

PRÓTESIS IMPLANTABLES EN OTOCIRUGÍA

Manuel J. Manrique Rodríguez, Ángel Ramos Macías,
Pedro López Villarejo y Emilio García-Ibáñez Ferrándiz



**SOCIEDAD ESPAÑOLA DE OTORRINOLARINGOLOGÍA
Y PATOLOGÍA CÉRVICO-FACIAL**

**PONENCIA OFICIAL
DEL
LIV CONGRESO NACIONAL**

PRÓTESIS IMPLANTABLES EN OTOCIRUGÍA

Obra patrocinada por:



© 2003 Sociedad Española de Otorrinolaringología y Patología Cérvico-Facial
© 2003 Scientific Communication Management, S.L.
Travesera de Gracia, 17-21.
08021 Barcelona

Reservados todos los derechos. El contenido de esta publicación no puede ser reproducido, ni transmitido por ningún procedimiento electrónico o mecánico, incluyendo fotocopia, grabación magnética, ni registrado por ningún sistema de recuperación de información, en ninguna forma, ni por ningún medio, sin la previa autorización por escrito del titular de los derechos de explotación de la misma.

Depósito legal: B-28.167-2003
Impreso por Sorpama, S.A.

PRÓTESIS IMPLANTABLES EN OTOCIRUGÍA

MANUEL J. MANRIQUE RODRÍGUEZ

ÁNGEL RAMOS MACÍAS

PEDRO LÓPEZ VILLAREJO

EMILIO GARCÍA-IBÁÑEZ FERRÁNDIZ



Introducción

Una revisión histórica de la literatura revela la existencia de experiencias aisladas en los dos últimos siglos sobre el empleo de prótesis implantables a diferentes niveles de la vía auditiva. Sin embargo, es a partir de mediados del siglo pasado cuando el uso de las prótesis implantables se incorpora de manera rutinaria en la práctica clínica diaria del otorrinolaringólogo. Desde entonces se ha producido un crecimiento exponencial, tanto en el número como en las formas de los dispositivos implantados, todos ellos dirigidos a mejorar la función auditiva y, en un número más reducido de casos, la estética de aquellos pacientes afectados por enfermedades localizadas a lo largo de la vía auditiva.

Esta publicación realiza una revisión de las prótesis implantables que se han venido empleando en los últimos años, clasificándolas en función del lugar donde se implantan y de la indicación por la que se implantan. Para ello, se ha dividido este libro en varias secciones. En primer lugar, en la Sección A, se presentan las epítesis del oído externo, para el tratamiento de aquellas malformaciones, congénitas o adquiridas, que afectan al pabellón auricular. Su efecto es básicamente estético y suponen una clara alternativa a la reconstrucción quirúrgica basada en el empleo de autoinjertos.

En la Sección B de este libro se describen los dispositivos prótesicos implantables dirigidos al tratamiento de aquellas lesiones del oído medio que inducen la aparición de una hipoacusia de conducción o transmisión y que básicamente están vinculadas con alteraciones del conducto auditivo externo y/o de la cadena timpanoosicular. Esta sección se inicia con una revisión del empleo de tubos de ventilación transtimpánicos en el tratamiento de las otitis medias. Continúa con un capítulo básico en el que se analizan los principios mecánico-fisiológicos de actuación de la cadena timpanoosicular, normal y patológica, y de las principales formas protésicas implantables para reconstruir estas estructuras del oído medio. Otro capítulo estudia los materiales que conforman estas prótesis. El oído medio es un espacio comunicado con el exterior a través de la trompa de Eustaquio, y, por lo tanto, expuesto a posibles contaminaciones. Su recubrimiento mucoso está dotado de una gran actividad inmunológica, que de alguna manera puede influir sobre la viabilidad y el funcionamiento de los materiales prótesicos ubicados en contacto con ella. En este sentido, históricamente se aprecia que los niveles de biotolerancia alcanzados a lo largo del tiempo han sido cada vez mayores, repercutiendo directamente en los resultados funcionales obtenidos a largo plazo. Asimismo, la Sección B comprende otros capítulos que tratan formas específicas de reconstrucción osicular, considerando las situaciones patológicas más comunes, vinculadas a otitis medias crónicas, timpanoesclerosis, otosclerosis, etc. En un capítulo de esta sección, se desglosan las distintas alternativas, junto con los materiales empleados en la reconstrucción de aquellas cavidades de mastoidectomía secundarias a la realización de una técnica abierta para el tratamiento de afecciones crónicas del oído medio. El último capítulo aborda el empleo de implantes osteointegrados de vía ósea, como forma de tratamiento de hipoacusias conductivas o mixtas de aparición congénita o adquirida.

La Sección C versa sobre las prótesis activas implantadas, bien en el oído externo, en el medio, en el interno o en la vía auditiva central, utilizadas en el tratamiento de hipoacusias de tipo neurosensorial o perceptivas. Los implantes activos de oído externo o medio suponen una alternativa al empleo de audífonos convencionales en el tratamiento paliativo de hipoacusias neurosensoriales de grado leve, medio o grave. En los capítulos que integran la Parte C1, se clasifican los distintos sis-

temas conforme a sus principios de funcionamiento, y posteriormente se describen los implantes, sus indicaciones, técnica de colocación y resultados, siguiendo dichos principios. La Parte C2 está dedicada a los implantes cocleares. Estas prótesis implantables constituyen uno de los avances más relevantes de los últimos años en el campo de la otorrinolaringología. Su indicación básicamente se circunscribe al tratamiento de las hipoacusias neurosensoriales profundas, si bien el principio de estimulación eléctrica de la vía auditiva probablemente se expanda en los próximos años al tratamiento de hipoacusias neurosensoriales de menor intensidad. En los distintos capítulos que conforman esta Parte C2 se realiza una completa revisión de los distintos hitos de los que consta un programa de implantes cocleares. Por último, esta Sección se cierra con la Parte C3, dedicada a los implantes auditivos de tronco cerebral. La estimulación eléctrica aplicada directamente en la superficie de los núcleos cocleares a través de estos dispositivos constituye una alternativa terapéutica en el restablecimiento de la audición para aquellas personas con alteraciones en el nervio coclear. En un primer capítulo de esta Parte C3 se describe la vía auditiva central, y en un segundo se exponen conceptos básicos sobre la naturaleza y forma de actuar de los implantes auditivos de tronco cerebral. En los siguientes capítulos se aporta una visión más clínica, en la que se analizan aspectos quirúrgicos, técnicas de monitorización intraoperatoria, resultados y complicaciones.

Estimamos que la implantología en otología y otoneurología abre un amplio campo de posibilidades para el otorrinolaringólogo. Muchas de las técnicas que se muestran en esta obra forman parte de sus actuaciones diarias. Otras, por su mayor sofisticación, quizás queden reservadas a equipos pluridisciplinarios más complejos. En todo caso, nos encontramos ante formas de tratamiento seguras y eficaces que suponen una vía para aliviar la discapacidad de los pacientes que llegan a nuestras consultas demandando una ayuda que solvente su problemática en el sistema auditivo.

Al mismo tiempo que agradecemos, como editores de este libro, la colaboración de los diferentes autores que han participado en su elaboración, esperamos que los especialistas que se “asomen” a sus páginas encuentren esta obra atractiva y les sea un instrumento útil para mejorar la calidad de vida de sus pacientes.

Manuel J. Manrique Rodríguez
Ángel Ramos Macías
Pedro López Villarejo
Emilio García-Ibáñez Ferrándiz

Índice de autores

Editores

Manuel J. Manrique Rodríguez
Ángel Ramos Macías
Pedro López Villarejo
Emilio García-Ibáñez Ferrándiz

Colaboradores

Santiago Alayón
Departamento de Radiología
Clínica San Roque
Gran Canaria

Marta Alcaraz Fuentes
Instituto de Otolología García-Ibáñez
Centro de Otorrinolaringología
Barcelona

Manuel Alegre Esteban
Servicio de Neurofisiología Clínica
Departamento de Neurología y Neurocirugía
Clínica Universitaria de Navarra
Pamplona

Patricia Alemán
Servicio de Radiología
Complejo Hospitalario Universitario
Materno-Infantil Insular de Gran Canaria
Las Palmas de Gran Canaria

Jesús Algaba Guimerá
Departamento de Otorrinolaringología
Hospital Nuestra Señora de Aranzazu
San Sebastián

Francisco Antolí-Candela Cano
Director del Instituto Antolí Candela
Madrid

Julio Artieda González-Granda
Servicio de Neurofisiología Clínica
Departamento de Neurología y Neurocirugía
Clínica Universitaria de Navarra
Pamplona

Margarita Bartolomé Benito
Servicio de Otorrinolaringología
Hospital del Niño Jesús
Madrid

Leonardo Cabrera
Servicio de Radiología
Complejo Hospitalario Universitario
Materno-Infantil Insular de Gran Canaria
Las Palmas de Gran Canaria

Carmen Castillo Requena
Programa de Implantes Cocleares de Canarias
Servicio Canario de Salud
Las Palmas de Gran Canaria

Laura Cavallé Garrido

Servicio de Otorrinolaringología
Hospital Universitario La Fe
Universidad de Valencia
Valencia

Carlos Cenjor Español

Servicio de Otorrinolaringología
Fundación Jiménez Díaz
Madrid

Javier Cervera Escario

Servicio de Otorrinolaringología
Hospital del Niño Jesús
Madrid

Francisco Javier Cervera-Paz

Departamento de Otorrinolaringología
Clínica Universitaria de Navarra
Pamplona

Pedro Clarós

Clínica Clarós
Barcelona

Andrés Clarós D.

Clínica Clarós
Barcelona

Andrés Clarós Jr.

Clínica Clarós
Barcelona

Diego Collado Martín

Hospital Universitario La Fe
Universidad de Valencia
Valencia

José M. Cuyás de Torres

Hospital General Dr. Negrín
Las Palmas de Gran Canaria

Ángel de la Torre

Departamento de Electrónica
y Tecnología de Computadores
Universidad de Granada
Granada

José Faus Cuñat

D.U.E.
Hospital Universitario La Fe
Universidad de Valencia
Valencia

Luis García-Ibáñez Cisneros

Instituto de Otología García-Ibáñez
Centro de Otorrinolaringología
Barcelona

Emilio García-Ibáñez Ferrándiz

Instituto de Otología García-Ibáñez
Centro de Otorrinolaringología
Barcelona

Luis Goenaga Andrés

Servicio de Foniatría
Programa de Implantes Cocleares de Canarias
Servicio Canario de Salud
Las Palmas de Gran Canaria

A. Harguindey Antolí-Candela

Instituto Antolí Candela
Madrid

Alicia Huarte Irujo

Departamento de Otorrinolaringología
Clínica Universitaria de Navarra
Pamplona

Isabel Ibáñez

Servicio de Otorrinolaringología
Hospital Universitario La Fe
Universidad de Valencia
Valencia

José Luis Lanciego Pérez

Departamento de Anatomía
Facultad de Medicina de
la Universidad de Navarra
Pamplona

Pedro López Villarejo

Servicio de Otorrinolaringología
Hospital Regional Universitario Reina Sofía
Córdoba

Manuel J. Manrique Rodríguez

Departamento de Otorrinolaringología
Clínica Universitaria de Navarra
Pamplona

Jaime Marco Algarra

Servicio de Otorrinolaringología
Hospital Clínico Universitario
Universidad de Valencia
Valencia

M.P. Martínez Beneyto

Servicio de Otorrinolaringología
Hospital Universitario La Fe
Universidad de Valencia
Valencia

Rafael Mellado Rubio

Servicio de Otorrinolaringología
Hospital Regional Universitario Reina Sofía
Córdoba

I. Méndez Benagassi

Servicio de Otorrinolaringología
Fundación Jiménez Díaz
Madrid

Maite Molina Hurtado

Departamento de Otorrinolaringología
Clínica Universitaria de Navarra
Pamplona.

Antonio Morant Ventura

Servicio de Otorrinolaringología
Hospital Clínico Universitario
Universidad de Valencia
Valencia

Constantino Morera Pérez

Servicio de Otorrinolaringología
Hospital Universitario La Fe
Universidad de Valencia
Valencia

Francisco Muñoz del Castillo

Servicio de Otorrinolaringología
Hospital Regional Universitario Reina Sofía
Córdoba

Ángel Osorio Acosta

Complejo Hospitalario Universitario
Materno-Infantil Insular de Gran Canaria
Las Palmas de Gran Canaria

Plácido Ostos Aumente

Servicio de Otorrinolaringología
Hospital Regional Universitario Reina Sofía
Córdoba

Daniel Pérez Plasencia

Complejo Hospitalario Universitario
Materno-Infantil Insular de Gran Canaria
Programa de Implantes Cocleares de Canarias
Servicio Canario de Salud
Las Palmas de Gran Canaria

M. Ignacia Pitarch Ribas

Servicio de Otorrinolaringología
Hospital Clínico Universitario
Universidad de Valencia
Valencia

Franco Portillo Corado

Asuntos Científicos y Técnicos
Advanced Bionics Spain
Madrid

Julio Rama López

Departamento de Otorrinolaringología
Clínica Universitaria de Navarra
Pamplona

Ángel Ramos Macías

Programa de Implantes Cocleares de Canarias
Servicio Canario de Salud
Hospital Universitario Insular de Gran Canaria
Las Palmas de Gran Canaria

Juan Rivero Suárez

Servicio de Otorrinolaringología
Programa de Implantes Cocleares de Canarias
Servicio Canario de Salud
Las Palmas de Gran Canaria

M. Dolores Romero Panadero

Departamento de Otorrinolaringología
Clínica Universitaria de Navarra
Pamplona

Manuel Sainz Quevedo

Servicio de Otorrinolaringología
Hospital Universitario San Cecilio
Granada

Enrique Saldaña Fernández

Laboratorio de Neurobiología de la Audición
Departamento de Biología Celular y Patología
e Instituto de Neurociencias de Castilla y León
(INCyL)
Facultad de Medicina
Universidad de Salamanca
Salamanca

Noelia Sánchez Ferrándiz

Departamento de Otorrinolaringología
Clínica Universitaria de Navarra
Pamplona

Saturnino Santos Santos

Servicio de Otorrinolaringología
Hospital del Niño Jesús
Madrid

José R. Vasallo Morillas

Complejo Hospitalario Universitario
Materno-Infantil Insular de Gran Canaria
Programa de Implantes Cocleares de Canarias
Servicio Canario de Salud
Las Palmas de Gran Canaria

Francisco Vázquez de la Iglesia

Departamento de Otorrinolaringología
Clínica Universitaria de Navarra
Pamplona

J.M. Villacampa Auba

Servicio de Otorrinolaringología
Fundación Jiménez Díaz
Madrid

Mario Jesús Villegas González Jr.

Instituto de Otología García-Ibáñez
Centro de Otorrinolaringología
Barcelona

Antonio Viñuela Sánchez

Laboratorio de Neurobiología de la Audición
Departamento de Biología Celular y Patología
e Instituto de Neurociencias de Castilla y León
(INCyL)
Facultad de Medicina
Universidad de Salamanca
Salamanca

Andrés Wiehoff

Servicio de Radiología
Complejo Hospitalario Universitario
Materno-Infantil Insular de Gran Canaria
Las Palmas de Gran Canaria

Índice de capítulos

Sección A. Prótesis implantables en el tratamiento de la patología del oído externo	1
Capítulo A1. Epítesis del oído externo	3
<i>P. Clarós, A. Clarós Jr. y A. Clarós D</i>	
Sección B. Prótesis implantables en el tratamiento de la patología del oído medio.....	17
Parte B1. Prótesis implantables en el tratamiento de la otitis media	19
Capítulo B1.1. Tubos de ventilación transtimpánicos	21
<i>J. Cervera Escario, M. Bartolomé Benito y S. Santos Santos</i>	
Parte B2. Prótesis implantables en el tratamiento de las lesiones timpanoosiculares.....	31
Capítulo B2.1. Fisiopatología de la cadena osicular y caja timpánica. Biomecánica	33
<i>P. Ostos Aumente, R. Mellado Rubio, F. Muñoz del Castillo y P. López Villarejo</i>	
Capítulo B2.2. Patología de la cadena osicular: interrupciones y anquilosis	43
<i>P. Ostos Aumente, R. Mellado Rubio, F. Muñoz del Castillo y P. López Villarejo</i>	
Capítulo B2.3. Materiales implantables en el oído medio: diseño, condiciones, fundamentos físicos y propiedades.....	53
<i>R. Mellado Rubio, P. Ostos Aumente, F. Muñoz del Castillo y P. López Villarejo</i>	
Capítulo B2.4. Aplicación clínica: situación anatómica y tratamiento quirúrgico	61
<i>P. López Villarejo, R. Mellado Rubio, P. Ostos Aumente y F. Muñoz del Castillo</i>	

Capítulo B2.5. Reconstrucción osicular: la necrosis de la rama larga del yunque <i>F. Antolí-Candela Cano y A. Harguindey Antolí-Candela</i>	69
Parte B3. Reconstrucción de cavidades mastoideas	81
Capítulo B3.1. Reconstrucción de cavidades mastoideas <i>L. García-Ibáñez Cisneros y M. Alcaraz Fuentes</i>	83
Parte B4. Prótesis implantables en el tratamiento de la otosclerosis	91
Capítulo B4.1. Técnicas y prótesis implantables en la cirugía de la otosclerosis..... <i>E. García-Ibáñez Ferrándiz y M.J. Villegas González Jr.</i>	93
Parte B5. Implantes de vía ósea	107
Capítulo B5.1. Dispositivos implantables y adaptación protésica en el oído crónico <i>C. Cenjor Español, J. Cervera Escario, J.M. Villacampa Auba e I. Méndez Benagassi</i>	109
Sección C. Prótesis implantables en el tratamiento de la patología del oído interno y de las vías auditivas centrales.....	117
Parte C1. Implantes activos de oído medio o audífonos semiimplantables	119
Capítulo C1.1. Clasificación y bases funcionales de los implantes activos de oído medio <i>M.J. Manrique Rodríguez y N. Sánchez Ferrándiz</i>	121
Capítulo C1.2. Sistemas piezoeléctricos: descripción de sistemas, indicaciones, cirugía, resultados y complicaciones <i>A. Ramos Macías, C. Cenjor Español y J. Algaba Guimerá</i>	125
Capítulo C1.3. Sistemas electromagnéticos: descripción de sistemas, indicaciones, cirugía, resultados y complicaciones <i>L. García-Ibáñez Cisneros y A. Ramos Macías</i>	129
Capítulo C1.4. Otros sistemas: descripción de sistemas, indicaciones, cirugía, resultados y complicaciones <i>A. Ramos Macías, L. García-Ibáñez Cisneros, J. Algaba Guimerá y J.M. Cuyás de Torres</i>	135
Parte C2. Implantes cocleares.....	139
Capítulo C2.1. Definición, clasificación y funcionamiento de un implante coclear..... <i>M.J. Manrique Rodríguez y F. Portillo Corado</i>	141
Capítulo C2.2. Estructura de un programa de implantes cocleares..... <i>J. Marco Algarra, A. Morant Ventura, M.P. Martínez Beneyto y M.I. Pitarch Ribas</i>	149

Capítulo C2.3. Indicaciones y contraindicaciones	155
<i>C. Morera Pérez y L. Cavallé Garrido</i>	
Capítulo C2.4. Evaluación radiológica	161
<i>A. Ramos Macías, A. Wiehoff, L. Cabrera, P. Alemán, J. Rivero Suárez y S. Alayón</i>	
Capítulo C2.5. Cirugía del implante coclear	167
<i>L. García-Ibáñez Cisneros</i>	
Capítulo C2.6. Técnica quirúrgica en casos de cócleas alteradas: osificaciones y malformaciones	175
<i>A. Ramos Macías, A. Osorio Acosta, J.R. Vasallo Morillas y D. Pérez Plasencia</i>	
Capítulo C2.7. Programación del implante coclear	187
<i>M. Sainz Quevedo y A. de la Torre</i>	
Capítulo C2.8. Empleo de la telemetría en los implantes cocleares	195
<i>A. Ramos Macías, L. Goenaga Andrés, J. Rivero Suárez y C. Castillo Requena</i>	
Capítulo C2.9. Fallos técnicos del implante coclear: signos de alarma	203
<i>A. Huarte Irujo</i>	
Capítulo C2.10. Resultados en implantados poslinguales	209
Capítulo C2.10.1. Resultados en adultos implantados poslinguales	209
<i>C. Morera Pérez, D. Collado Martín, L. Cavallé Garrido y J. Faus Cuñat</i>	
Capítulo C2.10.2. Resultados en implantados poslinguales	215
<i>M. Sainz Quevedo</i>	
Capítulo C2.10.3. Implantes cocleares bilaterales	219
<i>M.J. Manrique Rodríguez, F.J. Cervera-Paz y J. Rama López</i>	
Capítulo C2.11. Resultados en implantados prelinguales	225
Capítulo C2.11.1. Implantación coclear en el período crítico auditivo	225
<i>M.J. Manrique Rodríguez, A. Huarte Irujo, F.J. Cervera-Paz, M. Molina Hurtado y F. Vázquez de la Iglesia</i>	
Capítulo C2.11.2. Resultados en implantados prelinguales	235
<i>M. Sainz Quevedo</i>	
Capítulo C2.11.3. Resultados en implantados prelinguales	239
<i>C. Morera Pérez, I. Ibáñez y L. Cavallé Garrido</i>	
Parte C3. Implantes auditivos de tronco cerebral	245
Capítulo C3.1. Organización morfofuncional del sistema auditivo	247
<i>A. Viñuela Sánchez y E. Saldaña Fernández</i>	

Capítulo C3.2. Bases experimentales, funcionamiento e indicaciones de los implantes auditivos de tronco cerebral.....	261
<i>M.J. Manrique Rodríguez, F.J. Cervera-Paz, J.L. Lanciego Pérez, E. Saldaña Fernández y L. García-Ibáñez Cisneros</i>	
Capítulo C3.3. Técnica quirúrgica para la colocación del implante auditivo de tronco cerebral.....	267
<i>M.J. Manrique Rodríguez, E. García-Ibáñez Ferrándiz, L. García-Ibáñez Cisneros y A. Ramos Macías</i>	
Capítulo C3.4. Monitorización intraoperatoria de los implantes auditivos de tronco cerebral.....	273
<i>J. Artieda González-Granda y M. Alegre Esteban</i>	
Capítulo C3.5. Implantes auditivos troncoencefálicos: complicaciones y resultados clínicos	279
<i>F.J. Cervera-Paz y M.D. Romero Panadero</i>	

SECCIÓN A

Prótesis implantables en el tratamiento de la patología del oído externo

CAPÍTULO

A.1

Epítesis del oído externo

P. Clarós, A. Clarós Jr. y A. Clarós D

INTRODUCCIÓN

La osteointegración se define como un proceso clínicamente activo, no sintomático, en el cual se obtiene y se mantiene una buena fijación de ciertos materiales aloplásticos en el interior de un hueso funcional. Este método ya fue descrito inicialmente para el tratamiento de los pacientes edéntulos por Bränemark en 1970 (1). A partir de 1977, en el Departamento de Otorrinolaringología del Hospital Sahlgren de la Universidad de Goteburgo, en Suecia, se utilizan por primera vez los implantes osteointegrados extraorales para el tratamiento de aquellos pacientes que no pueden colocarse una prótesis auditiva por carecer de pabellón, y entonces se recurre a la aplicación de una prótesis auditiva de conducción ósea fijada con este tipo de implante osteointegrado (2). En la clínica Clarós empezamos con esta técnica a partir de 1989, mediante un programa especial para los pacientes más jóvenes que necesitaban rehabilitación protésica, cosmética o funcional, por carecer congénitamente de pabellón auricular o por haber sufrido una amputación traumática o quirúrgica del mismo (3). Éste es un método que hoy en día sigue teniendo sus indicaciones y sus aplicaciones en muchos lugares del mundo. En nuestro país hay numerosos centros odontológicos exclusivamente dedicados a los implantes osteointegrados orales, pero muy escasos donde apliquen los implantes osteointegrados extraorales para sostener las epítesis. En el pasado se utilizaban prótesis auriculares de silicona y otros materiales plásticos que se adherían a la zona mediante pegamento (fig. 1); sin embargo, tenían el inconveniente de que se producían alergias al adhesivo, así como otros problemas dermatológicos. Con los implantes osteointegrados estas prótesis se sujetan perfectamente, tanto las epítesis de pabellón como el sistema BAHA de conducción ósea, lo que permite al paciente realizar una vida normal e incluso practicar ciertos deportes.

El éxito está en lograr una reacción activa molecular entre el implante y el hueso. Para tal fin deben cumplirse las siguientes condiciones:

1. Los componentes de sujeción deben estar hechos de un material inerte y con una forma y dimensión geométrica apropiada para que un sistema mecánico pueda acoplarse.
2. Las superficies de fijación deben ser las adecuadas y no ser contaminadas durante el proceso quirúrgico. Para

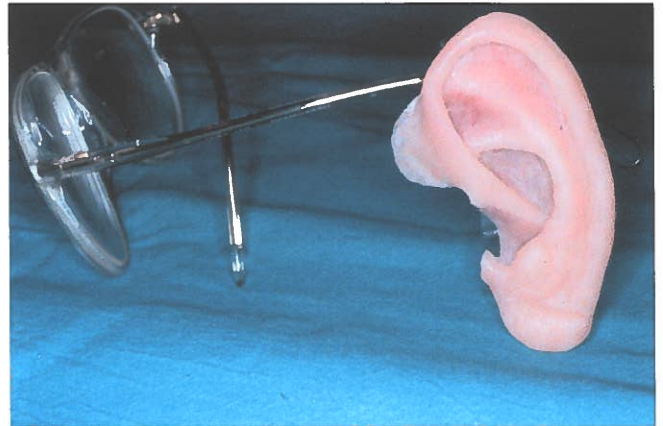


Figura 1. Prótesis fijada a las gafas.

ello se utilizará un instrumental adecuado y una metodología bien reglada.

3. La zona de implante debe tratarse de manera que la capacidad de los tejidos óseos para formar un nuevo hueso se preserve.
4. La perforación de la piel se realizará de modo que no se produzcan movimientos de la misma, lo que se consigue al adherirla al periostio subyacente.
5. Disponer de un equipo médico que esté compuesto por cirujano, audiólogo y protesista.

OSTEOINTEGRACIÓN

Conceptos básicos

En un estudio experimental publicado en 1969, Bränemark informó de casos en los que había habido un crecimiento de tejido óseo en contacto directo con un implante de titanio. En esos momentos el argumento era que dicho contacto era imposible, y que siempre existía una cápsula que se desarrollaba sobre la superficie de un implante metálico. Sin embargo, Bränemark y sus colegas aportaron datos evidentes que sí era posible establecer un contacto directo entre el hueso y el implante, y en 1977 crearon la palabra “osteointegración” (4), término que significa “contacto directo entre el hueso y la superficie de un implante en estado de funcionamiento con carga”. Basándose en la experiencia tras varios experimentos, Bränemark desarrolló un

implante oral para sujetar dentaduras en una mandíbula edéntula que, a diferencia de los implantes dentales sujetos sobre un tejido fibroso, dio resultados excelentes y duraderos.

El término “osteointegración” de 1977 se ha criticado por ser más un concepto que un fenómeno biológico bien definido. Mediante posteriores estudios y experiencias clínicas, Bränemark propuso en 1985 la siguiente definición: “Una conexión estructural y funcional entre el tejido óseo vivo y la superficie del implante” (4). Desde el punto de vista estructural debemos definir sobre qué nivel de resolución se examina la zona del implante. Si se estudia mediante radiografías, el nivel máximo de resolución es alrededor de 0,1 mm, el cual no es suficiente. Albrektsson y Albrektsson (5) sugieren que el nivel de resolución necesario para determinar la existencia de un contacto directo entre el hueso y el implante es micrónico, y por lo tanto debe estudiarse mediante microscopio. Sin embargo, esto no es suficiente, ya que la cantidad de hueso en contacto directo con un implante deber ser determinado (6).

Albrektsson y Albrektsson (5) sugieren que el término “osteointegración” debería incluir una superficie mínima de contacto con el hueso de un 50% en su interior y del 90% en el área cortical. En 1985 Strid (7) demostró que existía una tendencia del hueso a condensarse alrededor de un implante de titanio, incluso en situaciones en las que el tejido óseo trabecular es escaso. La zona de superficie del implante es activa biológicamente, y se puede observar un aumento del hueso que bordea directamente al implante. Esto lo estudiaron Johansson y Albrektsson (8) en 1987, quienes vieron que la fuerza necesaria para sacar los implantes del hueso de animales de experimentación aumentaba hasta un año tras su inserción en proporción a la cantidad de hueso que está en contacto con la superficie del implante. Estaba clara la relación de este aumento de contacto cuantitativo óseo, pero era necesario conocer la repercusión cualitativa. Albrektsson (9), Kasemo (10) y Parsegian (11) estudiaron la posibilidad de una interacción fisicoquímica entre el hueso y la superficie de oxidación que siempre cubre un implante de titanio, y sugirieron que las fuerzas de Van der Waals y los enlaces iónicos actuaban en la zona del implante. Steinemann (12) confirmó que la interacción química entre el óxido de titanio y el tejido óseo producía un aumento de la capacidad de resistencia a las fuerzas tensoras. Estas fuerzas están alrededor de 4 newton/mm², que corresponde a la fuerza del hueso trabecular.

Factores que influyen en la osteointegración

Hay varios factores que influyen en cómo va a responder el tejido óseo en contacto con un implante de titanio. Sin embargo, es difícil determinar su valor clínico.

Material de fabricación del implante

Al elegir un implante deben considerarse varios factores. Las propiedades básicas, como fuerza mecánica, resistencia y elasticidad, son importantes, pero lo más importante es el comportamiento del hueso frente al material del implante, tanto localmente como de modo general.

Una cuestión a formularse es cómo el material del implante reaccionará en el bioambiente, frente a la corrosión, ya sean materiales puros o aleaciones. Excepto los materiales nobles como el oro y el platino, todos los demás materiales son reactivos y su superficie se recubre con una capa de óxido. Por lo tanto, cualquier metal que se utilice como implante, será el óxido de la superficie del implante la que estará en contacto con el tejido óseo y no el metal en sí. Debido a que el metal y su óxido tienen propiedades completamente distintas, será la biocompatibilidad del óxido la importante. La capa de óxido de titanio es muy densa y se adhiere con fuerza al titanio, lo que hace que este material sea muy resistente a la corrosión. En la mayoría de los casos los óxidos de las aleaciones tienen una concentración de iones metálicos que difieren considerablemente del metal en sí. Debido a ello, un aluminio 99,999% puro con una impureza pequeña de manganeso, bajo ciertas circunstancias desarrollará una capa óxida, predominantemente óxido de manganeso.

Hay distintos tipos de enlaces de las biomoléculas a la superficie del implante. El tipo más débil es el de Van der Waals, mientras que los más fuertes son los enlaces covalentes e iónicos. El potencial de interacción es, sin embargo, más pequeño que el grosor de la capa de óxido, lo que confirma que no hay un contacto directo entre el metal en sí y las biomoléculas. El tipo de enlace es muy importante para la función de fijación de un implante. Los enlaces más fuertes pueden considerarse como irreversibles, ya que el intercambio molecular se hace durante varios años. Para el enlace tipo Van der Waals el tiempo correspondiente es de microsegundos. Si hay un continuo intercambio de biomoléculas, la zona de interacción se considera dinámica, mientras que con un intercambio lento se considera estática. La capa de óxido alrededor de un implante de titanio es progresiva y aumenta con el tiempo, por ello se clasifica como dinámica.

Es importante saber si las proteínas en la zona de implante se desnaturalizan o mantienen su estado natural. Si los enlaces internos que determinan la configuración de la proteína son influenciados por los enlaces entre la superficie y la proteína, ésta se desnaturalizará, pero si los enlaces internos no están suficientemente afectados, la proteína se mantendrá en su estado nativo.

Si nos referimos al titanio puro como material del implante, de grado 1, con una composición detallada de titanio 99,75%, hierro 0,05%, oxígeno 0,10%, nitrógeno 0,03%, carbón 0,05%, hidrógeno 0,01%, observamos que se forman varios tipos de óxido, como TiO, Ti₂O₃ y TiO₂.

La capa de óxido se adhiere al metal y es muy denso, lo cual hace del titanio uno de los metales más resistentes, en cuanto a corrosión, cuando se expone a la bioquímica del cuerpo. El aluminio y el zirconio también comparten esta propiedad. Pero hay una propiedad que es única para el TiO_2 , su alta constante dieléctrica, lo que representa que se crean enlaces más fuertes sobre TiO_2 que sobre otros óxidos, lo que explicaría su poder de biocompatibilidad. Albrektsson et al (9) demostraron que era posible obtener un contacto directo entre el implante y el hueso, no sólo con titanio puro, sino también con zirconio y niobio, pero fueron incapaces de demostrarlo con oro y acero inoxidable. Aunque hay autores que tienen evidencia que un contacto entre el hueso y el acero inoxidable es posible, existe un alto riesgo de corrosión, por ello la osteointegración con acero no es efectiva.

Estas reacciones óseas frente a cuerpos extraños metálicos podrían hacer sospechar el posible desarrollo de neoplasias en el hueso, sin embargo, hasta hoy no hay literatura médica que relacione de forma evidente la aparición de tumores asociados a un implante de titanio, tanto en la clínica como en estudios experimentales con animales.

Macroestructura del implante

El diseño de un implante es importante para establecer el fenómeno de osteointegración. Uhthoff (13) demuestra que si el implante se mueve durante el período postoperatorio, podría estimular la formación de tejido fibroso en vez de tejido óseo en la zona de interacción, hueso-titanio, sin que se fije en su seno. Por ello, un implante en forma de tornillo da una buena resistencia contra las fuerzas perpendiculares, mientras que un implante con forma de clavo, tanto poroso como no poroso, carece de esta propiedad.

Microestructura del implante

Una fuerte actividad en la superficie del implante es importante, y no sólo depende del material del implante sino de la técnica de fabricación, el sistema de limpieza y de la manipulación del implante antes de insertarlo. Debido a que una superficie de alta energía atrae partículas extrañas, el funcionamiento de osteointegración del implante puede deteriorarse solo tocándolo con un guante o poniendo el implante sobre una gasa esterilizada. Esto es lo que conocemos como la contaminación del titanio, y para evitarlo hay que manejar siempre los implantes con instrumentos recubiertos de titanio.

Estado del hueso al que se fija

Un soporte óseo sano y vital constituye un lecho mejor para el implante que uno con osteítis o necrosis. En referencia a los implantes en los huesos irradiados,

hay que decir que el efecto de la irradiación sobre las células óseas maduras limita la capacidad de osteointegración. Así, el hueso expuesto a 5.000 rad en una sola dosis la reduce significativamente. Un año después de la irradiación el tejido suele recuperar el mismo nivel de cicatrización que antes de la irradiación. Por ello se recomienda esperar un año desde el fin de la irradiación para la implantación, y prolongar el intervalo de tiempo entre la primera y segunda fase de seis a nueve meses.

Técnica quirúrgica bien reglada

Una cirugía minuciosa es primordial en la osteointegración. Al preparar la zona del implante debe utilizarse el instrumental adecuado para minimizar el daño al tejido óseo. Es importante refrigerar el hueso cuando se fresa para evitar que el efecto del calor lo dañe. Eriksson (14) demostró que aun refrigerándolo, se produce un aumento de la temperatura de hasta 89 °C y puede causar daño óseo. Eriksson y Albrektsson (15) observaron que aplicando 47 °C durante un minuto se reducía la capacidad de formación del hueso, mientras que un minuto a 44 °C no tenía ningún efecto negativo sobre la formación del hueso. La instrucción quirúrgica al cirujano es fundamental para evitar fracasos de los implantes osteointegrados.

En el apartado correspondiente describiremos la técnica quirúrgica adecuada para conseguir los mejores resultados.

Condiciones en la carga sobre el implante

Someter el implante a una carga prematura puede causar una formación de tejido fibroso en vez de óseo. Debido a ello, se recomienda un procedimiento quirúrgico en dos etapas, en el que el implante se sitúa en el hueso en la primera etapa sin cargar.

Durante los primeros 20 días puede producirse un descenso de la estabilidad del implante debido a una reabsorción del hueso. Después de esta etapa, las fuerzas de acción y de reacción aumentan hasta los 90 días, que es cuando se produce la integración total. Basándose en estos experimentos sobre animales, se recomienda que entre el momento de colocar el implante y someterle a una carga pasen tres meses como mínimo.

EPÍTISIS DE PABELLÓN AURICULAR

Valoración previa

Ante todo se estudiará la zona afectada así como la etiología del defecto, ya sea congénita, traumática o secundaria a una cirugía oncológica (fig. 2). En aquellos pacientes con defectos congénitos es importante determinar la cantidad y posición de los tejidos cartilaginosos existentes, para valorar la posibilidad de una reconstrucción quirúrgica del pabellón. Si el paciente o su familia

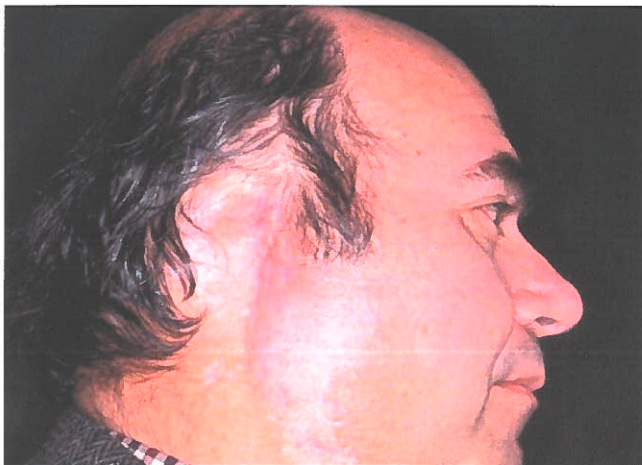


Figura 2. Resección de pabellón por tumor.



Figura 3. Instrumental especial.

optan por la osteointegración, hay que darles todo tipo de detalles, explicando en qué consiste el sistema. Para ello podemos mostrar al paciente dibujos, fotografías y maquetas de las éptesis y explicarle que debemos retirar los restos del pabellón auricular, siendo el propio paciente quien tome la decisión. Debemos siempre ofrecer a los pacientes diferentes alternativas, como las reconstrucciones mediante cirugía plástica, explicándoles los tiempos quirúrgicos y sobre todo los resultados para evitar falsas expectativas. La elección entre una osteointegración con éptesis o la reconstrucción quirúrgica depende de la etiología de la anomalía del pabellón, las expectativas de los pacientes, la edad, condiciones sociales, etc.

En aquellos pacientes a los que se les realiza una resección del pabellón por sufrir un tumor maligno se recomienda tomar una impresión del pabellón del paciente antes de la cirugía, lo que facilitará la labor del protésista. En ciertos casos, tenemos la posibilidad de mante-

ner el trago, cubriendo la superficie reseçada con un injerto, lo que favorecerá los resultados. En otros será mejor su exéresis total, pues sería un estorbo. En ciertos casos, en el mismo momento de la cirugía tumoral se pueden colocar los implantes, pero en otros es mejor hacerlo tras un período de tiempo razonable para evitar la posibilidad de recidivas tumorales. Cuando la zona quirúrgica se ha irradiado, se recomienda esperar un intervalo de tiempo de 12 meses entre la finalización de la radiación y la inserción de los implantes, y más prolongada cuando se ha complementado con una sobredosis de irradiación (7.000 rad). No debemos olvidar nunca los aspectos psicosociales de la rehabilitación, así como valorar las expectativas de vida del paciente (16).

Técnica quirúrgica

El procedimiento quirúrgico se basa en la práctica de dos tiempos o fases quirúrgicas, que pueden efectuarse con anestesia local, si el paciente es adulto y tranquilo, o bien en su defecto con anestesia general. En el primer tiempo o fase quirúrgica se colocan los implantes o fijaciones en la región temporal, que permanecen enterrados bajo la piel por espacio de tres a seis meses, hasta que en la segunda fase se exteriorizan mediante las llamadas pilastras o columnas transepiteliales. Una vez el edema postoperatorio ha desaparecido, en unas tres o cuatro semanas se procede a la confección de la éptesis de silicona (17).

Instrumental

Se precisa de un material especial, del que se distinguen dos tipos: uno para manejar los componentes de acero y el otro para los de titanio (fig. 3). Hay que tener en cuenta que no debe tocarse el titanio con el acero, para no contaminarse. Junto con este material quirúrgico hay que disponer de un micromotor adecuado de baja revolución y que tenga la posibilidad de practicar la inversión del sentido de giro, que se usará para adaptar las fijaciones (fig. 4). El material de titanio tampoco debe tocarse con los dedos, para no dejar talco ni otros materiales, así como evitar su contacto con gasas. Cuando se utilicen éstas durante la cirugía, se humedecerán con solución salina para optimizar su calidad de absorción. Hay que tener una precaución especial con el material de titanio, manteniéndolo dentro de los cilindros de cristal esterilizados hasta su uso inmediato.

Primera fase quirúrgica

Tras la desinfección cutánea y conveniente anestesia local o general, se procede a tomar medidas y marcar con lápiz quirúrgico la incisión cutánea y la disposición futura y el número de los implantes o fijaciones. En general se utilizan dos o tres para una éptesis de pabellón auri-



Figura 4. Micromotor y pieza de mano.

cular. Cuando se usan dos implantes debe calcularse que estén a una distancia de 18-22 mm del centro del canal auditivo externo. En el lado izquierdo la posición debería ser a la una y a las cuatro horas, y para el lado derecho a las once y a las ocho horas. La distancia entre los implantes debería ser de 20 mm, ya que separaciones menores pueden acarrear problemas.

La incisión cutánea (fig. 5) se realiza sobre la marca previa exponiendo el plano del periostio que a continuación se incide, y con ayuda de un disector se expone el plano subperióstico, procurando hacerlo lo más cerca posible de la superficie del hueso para evitar dañar el periostio. Una vez expuesto el hueso se marcan los puntos en los que se colocarán los implantes o fijaciones (fig. 6). Se inicia con una pequeña fresa de corte a una velocidad de 1.500 a 3.000 rpm, y bajo constante irrigación con solución salina dirigida hacia la zona que se taladra para evitar el recalentamiento del hueso. Para hacer que sea más efectiva la refrigeración, este taladro se sube y baja para que el líquido entre dentro del orificio. Durante la perforación se observa la calidad y grosor del hueso cortical y de sus células esponjosas. A medida que se perfora el hueso gradualmente, se examina repetidamente el fondo del agujero con un disector para evitar dañar la pared del seno sigmoide o la duramadre. En el hueso con suficiente grosor se usa una fresa guía de 4 mm, y se reserva la fresa guía de 3 mm para el hueso más fino (será el cirujano quien decidirá la utilización de una u otra). Tras la preparación del orificio guía, el siguiente paso es ampliar éste al diámetro exacto. El procedimiento se realiza con taladros espirales de 3 mm y 4 mm de largo, según el grosor óseo (fig. 7). Estos espirales tienen un blindaje que limita la profundidad del orificio, y en su posición superior disponen de un mecanismo de fresado que permite crear una superficie en el hueso central para que se pueda encastrar la parte superior de la fijación y hacerla más estable (fig. 8). A continuación, con el micromotor a una velocidad baja de 15 a 20 rpm se practica el cerrajeado



Figura 5. Preoperatorio de un paciente con ausencia de pabellón.

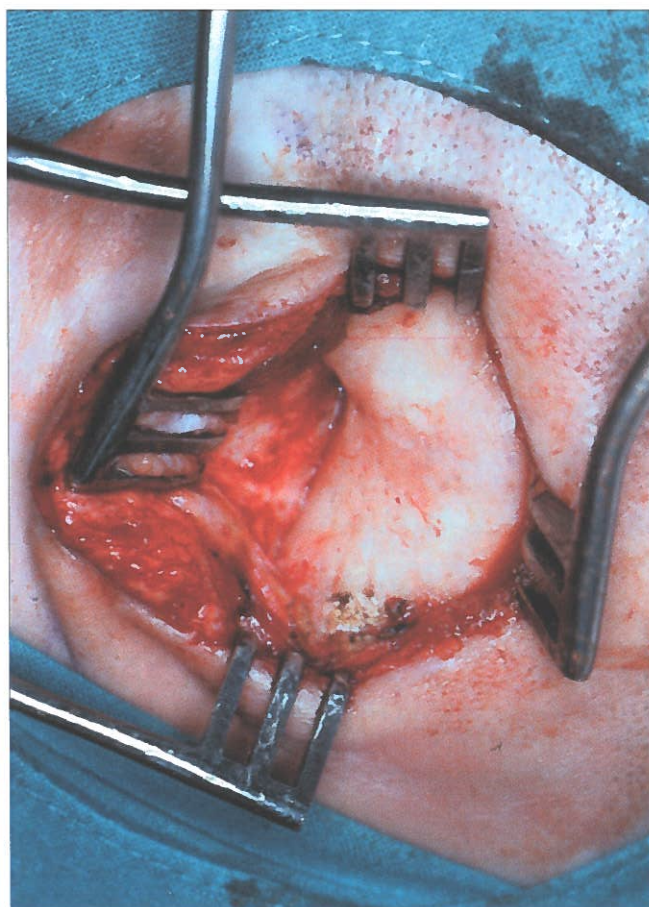


Figura 6. Exposición del plano óseo

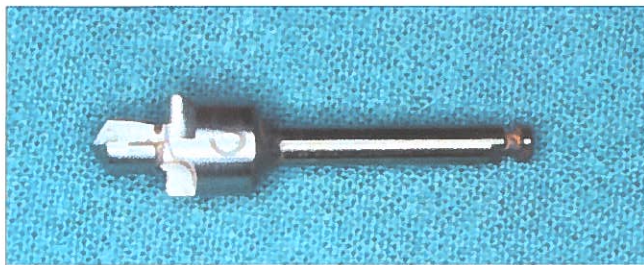


Figura 7. Taladro espiral.

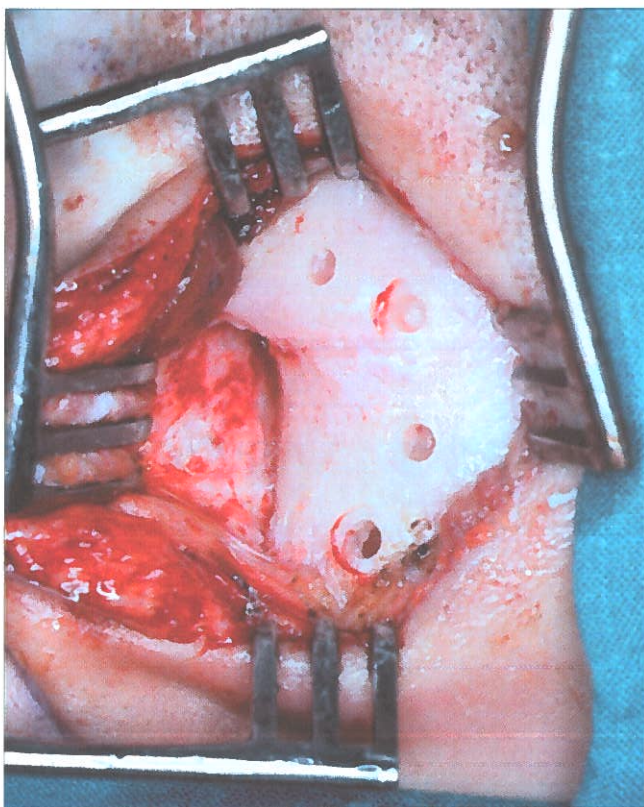


Figura 8. Creación de los orificios para los implantes.

del hueso con el macho de terraja para crear la rosca en las paredes óseas.

Una vez retirado el macho de terraja, se toma con las pinzas recubiertas de titanio el implante o fijación de titanio, se monta sobre el cabezal, buscando el ángulo correcto para su inserción dentro del canal óseo. Si aparece resistencia durante esta maniobra, se retira la fijación, se busca otro ángulo y se vuelve a insertar. Como ya hemos dicho, todo el procedimiento se realiza siempre bajo una irrigación abundante. Es mejor no ajustarlo demasiado para no fracturar el tejido óseo. La diferencia entre los implantes o fijaciones orales y las extraorales estriba en que los orales tienen longitudes que van desde los 7 mm a los 20 mm, y su grosor puede ser de 3,75 mm, 4 mm y

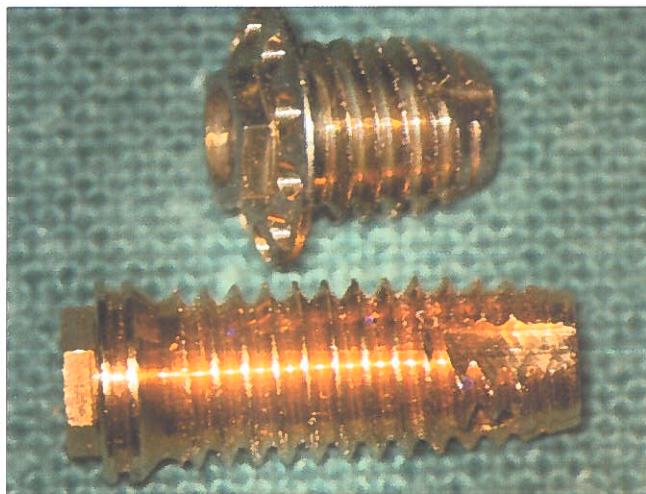


Figura 9. Comparación entre implantes extraorales y orales

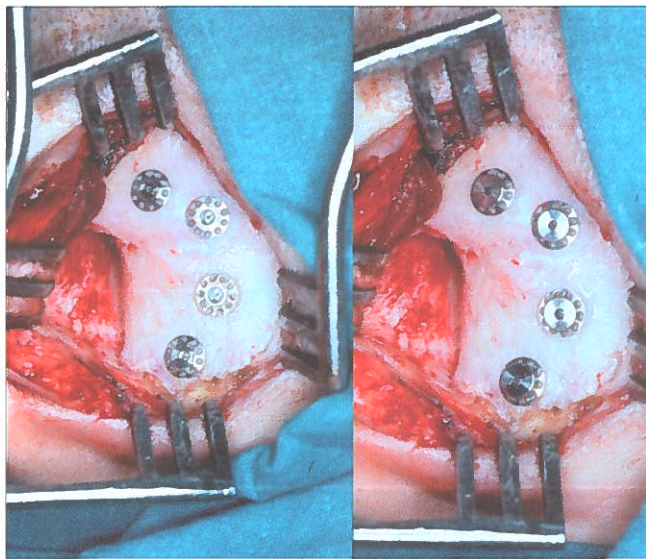


Figura 10. Fijaciones colocadas y con tornillos de cierre.

5 mm; mientras que los extraorales sólo existen con una longitud de 3 mm y 4 mm y su grosor único es de 3,75 mm. Sin embargo, la característica más significativa está en el sombrero o collar que corona a los implantes extraorales (fig. 9). Una vez colocadas las fijaciones, se les adaptan los llamados tornillos de cierre (fig. 10), y por último se sutura la piel con puntos de seda y se coloca un apósito externo. Normalmente no es necesario administrar antibióticos. Al día siguiente de la cirugía se quita el vendaje y se aplica uno menor. En un día o dos los pacientes pueden volver a su actividad normal. Durante los primeros siete días se recomienda proteger la herida del agua y de la contaminación. Tras este período se retiran los puntos y se deja la cicatriz al descubierto (fig. 11).

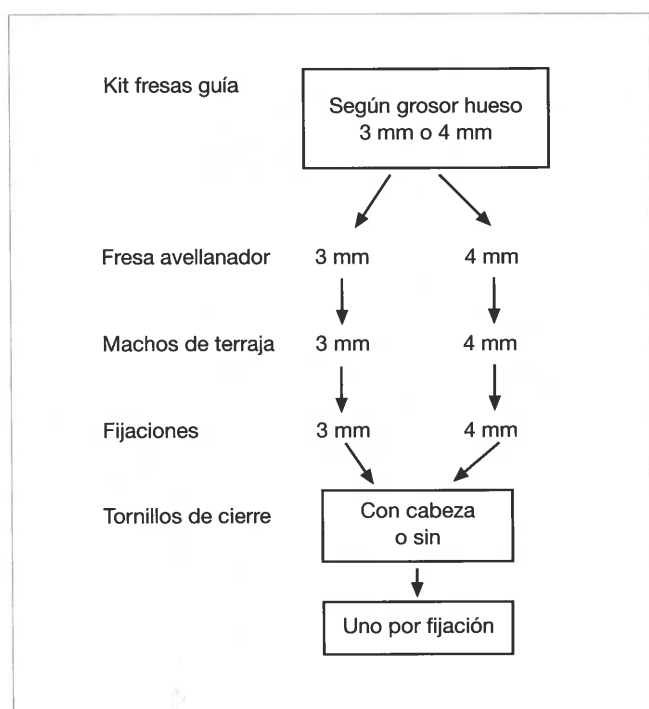


Figura 11. Esquema del material para epítosis de pabellón: primera fase.

Segunda fase quirúrgica

A los tres o seis meses se realiza esta fase. En adultos bajo anestesia local y en niños bajo anestesia general. Se practica una incisión cutánea para exponer los implantes o fijaciones con sus tornillos de cierre (fig. 12). En el caso de que la piel tenga folículos pilosos se retira esta zona, y se deja intacto el periostio y se le coloca un injerto. Este injerto debe adelgazarse cuidadosamente y suturarlo al lecho cutáneo sobre los implantes. Si estas zonas no tienen folículos pilosos, no es necesario realizar un injerto. La sutura se hace con monofilamento 6-0. Una vez recubierto el implante puede palparse fácilmente a través del periostio y del injerto cutáneo. A continuación, con un sacabocados o *punch* de 3 o 4 mm se perfora la piel sobre el implante, y se expone la tapa del tornillo de cierre que se retira (fig. 13). Ahora sobre la fijación se atornilla la columna transepitelial o pilar, y acto seguido se colocan las tapas de cicatrización, una por pilar (fig. 14). Se sabe que la fijación está osteointegrada cuando mediante un disector se percute sobre la fijación, lo que produce un ruido metálico característico (fig. 15).

Para mantener la piel bien adaptada a la superficie del periostio se utiliza una gasa de 1 cm de ancho empapada en pomada antibiótica (Terracortril®), que a modo de un ocho se enrosca sobre las columnas o pilares transepiteliales (fig. 16).

En los días consecutivos a la segunda fase se retira la gasa, se limpia la zona y se vuelve a colocar una nueva



Figura 12. Exposición de las fijaciones, en la segunda fase.

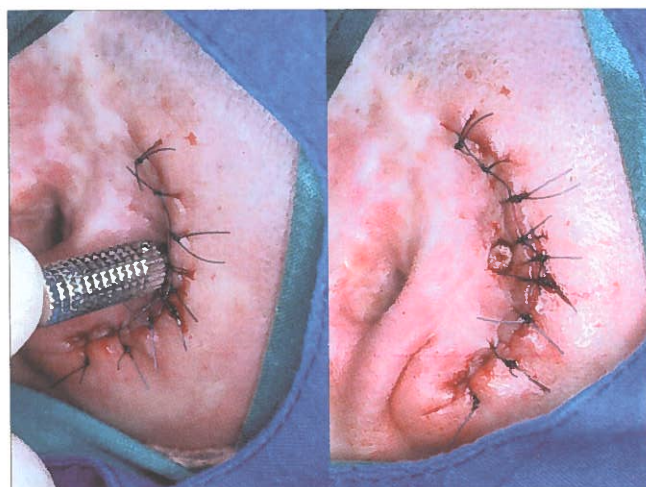


Figura 13. Creación de los orificios transcutáneos con un *punch*.

gasa con pomada para hacer presión sobre el injerto. Una semana después se vuelve a retirar ésta y la zona se deja libre. Durante las 4-6 semanas siguientes, el paciente debería limpiar la piel con un ungüento. Tras este período puede usarse agua y jabón y de vez en cuando el ungüento o la pomada.

Es frecuente que se acumulen restos epiteliales alrededor de los pilares, que el cirujano limpiará y enseñará a los pacientes a hacerlo por sí solos. La limpieza ha de hacerse con sumo cuidado para evitar dañar la superficie de la zona implantada.

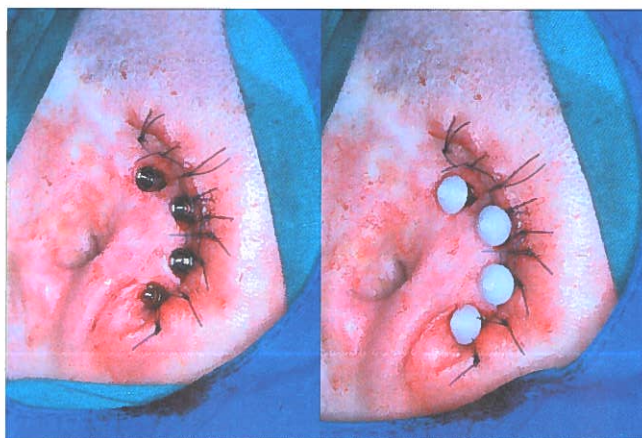


Figura 14. Colocación de las columnas transepiteliales y tapas de cicatrización.

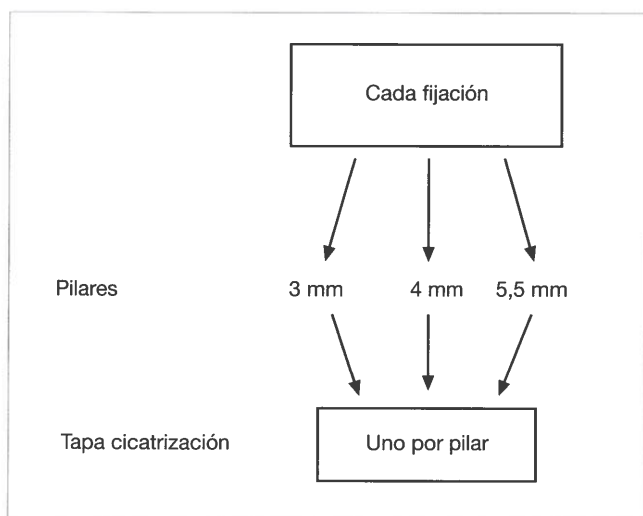


Figura 15. Esquema del material para epítesis de pabellón: segunda fase.

Fase protésica

Tres o cuatro semanas después del acoplamiento de los pilares sobre las fijaciones, la herida suele estar suficientemente cicatrizada para poder proceder a la construcción de una prótesis. La piel alrededor de los pilares se limpia cuidadosamente, y el orificio del canal auditivo externo (si lo hay) se tapona con una gasa para prevenir la entrada de cualquier cuerpo extraño. Posteriormente se procede a colocar las copias y guías para poder obtener la impresión en alginato, y una vez fraguado se recubre con yeso para evitar oscilaciones. Sobre la impresión de alginato se adaptan los cilindros de las copias

para obtener el original y se recubren con yeso; esto nos servirá para realizar la barra y la base de acrílico donde incluimos los clips de acoplamiento. La barra va soldada a los cilindros, en la parte anterior o posterior,



Figura 16. Colocación de una gasa alrededor de los pilares.

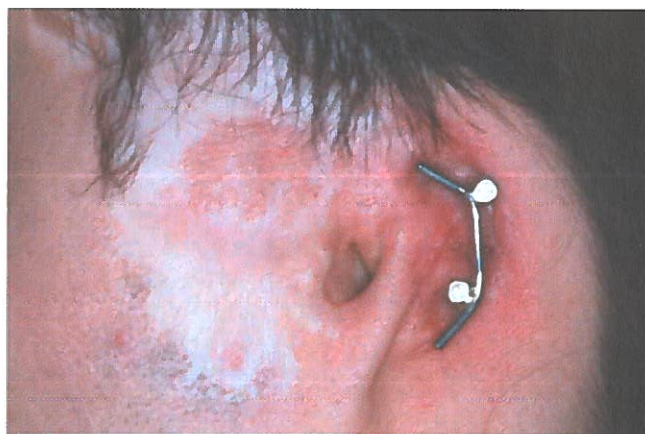


Figura 17. Soldadura de la barra sobre los pilares

dependiendo de la distancia al canal auditivo y la estética final de la prótesis, relativa a su situación y orientación (fig. 17). Una vez fijada la barra se elabora la base acrílica, se monta la barra en el original de yeso, se recubre con sustancia acrílica y se incluyen los clips de acoplamiento.

Tras obtener la base de acrílico, montamos la barra en el paciente, acoplamos la base y pasamos a modelar



Figura 18. Creación del molde de yeso con la epítesis en su interior.



Figura 19. Pulido de la epítesis.



Figura 20. Cara externa de la epítesis del pabellón.



Figura 21. Cara posterior de la epítesis del pabellón.

en cera la epítesis. Una vez finalizada la adaptamos a la base, observando su altura y orientación. Extraemos la prótesis de cera del paciente junto con la barra, y a continuación se elabora el molde para la obtención de la prótesis. El molde definitivo lo hacemos en tres partes para su mejor manipulación (fig. 18). Una vez seco el yeso se abre y se limpia la cera, colocamos la barra y la base acrílica, teniendo mucha precaución en su encaje. Por último, preparamos la silicona y la coloreamos hasta obtener un tono base de la piel (fig. 19). Después añadimos el catalizador y repartimos la silicona en las tres partes del molde de yeso, lo cerramos y los vulcanizamos. Una vez vulcanizado abrimos el molde, sacamos la barra y la adaptamos al paciente, probamos la epítesis y procedemos a la coloración externa definitiva (figs. 20 y 21). Aconsejamos siempre construir dos unidades, una más clara y otra más oscura, por si hay cambios del color de la piel por efecto del sol durante el verano (figs. 22-27).

Implantes en los niños

No hay ningún inconveniente en usar esta técnica en los niños, sin embargo, hay algunos detalles que deben tenerse en cuenta, como que es un hueso en crecimiento, que el córtex de la mastoides es muy fino y que la cavidad mastoidea está muy neumatizada.

La tolerancia de los implantes osteointegrados extraorales en los niños es mejor que en los adultos, debido a que en los primeros no existe el componente de la osteoporosis, que se inicia alrededor de los treinta y cinco años. Según Frost (18), en los niños la actividad osteoblástica es dos veces superior a la que hay a los sesenta años.

En los primeros años de la vida, la malformación del pabellón preocupa más a los padres que a los niños, pero a medida que se acercan a la edad escolar o adolescencia los problemas se acentúan, por esto es conveniente intentar su reconstrucción, ya sea mediante cirugía o epítesis



Figura 22. Vista pre y postoperatoria de un paciente con amputación traumática del pabellón.



Figura 25. Vista postoperatoria de la paciente de la figura 22.

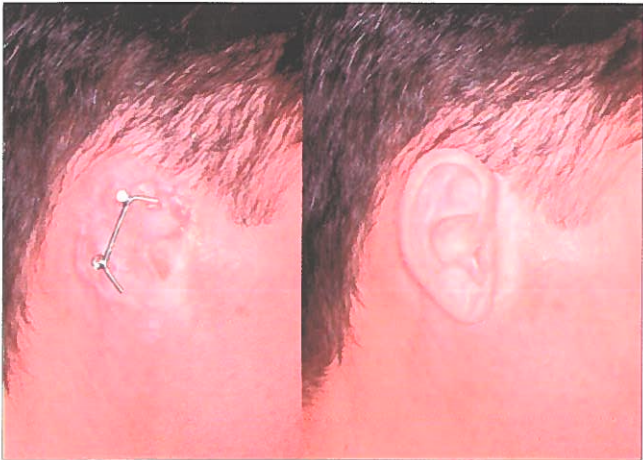


Figura 23. Vista pre y postoperatoria de un paciente con ausencia de pabellón.

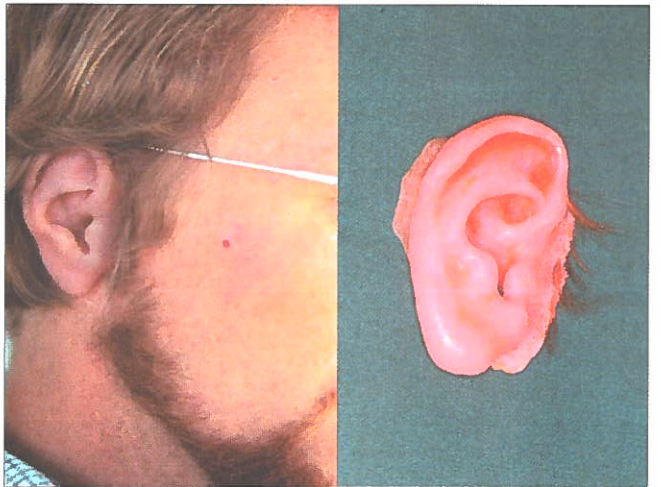


Figura 26. Paciente con la prótesis colocada y prótesis aislada.



Figura 24. Vista preoperatoria de una paciente con arrancamiento del pabellón auricular.



Figura 27. Vista pre y postoperatoria de un paciente con malformación del pabellón.



Figura 28. Paciente afectado del síndrome de Treacher Collins con BAHA.



Figura 29. Paciente afectado del síndrome de Treacher Collins con BAHA.

alrededor de los 6-7 años, ya que es en esta edad cuando empiezan los problemas de comportamiento.

Por experiencia vemos que el efecto psicológico de usar una prótesis de pabellón es menor, sorprendentemente, que cuando el paciente tiene otros defectos que son mucho más evidentes que el del oído externo, por ejemplo, en los niños con el síndrome de Treacher Collins. En estos casos la indicación de una epítisis bilateral y el uso de un sistema BAHA (figs. 28 y 29) es lo más adecuado (19). Por otro lado, la mayor incidencia de consultas médicas para solucionar un problema de malformación de pabellón auricular es entre los siete y los dieciocho años, lo que hace que la población máxima de candidatos sea durante la infancia y la adolescencia.

Complicaciones

La estabilidad de los implantes osteointegrados es muy importante para evitar inflamaciones e infecciones de la piel. Para valorar las reacciones cutáneas que pueden producirse, Tjellstrom (20) ha confeccionado los siguientes criterios. Grado 0: sin reacciones cutáneas. Grado 1: ligero enrojecimiento. Grado 2: enrojecimiento y humedad. Grado 3: tejido de granulación. Grado 4: gran reacción tisular que obliga a la retirada del implante. Estas complicaciones pueden ser debidas a un exceso de grosor de la piel, a un anclaje suelto o que la fijación no esté integrada en el hueso. En este último caso debería retirarse. En la zona de implante vuelve a crearse tejido óseo, y un año después es posible reimplantar en el mismo lugar. Cuando es la movilidad de la piel la causante de la irritación, alrededor del pilar debemos adelgazar los tejidos subcutáneos. En estos casos es importante que el paciente este controlado muy de cerca y que se le aplique un vendaje durante 2-3 semanas hasta su total cicatriza-

ción. Otra causa que puede producir una irritación es cuando dos fijaciones están demasiado cerca. La separación adecuada es de 10 mm entre ellas. El eccema seborreico debido a la falta de higiene o a una limpieza excesivamente vigorosa pueden provocar irritación. Debemos evitar utilizar alcohol o soluciones demasiado cáusticas. Cuando se presenta la infección, se procederá a tomar un cultivo y administrar antibióticos.

Resultados

El seguimiento de nuestros pacientes se ha hecho desde 1989 hasta la actualidad. Con dificultades técnicas durante la realización de la primera fase sólo hemos de destacar en dos ocasiones el impedimento de colocar un implante por el poco grosor del hueso, problema que hemos resuelto desplazando el implante a un lugar con mayor grosor de hueso y colocando el implante más corto (3 mm). En un paciente uno de los implantes no se osteointegró totalmente a los tres meses, y se esperó hasta los seis meses, momento en que ya se hizo en su totalidad.

En un caso con epítisis auricular por malformación de pabellón a consecuencia de un traumatismo escolar, uno de los implantes se arrancó, y se colocó un nuevo implante sin problemas, utilizando el mismo lecho.

La reacción cutánea alrededor de los pilares o columnas no es frecuente. Se suele manifestar durante las primeras semanas de su colocación, y con la aplicación de una pomada local de cortisona el proceso se resuelve espontáneamente.

La reacción cutánea a los implantes es similar en niños y adultos. El mayor problema que hemos visto en nuestros pacientes es el de los casos que han sido irradiados después de la cirugía en los que la osteointegración no se realiza o se hace mal. Se ha propuesto la práctica de sesiones de cámara hiperbárica para conseguir



Figura 30. Resección parcial del pabellón por melanoma y prótesis parcial.

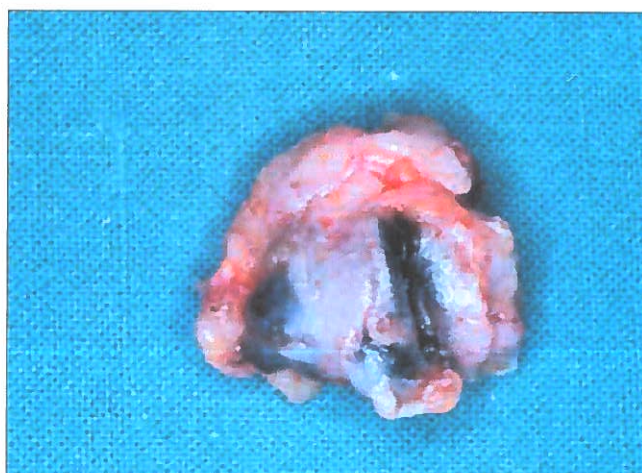


Figura 32. Pieza del caso anterior. Resección del melanoma.



Figura 31. Paciente en el que se aprecia una recidiva de melanoma.

una mejor osteointegración en estos casos difíciles, con buenos resultados.

La tolerancia del titanio es muy buena debido a su alta biocompatibilidad, alta resistencia a la corrosión, alta dielectricidad constante y alta actividad catalítica.

Hay que prestar atención en aquellos casos en los que no hay suficiente motivación para que se implanten o en aquellos en los que la higiene corporal es escasa, ya que en éstos se producen reacciones inflamatorias que pueden llevar a la intolerancia y rechazo del implante. Esto debería ser un motivo de selección. Las fases quirúrgicas

son de relativa facilidad, sin embargo, el éxito está en la construcción de la epítesis, con lo que es fundamental disponer de un buen protesista. Con experiencia, éste irá consiguiendo resultados increíbles que harán difícil distinguir entre una prótesis y un pabellón natural.

Estadística

En nuestra experiencia con epítesis de pabellón auricular hemos tratado 30 niños y 20 adultos. De estos 50 pacientes, los motivos que han llevado al uso de epítesis han sido:

- Malformaciones auriculares unilaterales → 15 pacientes.
- Malformaciones auriculares bilaterales → 22 pacientes
- Arrancamiento traumático del pabellón (5 adultos, 1 niño) → 6 pacientes.
- Tumores del pabellón auricular:
 - a) 2 Melanomas.
 - b) 2 Carcinomas basocelulares.
 - c) 3 Carcinomas escamosos.

En uno de los casos rehabilitados con epítesis no fue posible terminar el segundo procedimiento quirúrgico, debido a una recidiva local del melanoma acompañada de una metástasis cerebral, que terminó con la vida del paciente (figs. 30-32).

BIBLIOGRAFÍA

1. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI, Lindhe J, Erikson B et al. Marginal tissue reactions at osseointegrated titanium fixtures. A 3-year longitudinal prospective study. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1986; 15: 39-44.
2. Tjellstrom A. Osseointegrated systems and their applications in the head and neck. *Adv Otolaryngol Head Neck Surg* 1989; 3: 39-70.

3. Clarós P, Clarós A Jr, Clarós A. El uso de los implantes osteointegrados extraorales en otorrinolaringología y cirugía maxilofacial en los niños. *Acta ORL Española* 1994; 45: 195-198.
4. Branemark PI. Introduction to osseointegration. En: Brånemark PI, Zarb G, Albrektsson T, eds. *Tissue-Integrated Prostheses*. Chicago: Quintessence, 1985; p. 11-76.
5. Albrektsson T, Albrektsson B. Osseointegration of bone implants. *Acta Orthop Scand* 1987; 58: 567-577.
6. Linder L. Ultrastructural aspect of the interface between bone and cement in man. Report of three cases. *J Bone Joint Surg (Br)* 1983; 65: 646-649.
7. Strid KG. Radiographic results. En Brånemark PI, Zarb G, Albrektsson T, eds. *Tissue-Integrated Prostheses*. Chicago: Quintessence Publishing Co. Inc., 1985; p. 187-198.
8. Johansson C, Albrektsson T. Integration of screw implants in the rabbit. A 1 year follow up of removal torque of titanium implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1987; 2: 69-75.
9. Albrektsson T, Branemark PI, Hansson HA et al. The interface zone of inorganic implants in vivo. Titanium implants in bone. *Ann Biomed Eng* 1983; 11: 1-27.
10. Kasemo B. Biocompatibility of titanium implants: Surface science aspects. *J Prosthet Dent* 1983; 49: 832-837.
11. Parsegian VA. Molecular forces governing tight contact between cellular surfaces and substrates. *J Prosthet Dent* 1983; 49: 838-842.
12. Steinemann SG, Eulenberg J, Maesuli PA et al. Adhesion of bone to titanium. En Christel P, Munier A, Lee AJC, eds. *Biological and Biomechanical Performance of Biomaterials*. Amsterdam: Elsevier Science, 1986; p. 409-414.
13. Uthoff HK. Mechanical factors influencing the holding power of screws in compact bone. *J Bone Joint Surg (Br)* 1973; 55: 633-639.
14. Eriksson RA. Heat induced Bone Tissue Injury. An In Vivo Investigation of Heat Tolerance of Bone Tissue and Temperature Rise in the Drilling of Cortical Bone (thesis). Suecia: University of Göteborg, 1984.
15. Eriksson RA, Albrektsson T. The effect of heat on bone regeneration: An experimental study in the rabbit using the bone growth chamber. *J Oral Maxillofac Surg* 1984; 42: 705-711.
16. Clarós P, Clarós A Jr, Clarós A. L'utilisation des implants osteointégrés extra-oraux en ORL et en chirurgie carcinologique du visage. *Les cahiers d'ORL* 1997; 32: 71-74.
17. Clarós P, Clarós A Jr, Clarós A. Tratamiento de las malformaciones del pabellón auricular. En: Gil-Carcelo LM, Vallejo-Valdezate LA. Cap. 9. El oído externo. *Ergón*, 2001; p. 113-137.
18. Frost HM. Bone Remodelling dynamics. En: Thomas Ch C, ed. *EE.UU.: Springfield III*, 1963.
19. Clarós P, Clarós A Jr, Clarós A. Our experience on the use of osteointegrated implants in ENT and maxillofacial surgery in children. *Indian J Otolaryngol Head Neck Surg* 1994; 3: 120-123.
20. Tjellstrom A. Osseointegrated Implants for Replacement of absent or defective ears. *Clin Plastic Surg* 1990; 17: 355-366.

SECCIÓN B

Prótesis implantables en el tratamiento de la patología del oído medio

PARTE B1

Prótesis implantables en el tratamiento de la otitis media

CAPÍTULO

B1.1

Tubos de ventilación transtimpánicos

J. Cervera Escario, M. Bartolomé Benito y S. Santos Santos

HISTORIA

La primera miringotomía de la historia fue realizada por Eli en 1760, con el objetivo de aliviar una sordera.

En 1869, Pulitzer describe un cuadro clínico llamado otitis media catarral. Propone un tratamiento que incluye insuflaciones y paracentesis del oído medio. Diseña un tubo de goma para mantener la perforación. También utiliza otros materiales para este objetivo, como hilos de catgut, alambres y pequeños tubos de oro. Asimismo, se sugieren otras técnicas, descritas en el libro de texto de Pulitzer: *The Diseases of the Ear* (1902). Muchos de estos tratamientos siguen estando vigentes en la actualidad.

Tras los trabajos de Pulitzer, no se presta mucha atención a la patología del oído medio hasta 1940, cuando Armstrong (1) publica un artículo en 1954, en el que describe la aplicación con éxito de un método en el que coloca un tubo de plástico de 1 cm de largo que estaba cortado con un ángulo de 45° en un extremo, que se insertaba a través de una incisión en la membrana timpánica. Esto estableció un modelo en el diseño de los tubos de ventilación. En 1960, House (2) sugiere usar un tubo de polietileno, que fue el sustituto del tubo de vinilo de Armstrong. Al quemar un extremo se creaba una pestaña que modificaba el diseño del tubo.

Fundamentos fisiológicos

En 1936 Stinson (3) registra la migración que tenía un cuerpo extraño en la membrana timpánica para observar cómo se movía hacia la parte posterior de la misma.

Posteriormente, otros investigadores registran el movimiento de manchas de laca para ver su evolución con la migración epitelial. Estas observaciones sugirieron que la colocación del tubo en la zona anterior de la membrana timpánica permite un mayor tiempo de permanencia del mismo, además de que puede evitar la lesión de la cadena osicular y de la ventana redonda. Y la colocación anterosuperior facilita la vía natural de la ventilación del oído medio, al estar alineado con la posición anatómica de la trompa de Eustaquio (TE).

Fisiopatología del oído medio

La aireación del oído medio se lleva a cabo a través de la TE, que lo mantiene comunicado con la rinofaringe. La

trompa se abre regularmente, lo que permite la entrada de aire en el oído medio y asegura el correcto funcionamiento del sistema timpanoosicular y una audición normal.

Si la disfunción de la trompa la mantiene cerrada, no habrá renovación de aire en el oído medio. Los gases existentes serán absorbidos por la mucosa que recubre dicha cavidad, lo que provocará una presión negativa y, a la larga, cambios en la mucosa (4). Esta nueva mucosa secretora exudará un material seromucoso que se acumulará en el oído medio y hará disminuir la movilidad de la cadena osicular, lo que supondrá un obstáculo para la correcta transmisión de la energía mecánica que luego va a transformarse en percepción sonora.

La colocación de los tubos de ventilación transtimpánicos (TVT) a través de una miringotomía tienen la finalidad de crear una aireación artificial del oído medio, que permite igualar la presión entre éste y el aire atmosférico. El TVT sustituye de esta manera la función de ventilación y/o drenaje de la TE. Por las características de la TE de la población infantil (la trompa de los lactantes es más corta, más horizontal y funcionalmente inmadura, comparada con la de los adultos), estará más predispuesta que la adulta a la disfunción tubárica (5) y será la principal candidata a ser portadora de los TVT.

INDICACIONES

Otitis media aguda

La timpanocentesis es un procedimiento diagnóstico que permite al clínico acceder al trasudado del oído medio, para realizar un cultivo y otras evaluaciones. Se inserta una aguja a través de la porción anterior de la membrana timpánica y se aspira el contenido del oído medio introduciéndolo en un tubo estéril, para realizar un cultivo con objeto de identificar los microbios y hacer un antibiograma.

Debe considerarse en los siguientes casos:

- Niños inmunosuprimidos o inmunocomprometidos.
- Neonatos con otitis media aguda, ya que éstos tienen más probabilidad de tener patógenos poco frecuentes o más invasivos.
- Pacientes en los que ha fracasado el tratamiento antibiótico y continúan teniendo signos locales o sistémicos de sepsis.

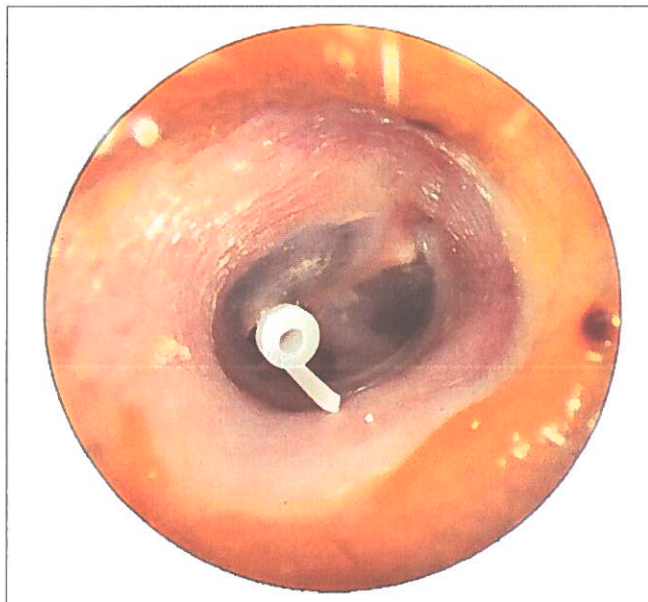


Figura 1. Tubo de ventilación transtimpánico.

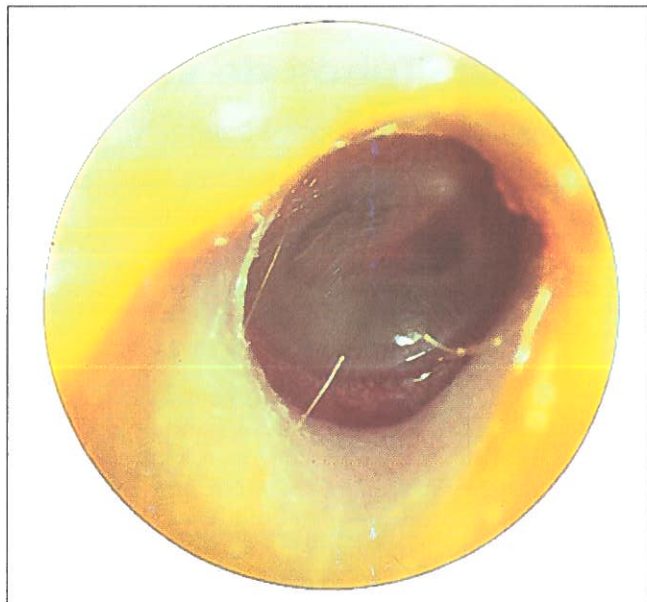


Figura 2. Otitis media secretoria.

– Pacientes que han sufrido una complicación de la otitis media aguda junto con intentos de cultivo del agente etiológico en otras localizaciones, como el líquido cefalorraquídeo (LCR) o la sangre.

Una timpanocentesis puede convertirse en miringotomía y ser terapéutica, con un aumento del orificio en la membrana timpánica. Si el paciente presenta una complicación supurativa del hueso temporal con la probabilidad de que pueda necesitarse un drenaje prolongado, es posible que haya que insertar un tubo de timpanostomía.

Debido al aumento de las resistencias a los antimicrobianos, se espera que en los próximos años se realicen con más frecuencia intervenciones quirúrgicas para la colocación de tubos de timpanostomía (fig. 1), terapia que en las últimas dos décadas había caído en desuso, ya que las resistencias eran casi inexistentes. Según Donaldson, los niños menores de 15 meses y los que acuden a la guardería serán quienes con más probabilidad se sometan a cirugía (6).

Otitis media con efusión y otitis media secretoria

Tras el fracaso de los tratamientos médicos se postula la miringotomía con inserción de tubos de miringotomía bien como único acto quirúrgico (7) o asociado a adenoidectomía (8). Pacientes con otitis media secretoria (OMS) bilateral (fig. 2), que no han respondido a otros tratamientos, entre ellos la administración de un antibiótico, y que han persistido durante más de tres meses, deben ser candidatos a la colocación de tubos de ventilación. En niños con enfermedad unilateral, el tratamiento

farmacológico debe prolongarse hasta los seis meses, si la audición en el oído contralateral está conservada.

Los tubos de ventilación se utilizan también como tratamiento de la disfunción tubárica para equilibrar la presión en el oído medio y aun cuando no exista líquido presente síntomas otológicos graves (otalgia, hipoacusia de transmisión importante, vértigos o acúfenos).

El tratamiento quirúrgico para eliminar el líquido del oído medio en casos absolutamente asintomáticos, puede ser discutible. Si se observa la presencia de aire retro-timpánico (niveles o burbujas), la situación no parece tan comprometida. Sin embargo, todos estos niños presentan algún grado de hipoacusia de transmisión, y las repercusiones sobre el desarrollo del niño de pequeños niveles de hipoacusia no se conocen totalmente y hay que valorarlos adecuadamente. Tampoco se conocen exactamente los términos en los que se producen cambios morfológicos en el oído medio, en relación con la presencia de esta efusión crónica si no se trata (timpanoesclerosis, otitis adhesiva, alteraciones osciculares o colesteatoma).

Según Honjo et al la movilidad timpánica con otoscopia neumática puede dar una referencia significativa sobre la ventilación e intercambio de gases en el oído medio, en cuyo caso sugeriría un mejor pronóstico de la otitis media con efusión (OME) de cara a su resolución espontánea o a la respuesta favorable al tratamiento médico, y orientaría hacia el tratamiento quirúrgico de los casos con ausencia de movilidad del mango del martillo (9).

Las indicaciones de colocación de los TVT en pacientes con OME que se aceptan en la actualidad son:

- Hipoacusia grave.
- OMS bilateral de más de tres meses de duración asociada a hipoacusia y que no responde a tratamiento médico y con duración documentada.
- OMS unilateral de cuatro a seis meses de duración que no responde a tratamiento médico.
- Asociación de hipoacusia neurosensorial o de transmisión significativa, sintomática y permanente.
- Disfunción tubárica asociada a otalgia, vértigo o acúfenos.
- Alteraciones de la membrana timpánica (atelectasia aguda, bolsa de retracción en el cuadrante posterosuperior, pars flácida o ambos, cambios de mediana intensidad como otitis adhesiva o afectación oscilar).

La mejoría de la audición al colocar un TVT es casi inmediata, pero la eficacia sobre la evolución de la OMS es más difícil de apreciar. Si bien las complicaciones tardías de la OMS, como la atelectasia y el colesteatoma, son menos frecuentes en presencia de TVT, no se puede decir que haya relación directa con la curación espontánea de la disfunción tubárica cuando analizamos el número de pacientes que precisan la reinserción de TVT en dos o más ocasiones. Por tanto, el TVT no hace más que paliar los inconvenientes y las complicaciones potenciales de la OME, en espera de la curación espontánea de los factores etiopatogénicos, tubáricos e inflamatorios principalmente. Los beneficios de este procedimiento en los pacientes en los que está indicado sobrepasan sus posibles complicaciones, y debe ser la alternativa para recuperar los parámetros alterados con la enfermedad, como la audición, el desarrollo intelectual, social y del lenguaje cuando otros procedimientos han fallado.

De la misma forma, es controvertida la indicación de inserción de tubos de ventilación permanentes. Puede realizarse en pacientes seleccionados: cuando es necesaria la colocación de tubos de ventilación con mucha frecuencia y en los que la disfunción tubárica no sólo es crónica, sino de difícil solución en el futuro, como en las causas de obstrucción anatómica permanente, fracturas y en la cirugía de la base del cráneo. Su uso debe limitarse en los niños, ya que la atelectasia disminuye con la edad, incluso en pacientes con fisura palatina que requieren múltiples miringotomías. El tratamiento de la efusión del oído medio persistente con tubos de larga duración como primera opción no es recomendable, por la alta incidencia de complicaciones otológicas (47,96%) (10).

Membrana timpánica atelectásica

La eficacia de los TVT en el tratamiento de la OMS se ha documentado suficientemente en ensayos clínicos, y pueden ser igualmente beneficiosos en ciertas situaciones patológicas del oído medio, como la atelectasia o las bolsas de retracción (11). La colocación de TVT en pacientes con tímpanos atelectásicos no es más que la prolon-

gación de la indicación de su inserción en pacientes con OMS. Cuando la disfunción no se ha tratado y el paciente llega hasta la atelectasia, los TVT, en algunos casos, pueden revertir el proceso (12).

Otitis media adhesiva

El pronóstico funcional de esta patología depende de que el tratamiento se aplique en una fase anterior a la formación de una atelectasia del oído medio.

La colocación de tubos de ventilación transtimpánicos causa efectos positivos a corto plazo, pero a largo plazo autores como Sadé (13) afirman que los beneficios son evidentes solamente en un pequeño número de pacientes (14).

Otitis media aguda recurrente

En el caso de la otitis media aguda recurrente, podemos distinguir dos situaciones. En la primera los episodios intercrisis cursan con OSM y en la segunda sin patología aparente:

- En el caso de OMA recurrente con OSM asociada, el tratamiento será la colocación de TVT.
- En el segundo caso, si los episodios de otitis media aguda recurrente se resuelven y no se acompañan de OSM posterior, la indicación es menos categórica.

Según Donaldson (6) la inserción de TVT hace que disminuyan los episodios de OMA, y la ventilación se utiliza cada vez con más frecuencia cuando existe evidencia del *S. pneumoniae* multirresistente. Esto se observaría con más frecuencia en el grupo de edad entre 6 y 14 meses de los niños que asisten a las guarderías.

Los tubos de timpanostomía, además de reducir la incidencia de otitis media (15), son también beneficiosos en los niños con otitis media recurrente y enfermedades reactivas coexistentes de las vías aéreas. Debería ser considerado cuando episodios recurrentes de OMA desestabilizan el control de otras afecciones sistémicas, como las alteraciones en el umbral de las crisis, hidrocefalia otítica y control de la diabetes. Igualmente, en niños con pérdida auditiva neurosensorial, anomalías en el desarrollo del lenguaje o disfunciones del aprendizaje, se podría considerar la colocación precoz de un TVT para mejorar la audición permanentemente (6).

Timpanoplastias

Puede ser preciso la colocación de tubos de ventilación transtimpánicos en aquellas cirugías que se asocian a presiones negativas persistentes en el oído medio que han condicionado la propia intervención (colesteatoma, otitis crónica supurada, etc.), bien en el mismo acto quirúrgico o al manifestarse una retención serosa o una retracción tras la cirugía.

Complicaciones extracraneales de las otitis

El tratamiento clásico de la otomastoiditis aguda coalescente incluye hospitalización, antibioterapia endovenosa (16) y, en función de la evolución, miringotomía con aspiración de secreción de oído medio para cultivo y antibiograma e inserción del tubo transtimpánico para favorecer el drenaje de secreciones purulentas. Si hay signos clínicos de absceso subperióstico (fluctuación y celulitis retroauricular) o si no se observa una mejoría clínica en torno a las 48 horas de inicio del tratamiento antimicrobiano correcto, se realizará una mastoidectomía simple; se recomienda dejar drenaje transtimpánico para completar la evacuación del material mucopurulento.

En el caso de parálisis facial o de laberintitis asociada a un proceso inflamatorio agudo o crónico del oído medio y mastoides a tímpano cerrado, además de la antibioterapia adecuada y en función de su evolución, se realizará miringotomía, aspiración e inserción de drenaje transtimpánico. Avanzar en las actuaciones quirúrgicas (mastoidectomía) estará condicionado por la evolución del cuadro clínico y por los hallazgos de las pruebas de imagen.

Complicaciones endocraneales de la otitis

En las complicaciones meningoencefálicas o endocraneales de la otitis (meningitis, encefalitis, abscesos cerebrales o cerebelosos, abscesos subdurales y extradurales y tromboflebitis del seno lateral), además del tratamiento antibiótico, de las medidas generales neurológicas y neuroquirúrgicas, se realizará una miringotomía, inserción de drenaje transtimpánico, y si la complicación se debe a una mastoiditis aguda, subaguda o crónica, se realizará una mastoidectomía amplia y se dejará el correspondiente TVT.

Otras indicaciones

La persistencia de efusión en el oído medio tras un episodio de otitis aguda puede condicionar mala tolerancia por parte de los adultos afectados, a los que puede condicionar su situación laboral y precisar la inserción de TVT. De la misma forma, los pacientes en recuperación de otitis media que deben volar con regularidad pueden beneficiarse de los TVT (17).

Los carcinomas de nasofaringe se pueden asociar a la efusión de oído medio. El manejo de estas efusiones de oído medio debe ser cuidadosamente individualizado si consideramos que aunque los TVT mejoran inmediatamente la audición, hay una mayor incidencia de otorrea y persistencia de perforaciones timpánicas, favorecida por las disfunciones directas de la patología y de los efectos secundarios de los tratamientos (radiación).

Los pacientes que han requerido períodos prolongados de terapia con oxígeno hiperbárico pueden presentar

disfunciones tubáricas que se beneficiarían de la inserción de TVT (17).

DISEÑOS Y MATERIALES

Como ya hemos comentado en la parte de la historia, en 1883 Politzer fue el primero que utilizó un tubo de ventilación para el oído medio, usando goma como material. En 1954 Armstrong recuperó el procedimiento utilizando un tubo de plástico (1).

En las décadas de los setenta y ochenta se presentaron multitud de trabajos enfocados a mostrar las bondades de cada modelo (18). Se generó una gran cantidad de literatura, donde se han discutido las ventajas de cada tipo de tubo, pero no se han realizado comparaciones directas entre los diversos tipos mediante el diseño de estudios prospectivos aleatorizados con estratificación por factores de riesgo (19). En las fuentes de la medicina basada en la evidencia no hemos encontrado tampoco estudios con dichos objetivos y metodología. Son necesarios ensayos que aporten mejores evidencias para limitar la variabilidad en el momento de elegir esta herramienta terapéutica, muchas veces determinadas por impresiones subjetivas y por experiencias no contrastadas.

Actualmente, la variedad de tubos en cuanto a diseño y material disponible en el mercado es asombrosa, de modo que puede resultar difícil escoger cuál es el más adecuado a utilizar en cada momento.

Son dos las características de los tubos que mantienen óptima su función:

- Permanencia *in situ* (evitar extrusión)
- Permeabilidad (evitar obstrucción)

Estas propiedades deben adaptarse a las necesidades de cada paciente, según su patología y el pronóstico en cuanto a ventilación del oído medio. De este modo, con la multiplicidad de diseños y materiales de los tubos de ventilación, es necesario encontrar el tipo más apropiado para cada situación particular.

Permanencia *in situ* (evitar extrusión)

Es el otólogo quien debe establecer el pronóstico sobre la duración de la necesidad de ventilación del oído medio para cada circunstancia, valorando las ventajas e inconvenientes de cada tipo de tubo (por ejemplo, una tasa de reperfuración estándar de un 15% para los tubos T, frente a una tasa de reinserción del 35% con los diabólos) (20, 21).

En función de su permanencia los tubos podrían clasificarse como:

- De corta duración: aproximadamente seis meses. Se usan principalmente en población pediátrica cuando el pronóstico de la función tubárica sea favorable.

- De media duración: aproximadamente 1-2 años. Pueden ser útiles en situaciones de pronóstico tubárico menos favorable; por ejemplo, en niños con el paladar hendido antes de utilizar tubos de larga duración.
- De larga duración: virtualmente permanentes.

La migración epitelial empujando el tubo es el mecanismo que produce la extrusión, salvo la inserción en placas de miringoesclerosis donde el anclaje es más firme.

Propiedades del tubo que afectan a la permanencia:

- Diseño: diferentes autores han diseñado distintos sistemas de anclaje para prolongar la permanencia, como se muestra en los esquemas.
- Materiales: los tubos de teflón, silicona y acero inoxidable son menos extruibles que los de vinilo o polietileno. También el titanio, que presenta la mitad de peso del acero y es altamente biocompatible.

Permeabilidad (evitar obstrucción)

Se debe principalmente a la acumulación de detritus epiteliales solidificados que forman una costra en la luz del tubo. Afecta sobre todo a los tubos de larga duración y su solución puede ser difícil, al requerir anestesia o recambio del tubo.

Propiedades del tubo que afectan a la permeabilidad:

- Calibre de la luz: cuanto más ancha, menor tendencia a la obstrucción. El ancho estándar se considera en torno a 1 mm.
- Longitud de la luz: cuanto más corta, menor tendencia a la obstrucción (el prototipo de esta medida antiobstrucción sería el Reuter. Esta propiedad se correlaciona inversamente con la resistencia a la entrada de agua: a más longitud, mayor resistencia (19, 22).
- Materiales: las superficies lisas (teflón, silicona, acero inoxidable) tienen un coeficiente de fricción bajo y son más resistentes a la obstrucción (23).

Los modelos que resumimos en las tablas 1-3 presentan unas dimensiones y características aproximadas, siempre según el fabricante de la referencia. El objetivo es didáctico, para ilustrar las características generales y las ventajas e inconvenientes de cada modelo; no se pretende que sea un catálogo exhaustivo de la infinidad de tubos existentes en el mercado.

TÉCNICA QUIRÚRGICA

Los TVT se deben de colocar bajo anestesia general en los niños, dada su falta de colaboración. En los adultos o niños mayores se puede hacer con anestesia local.

El tamaño de la miringotomía debe ser aproximadamente el del tubo de ventilación, para que éste quede

bien sujeto y no se expulse de forma precoz. La incisión de la miringotomía clásicamente se ha dicho que debe hacerse de forma radial, aunque existen estudios en los que demuestran que no existen diferencias entre la técnica radial y circular (30).

Por las razones que se han comentado antes, el tubo de ventilación debe colocarse en el cuadrante anterosuperior del oído medio; esta localización no asegura una mayor duración de la intubación, pero es la mejor vía natural de ventilación.

Tras la miringotomía, se aspiran de forma rutinaria los líquidos del oído medio. Aunque la posibilidad de producir un traumatismo acústico con el ruido de la aspiración del oído medio existe, no se ha podido demostrar que esto pueda ocurrir. Egell (31) se plantea si es necesario aspirar el oído medio tras la paracentesis, y en un estudio prospectivo, no encuentra diferencias significativas entre los oídos aspirados y los no aspirados.

Para reducir la otorrea postoperatoria se ha realizado la esterilización y preparación del conducto auditivo externo (CAE), aunque esto no aumenta la incidencia de otorrea. Cuando ésta se produce, parece ser una consecuencia de la patología previa del oído medio más que por una contaminación del CAE. No obstante, si se observa que hay una infección en el CAE, previa a la cirugía, se recomienda la esterilización previa del oído (32).

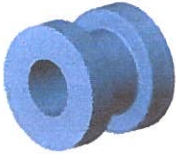
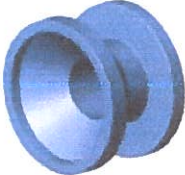
Tras la colocación de los tubos, las preparaciones de gotas tópicas con antibióticos pueden ser eficaces para reducir la otorrea postoperatoria. Estos preparados contienen de forma habitual gentamicina, neomicina y otras drogas ototóxicas, que teóricamente pueden entrar directamente al oído interno a través de la ventana redonda. No obstante, debido a la inflamación aguda existente, se reduce la permeabilidad en la membrana redonda, lo que limita las posibles lesiones del oído interno. Existen otras preparaciones de gotas que no contienen ototóxicos, y que son eficaces en el control de la otorrea postoperatoria (33).

Otra técnica empleada para el tratamiento de la otitis seromucosa es la miringotomía con Láser CO₂. En esta cirugía no se colocan tubos, y el efecto ventilatorio sólo se mantiene mientras está abierta la membrana timpánica (34). No vamos a comentar más de esta técnica, dado que al no utilizar TVT, no entraría dentro de los objetivos de este capítulo, únicamente decir que existe una gran polémica en la literatura sobre las ventajas e inconvenientes de este procedimiento.

COMPLICACIONES

Una de las complicaciones más significativas es la hipoacusia neurosensorial, común en todos los procedimientos asociados a la patología del oído medio. Cuando se colocan los tubos en el cuadrante posteroinferior se puede producir una lesión de la ventana redonda, por eso debe evitarse la inserción en ese cuadrante. La incidencia

Tabla 1. Tubos de corta duración

	DONALDSON Silicona Fluoroplástico (teflón®) ID: 1.1 OD: 2.3 LONG: 2.2 (24)	Difícil inserción en inflamación aguda, el tímpano está engrosado y tiene poco espacio entre las pestañas. Las pestañas sin biselar facilitan la extrusión precoz o la intrusión
	BEVEL BOBBIN. Pestaña lateral acampanada para mejorar la ventilación Fluoroplástico ID: 1.15 OD: 2.8 LONG: 1.7 (24)	El diseño de la pestaña interna más delgada mejora la inserción
	SHEPARD Silicona Fluoroplástico ID: 1.1 OD: 2.4 LONG: 2.3 (25)	Su principal ventaja en relación con los anteriores es la pestaña interna en bisel, que mejora la inserción
	MINI-GROMMET Titanio ID: 0.75 OD: 1.5 LONG: 1.5 (25)	Diseño pediátrico para conductos estrechos y tortuosos. Ejemplo: síndrome de Down Más riesgo de extrusión y obstrucción
	TINY TOUMA Silicona ID: 0.89 OD: 2.2 LONG: 2.1 (25)	Diseño pediátrico para conductos estrechos y tortuosos. Ejemplo: síndrome de Down La excesiva plasticidad de la silicona puede dificultar la inserción. La pestaña externa puede mejorar este problema

global de hipoacusia conductiva o neurosensorial posterior a la colocación de los tubos es insignificante (35).

Otorrea postoperatoria: se produce entre un 10% a un 20% a pesar de la técnica quirúrgica utilizada y la esterilización del CAE (36).

Otra posible complicación es la perforación timpánica residual que sigue a la colocación de los tubos. Los tubos de tipo diábolo tienen una tasa de perforación residual del 5%, y los tubos de larga duración tipo en T pueden llegar hasta el 30% (37). La permanencia de los tubos más de 36 meses incrementa las tasas de perforación, particularmente tras la extracción quirúrgica (38).

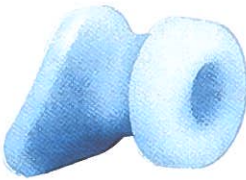
Obstrucción de los tubos, tanto en el postoperatorio inmediato, por sangre coagulada, como a largo plazo, por moco que se solidifica y obstruye el tubo. La tasa de obs-

trucción es del 7% al 10,5% (26). Westine (39) propone el uso de vinagre y soluciones de hialuronidasa, más que las gotas óticas con antibióticos para disolver los tapones de moco que obstruyen los tubos.

Miringoesclerosis (fig. 3): son placas calcáreas que aparecen en el lugar donde estaba colocado el tubo. No tienen repercusión funcional y son hallazgos otoscópicos, sin valor patológico (40).

Colesteatoma: la incidencia de colesteatoma ha descendido desde la utilización de los tubos de ventilación en la cirugía del oído medio. Rakover (41) hace un estudio retrospectivo, al comparar la incidencia de colesteatoma 10 años antes del comienzo de la cirugía de los tubos de ventilación y 10 años después, y encuentra una reducción estadísticamente significativa en la cirugía del colesteatoma tras la cirugía de los tubos.

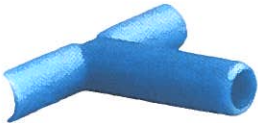
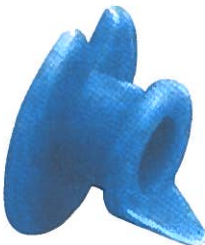
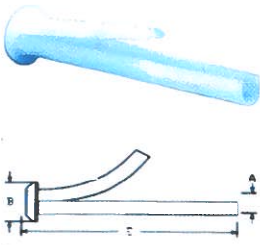
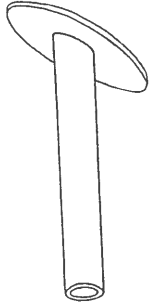
Tabla 2. Tubos de duración media

	ARMSTRONG BEVELED: pestaña interna biselada para facilitar la inserción Fluoroplástico ID: 1.1 LONG: 4 (24)	La mayor longitud que los tubos de duración media establece la resistencia a la extrusión
	ARMSTRONG RECTO Silicona ID: 1.15 (25, 26)	Permite cortar la longitud. La gran longitud mejora la resistencia al agua
	SHEEHY Polietileno ID: 1.25 OD: 3.2 LONG: 2.0 (24)	El mayor diámetro de las pestañas favorece la resistencia a la extrusión
	REUTER Fluoroplástico Titanio Acero inoxidable (con agujeros en las pestañas) ID: 1.1 OD: 2.5 LONG: 1.5 (24, 25, 27)	Las pestañas son tan delgadas que no se ven afectadas por el empuje de la migración epitelial El modelo con agujeros favorece que la piel crezca en ellos y el tubo quede anclado. La escasa longitud de su luz resiste más la obstrucción Es un tubo de duración media, pero tiene poco espacio entre las pestañas, difícil en los tímpanos inflamados y más extruible en esos casos
		
	SHAH Fluoroplástico ID: 0.76-1.14 (25)	Es el prototipo de los tubos con una pestaña interna excéntrica a modo de solapa, que orientada hacia el umbo le hace más resistente a la extrusión (1)

Por otra parte, existen también estudios sobre la incidencia de la aparición de colesteatoma en los pacientes operados de tubos de ventilación (42). El colesteatoma atribuido directamente al tubo de ventilación aparece en el 1,1% de los pacientes, con una mayor incidencia en los niños de menos de 5 años, al usar tubos de larga duración en T, en situaciones de múltiples reintervenciones, si los tubos permanecen más de 12 meses y en casos de frecuentes otorreas postoperatorias.

Como recomendaciones para evitar este tipo de complicaciones, se aconseja la extrusión natural más que la extracción quirúrgica. Si se extraen los tubos, la colocación de parches de papel en el momento de quitar los tubos no mejora la cicatrización. Las indicaciones para la extracción precoz de los tubos son: otorrea crónica no controlada, formación de tejido de granulación, obstrucción del tubo con la consecuencia de falta de ventilación del oído medio y migración del tubo al oído medio.

Tabla 3. Tubos de larga duración

	GOODE T-TUBE Silicona ID: 1.3 Distancia entre pestañas abiertas: 8 (24, 25)	Puede cortarse a la longitud deseada. Con una pequeña incisión se consigue gran estabilidad y permanencia
	TUBO RECTO Fluoroplástico ID: 1.1 Pestaña interna: 2.7 (24, 26)	Al carecer de pestaña externa, el epitelio migrando no encuentra punto de apoyo para empujar y extruir
	PAPARELLA Silicona Tipo I: Diám pestaña int: 2.4 Tipo II Diámetro de pestaña interna: 4.4 Ambos ID: 1.14 LONG: 2.2 (25)	El diseño de la escotadura en V en la pestaña interna permite introducirlo a través de una incisión pequeña. Más resistencia a la extrusión al tener una pestaña externa pequeña en relación con la interna, pero esto puede favorecer la intrusión a la caja si la incisión se hace algo mayor
	SILVERSTEIN	Presenta un anclaje de alambre para encajarse en el mango del martillo (1)
	FEUERSTEIN Fluoroplástico (25)	El diseño de este tubo con luz dividida, hendida, está realizado para mejorar la resistencia a la extrusión y la obstrucción
	PER-LEE Silicona ID: 1.57 60° LONG: 15 (28)	La gran pestaña interna de anclaje consiste en una malla de teflón revestida de silastic. Puede recortarse la longitud del tubo y el tamaño de la pestaña. Teóricamente es el menos extruible (1). Puede ser difícil de insertar. Junto con los tubos T son los de mayor tasa de perforaciones (22, 29).

Baños y tubos de ventilación

La entrada de agua, especialmente agua contaminada, puede producir una inflamación de la mucosa del oído medio (43). Si entran bacterias patógenas en una cavidad teóricamente aséptica, esa reacción inflamatoria puede provocar una infección del oído medio con otorrea, otalgia y otras complicaciones, como extrusión de los tubos, etc.

Sin embargo, varios estudios prospectivos no han demostrado que el baño sin protección al agua incrementa el riesgo de otorrea (44).

Giannoni (45) describe las diferentes posiciones acerca de los pros y contras de la protección del oído contra el agua, y a la conclusión a la que llega es que si el agua no está contaminada, el paciente puede bañarse sin protección. Hay mayor facilidad de que entre el agua jabonosa a través de los tubos. Se debe evitar bucear tanto en el mar como en las piscinas, pero los baños en superficie no tienen mayor riesgo de infección (46).



Figura 3. Miringoesclerosis.

BIBLIOGRAFÍA

- Armstrong BW. A new treatment for chronic secretory otitis media. *Arch Otolaryngol* 1954; 59: 653-654.
- House HP. Polyethylene in middle ear surgery. *Arch Otolaryngol* 1960; 71: 6.
- Stinson WD. Reparative processes in the membrana tympani. *Arch Otolaryngol* 1936; 24: 600.
- Tos M. Experimental tubal obstruction. Changes of middle ear mucosa elucidated by quantitative histology. *Acta Otolaryngol* (Stockh) 1981; 92: 51-61.
- Kenna, MA. Diagnosis and management of otitis media with effusion. *Practical pediatric otolaryngology*. Cotton RT, Myer CM. Filadelfia: Lippincott-Raven, 1999; p. 229-246.
- Donaldson JD. Otitis media aguda. *Tratado de Otorrinolaringología y Cirugía de Cabeza y Cuello* 1173-1183.
- Mandel EM, Rockette HE, Bluestone CD, Paradise JL, Onza RJ. Myringotomy with and without tympanostomy tubes for chronic otitis media with effusion. *Arch Otolaryngol* 1989; 115: 1217-1224.
- Gates GA, Avery C, Cooper JC, Hearne EM, Holt GR. Predictive value of tympanometry in middle ear effusion. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 1986; 95: 46-50.
- Honjo I, Takahashi H, Sudo M, Ishijima K, Tanabe M. Patho-physiological and therapeutic considerations of otitis media with effusion from viewpoint of middle ear ventilation. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol* 1998; 43: 105-113.
- Mangat KS, Morrison GAJ, Ganniwalla TM. T-tubes: a retrospective review of 1274 insertions over a 4-year period. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol* 1993; 25: 119-125.
- Pérez-Piñero BA, Bluestone CD. Otitis Media Secretoria. *Tratado de Otorrinolaringología y Cirugía de Cabeza y Cuello* 1184-1210.
- Abraham S, Luntz M, Sada J. The influence of ventilating tubes on the surgical treatment of atelectatic ears. *Eur Arch Otorhinolaryngol* 1991; 248: 259-261.
- Sadé J. Atelectatic tympanic membrane: histologic study. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 1993; 102: 712-716.
- Gameiro dos Santos A, Ribeiro da Silva JP, Xavier R, Gameiro dos Santos J. Otitis media crónica no supurada y secuelas de la otitis media 1216-1230.
- Franklin JH, Marck PA. Outcome analysis of children receiving tympanostomy tubes. *J Otolaryngol* 1998; 27: 293-297.
- Harley EH, Sdralis T, Berkowitz RG. Acute mastoiditis in children: a 12 year retrospective study. *Otolaryngol Head Neck Surg* 1997; 116: 26-30.
- Morris MS. Tympanostomy tubes: types, indications, techniques and complications. *Otolaryngol Clin North Am* 1999; 32: 385-390.
- Crysdale WS. Comparative study of various ventilation tubes. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 1976; 85 (2 Supl 25, Pt 2): 268-269.
- Gates GA. Surgery of ventilation and mucosal disease. En: Brackmann DE, Shelton C, Arriaga M, eds. *Otologic Surgery*. Filadelfia: WB Saunders, 1994; p. 85-101.
- Gates GA. Adenoidectomy in the management of otitis media in children. En: Lalwani AK, Grundfast KM, eds. *Pediatric Otolaryngology and Neurotology*. Filadelfia: Lippincott-Raven, 1994; p. 241-250.
- Saito T, Iwaki E, Kohno Y, Ohtsubo T, Noda I, Mori S et al. Prevention of persistent ear drum perforation after long-term ventilation tube treatment for otitis media with effusion in children. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol* 1996; 38: 31-39.
- Bluestone CD, Klein JO. Otitis media, atelectasis and eustachian tube dysfunction. En: Bluestone CD, Stool SE, Kenna MA, eds. *Pediatric Otolaryngology*. Filadelfia: WB Saunders, 1996; p. 388-582.
- Gibb AG. Long-term assessment of ventilation tubes. *J Laryngol Otol* 1980; 94: 39-51.
- Aero-Tymp. Disponible en: www.entermed.nl
- Micromedics, Inc. (catálogo distribuidor Medimad España).
- TympanoVent. Disponible en: www.atosmedical.com
- Santa Barbara Medco, Inc. Disponible en: www.sbmedco.com
- Mith & Nephew Inc (catálogo First in Myringotomy).
- Bhatnagar RK. Critical evaluation of Per-Lee tubes in children. *J Laryngol Otol* 1990; 104-112.
- Guttenplan MD, Tom LWC, Devito MA, Handler SD, Wetmore RF, Potsic WP. Radial versus circumferential incision in myringotomy and tube placement. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol* 1991; 21: 211-215.
- Egell E, Kiris M. Is aspiration necessary before tympanostomy tube insertion? *Laryngoscope* 1998; 108: 443-444.
- Baldwin RL, Aland J. The effects of povidone-iodine preparation on the incidence of post tympanostomy otorrhea. *Otolaryngol Head Neck Surg* 1990; 102: 631-634.
- García P, Gates GA, Schechtman KB. Does topical antibiotic prophylaxis reduce post-tympanostomy tube otorrhea? *Ann Otol Rhinol Laryngol* 1994; 103: 54-58.

34. Siegel GJ, Chandra RK. Laser office ventilation of ears with insertion of tubes. *Otolaryngol Head Neck Surg* 2002; 127: 60-66.
35. Scott BA, Strunk CL Jr. Post-tympanostomy otorrhea: the efficacy of canal preparation. *Laryngoscope* 1992; 102: 1103-1107.
36. Matt BH, Miller RP, Meyers RM, Campbell JM, Cotton RT. Incidence of perforation with Goode T tube. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol* 1991; 21: 1-6.
37. Nichols PT, Ramadan HN, Wax MK, Santrock RD. Relationship between tympanic membrane, perforations and retained ventilation tubes. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg* 1998; 124: 417-419.
38. Kay DJ. Meta-analysis of tympanostomy tube sequelae. *Otolaryngol Head Neck Surg* 2001; 124: 374-380.
39. Westine JG, Giannoni CM, Gajewski B, Antonelli PJ. Opening Plugged Tympanostomy Tubes. *Laryngoscope* 2002; 112: 1342-1345.
40. Schilder AG. Assessment of complications of the condition and of the treatment of otitis media with effusion. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol* 1999; 49 (Supl 1): 247-251.
41. Rakover Y, Keywan K, Rosen G. Comparison of the incidence of cholesteatoma surgery before and after using ventilation tubes for secretory otitis media. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol* 2000; 30(56): 41-44.
42. Golz A, Goldenberg D, Netzer A, Westerman LM, Westerman ST, Fradis M et al. Cholesteatomas associated with ventilation tube insertion. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg* 1999; 125: 754-757.
43. Marks NJ, Mills RP. Swimming and grommets. *J R Soc Med* 1983; 76: 23-26.
44. Parker GS, Tami TA, Maddox MR, Wilson JF. The effect of water exposure after tympanostomy tube insertion. *Am J Otolaryngol* 1994; 15: 193-196.
45. Giannoni C. Swimming with tympanostomy tubes. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg* 2000; 126: 1507-8. [Discussion 1509.]
46. Lee D, Youk A, Goldstein NA. A meta-analysis of swimming and water precautions. *Laryngoscope* 1999; 109: 536-540.

PARTE B2

Prótesis implantables en el tratamiento de las lesiones timpanoosiculares

Fisiopatología de la cadena osicular y caja timpánica. Biomecánica

P. Ostos Aumente, R. Mellado Rubio, F. Muñoz del Castillo y P. López Villarejo

FÍSICA DEL SONIDO

El sonido es una alteración física en un medio que puede ser detectada por el oído humano. Puede ser definido como un fenómeno vibratorio que, a partir de una perturbación inicial del medio elástico donde se produce, se propaga en ese medio bajo la forma de una variación periódica de presión. El sonido se genera en un punto debido a la vibración de un sólido, el cual desplaza las partículas de aire próximas a él, y genera aumentos y disminuciones de presión sobre la presión atmosférica. Las sobrepresiones y depresiones se transmiten a las siguientes capas de aire, y se genera de este modo una onda de presión que se propaga y se aleja del foco emisor. Esta variación de la presión atmosférica en un punto, consecuencia de la propagación a través del aire de una onda sonora, es lo que se denomina presión acústica. La propagación del sonido se puede concretar en un movimiento ondulatorio. El medio por el cual viajan las ondas sonoras ha de poseer masa y elasticidad. Por tanto, las ondas sonoras no viajarán a través del vacío.

La velocidad de propagación del sonido es la velocidad con que se desplazan las ondas sonoras, y es inversamente proporcional al cuadrado de la distancia de la fuente sonora. Tiene la dirección perpendicular a la superficie vibrante bajo forma de ondas. Dentro de unos grandes límites, esta velocidad es independiente de la magnitud de la presión acústica. Depende de las condiciones ambientales (presión y temperatura), y fundamentalmente de la densidad y elasticidad del medio donde se propaga (1). Cada medio, sólido, líquido o gaseoso, ofrece una mayor o menor facilidad para la propagación del sonido, característica denominada impedancia acústica.

La relación entre el desplazamiento en el espacio y el tiempo de un movimiento vibratorio constituye lo que se denomina onda sinusoidal (2).

La propagación del sonido tiende a ser esférica si el sonido emitido es de baja frecuencia y plana cuando el sonido es de alta frecuencia. Prácticamente se pueden encontrar ondas planas en tuberías, en el conducto auditivo externo (CAE) y en las cercanías de grandes fuentes sonoras, no obstante, a partir de cierta distancia el sonido tiende a propagarse esféricamente.

Cuando los fenómenos vibratorios se repiten con regularidad, la onda se denomina periódica. La forma

más simple de movimiento periódico es el movimiento armónico simple. Es el tipo de movimiento que describe la vibración de un cuerpo cuando la fuerza elástica que restablece el sistema tras su desplazamiento es proporcional a la distancia a la que ha sido desplazado.

La onda sonora (3) posee tres características:

1. Intensidad o amplitud que representaría la cantidad de energía que, en la unidad de tiempo, atraviesa una unidad de superficie situada perpendicularmente a la dirección de propagación de las ondas sonoras. La intensidad acústica es la propiedad del sonido que hace que éste se oiga fuerte o débil.
2. Frecuencia, que es el número de variaciones de presión de la onda sonora en un segundo. Se mide en hercios o ciclos por segundo. La frecuencia principal de un sonido es lo que determina su tono. El tono de un sonido compuesto está determinado por la frecuencia principal, que normalmente va acompañada de un cierto número de armónicos, que determinan su timbre.
3. Timbre que indica la calidad del sonido. Las llamadas ondas periódicas complejas están compuestas por varias ondas sinusoidales. La forma de una onda compleja depende de la amplitud y la fase de cada una de las ondas sinusoidales que la componen, y corresponde subjetivamente al carácter o timbre del sonido. En una onda periódica compleja el período de repetición de un ciclo completo de acontecimientos recibe el nombre de fundamental. Los tonos puros que componen la onda compleja cuyas frecuencias son múltiplos del fundamental se denominan armónicos.

Las ondas sonoras no periódicas consisten en fluctuaciones aleatorias de presión, compuestas por numerosas frecuencias que no guardan ninguna relación entre sí. Producen subjetivamente lo que se denomina ruido.

Cuando el frente de una onda sonora se encuentra con un obstáculo, y por tanto un cambio en la impedancia del medio, la energía entra a formar parte de los procesos de difracción, reflexión y transmisión en el seno del obstáculo. La difracción supone la rotura y dispersión del frente de la onda alrededor de los bordes del obstáculo, y sólo es importante cuando las dimensiones del obstáculo son grandes en relación con la longitud de onda del sonido. Si la superficie que se opone a la onda es más de cin-

co veces su longitud de onda, una parte de la energía contenida en la onda se refleja, y otra parte se transmite a la sustancia del obstáculo. El porcentaje de energía que experimenta reflexión y el que se transmite depende de la relación entre la impedancia del medio por el que viaja la onda y la del obstáculo. Cuando la diferencia entre las impedancias es pequeña, se transmitirá mucha energía sonora, pero si la diferencia es grande, la mayor parte de la energía se reflejará. Así, en la interfase aire/agua del mar sólo se transmite un 0,1% de la energía (4).

Este concepto es de suma importancia para entender la función del oído medio, que es llevar al máximo la transmisión de energía sonora a través del igualamiento de impedancias de la energía sonora que viaja por el aire al oído interno lleno de líquido.

El término “impedancia” lo podríamos definir como “la oposición ofrecida por un sistema al flujo de energía (al paso de sonido)”. Las propiedades del sistema de transmisión del sonido (fuente y medio de propagación) que contribuyen a esta oposición son: masa, elasticidad y resistencia por rozamiento. La masa se opone al paso de la alteración mecánica debido a su inercia. Puesto que la masa actúa en contra de la fuerza de la onda sonora sin absorber ni disipar energía, la contribución de la masa a la impedancia es una reactancia de masa. La elasticidad o rigidez se oponen al desplazamiento de la masa en movimiento con una fuerza en aumento. También puede ser considerada la elasticidad como la oposición ofrecida al intentar comprimir un volumen de aire cerrado para convertirlo en otro menor. Al igual como sucedía con la masa, esta energía no se pierde, por lo que la oposición que ofrece la elasticidad es también una reactancia. Por razones matemáticas, es conveniente usar el recíproco de la elasticidad, denominado compliancia. La contribución de la elasticidad a la impedancia es lo que se denomina reactancia de capacidad. El tercer componente de la impedancia es la fricción; como su efecto si disipa calor, su contribución recibe el nombre de resistencia.

La impedancia acústica de un medio es el cociente entre la presión sonora que se aplica y la velocidad volumétrica o flujo (5). Los elementos constitutivos de la impedancia acústica son: la resistencia acústica, que disipa energía, y la reactancia acústica, que no disipa. La resistencia se debe a los rozamientos, que arrastra una pérdida de energía sonora con transformación en una energía diferente y es independiente de la frecuencia.

La reactancia se debe a los efectos de la masa y la rigidez, de signos opuestos. La masa representa la reactancia positiva, pues los efectos aumentan a medida que la frecuencia se eleva. Por el contrario, la rigidez representa la reactancia negativa, y los efectos disminuyen a medida que la frecuencia aumenta. La suma algebraica de la reactancia de masa (positiva) y la reactancia de capacidad (negativa) nos proporciona la reactancia acústica global en un plano determinado (6):

$$\text{Reactancia acústica} = \text{reactancia de masa} - \text{reactancia de capacidad}$$

Si la reactancia de masa es mayor que la reactancia de capacidad, se dice que en el sistema domina la masa; si es mayor la reactancia de capacidad, domina la elasticidad. En un sistema determinado la contribución de cada una de ellas depende de la frecuencia de la onda sonora. A bajas frecuencias (< 500 Hz) en el oído medio domina la rigidez; la contribución a la reactancia de masa se incrementa al aumentar la frecuencia. Dicho de otra forma, cuanto mayor sea la masa de un sistema mecánico, menor es la transmisión de las altas frecuencias. Por el contrario, a mayor rigidez del sistema, mayor transmisión de las altas frecuencias. De esta forma, las pérdidas aéreas en frecuencias bajas que se observan en la otosclerosis se consideran causadas por la mayor rigidez de la cadena osicular.

La impedancia difiere de la resistencia en que esta última es constante en todas las frecuencias y adquiere la forma de fricción en los sistemas mecánicos.

La capacidad de un objeto para inducir vibración en otro se denomina resonancia. El objeto receptor (resonador) tiene su propia frecuencia natural de vibración. Cuanto más parecidas sean la frecuencia de la fuerza iniciadora con la frecuencia natural del objeto receptor, más fácil será hacer vibrar el objeto receptor. La frecuencia natural de vibración de un objeto es la frecuencia de resonancia. La máxima amplitud de vibración se obtiene cuando la frecuencia iniciadora sea igual a la frecuencia de resonancia del resonador.

Los resonadores pueden determinar o modificar la frecuencia de los objetos vibradores. Estos tipos de resonadores son conocidos como filtros. Las frecuencias a las que el filtro vibra son aquellas que el filtro permite que pasen.

FISIOLOGÍA DEL SISTEMA TIMPANOOSICULAR

Hasta que el sonido llega a hacerse una sensación consciente, ocurren una serie de fenómenos que comienzan con la captación de la onda sonora, pasando por distintas transformaciones, hasta la llegada del mensaje a las áreas auditiva y su integración cortical.

La percepción del sonido por el oído humano es un complejo proceso porque depende del nivel de presión acústica y de la frecuencia del sonido. El umbral de audición es el nivel de presión sonora mínimo capaz de evocar una sensación auditiva. El área de sensación auditiva limita, a niveles bajos de presión sonora, con el umbral de la audición, y a niveles muy altos, con el umbral de malestar y dolor. Los límites de frecuencia no están bien definidos. A menudo se considera que el límite de las frecuencias altas está en 20.000 Hz, pero varía notablemente

de una persona a otra. Habitualmente decae con la edad y la exposición al ruido. El límite de las frecuencias bajas suele especificarse a 20 Hz, pero el sistema auditivo puede responder a frecuencias inferiores.

Transmisión de la onda sonora

El oído externo (pabellón y CAE) tiene una función de captación y conducción del sonido con la amplificación de algunas frecuencias (7). También interviene, especialmente el pabellón auditivo, en la localización del sonido basándose en las diferencias de intensidad y de tiempo de percepción, en razón de la difracción de las ondas acústicas sobre el conjunto del volumen craneal y del oído externo de ambos oídos (8).

El pabellón auricular amplifica esencialmente las frecuencias cercanas a 5.000 y 6.000 Hz, con un incremento inferior a 10 dB (9), mientras que el conjunto del CAE y del tímpano actúa en frecuencias menos elevadas, comprendidas entre 2.000 y 5.000 Hz. Esta amplificación es complementaria de la que se observa en el oído medio.

El CAE, a parte de su función pasiva de transmisión del sonido, actúa como un resonador acústico para incrementar la presión sonora en la membrana del tímpano de 15 a 22 dB las frecuencias comprendidas entre 1.000 y 4.000 Hz. También tiene alguna ganancia para las frecuencias comprendidas entre los 8.000 y los 12.000 Hz, y no tiene ninguna influencia sobre las frecuencias graves (10).

Sin embargo, dichos efectos varían de manera considerable entre una y otra persona, por diferencias en la forma y tamaño del conducto y el ángulo de incidencia de la onda sonora que les llega. Este incremento de frecuencias por resonancia se desplaza hacia los agudos en las estenosis de conducto, y hacia los graves en los conductos muy anchos, como por ejemplo los modificados quirúrgicamente.

El papel más importante del oído medio es el de transformar las vibraciones aéreas, que chocan contra el tímpano, en variaciones de presión en los compartimentos líquidos del oído interno, a través del "igualamiento" de impedancias de la energía sonora que viaja por el aire, al oído interno lleno de líquido.

La impedancia de la perilinfa es 40-50 veces superior que la del aire. Cuando la onda sonora se encuentra con un medio acuoso, sólo entra en este último el 0,1% de la energía que transporta la onda; el 99,9% restante se refleja (fig. 1). El papel del oído medio consiste en compensar esta diferencia de impedancias a través de diferentes mecanismos.

Además de los mecanismos transformadores de la presión acústica, el oído medio tiene que ofrecer una protección de fase (separación acústica) entre la ventana oval y redonda para que los movimientos del estribo puedan transmitirse a la perilinfa con eficacia. Esto se consigue gracias a la canalización del sonido a través de la

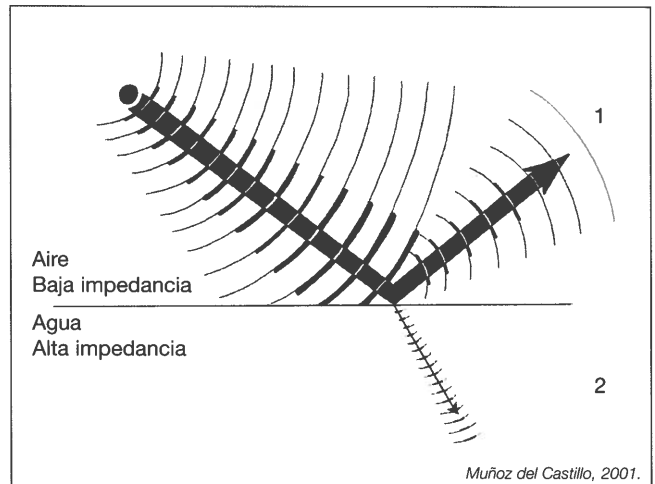


Figura 1. Pérdida de intensidad sonora por reflexión del sonido al pasar de un medio aéreo a uno líquido.

cadena osicular y al efecto amortiguador de la membrana y la cámara de aire de la caja timpánica, que logran un desfase entre la ventana oval y la redonda. La membrana timpánica atenúa la energía sonora, que pasa directamente al oído medio en un promedio de 17 dB y aligera levemente su ángulo de fase (11).

Clásicamente, el sistema transformador y amplificador de la impedancia del oído medio puede dividirse en tres fases:

1. Palanca catenaria: propia de la membrana del tímpano.
2. Palanca osicular: correspondiente a los osículos.
3. Palanca hidráulica: generada por la diferencia de área entre la membrana del tímpano y la base del estribo.

La membrana timpánica es el receptor de la presión acústica dirigida contra el oído por la energía vibratoria del aire que existe a nuestro alrededor. Además de captar las ondas sonoras, tiene la misión de proteger la ventana redonda para que el sonido alcance ambas ventanas con diferencia de fase e intensidad.

La forma de la membrana timpánica es cónica, con el vértice hacia la pared interna (medial), de tal manera que la superficie expuesta al estímulo es mayor, sin necesidad de una gran apertura del CAE.

El ángulo de la membrana respecto al eje del CAE es de alrededor de 55° y forma con la pared posterior un ángulo de 150°, y hace que dicha membrana sea menos redonda y algo más elíptica en cuanto a la forma. Debido a sus fibras radiales y circulares posee una tensión en estado de reposo, que le permiten captar ondas de baja intensidad.

En 1863, Helmholtz fue el primero en plantear el concepto de palanca catenaria en la acción de la membrana timpánica. Cuanto más tensa esté la membrana del tímpano, mayor será la fuerza que ejerza sobre sus puntos de

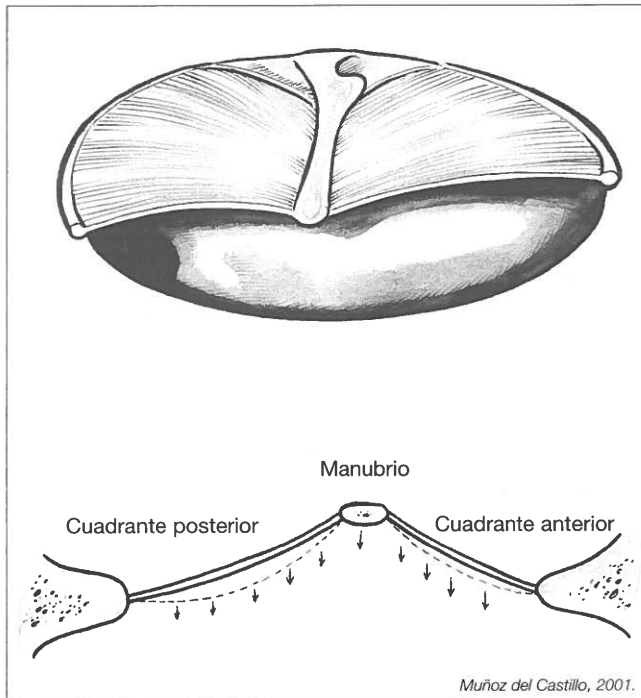


Figura 2. Palanca catenaria.

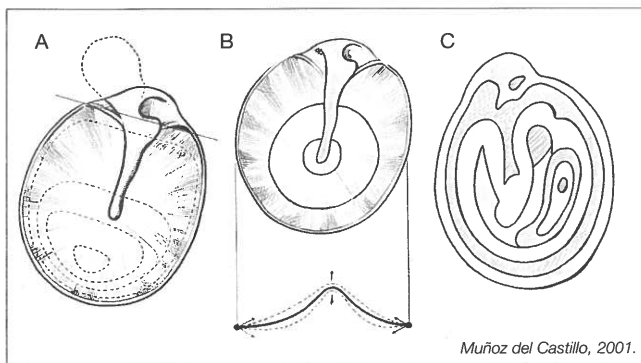


Figura 3. Patrones vibrátiles de la membrana timpánica. A) Áreas de vibración en placa en torno a un eje (Békésy). B) Zonas concéntricas de diferente amplitud de movimientos (Kiriake). C) Patrones vibrátiles mediante la holografía con promediación de tiempo (Khanna y Tonndorf).

fijación. Puesto que el anillo óseo es inmóvil, la energía sonora aplicada se amplifica en su punto de fijación central, que es el martillo. Esto permite una amplificación dos veces superior a la presión ejercida sobre la membrana (2:1) (fig. 2).

Sin embargo, los movimientos de la membrana timpánica eran muy complejos, y variaban de acuerdo con la frecuencia e intensidad de los sonidos que incidían sobre ella. Helmholtz en 1968 consideraba que existían dos zonas timpánicas que poseían un desplazamiento máximo, situadas por delante y por detrás del mango del mar-

tillo. Von Békésy, en cambio, consideró que hasta los 2.400 Hz el tímpano vibraba en torno a un eje, constituido por el cuello del martillo. Estudió las áreas timpánicas delimitadoras de la misma amplitud, y encontró la mayor amplitud a lo largo de la línea que se extiende desde el mango del martillo, cerca de la base. El tercio externo periférico apenas tendría una función vibratoria y actuaría con una movilidad en forma de charnela sobre el ánulus, mientras que la zona central del umbo actuaría en forma de émbolo con un movimiento sincrónico con el mango del martillo. Con las frecuencias altas, la vibración timpánica se volvía segmentaria y perdía su rigidez, y existía una disminución proporcional de la superficie y volumen que vibraba; cada vez era menor el área de la membrana que vibraba y sobre un eje cada vez más próximo al margen inferior de la membrana (fig. 3A).

En 1960 Kirikae también estudió la movilidad timpánica; encontró zonas timpánicas con diferente amplitud y distinguió tres zonas. Una zona central o cónica en torno al umbo, una periférica rodeada por el anillo timpánico y una intermedia comprendida entre las otras dos. Durante la vibración, la zona central ejecutaba un movimiento en vaivén a modo de un pistón, la zona periférica describía un movimiento en bisagra con el anillo timpánico y la zona intermedia mostraba la mayor amplitud de movimientos (fig. 3B).

Posteriormente, Khanna y Tonndorf en 1972, por medio del método de holografía con promediación de tiempo, identificaron que los patrones vibrátiles de la membrana del tímpano eran contrarios al movimiento rígido "en placa" descrito por Békésy. Cualquiera que fuera la frecuencia del estímulo, la zona timpánica que poseía un desplazamiento máximo se situaba en el cuadrante poserosuperior (fig. 3C). En cambio, los desplazamientos de otras partes del tímpano variaban según la frecuencia. Hasta una frecuencia aproximada de 2.000 Hz, la amplitud del cuadrante posterior del tímpano era tres veces mayor que la del martillo, mientras que la amplitud del cuadrante anterior del tímpano era similar a la del martillo. A partir de una frecuencia de 3.000 Hz, la amplitud máxima del desplazamiento del tímpano se situaba en su cuadrante poserosuperior. A medida que la frecuencia aumentaba, los desplazamientos de la membrana timpánica eran cada vez más complejos.

La cadena osicular formada por el martillo, yunque y estribo sería la encargada de transmitir las vibraciones de la membrana timpánica al laberinto.

Helmholtz describió un nivel de palancas de segundo grado en que el brazo se extendía entre la rama corta del yunque y el umbo timpánico, de modo que el ligamento del yunque servía como punto de apoyo. Dahmann no aceptó lo anterior, y propuso que el martillo y el yunque actuaban como una sola unidad y rotaban alrededor de un eje, que transcurriría entre el ligamento anterior del martillo y la apófisis corta del yunque (palanca de primer grado).

Para el funcionamiento de la cadena osicular, es de gran importancia el complejo sistema de suspensión, que consiste en sujeciones a los bordes laterales y mediales a los ligamentos, articulaciones y músculos. Como en el caso de la membrana timpánica, la excesiva tensión en la cadena o la falta de ella limitan su capacidad para transmitir las vibraciones. Existen tres ejes fundamentales en la cadena osicular (fig. 4). El estudio de estos tres ejes nos permite analizar cómo el martillo y el yunque actúan bajo el eje de rotación, y lo haría como una palanca con dos brazos. Así, una presión aplicada sobre el mango del martillo aumentará por la palanca formada por el bloque martillo-yunque en torno a un eje fijo significa que la amplitud del movimiento del martillo aumentará linealmente con la distancia respecto al eje (cuanto más se aleja del eje de rotación, más aumenta la amplitud de la vibración) (fig. 5). La relación de palanca se estima por la medida de la relación entre la distancia del umbo al eje de rotación y la distancia entre el eje de rotación y la articulación incudo-estapedial. Empleando los cálculos y medidas de Dahmann (1929), se puede observar que la acción de palanca logra una mejoría en relación de 1,32:1, o sea, 2,5 dB de ganancia.

Los estudios de Khanna y Tonndorf (12) aceptan el sistema de palancas descrito por Dahmann, pero destacan que la membrana del tímpano y el martillo actúan como un sistema acoplado. La fuerza de la palanca catenaria se aplica en toda la longitud del mango del martillo, de manera que el brazo real de palanca debe calcularse como integral de la longitud del mango mencionado. El análisis se complica aún más por el hecho de que las fibras superiores de la membrana del tímpano tienen menor curvatura, y de este modo ejerce mayor fuerza en el martillo, pero en el nivel en que disminuye la proporción de palanca. Los nuevos cálculos generan una proporción de palanca de 1,15:1, y disminuye así la magnitud de esta palanca en la transformación de la fuerza.

Las palancas catenaria y osicular actuando conjuntamente generan una ventaja de 3,15, que es más del doble de la existente con la palanca osicular sola.

En 1991, Decraemer demostró que el eje de rotación no es fijo, sino que su posición varía según la frecuencia, lo que modifica por consiguiente la relación de palanca, y que el movimiento de rotación no es único, sino que existe un componente de translación (13). Parece ser que cuando el sistema es estimulado por ondas de bajas frecuencias el componente de rotación es el predominante, mientras que para las altas frecuencias el componente de translación predomina sobre el otro.

El tercer concepto de Helmholtz de igualamiento de impedancias viene determinado por la proporción de áreas entre la membrana del tímpano y la base del estribo (palanca hidráulica). La superficie de la membrana timpánica es de 60 mm² y la de la platina es de 3 mm², o sea, las superficies tienen una relación de 20:1, de forma

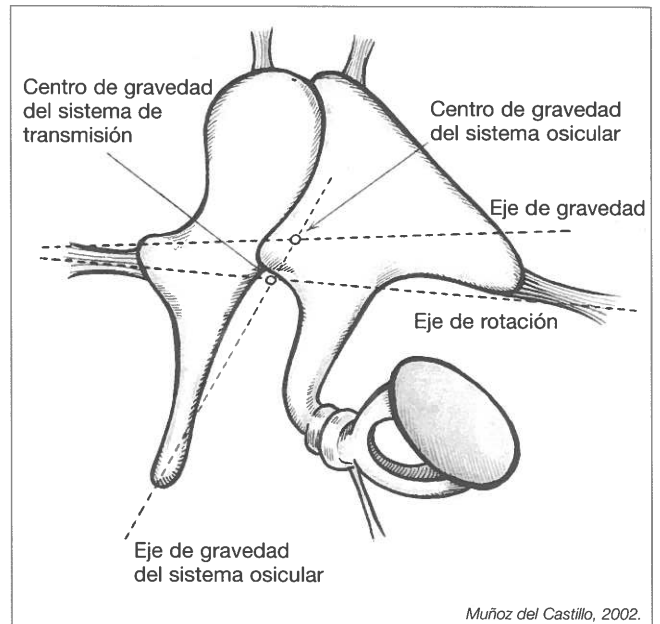


Figura 4. Ejes de la cadena osicular.

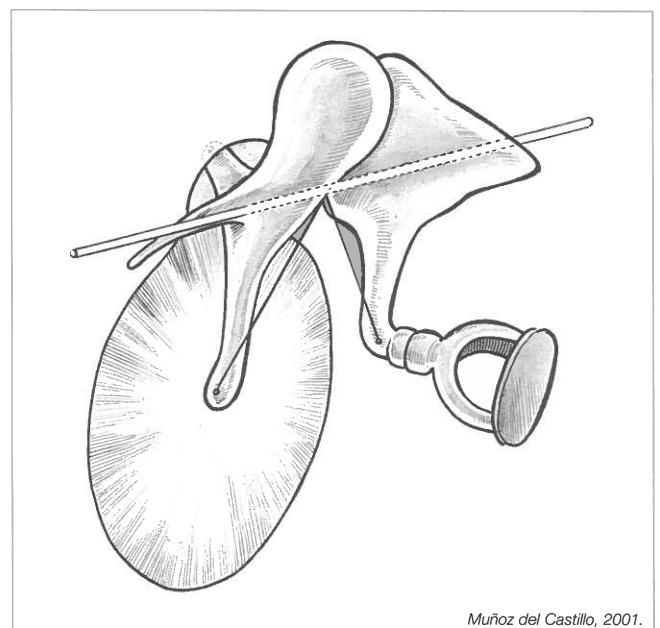


Figura 5. Palanca de primer grado de la cadena osicular.

que la energía sonora que incide sobre el tímpano resulta 20 veces más intensa cuando llega a la platina (fig. 6).

Los movimientos del bloque timpanomaleoincudal se transmiten al estribo mediante la articulación incudoestapedial. Esta articulación tiene gran importancia en la transmisión de los movimientos de rotación del estribo en los planos horizontal y vertical del espacio. La platina del estribo se adhiere a los bordes de la ventana oval por el ligamento anular, más largo y más flexible por delante

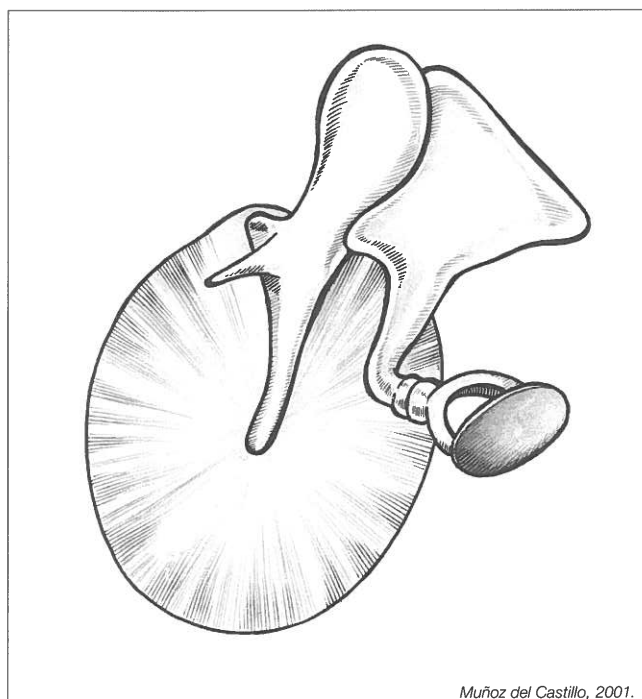


Figura 6. Relación de superficies entre la membrana timpánica y la ventana oval.

que en su parte posterior. Por este hecho, en condiciones fisiológicas, el estribo efectúa un movimiento de pistón y de rotación alrededor de un eje vertical situado en el borde posterior de la ventana oval (fig. 7A). A fuertes intensidades de estimulación (superiores a 120 dB) se produce un cambio en el eje de rotación del estribo que pivota alrededor del eje mayor horizontal de la ventana oval. Este último mecanismo implica un desplazamiento mínimo de los líquidos laberínticos y representa un modo de protección contra sonidos intensos (fig. 7B). Otros autores, por el contrario, Guinan y Peake, afirman que el movimiento del estribo no varía con la intensidad del sonido.

La amplificación global de la presión transmitida de la membrana timpánica a la platina del estribo puede estimarse en 22 veces, lo que corresponde a un aumento medio de 35 dB, que junto con la contribución del oído externo (15 dB) obtendría una ganancia total del sistema de 49 dB y permitiría compensar la pérdida de energía entre el medio aéreo y los líquidos cocleares, que sería de 99,9%, lo que correspondería a una pérdida transmisional de 30 dB.

Sistema muscular intratimpánico

La contracción de los músculos del oído medio conlleva una restricción de los movimientos de la cadena osicular, tensan la membrana del tímpano y disminuyen la sensibilidad auditiva para algunas frecuencias. Se activan mediante un mecanismo reflejo bilateral de protec-

ción del sistema auditivo, frente a sonidos de alta intensidad (reflejo estapedial) o de intensidad extrema (reflejo acústico), aunque también se contraen en relación con estímulos no auditivos.

El músculo del martillo tensa el tímpano y proyecta la platina sobre la ventana oval, mientras que el músculo del estribo desplaza la platina hacia fuera y atrás, y disminuye la tensión de la membrana al desplazar el sistema timpanoosicular.

Trompa de Eustaquio

Toda esta movilidad del oído medio se realiza en un medio aéreo, y por tanto depende de que exista un equilibrio de presiones a ambos lados de la membrana timpánica. Este equilibrio se obtiene gracias a los movimientos de apertura de la trompa de Eustaquio. Una alteración de este equilibrio conlleva una pérdida auditiva.

Fisiológicamente en el oído medio se produce una presión negativa, debida a la absorción de gases que en él existen por parte de las células de la mucosa. La apertura de la trompa de forma periódica, principalmente durante la deglución, permite la renovación del aire del oído medio.

También conviene destacar el papel de la trompa en el drenaje de las secreciones del oído medio mediante su movimiento ciliar.

CONDUCCIÓN SONORA EN EL OÍDO ENFERMO

Perforación de la membrana timpánica

La alteración de la conducción del sonido debida a una perforación timpánica corresponde a dos factores (fig. 8B):

1. Interferencia de fase por la entrada de la energía sonora a través de la perforación, que interferiría con la vibración de la membrana y de la cadena al llegar directamente a la ventana redonda. Este factor afecta fundamentalmente a la transmisión de bajas frecuencias, y por ello carece de importancia en caso de grandes perforaciones. Sólo tendría una mayor repercusión en caso de existir, además, una interrupción de cadena, puesto que entonces la onda sonora penetraría por igual por las dos ventanas y se anularían en ambas rampas cocleares.
2. Alteración de la diferencia de áreas entre la membrana del tímpano y la base del estribo (palanca hidráulica). Éste sería el principal factor en la disminución de la audición. Estudios realizados por Austin (14), refieren una relación lineal entre la pérdida auditiva y el tamaño de la perforación timpánica. Además del tamaño también influye la localización de la perforación: así la perforación de la pars flácida no afecta a la audición;

la localización posteroinferior perjudica más la audición por la incidencia del sonido sobre la ventana redonda.

Perforación de la cadena osicular con interrupción de la cadena (fig. 8C)

Cerca del 60% de los pacientes con perforación timpánica padecen de una interrupción de la cadena osicular. Esto conlleva una mayor pérdida auditiva, fundamentalmente para las frecuencias bajas, alrededor a los 38 dB, ya que sería la suma de la pérdida de la palanca hidráulica (26 dB), pérdida de la palanca osicular/caténaria (7,3 dB) y la interferencia de fase (5 dB), lo cual hacen un total de 38,8 dB.

En el caso de una pérdida total de la membrana timpánica y de la cadena osicular, la hipoacusia es similar a la anterior pero en mayor grado, alrededor del 50%, debido fundamentalmente al incremento de pérdida por la interferencia de fase, que llega a ser del 16,2 dB.

Interrupción osicular con la membrana intacta (fig. 8D)

Suele ser el resultado de intervenciones de oído o por el cierre espontáneo de la perforación timpánica. Existe una pérdida auditiva que ronda los 50 dB, con una curva audiométrica plana. Este incremento en la pérdida auditiva se debe a la suma de la pérdida por la alteración en el mecanismo de amplificación del oído medio (28 dB), más el obstáculo a la transmisión sonora que ejerce un tímpano íntegro, que suele ser de 15-20 dB.

La sustitución de la cadena osicular por una prótesis o columela (timpanoplastia tipo III) mantiene el mecanismo hidráulico de diferencias de área entre la membrana y la platina, y sólo queda una pequeña pérdida de 10-20 dB atribuible a la falta del efecto palanca de la propia cadena.

Interrupción de la cadena osicular, la membrana intacta y bloqueo de la ventana oval (fig. 8E)

Suele aparecer en determinadas malformaciones congénitas en las que existe una agenesia de la base del estribo (15). La pérdida auditiva es mayor, alrededor del 60%, y afecta tanto a las frecuencias graves como a las agudas.

Esta misma pérdida auditiva se ha observado en cierres de la ventana oval por otosclerosis.

Obstrucción del conducto auditivo externo (fig. 8D)

La oclusión total del CAE produce una pérdida alrededor del 30%; cualquier comunicación por pequeña que sea alivia esa pérdida. El grado y patrón exactos de pérdida dependen en cierta forma de la cantidad de aire

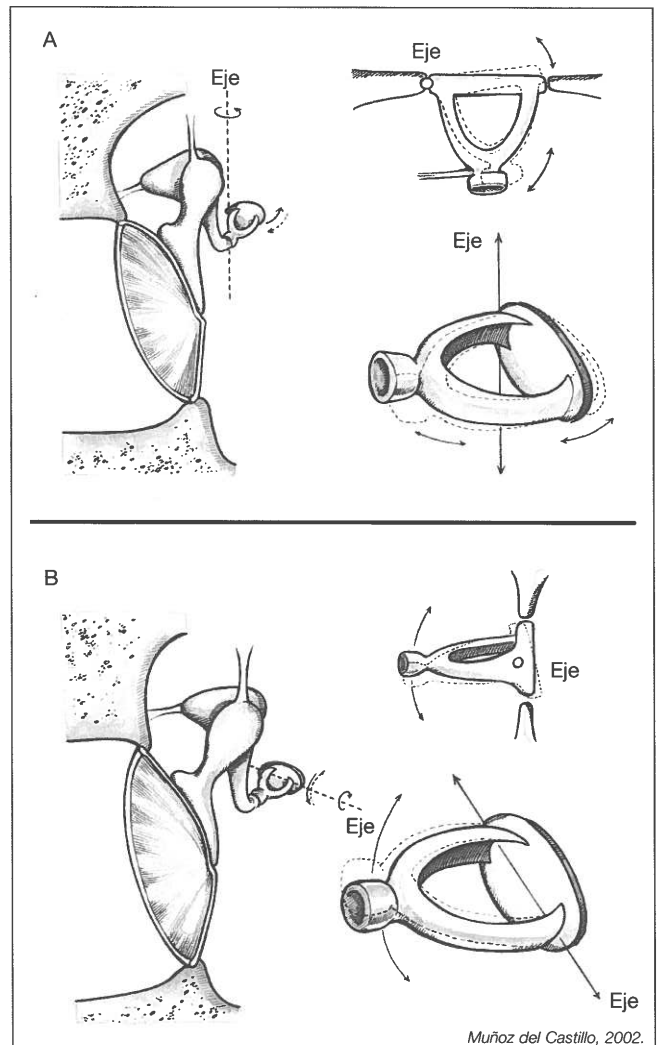


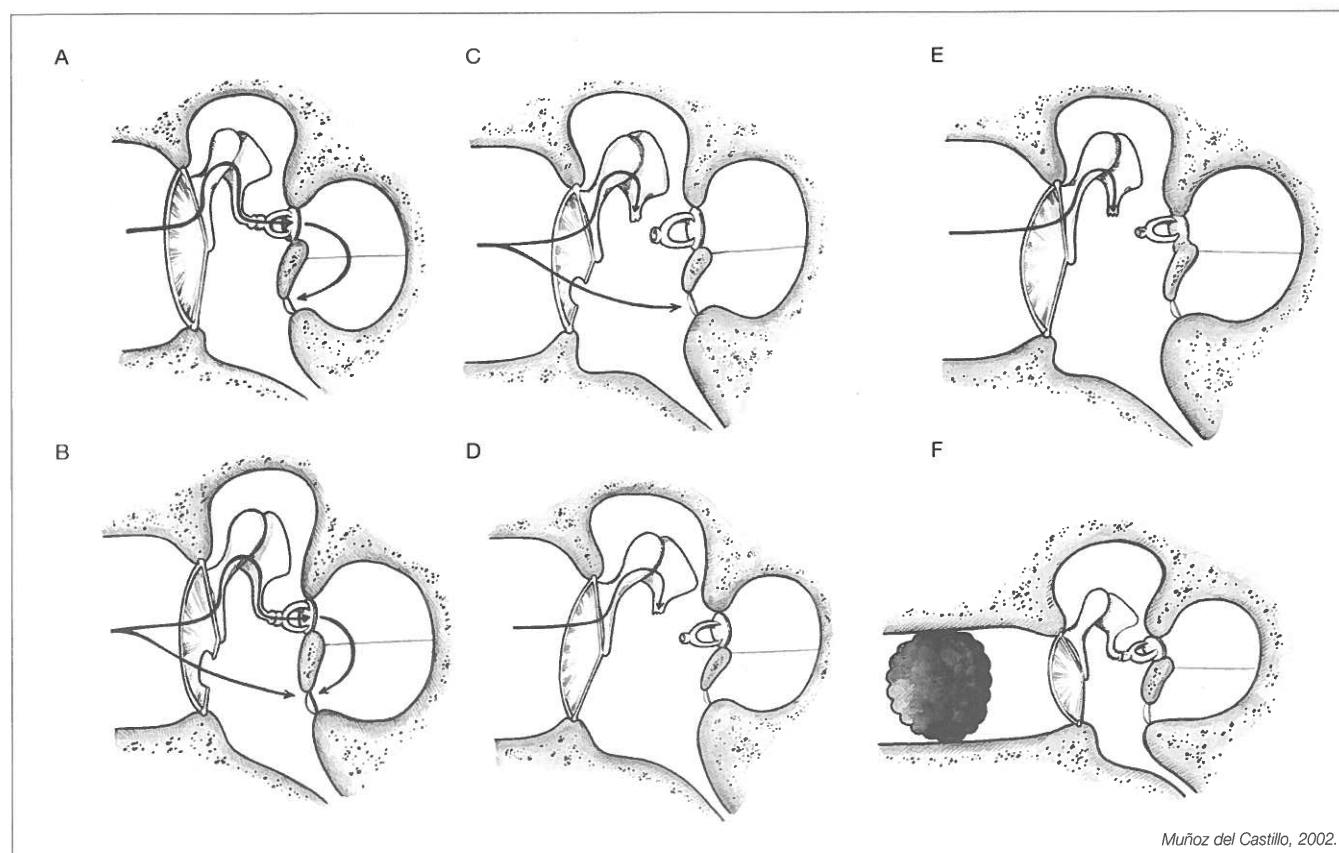
Figura 7. Movimientos del estribo con sonidos moderados (A) o sonidos intensos (B).

atrapado entre la membrana del tímpano y el tapón, pues la resonancia de la columna aérea mejora la audición en la frecuencia de la resonancia, además de la posibilidad de que la masa obstructiva comprima el tímpano, en cuyo caso la pérdida auditiva sería mucho mayor.

Modificaciones de la impedancia del oído medio

Como ya hemos comentado, el oído medio actúa adaptando la impedancia de la energía sonora que viaja por el aire con la del oído interno lleno de líquido. La impedancia acústica de este sistema depende de tres factores: masa, rigidez y fricción.

El oído medio actúa como un filtro que permite el paso de frecuencias por debajo de la resonancia (1.000 Hz), en tanto que atenúa las frecuencias más altas con una pendiente de 16 dB por octava.



Muñoz del Castillo, 2002.

Figura 8. A) Conducción sonora en el oído sano. B-F) Conducción sonora en el oído enfermo.

Existen una serie de patologías en las que se aumenta la masa: placas de timpanoesclerosis, colocación de prótesis que sustituyan al estribo, etc. En estos casos se ve comprometida la transmisión de los agudos. Por el contrario, si aumenta la rigidez, como en la otosclerosis, o por la existencia de fibrosis, se comprometería la transmisión de los graves. En el caso de la timpanoesclerosis generalmente se incrementa la rigidez y la masa, por lo que suele existir pérdida tanto en agudos como en graves.

BIOMECAÁNICA DE LA RECONSTRUCCIÓN OSICULAR

La reconstrucción del mecanismo de conducción del oído medio sigue siendo un problema sin resolver. Las innumerables prótesis que existen en el mercado atestiguan la investigación incesante para obtener la prótesis definitiva que pudiera reproducir o mejorar el sistema natural de transmisión del sonido.

El oído medio normal disminuye su función por arriba de su frecuencia resonante, cerca de 1.000 Hz, más bien porque la membrana del tímpano se segmenta en zonas vibrátiles menores y menos eficientes; esta seg-

mentación produce una pérdida promedio de unos -9 dB por octava en el desplazamiento del ombligo del tímpano, por arriba de 1.000 Hz (16). En frecuencias mayores al parecer persiste la pérdida en el sistema osicular, que se debe al movimiento traslacional hacia dentro y fuera del cuello del martillo. Esto produce una pérdida adicional de -4 a -6 dB en el desplazamiento del martillo por arriba de 1.000 Hz, lo cual hace un total de -15 dB por octava. Según esto, cualquier prótesis de reemplazo del yunque funcionaría mejor en frecuencias altas, de 1.500 a 4.000 Hz, que por debajo de los 1.000 Hz, por esta diferencia de frecuencias en la función normal.

El estado acústico de la membrana del tímpano es esencial para obtener buenos resultados en la reconstrucción osicular. Las membranas timpánicas reconstruidas y las que presenten otras anomalías (monoméricas, timpanoesclerosis, retracciones, flacideces, etc.) tendrían una función acústica por debajo de la variabilidad normal que presentan las membranas timpánicas normales, y por tanto repercutirían negativamente en los resultados acústicos de la reconstrucción osicular. Para un nivel de presión sonora y frecuencias particulares, cuanto mayor sea el desplazamiento del martillo, mejor será la función de la membrana timpánica y mejores serán

los umbrales de audición. Por tal motivo, si la membrana timpánica actúa de manera satisfactoria, la mejor prótesis de reemplazo de yunque o yunque-estribo sería aquella prótesis biocompatible que conectara el mango del martillo con el estribo, con una tensión óptima. La zona del martillo que presenta una movilidad máxima sería el umbo, pero desafortunadamente el ángulo de fijación de una prótesis desde el umbo hasta el estribo suele ser demasiado grande como para lograr estabilidad o transferencia eficiente de la vibración, por lo que hay que recurrir a su fijación en una zona más alta del mango (17).

En el caso de existir una membrana timpánica con una función acústica deficiente, la mejor prótesis sería aquella cuya área de superficie en contacto con la membrana timpánica mejorara la función acústica de esta última, y para ello debería proporcionar un grado de tensión óptima en la porción posterior de la membrana. A su vez, la angulación de la cabeza de la prótesis en relación con su pie (30°) produciría un contacto máximo entre el área de superficie de la prótesis y la forma cónica de la membrana timpánica. Dicha prótesis presenta ventajas acústicas respecto a las no anguladas con la misma superficie de cabeza. Esta diferencia se observa fundamentalmente entre 1.600 y 2.600 Hz.

El peso y rigidez de la prótesis también juegan un papel importante en la transmisión acústica (18). Así, las prótesis más pesadas presentan un mejor funcionamiento por debajo de 2.000 Hz que las prótesis más ligeras; ello es debido a que un incremento en la masa en el sistema vibrátil tiende a desplazar la frecuencia de resonancia del sistema a frecuencias más bajas; por arriba de la frecuencia de resonancia disminuyó el rendimiento. No obstante, por encima de los 40 mg disminuye considerablemente su rendimiento.

Fundamentalmente podemos encontrar dos formas básicas de reconstrucción osicular para el reemplazo del yunque con/sin estribo:

1. Prótesis que conecta el martillo con la supraestructura o base del estribo.
2. Prótesis que conecta la porción posterior de la membrana timpánica (y a veces el martillo) con el estribo.

En el primer caso, la transmisión directa desde el mango del martillo hasta el estribo está condicionada por el ángulo formado entre la prótesis y el vector de desplazamiento del martillo, de forma que cuanto mayor sea este ángulo, y por tanto mayor sea la horizontalidad de la prótesis, menor será el desplazamiento del estribo. Se piensa que son aceptables ángulos inferiores a 45° (fig. 9A).

No obstante, este problema se ha resuelto en parte con la aparición de unas prótesis de aleaciones (titanio-níquel), que debido a su morfología y elasticidad evitan la excesiva horizontalidad, encontrada en algunos casos con la utilización de prótesis rígidas.

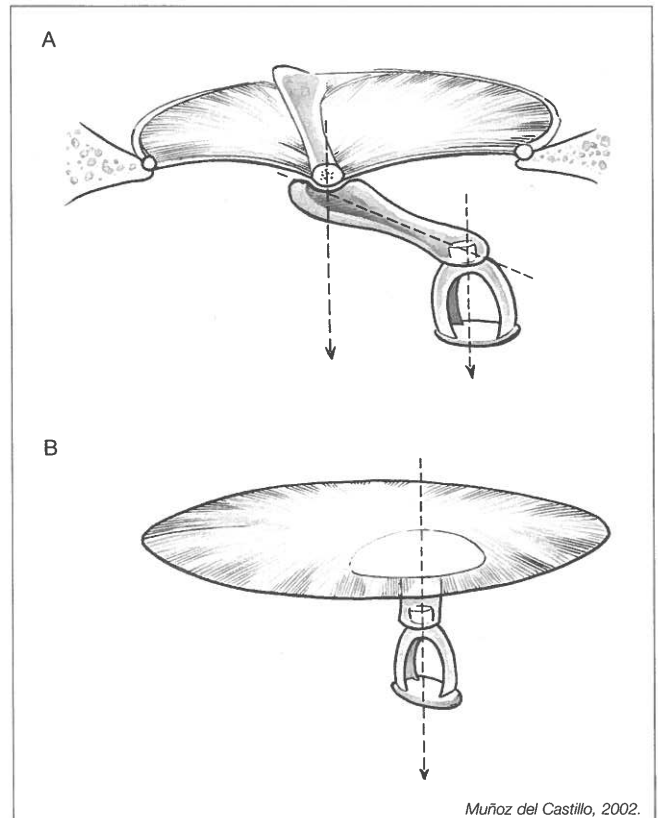


Figura 9. Tipos básicos de prótesis de reemplazo del yunque. A) Conexión del mango del martillo con el estribo. B) Conexión de la membrana timpánica con el estribo.

En el segundo caso, la transmisión sonora se produce por acción columelar directa desde la membrana, a través de la prótesis, hasta la base del estribo. Dentro de este grupo, algunas utilizan su fijación con el mango del martillo, que les permite obtener, en contra de las prótesis osiculares totales y las prótesis osiculares parciales clásicas, una mayor estabilidad y menor posibilidad de extrusión (fig. 9B).

La tensión apropiada de la prótesis constituye un factor muy importante en la transmisión del sonido. Aquellas prótesis que establecen una gran tensión entre la membrana timpánica y el estribo producen una adecuada respuesta en frecuencias altas (> 3.000 Hz) a expensas de su función en frecuencias bajas (< 1.300 Hz). Por el contrario, la pequeña tensión produce buenos resultados en bajas frecuencias, pero resultados inadecuados por encima de 1.000 Hz. La tensión intermedia u óptima es la que ofrece mejores resultados auditivos.

En la obtención de esta tensión óptima son de gran ayuda la utilización de unas prótesis metálicas elásticas con memoria, u otras más antiguas que presentaban unos dispositivos helicoidales que variaban su longitud dependiendo de la tensión, y que permiten adaptarse a las dimensiones anatómicas con una tensión óptima.

BIBLIOGRAFÍA

1. Durrant JD, Lovrinic JH. Bases of Hearing Science. 3ª ed. Baltimore: Williams & Wilkins, 1995; p. 138-255.
2. Tonndorf T. Física del sonido. Otología. 2ª ed. Paparella, Shumrick. Madrid: Panamericana, 1987; p. 101-121.
3. Quiñónez RE, Quiñónez RO. Acústica y psicoacústica. En: Gil-Carcedo García LM. Tratado de Otorrinolaringología y Cirugía de Cabeza y Cuello. Tomo II. Otología. Madrid: Proyectos Médicos, 2000; p. 752-773.
4. Austin DF. Acoustic mechanisms in middle ear sound transfer. Otolaryngologic Clin North Am 1994; 27: 641-653.
5. Mawson SR, Ludman H. Enfermedades del oído. Madrid: Editorial AC, 1984; p. 72-93.
6. Blasckstock DT. Fundamentals of physical acoustics. Austin: A Wiley-Interscience, 2000.
7. Dancer A. Biomechanique de l'audition. En: Aran J. Physiologie de la cochlée. París: Inserm-Sfa-Emi, 1988; p. 27-73.
8. Abelló P. Fisiopatología de la audición. En: Abelló P, Traserra J, eds. Otorrinolaringología. Barcelona: Doyma, 1992; p. 59-61.
9. Palomar-García V. Fisiología del oído externo y medio. En: Abelló P, Traserra J, eds. Otorrinolaringología. Barcelona: Doyma, 1992; 11: 49-53.
10. Durrant-Durrant JD, Lovrinic JH. Bases of Hearing Science. 3ª ed. Baltimore: Williams & Wilkins, 1995; p. 138-255.
11. Loyzaga P, Pujol R. Fisiología del receptor y la vía auditiva. En: Tresguerres JAF. Fisiología Humana. 2ª ed. Madrid: McGraw Hill Interamericana, 1999; p. 232-245.
12. Khanna SM, Tonndorf J. Tympanic membrane vibrations in cat studied by time-averaged holography. J Acoust Soc Am 1972; 51: 1904-1920.
13. Decraemer WF, Khanna SM, Funnell WR. Malleus vibration mode changes with frequency. Hear Res 1991; 54: 305-318.
14. Austin DF. Sound conduction of the diseased ear. J Laryngol Otol 1978; 92: 367-393.
15. Harrison HLF, Shambaugh GE Jr, Derlacki EL. Congenital absence of the round window. Laryngoscope 1964; 74: 967-971.
16. Goode RL, Ball G, Nishihara S. Measurement of umbo vibration in human subjects: methods and possible applications. Am J Otol 1993; 4: 247-251.
17. Vlaming MSMG, Feenstra L. Studies on the mechanics of the reconstructed human middle ear. Clin Otolaryngol 1986; 11: 411-422.
18. Nishihara S, Goode RL. Effect of changes in mass on middle ear function. Am J Otol 1993; 109: 899-903.

Patología de la cadena osicular: interrupciones y anquilosis

P. Ostos Aumente, R. Mellado Rubio, F. Muñoz del Castillo y P. López Villarejo

INTRODUCCIÓN

El oído medio constituye un sistema de transmisión necesario para adaptar el estímulo sonoro, en una primera fase, hasta su integración cortical. El oído medio amplifica el sonido para adaptarlo al cambio de impedancia que representa el pasar de un medio aéreo al medio líquido de la coclea, al mismo tiempo que ejerce una cierta protección frente a estímulos sonoros intensos. Cuando se altera su función, aparece una sordera de transmisión que puede adquirir distintas formas, dependiendo del tipo y localización de la lesión.

Según el origen de estas alteraciones de la cadena osicular podemos diferenciar cuatro grandes grupos.

MALFORMACIONES CONGÉNITAS

La frecuencia de las malformaciones congénitas del oído medio y CAE es baja: uno por cada 11.000 según Kleinsasser (1). Existe una mayor incidencia hacia el sexo masculino (61%) y por el lado derecho.

La mayoría de las aplasias aisladas y las que forman parte de un síndrome polimalformativo son hereditarias. Estas últimas suelen estar relacionadas con un gen o un grupo de genes dominantes de penetración variable.

Las malformaciones del oído medio se pueden clasificar, dependiendo del grado de gravedad, en mayores y menores, así como en asociadas o aisladas, según se acompañen de otras malformaciones del oído externo o asociadas a síndromes malformativos craneofaciales, como el síndrome de Goldenhar o el de Franceschetti (2).

Dentro de las displasias mayores podemos encontrar, generalmente asociadas, la anotia o ausencia total de restos auriculares, la microtia o deformación aguda del pabellón, la atresia del CAE, la atrofia en grado variable de la caja timpánica y de la cadena osicular. Suelen detectarse en el nacimiento, y tiene gran importancia su carácter uni o bilateral de cara a su actitud terapéutica. Las malformaciones del oído medio suelen asociarse a malformaciones del oído externo debido a su origen embriológico (3).

Las aplasias menores afectan casi exclusivamente al oído medio y a los huesecillos, y se respetan el pabellón y el conducto auditivo externo. Suelen pasar desapercibi-

das en el nacimiento y sólo se detectan en edad escolar, dependiendo de su uni o bilateralidad. Clínicamente se caracterizan por presentar una hipoacusia de transmisión no progresiva, con ausencia de antecedentes otíticos y de acúfenos, y pueden acompañarse de antecedentes familiares o de alguna otra anomalía menor del pabellón.

El estudio audiológico en el caso de una aplasia mayor busca cuantificar el déficit auditivo así como verificar el estado del oído interno (afectado en el 10%). En el caso de una atresia del conducto auditivo externo o bien de una aplasia menor existe una hipoacusia de transmisión con una vía ósea normal.

Se han realizado múltiples intentos de clasificar las distintas malformaciones encontradas en la caja timpánica, pero todas ellas han sido susceptibles de ampliaciones y modificaciones posteriores.

En 1991 Cremers y Teunissen dividieron las malformaciones menores del oído medio en cuatro clases, que después se verían ampliadas por Tos (4) (fig. 1).

Entre las malformaciones vasculares podemos destacar la persistencia de la arteria estapedial, puede atravesar el arco estapedial o cubrir por completo la platina. La arteria carótida interna puede verse en el cuadrante anteroinferior como una masa rojiza, y puede ser responsable de un acúfeno pulsátil.

En las aplasias mayores el contenido osicular suele estar malformado, especialmente en las disostosis mandibulofaciales (Mac Kenzie, Sando y Hutchinson), aunque también es posible encontrar importantes malformaciones detrás de un tímpano normal.

En las aplasias menores la alteración funcional encontrada en la cadena osicular puede ser por fijación (pared del conducto facial, ático, pared del receso epitimpánico, remanente fibroso) o bien por interrupción. Desde un punto de vista embriológico, es posible distinguir las malformaciones que afectan a la parte superior de la cadena de huesecillos, que proceden del primer arco, de las que afectan a la parte inferior (mango del martillo, rama larga del yunque) asociadas a menudo a anomalías estapediales.

El martillo habitualmente se encuentra soldado al cuerpo del yunque. El mango puede estar ausente o bien malformado. Puede existir una fijación atical bien aislada de la cabeza del martillo o bien asociada a una fijación con el cuerpo del yunque.

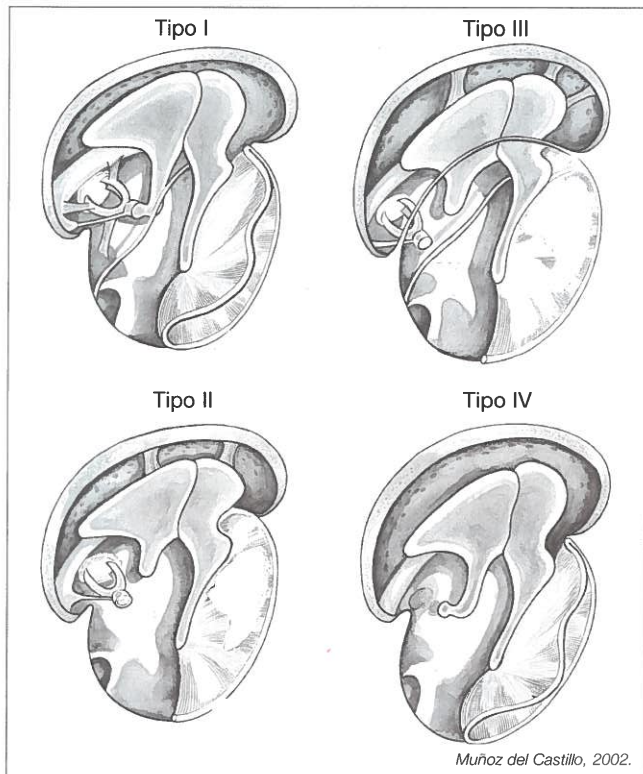


Figura 1. Clasificación de las malformaciones congénitas (TOS). Tipo I: anquilosis aislada del estribo. Tipo II: anquilosis del estribo asociada a otras lesiones (interrupciones o anquilosis) de la cadena. Tipo III: afectación de la cadena osicular con buena movilidad del estribo. Tipo IV: aplasia o displasia grave de las ventanas.

En el yunque podemos encontrar una fijación con la cabeza del martillo (relativamente frecuente), una fusión con el *annulus*, una atrofia de su rama larga sin conexión con el estribo o bien acabado en un tejido fibroso que se fija en el promontorio, una fijación de su rama corta en el *aditus*, o bien estar aislado sin conexión osicular alguna.

El estribo es el que presenta mayor número de anomalías, que pueden ser muy variables (fig. 2). Suele estar ausente en un alto porcentaje de casos, aunque también puede estar intacto con una disminución de su movilidad bien por fijación atical de la cadena o bien por osificación de su ligamento anular. Sus crura pueden ser incompletas, asimétricas, hipoplásicas o ausentes. Su base suele estar fija y ser de diverso tamaño y grosor.

El músculo más frecuentemente afectado es el estapedial, que se encuentra ausente. También puede ser hipoplásico y faltar la pirámide.

Es posible encontrar una caja timpánica ausente, que puede reemplazarse por un espacio de hueso esponjoso que podría provenir de la parte distal de la primera bolsa faríngea. Esta microcaja se encontraría en las grandes microsomias hemifaciales y en el síndrome de Franceschetti. Habitualmente la caja es aplásica y presenta ano-

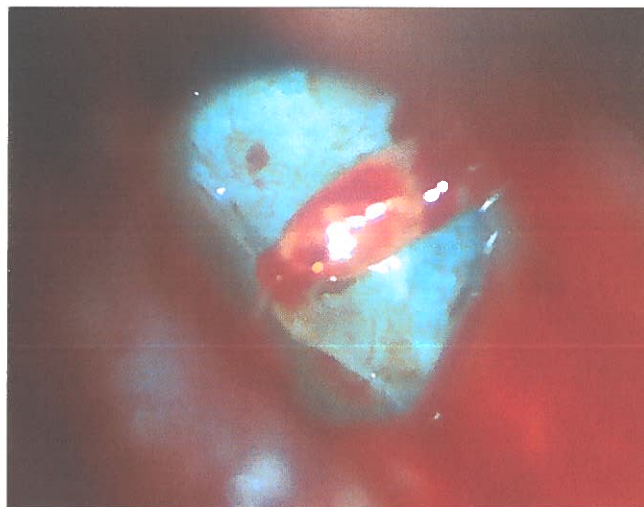


Figura 2. Malformación congénita. Ausencia de estribo y ventana.

malías de situación y de contenido. Suele existir una lámina atrésica en el sitio de la membrana timpánica que mantiene relaciones análogas con la cadena de huesecillos. Es posible encontrar un colesteatoma primario en el 4,5% de los casos.

Las alteraciones congénitas de la trompa de Eustaquio se deben a anomalías en la diferenciación del extremo de la primera bolsa faríngea. Se han observado diversas anomalías en las aplasias mayores: imperforación tubárica, atresia del ostium faríngeo, trayecto anormal, ausencia (anencefalia).

En el conducto auditivo externo podemos encontrar una ausencia total del mismo (aplasia mayor) o bien la existencia de una estenosis acompañada por un pabellón normal. Esta estenosis puede ser completa, en fondo de saco, o bien incompleta, con una curvatura exagerada anteroinferior.

LESIONES INFLAMATORIAS

La otitis media crónica (OMC) es una inflamación de la mucosa del oído medio, caja del tímpano, mastoides y trompa de Eustaquio, que dura más de tres meses, y que se acompaña de una efusión e inflamación detrás de un tímpano íntegro, pero sin signos agudos, o bien de una otorrea que se manifiesta a través de una perforación timpánica (5).

El origen de la OMC es multifactorial, existen factores embriológicos y anatómicos, factores histopatológicos, factores bacteriológicos e inmunológicos, factores bioquímicos y alteraciones de la trompa de Eustaquio. Estos factores determinan que durante los primeros años de vida se desarrollen unos procesos inflamatorios de repetición con acumulación de secreciones con tímpano

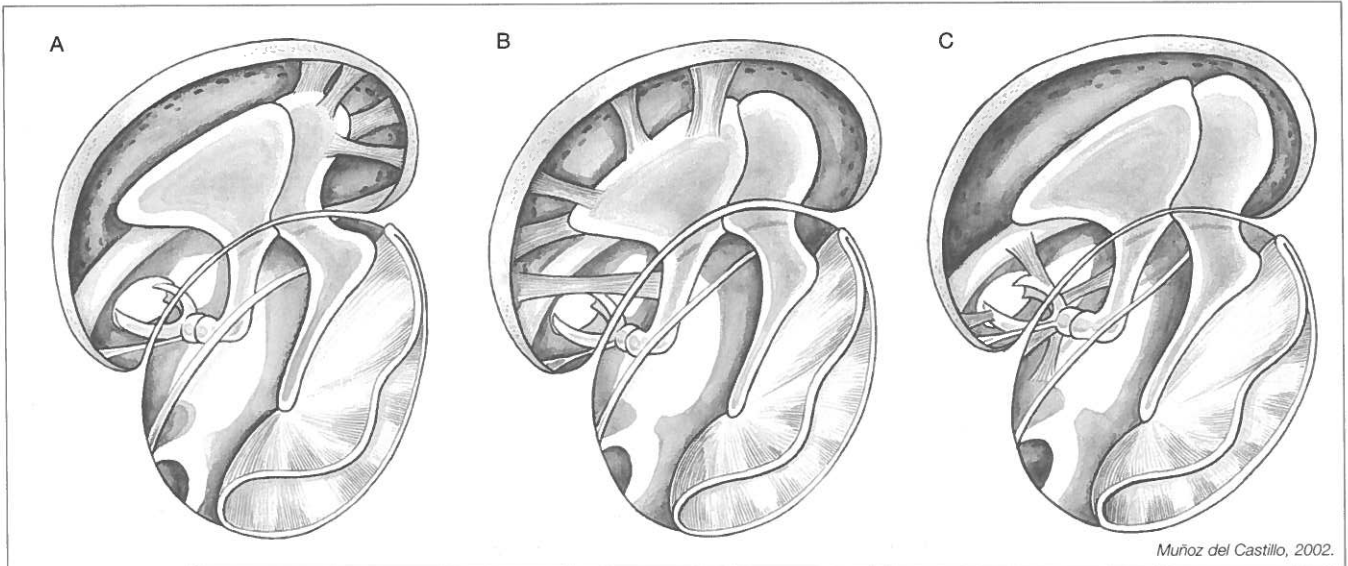


Figura 3. Fijaciones osiculares. A) Martillo. B) Yunque. C) Estribo.

cerrado, acompañados de episodios infecciosos agudos de repetición, y que en un pequeño porcentaje de casos y por razones poco conocidas, van a evolucionar hacia un proceso inflamatorio crónico que puede terminar en diferentes formas clínicas, en las que podemos encontrar distintas formas de alteración de la cadena osicular.

Entre las distintas formas clínicas podemos considerar las siguientes.

Otitis media crónica supurada

Consiste en una inflamación crónica del mucoperiostio del oído medio debida a la existencia de una perforación timpánica y de alteraciones en la trompa de Eustaquio.

El cuadro clínico se caracteriza por una supuración escasa, persistente e indolora, con cuadros de reagudización que coinciden con procesos infecciosos rinofaríngeos o con la entrada de agua, que se vuelve abundante, purulenta y fétida. En la otoscopia se observa una perforación timpánica no marginal, anterior o central, con una mucosa eritematosa o polipoidea, acompañada de abundantes secreciones. También es posible encontrar una metaplasia epidermoide en la mucosa promontorial o bien una epidermiosis timpánica, consistente en una migración epitelial, que forma láminas blanconacaradas, por la cara interna del mango del martillo, ático y de los restos timpánicos.

En su evolución el proceso infeccioso puede producir lesiones osteíticas, tanto en la parte osicular como en el marco timpanal y el de la mastoides, que en algunos casos, nos muestran cavidades similares a las realizadas en intervenciones de mastoidectomía o aticotomías, sin que existan antecedentes quirúrgicos previos.

Desde un punto de vista audiométrico, encontramos una hipoacusia de transmisión que dependerá del tamaño de la perforación y de su localización, así como de la existencia de lesiones en la cadena osicular.

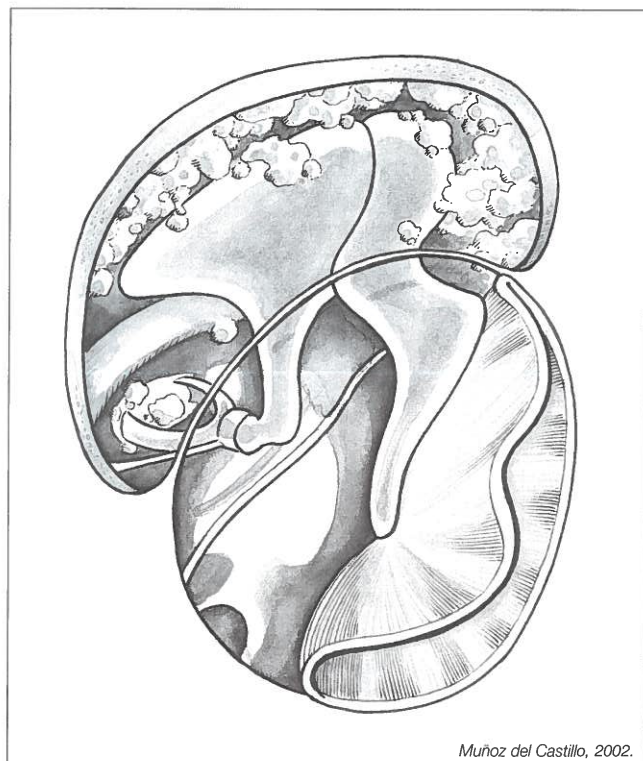
Otitis residual

Constituye el estado terminal de las OMC. Es un proceso estable sin lesiones inflamatorias.

Entre las lesiones observadas podemos encontrar: una perforación timpánica no marginal, zonas timpánicas adelgazadas transparentes y flácidas, por la ausencia de su capa media, lesiones osteíticas totales o parciales de los huesecillos, así como fijaciones aticales o timpánicas de la cadena osicular. La mucosa de la caja es normal, a excepción de cuando exista un episodio de reactivación.

La lesión osteítica más frecuente se presenta en la apófisis lenticular del yunque, donde podemos encontrar desde una osteítis de su apófisis larga, en la que sólo existe una continuidad debida a la persistencia de su periostio, hasta una necrosis de todo el yunque. También encontramos lesiones en la supraestructura del estribo y en el mango del martillo.

Las fijaciones osiculares pueden afectar a los tres osículos (fig. 3). Entre ellas podemos encontrar una fijación del mango del martillo al promontorio, la fijación atical de la cabeza del martillo, del yunque o de ambos, o bien la fijación estapedial no otosclerótica. La fijación aislada de la cabeza del martillo (fig. 3A) suele establecerse por la formación de un puente óseo entre ésta y la pared anterior del ático, aunque también se puede encontrar con la pared superior, medial o lateral del ático. Su existencia se sospecha ante una hipoacusia de transmisión en



Muñoz del Castillo, 2002.

Figura 4. Timpanoesclerosis atical.

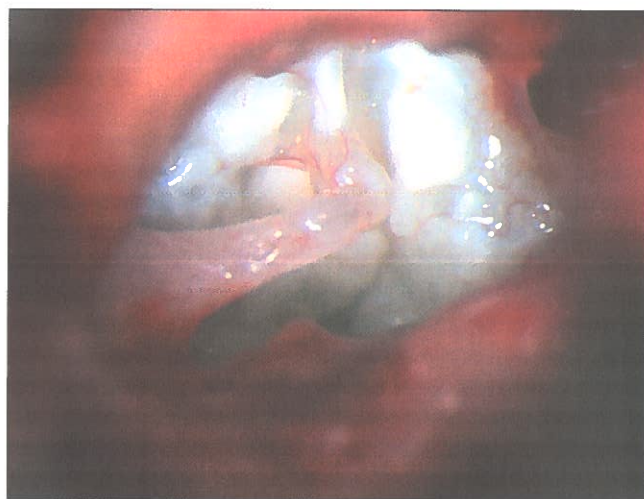


Figura 5. Timpanoesclerosis estapedial masiva grado III.

la que existe una disminución de la movilidad de mango del martillo por palpación durante una exploración clínica. El diagnóstico definitivo se realiza comprobando su movilidad durante la intervención quirúrgica. La fijación del yunque (fig. 3B), menos frecuente que la del martillo, puede realizarse con la pared superior del átrio, medialmente con el canal semicircular, o lateralmente con el ánulus. Un tipo especial de fijación consiste en la

osificación de los ligamentos anterior y superior del martillo y el ligamento posterior del yunque, que inmovilizan la cadena osicular. La fijación estapedial no otosclerótica (fig. 3C) suele deberse a la formación de un puente óseo entre las cruras y la prominencia facial y en menor medida con el promontorio o las paredes del nicho de la ventana oval. La movilidad de la platina no suele estar afectada. También se han descrito casos de fijaciones masivas aticales y estapediales.

Timpanoesclerosis

Es la degeneración hialina de la capa fibrosa (lámina propia) de la membrana timpánica y de la submucosa del oído medio, con tendencia a la calcificación. Las fibras colágenas aparecen alteradas en su estructura y anárquicas en su disposición (6).

Existe un proceso inflamatorio como factor predisponente para el desarrollo de la enfermedad, bien como otitis media aguda, crónica o serosa. Sin embargo, la existencia previa de estos procesos inflamatorios no basta para explicar la aparición y desarrollo de la enfermedad debido a su baja incidencia. Este proceso inflamatorio desencadenaría una alteración de la lámina propia con un infiltrado inflamatorio, una proliferación fibroblástica y vascular, que produciría, tras la degradación celular, una liberación de vesículas citoplasmáticas al espacio extracelular, que se entremezclaría con las fibras colágenas, para su posterior calcificación y agregación, y terminaría por disgregar y desintegrar las fibras colágenas, lo que daría lugar así al comienzo del proceso timpanoesclerótico.

Parece ser que un mecanismo inmunológico sería el desencadenante de la enfermedad (7). Esta reacción inmune local precisa de la existencia de un exudado en el oído medio y de una alteración en la lámina propia que darían lugar a una reacción antígeno-anticuerpo.

También se han descrito factores traumáticos, entre los que se incluyen los quirúrgicos, fundamentalmente tras la colocación de tubos de ventilación.

Para poder realizar una clasificación de la enfermedad tenemos que revisar diferentes aspectos de la misma, como el estado de la membrana timpánica, la extensión de las placas timpanoescleróticas, su localización, su consistencia y el estado del hueso subyacente.

Según la membrana timpánica se encuentre o no perforada, hablaremos de timpanoesclerosis abierta o cerrada. La importancia de esta clasificación radica en que en los primeros es preciso cerrar la perforación como paso previo en la recuperación funcional auditiva, lo que en muchas ocasiones (fundamentalmente en la afectación estapedial) nos obligaría a efectuar el tratamiento quirúrgico en dos tiempos.

Según el estado del hueso subyacente, se clasifican en superficiales (esclerosis submucosa o mucositis esclerosante) en las que no existe afección ósea, o formas profundas (mucoperiostitis osteoclástica) en las que existe

una zona ulcerada más o menos profunda que puede dar lugar a la formación de una fístula perilinfática después de la extirpación de la placa.

La mayoría de las placas de timpanoesclerosis tienen una consistencia elástica y se las denominan formas blandas o pseudocartilaginosas, pero pueden osificarse, y se denominan entonces formas duras u óseas.

Según su extensión hablaremos de formas circunscritas y masivas. En las formas circunscritas la extensión de los focos puede ser mínima, pero la repercusión funcional puede ser muy grande.

Por su localización podemos establecer cinco grandes grupos: atical (fig. 4), estapedial (fig. 5), mesotimpánica, timpánica y formas combinadas. En las formas estapediales circunscritas, el foco suele localizarse en la crura anterior, y suele ser difícil de diferenciar de la otosclerosis. Las formas masivas estapediales tienen una alta incidencia; se pueden establecer cuatro grados según la clasificación del Dr. López Villarejo (fig. 6).

La afectación de la membrana timpánica se localiza fundamentalmente en los cuadrantes anteriores, lo que origina en muchas ocasiones una disminución de la movilidad de la membrana y del mango del martillo.

El síntoma principal por el cual el paciente acude a la consulta es la hipoacusia. Suele ser bilateral y de cierta intensidad. Los efectos sobre la función auditiva dependen de la localización y extensión de los focos timpanoescleróticos.

La sordera puede deberse a una o más de las siguientes condiciones: una disminución de la movilidad de la membrana timpánica o de la cadena osicular, una perforación timpánica o interrupción de la cadena osicular y por último una disminución del espacio aéreo timpánico.

Entre los antecedentes otológicos encontramos pacientes con episodios de otorrea de larga evolución, pero que en el momento de la consulta el oído suele estar seco e inactivo.

En la otoscopia nos podemos encontrar con una forma abierta en el 70-80% de los casos. Suelen ser perforaciones totales o subtotales, que dejan un pequeño reborde timpanal que suele estar esclerosado. Es muy frecuente la existencia de una placa en el cuadrante anterosuperior. A través de la perforación se pueden ver focos timpanoescleróticos sobre el promontorio caracterizados por un aspecto intensamente blanco. En las formas cerradas, tenemos una membrana timpánica íntegra, aunque anormal. Junto con zonas intensamente calcificadas aparecen otras monoméricas.

Existe una hipoacusia de transmisión de cierta intensidad, generalmente por encima de los 50 dB para las frecuencias conversacionales. También puede existir una afección coclear exclusiva para las frecuencias de 4.000 y 8.000 Hz.

Aunque se trata de una forma estable, puede mostrar una evolución muy lenta, posiblemente acelerada por procesos infecciosos o maniobras quirúrgicas.

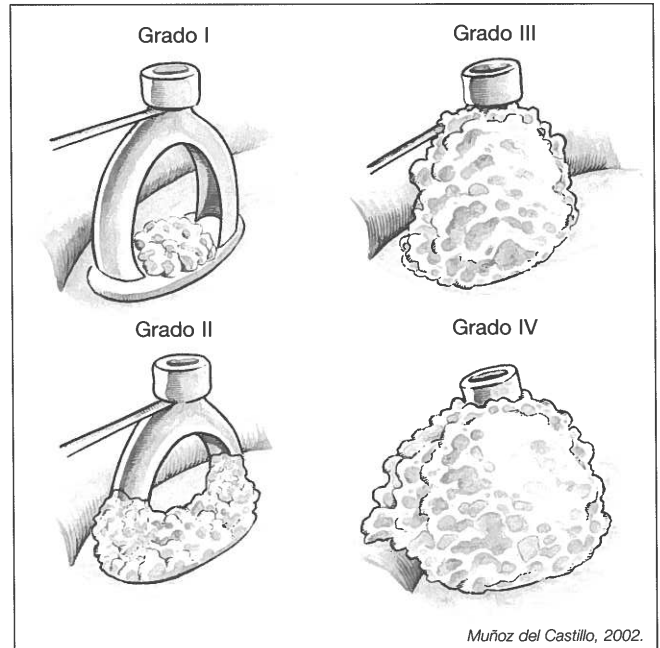


Figura 6. Clasificación de la timpanoesclerosis estapedial masiva (Dr. López Villarejo). Grado I: localización en la platina. Grado II: extensión a las cruras. Grado III: afectación de todo el estribo. Grado IV: extensión al facial vestibular y tendón.

Otitis adhesiva

Es un proceso inflamatorio activo caracterizado por la unión de la capa epidérmica del tímpano al hueso del promontorio, que forma una verdadera sínfisis timpano-promontorio, con desaparición del espacio aéreo del oído medio y de cualquier comunicación entre el hipotímpano, epitímpano, el antro y las celdas mastoideas, sin depósitos de fibrosis ni de colesterol. Se trata de una atelectasia completa del oído medio (8).

Su evolución es progresiva, resultante de una inadecuada ventilación del oído medio que da lugar a cambios anatómicos irreversibles. Las lesiones observadas muestran zonas inflamatorias muy intensas dentro de un corion muy engrosado, con desaparición del epitelio mucoso de la membrana timpánica y del promontorio y con adelgazamiento de la capa epidérmica del tímpano. Todo ello conduce a la unión de la membrana timpánica con el fondo de la caja, tapizando ésta y bloqueando los huesecillos y el orificio tubárico, con la existencia de algunos espacios rellenos de material viscoso.

En la otoscopia el tímpano puede ser gris blanquecino y engrosado o bien transparente y delgado. La cadena osicular está moldeada por un manto timpánico opaco, que queda fijada por éste, aunque en muchas ocasiones puede también existir una lisis de la articulación incudo-estapedial. Esta lisis afecta esencialmente al yunque y al estribo; afecta a la rama descendente del yunque en su extremo inferior o en su totalidad, y el estribo queda

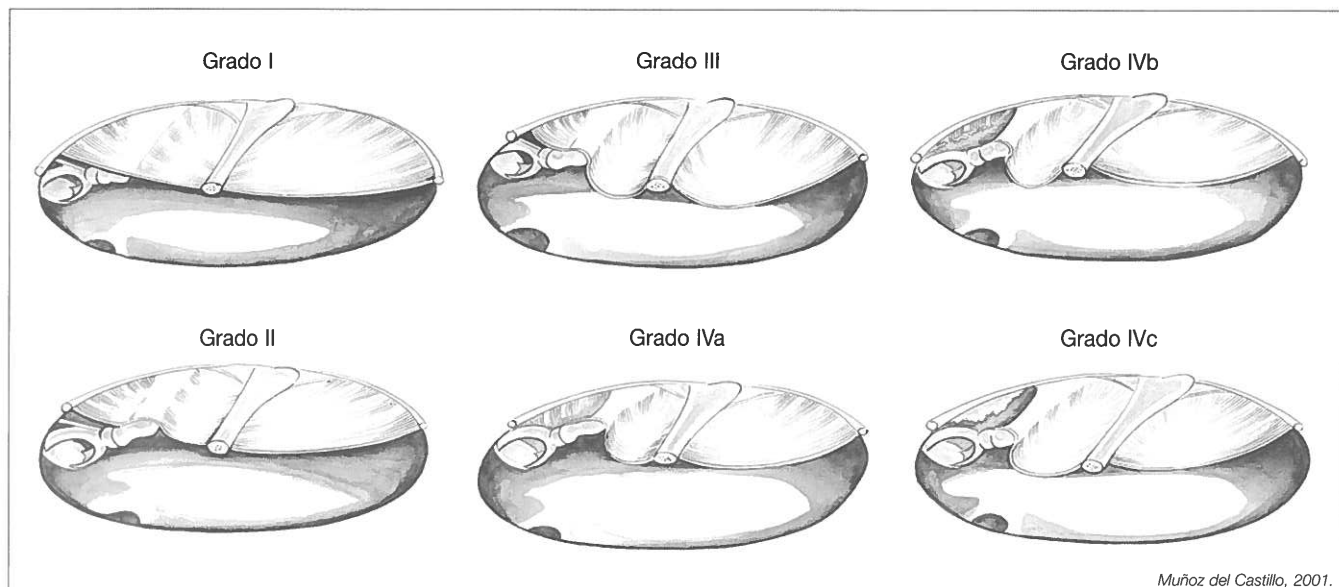


Figura 7. Clasificación de la otitis atelectásica. Grado I: retracción periumbilical sin tocar el promontorio. Grado II: retracción y contacto con la articulación incudoestapedia. Grado III: retracción y contacto con el promontorio. Grado IV o bolsa de retracción: IVa: fondo de bolsa controlable. IVb: acumulación de restos epidérmicos. IVc: fondo de bolsa roto con escamas epidérmicas (colesteatoma).

tapizado por la membrana timpánica. En el caso de destrucción del estribo el tímpano recubre directamente la ventana oval.

La clínica se caracteriza por una hipoacusia de transmisión de muchos años de evolución, acompañada de antecedentes de otitis de repetición. Las tentativas de movilización de la membrana timpánica por la maniobra de Valsalva son siempre negativas.

En su evolución aparece una laberintización progresiva revelada por el deterioro auditivo, con una pérdida neurosensorial en las frecuencias agudas, con acúfenos y distorsión sonora.

Timpanofibrosis

Es un proceso en el cual todo el oído medio está lleno de tejido fibroso; la membrana timpánica se encuentra intacta y sin retracción alguna.

El tímpano está engrosado debido a la existencia de una fibrosis de la lámina propia. En la mucosa del oído medio el epitelio es grueso, pseudoestratificado y sin células ciliadas. Existe una gran densidad de glándulas mucosas.

El oído medio se encuentra repleto de tejido fibroso con abundantes granulomas de colesterol que ocluyen la trompa. La cadena osicular está fija a expensas del tejido fibroso que la rodea.

Clínicamente se caracteriza por una pérdida auditiva con antecedentes de otalgia en la infancia u otitis agudas medias recidivantes, sin que aparentemente haya existido una otorrea crónica. En la otoscopia el tímpano está engro-

sado y no retraído, pero inmóvil. Para el diagnóstico diferencial es útil la miringotomía exploradora, sin que se encuentre aire ni líquido en la caja timpánica. En algunos casos, una eventual actividad osteogénica puede producir fusiones óseas en varias áreas, como la fusión del yunque al hueso del marco timpanal, lo que determinaría un tipo secundario de fijación lateral osicular.

Otitis atelectásica

Se caracteriza por un colapso parcial de la caja timpánica; existe un espacio aéreo alrededor de la retracción, o sea, una retracción hacia el promontorio de una parte más o menos extensa de una membrana timpánica debilitada (9).

Su origen parece estar en la asociación de una disfunción tubárica con una desorganización y degeneración de la capa fibrosa timpánica, con la formación de un tejido cicatrizal no elástico (10).

El lugar de la retracción de la pars tensa permite distinguir las atelectasias centrales de las atelectasias excéntricas o bolsas de retracción, las cuales se implantan muy a menudo en el cuadrante posterosuperior y son auténticos precolesteatomas.

La otoscopia nos muestra un tímpano fino, transparente pelúcido y retraído. Dependiendo del lugar y grado de retracción timpánica, las podemos clasificar en centrales y bolsas de retracción (fig. 7).

Independientemente de la localización de la bolsa de retracción, la fijación de la bolsa a las estructuras osiculares próximas revela el carácter irreversible de la bolsa.

En la otoscopia se observa la bolsa de retracción que puede retraer el mango del martillo o englobar la articulación incudoestapedial, que a su vez puede estar osteítica. Es frecuente observar en las retracciones IV b o c acumulaciones epidérmicas en el CAE procedentes de las lesiones atelectásicas, que tras su extirpación aparecen lesiones ulceradas cutáneas con osteítis y formación de granulomas.

La aparición de lesiones inflamatorias crónicas en las cavidades antromastoideas, por bloqueo del aditus y antro timpánico, están implicadas posteriormente en la existencia de reagudizaciones y en la progresión de la atelectasia.

En el examen audiométrico existe una hipoacusia de transmisión generalmente menos grave de lo que debería corresponder por su aspecto otoscópico, lo cual nos indica que la distensión timpánica así como la miringo-incudoestapediopexia suelen ser a menudo funcionales. El empeoramiento auditivo suele coincidir con la presencia de episodios de otitis serosa o bien por la osteítis de la rama larga del yunque.

En ausencia de episodios inflamatorios rinofaríngeos, tubáricos o de las cavidades aticoantrales, una otitis atelectásica puede permanecer en un estado estable; la presencia de estos procesos, sin embargo, puede hacer evolucionar la atelectasia hacia formas más graves incluso al desarrollo de un colesteatoma.

Otitis media crónica colesteatomatosa

La otitis media crónica colesteatomatosa es una enfermedad inflamatoria, que se caracteriza por la presencia de un epitelio escamoso queratinizado hiperproliferativo dentro de las cavidades del oído medio, que conduce a la destrucción ósea y puede originar graves complicaciones.

Con respecto a su etiopatogenia se pueden establecer dos grandes grupos: congénitos y adquiridos. Se denominan colesteatomas congénitos aquellos que se deben a una alteración en el desarrollo embriológico, que daría lugar a la existencia de restos epiteliales en el hueso temporal, sin relación con procesos infecciosos óticos ni antecedentes de cirugía previa. Los colesteatomas adquiridos se desarrollarían después del nacimiento como consecuencia de una alteración en el oído medio. Se han descrito diferentes mecanismos etiopatogénicos en relación con el origen de los colesteatomas, tales como la metaplasia del epitelio del oído medio secundaria a procesos infecciosos, la migración epitelial a través de una perforación timpánica, la hiperplasia invasiva del estrato de células basales, las bolsas de retracción secundarias a problemas tubáricos y la implantación de restos epidérmicos tras traumatismos o intervenciones quirúrgicas (11).

La enfermedad se manifiesta por una otorrea fétida crónica acompañada de una pérdida auditiva de intensidad variable, y que no guarda relación con el grado de

invasión y destrucción del colesteatoma. La lesión osteítica más frecuente es la amputación de la rama larga del yunque, aunque también se puede encontrar la destrucción del resto de los osículos, del ático externo, de las celdas mastoideas, de la pared posterosuperior del CAE (fístula de Gellé), así como la erosión del *tegmen timpani*, con la exposición de las meninges, del conducto semicircular horizontal o del acueducto de Falopio, que pueden dar lugar a graves complicaciones. El propio colesteatoma puede intervenir en la transmisión del sonido, actuando de columela en sustitución de la cadena osteítica, de forma que una vez extirpado el colesteatoma, el grado de sordera se incrementa.

En la exploración otoscópica, lo más característico es encontrar una perforación en la pars flácida del tímpano, donde se observa un tejido epidérmico característico. El tamaño de la perforación puede ser muy variable, desde una perforación puntiforme hasta una perforación total timpánica con erosión de la pared externa del ático. También pueden encontrarse formaciones polipoideas y costras que ocultan las lesiones timpánicas.

La hipoacusia es inicialmente de transmisión como consecuencia de la destrucción de la cadena osicular, fundamentalmente de la rama larga del yunque, pero con el tiempo y secundaria a laberintizaciones puede hacerse neurosensorial.

LESIONES TRAUMÁTICAS

Las lesiones timpanoosiculares también pueden tener un origen traumático. Así, las podemos encontrar en la fractura longitudinal del peñasco en el curso de un traumatismo craneoencefálico, por la impactación directa de objetos sobre la membrana timpánica y la cadena osicular a través del conducto auditivo externo, tras un barotrauma o tener un carácter yatrogénico y ser secundarias a procedimientos quirúrgicos.

En el 50% de las fracturas del peñasco existe una afectación osicular (12). Suelen ser fracturas longitudinales donde la onda de choque aborda el hueso temporal de fuera hacia dentro por un impacto lateral. Éstas se caracterizan por presentar, en la exploración clínica, un hemotímpano secundario a la fractura de las paredes de la caja timpánica o bien una otorrea debida a un desgarramiento timpánico. También suele existir una hipoacusia de transmisión secundaria a luxaciones incudomaleares, incudoestapediales, estapedovestibulares o a fracturas osiculares.

La lesión osicular traumática más frecuente es la luxación incudoestapedial (13). El yunque, al carecer de sujeciones musculares, es el osículo más vulnerable. En el origen de esta luxación parece intervenir la contracción violenta y simultánea de los músculos del estribo y del martillo. La apófisis lenticular se desplaza generalmente por delante y por fuera, y pierde su continuidad con el estribo.

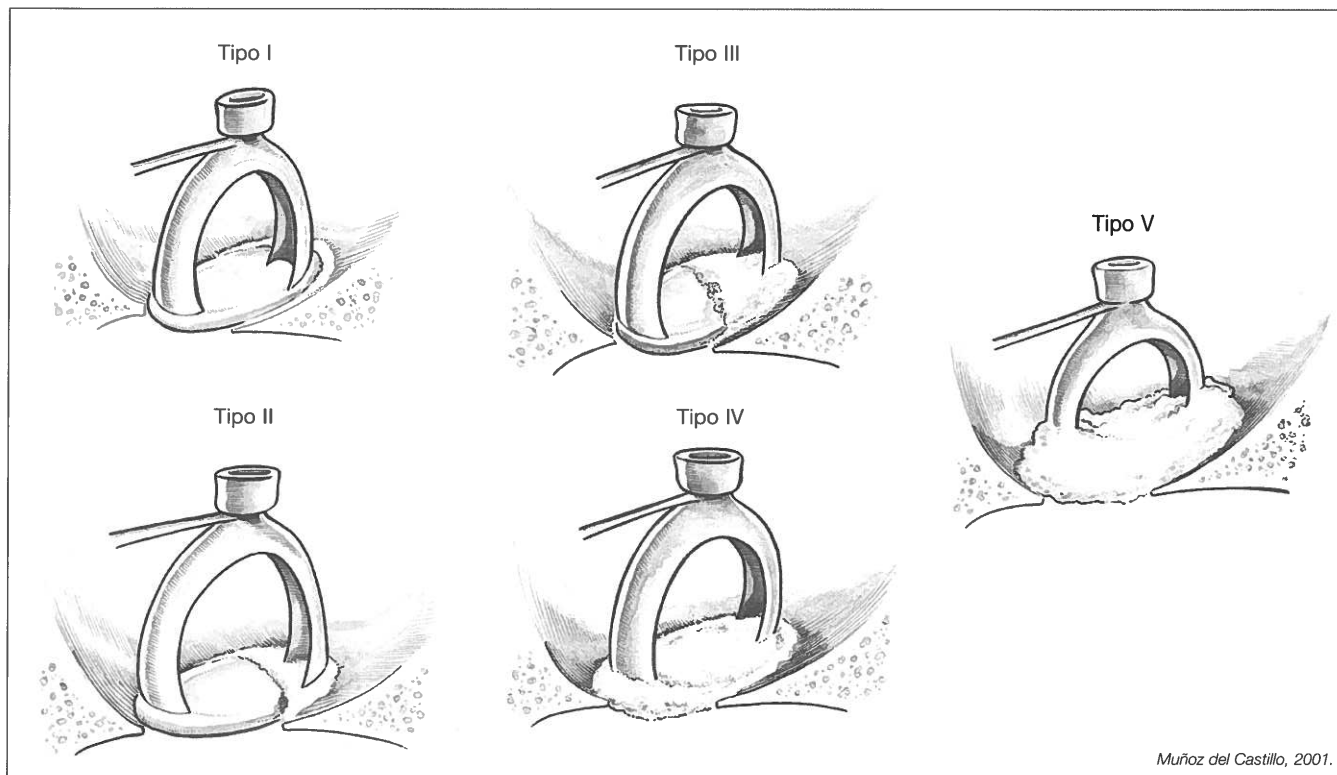


Figura 8. Clasificación de la otosclerosis (Portmann). Tipo I: afectación del ligamento anular. Tipo II: afectación del 1/3 anterior de la platina. Tipo III: afectación del 1/2 anterior de la platina. Tipo IV: afectación de toda la platina. Tipo V: obliteración completa del nicho de la ventana oval.

La luxación incudomalear, menos frecuente, suele asociarse a otras luxaciones y fracturas osiculares. El yunque, al perder su fijación articular, puede proyectarse contra la membrana timpánica y producir su perforación. También puede provocar una hipoacusia neurosensorial por impactación sobre el estribo. La fractura de su apófisis larga es infrecuente.

Los traumatismos directos sobre el estribo pueden dar lugar a una serie de situaciones, entre ellas la dehiscencia del ligamento anular, la fisura de la platina, la avulsión completa del estribo, la penetración del osículo en el interior del vestíbulo y, por último, la fractura de la platina y su hundimiento en el vestíbulo. En todas estas situaciones se origina una fístula perilinfática acompañada de una sintomatología vestibular, cuyo tratamiento debe estar orientado al cierre de la fístula para evitar el deterioro neurosensorial de la audición, y queda en un segundo lugar el restablecimiento de la transmisión osicular.

DISTROFIAS ÓSEAS

Otosclerosis

La otosclerosis es una osteodistrofia limitada al hueso temporal que afecta principalmente a la cápsula ótica del

laberinto. Clínicamente se manifiesta por una sordera de transmisión como resultado de la fijación estapedial, aunque también puede afectar al laberinto coclear y vestibular.

La enfermedad histológica es 10 veces más frecuente que aquellas formas en las que existen manifestaciones clínicas (14).

La localización de los focos otoscleróticos coincide con los lugares de persistencia del cartílago embrionario. Estos focos se localizan en siete regiones: *fissula ante fenestram*, *fissula post fenestram*, la capa endcondral de la cápsula auditiva, la ventana coclear, los conductos semicirculares, la sutura petroescamosa y la base de la apófisis estiloides.

La lesión histológica es polimórfica, asociando zonas de hueso esponjoso con tejido fibroso y zonas de hueso denso esclerosado. Su localización más frecuente (80 a 95%) aparece en la parte anterior de la ventana oval (*fissula ante fenestram*).

Se pueden determinar dos estadios evolutivos de la enfermedad histológica (15). Un estadio activo caracterizado por el reemplazamiento del tejido óseo normal por tejido esponjoso, pobre en colágeno y rico en células y sustancia fundamental, menos denso y muy vascularizado, debido a una hiperactividad osteoclástica, y un segun-

do estadio inactivo en el que existe una disminución de la actividad celular y en el que se produce un hueso laminar denso y mineralizado. Esta evolución histológica es muy progresiva, y es frecuente encontrar diferentes estadios en un mismo foco.

Portmann en 1979 (16) realiza una clasificación de las lesiones otoscleróticas en cinco grupos (fig. 8).

Clínicamente la otosclerosis se caracteriza por una hipoacusia de transmisión, acompañada en ocasiones de acúfenos, con una otoscopia normal. En la otoscopia se puede observar la mancha rosada de Schwartz en el 10% de los casos, que parece expresar una mayor actividad del foco otosclerótico. El estudio con diapasones muestra un Rinne negativo y un Weber lateralizado hacia el oído sordo. La prueba de Gellé es negativa, es decir, la audición no se modifica con los cambios de presión ejercidos desde el conducto auditivo externo. Por su parte, el signo de Lewis-Frederichi es negativo.

La hipoacusia, de carácter progresivo, se debe a la fijación de la platina del estribo a la ventana oval por un foco otosclerótico que crece por vía mucoperiostica. Es también característico la capacidad para oír mejor en ambientes ruidosos, llamada paracusia de Willis. En la audiometría tonal se observa una hipoacusia de transmisión o mixta; se puede encontrar una caída en 2.000, que correspondería al efecto Carhart debido a una alteración en la conducción ósea. Desde un punto de vista audiométrico podemos destacar tres formas de evolución (17): una forma clásica o de Politzer-Siebenmann, en la que inicialmente existe una hipoacusia de transmisión pura de 20 a 40 dB, en la que existe una mayor afectación de los graves debido al incremento de la impedancia acústica del oído medio por el aumento de la rigidez del sistema; posteriormente, la hipoacusia va afectando por igual a todas las frecuencias, y puede existir un componente neurosensorial en las frecuencias agudas. Este componente perceptivo va avanzando hasta poder alcanzar el nivel de transmisión, lo que da lugar a una sordera neurosensorial profunda. Por otro lado, la otosclerosis de Lermoyez, en la que existe una sordera de transmisión sin ningún componente neurosensorial. Y por último, la forma coclear de Manasse, en la que existe una sordera neurosensorial desde su inicio.

La timpanometría muestra un timpanograma normal con un reflejo estapedial ausente. En las formas iniciales se puede observar un efecto on-off, caracterizado por una doble deflexión negativa que aparece al inicio y al término del estímulo sonoro.

La presencia de trastornos vestibulares aparece en el 24% de los pacientes por lesión en el endostio vestibular (18).

Enfermedad de Paget

Enfermedad caracterizada por la reabsorción progresiva de hueso seguida de depósitos de calcio sobre

una estructura anómala, que afecta a todo el organismo. Puede producir una sordera de transmisión por anquilosis estapedial o por fijación del martillo y yunque en el ático. También puede existir una sordera neurosensorial por compresión nerviosa en el conducto auditivo interno.

Enfermedad de Lobstein u osteogénesis imperfecta

Enfermedad hereditaria caracterizada por una fragilidad ósea, escleróticas azules, una hiperlaxitud ligamentaria y una progresiva pérdida auditiva en el 35-50% de los casos. Esta hipoacusia suele aparecer en la segunda o tercera década de la vida, y puede ser de transmisión, mixta o exclusivamente perceptiva, en las que afecta fundamentalmente a las frecuencias agudas y a pacientes de mayor edad. La hipoacusia de transmisión a menudo se debe a la fijación de la platina, aunque en ocasiones se observa una fractura de las cruras del estribo. La asociación con una anquilosis estapedial caracteriza el síndrome de Van der Hoeve. Existen cuatro formas clínicas: I o tardía, II o letal, III o congénita y IV o forma leve. De ellas, las formas I y IV se heredan de forma autosómica dominante, mientras que las formas II y III parecen ser mutaciones esporádicas que se transmiten de forma autosómica recesiva (19).

Osteopetrosis

Enfermedad hereditaria de carácter dominante o recesiva caracterizada por una falta de remodelación ósea que conlleva a un crecimiento progresivo del cráneo y mandíbula, con la consiguiente compresión nerviosa. Puede producir una hipoacusia de transmisión por fijación atical del yunque y martillo.

OTRAS CAUSAS DE FIJACIONES OSICULARES

Artritis degenerativa del ligamento anular

La fijación artrítica del ligamento anular periostapedial puede acompañar a la timpanofibrosis. El ligamento anular puede llegar a osificarse, aunque en este caso sería difícil de diferenciarlo de la otosclerosis.

Fibrosis periostapedial

Puede ser la única secuela de una otitis media serosa anterior. El estribo puede estar parcial o totalmente fijado por un denso tejido fibroso sin afectación del resto del oído medio.

Fijación panosicular artrítica

Es el resultado de la afectación osteoartrítica de toda la cadena osicular, que origina unas articulaciones fijadas y sin movimiento.

Fijación osicular externa idiopática

La fijación osicular externa se debe a la fijación del martillo o del yunque, que se asocia con frecuencia a otras lesiones del oído medio, como la fijación estapedial. Se ha considerado como la segunda causa más frecuente de fijación del martillo después de la que produce la timpanoesclerosis (20). Se han descrito lesiones muy específicas, como el síndrome de fijación del martillo (síndrome de House y síndrome de Guilford), o bien en asociación con una fijación con el cuerpo del yunque (síndrome de Goodhill), asociadas o no a una otosclerosis estapedial y caracterizados por una hipoacusia de instauración progresiva sin antecedentes otorreicos. Pueden dar lugar a una fijación estapedial externa secundaria a la fijación completa del yunque y del martillo, denominada fijación lateral estapedial. En la exploración audiométrica suele existir una disociación oseoaérea pequeña en frecuencias graves, con un componente neurosensorial importante en las frecuencias agudas (21).

BIBLIOGRAFÍA

1. Cotin G, Lacombe H, Garabedian N, Moatti L. Malformations du conduit auditif externe et de l'oreille moyenne. En: Otorrinolaringología. Encycl Méd Chir Paris: Scientifiques et Médicales Elsevier, 20182 D¹⁰, 5-1985, 14 p.
2. Clarós P, Clarós A, Clarós A. Malformaciones y otras afecciones congénitas del oído. En Abello P, Traserra J. Otorrinolaringología. Barcelona: Doyma, 1992; p. 127-133.
3. Nager GT, Levin LS. Congenital aural atresia: Embryology, pathology, classification, genetic and surgical management. En: Paparella M, Shumrick D, Meyerhoff WJ, Seid AB, eds. Otolaryngology. 2ª ed, vol. 2. Filadelfia: WB Saunders, 1980; p. 1303-1344.
4. Tos M. Surgical Solutions for Conductive Hearing Loss. Nueva York: Thieme, 2000; p. 212-246.
5. Tran Ba, Huy P, Herman P. Formes cliniques des otites moyennes chroniques non cholestéatomateuses. En: Otorrinolaringología. Encycl Méd Chir Paris: Scientifiques et Médicales Elsevier, 1993; 20-095-A-10: 1-12.
6. Villarejo P. Timpanosclerosis. Ponencia Oficial Sociedad Andaluza de ORL. Granada, 1984.
7. Schiff M, Poliquin JF, Catanzaro A, Ryan AF. Tympanosclerosis. A theory of pathogenesis. Ann Otol Rhinol Laryngol 1980; 89 (Supl 70): 1-16.
8. Charachon R, Gratacap B, Vuarnet J. L'otite fibro-adhésive: nosologie et traitement. Ann Otolaryngol 1984; 101: 523-529.
9. Tran Ba Huy P, Herman P. Formas clínicas de las otitis medias crónicas no colesteatomatosas. En: Otorrinolaringología. Encycl Méd Chir Paris: Editions Scientifiques et Médicales Elsevier, 2001; E-20-005-A-10.
10. Sano N, Kamide Y, Schachern PA, Paparella MM. Micropathologic changes of pars tensa in children with otitis media with effusion. Arch Otolaryngol Head Neck Surg 1994; 120: 815-819.
11. Sudhoff H, Tos M. Pathogenesis of attic cholesteatoma: clinical and immunohistochemical support for combination of retraction theory and proliferation theory. Am J Otol 2000; 21: 786-792.
12. Hasso AN, Ledington JA. Traumatic injuries of the temporal bone. Otolaryngol Clin North Am 1988; 21: 295-316.
13. Hough JV. Otolgic trauma. En Paparella MM, Shumrick DA, eds. The ear, vol. 2. Filadelfia: WB Saunders, 1980; p. 1656-1679.
14. Beickert P. Otosclerosis. En: Berendes J, Link R, Zsllner F. Tratado de Otorrinolaringología, vol. III. Barcelona: Científico Médica, 1969; p. 773-912.
15. Alberti PW, Tarkannen JV. Stapedial otosclerosis: Recent histochemical and histopathological observations. Laryngoscope 1962; 73: 1184-1196.
16. Portmann M. The ear and temporal bone. Nueva York: Masson, 1979.
17. Gil-Carcedo LM. Otosclerosis. En: Otolgía. Barcelona: Vila Sala Hnos., 1995; p. 391-402.
18. Gristwood RE. Otosclerosis: General considerations. En: Alberti PW, Ruben Jr. Otolgic Medicine and Surgery, vol. 1. Nueva York: Churchill Livingstone, 1988; p. 911-942.
19. Gil-Carcedo LM, Vallejo LA, Gil-Sarcedo E. Otosclerosis. En: Tratado de Otorrinolaringología y Cirugía de Cabeza y Cuello. Madrid: Proyectos Médicos, 1999; p. 1306-1322.
20. Katzke D, Plester D. Idiopathic malleus head fixation as a cause of a combined conductive and sensorineural hearing loss. Clin Otolaryngol 1981; 6: 39-44.
21. Dakes, K. Ossicular fixation. J Laryngol Otol 1980; 94: 573-593.

CAPÍTULO

B2.3

Materiales implantables en el oído medio: diseño, condiciones, fundamentos físicos y propiedades

R. Mellado Rubio, P. Ostos Aumente, F. Muñoz del Castillo y P. López Villarejo

INTRODUCCIÓN

La reconstrucción de la cadena osicular es un procedimiento quirúrgico que tiene por objetivo reparar la cadena de huesecillos para conseguir una conexión funcional y estable entre la membrana timpánica y las estructuras sensoriales del oído interno. Desde sus inicios, en las décadas de 1950 y 1960, la osculoplastia ha avanzado sustancialmente; sin embargo, pese al tiempo transcurrido, este tipo de cirugía se caracteriza por su falta de fiabilidad, lo que ha hecho de ella una especie de “concurso de ingenio”, como lo demuestran la diversidad de materiales y procedimientos descritos.

En este capítulo, los autores exponen los materiales y diseños de los implantes que se han utilizado hasta la fecha, las condiciones y fundamentos físicos de la reconstrucción osicular y, por último, las propiedades que han de tener los materiales que componen las prótesis.

MATERIALES Y DISEÑO

En líneas generales, los materiales utilizados se pueden dividir en dos grandes grupos: los injertos y las prótesis sintéticas.

Injertos

A lo largo del tiempo los injertos más utilizados han sido el de yunque y el de cartílago. El injerto de yunque se tolera bien y constituye el material de elección para muchos autores. Introducido en la práctica en 1965 por Guilford (1), se colocaba simplemente el cuerpo del yunque sobre la cabeza del estribo. Posteriormente se comenzó a modelar, para poder realizar una conexión lo más adecuada posible entre el mango del martillo y la cabeza del estribo o la platina (2). Se hacía una muesca en la apófisis corta del yunque y se adaptaba debajo del martillo para estabilizar la prótesis. Si existía la supraestructura del estribo, se amputaba la apófisis larga y se hacía una pequeña concavidad en la zona de amputación para ajustar la cabeza del estribo en ella; si no existía la supraestructura del estribo, se amputaba la lenticular y

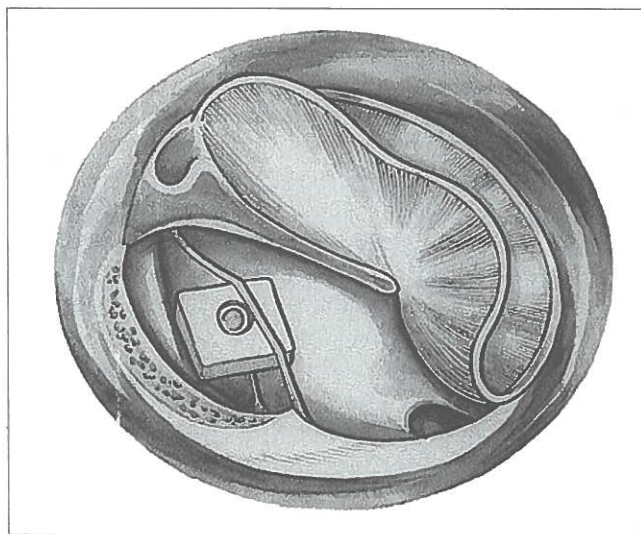


Figura 1. Reconstrucción osicular. Cartílago tragal con un orificio de anclaje para la cabeza del estribo.

se colocaba la apófisis larga del injerto de yunque sobre la base del estribo.

El cartílago es un material frecuentemente usado en osculoplastia porque es fácil de tallar, prácticamente siempre está disponible, se tolera muy bien, tiene un riesgo mínimo de extrusión y no se fija al hueso circundante. Habitualmente se utiliza el cartílago tragal y en su defecto el de la concha auricular, ya que se encuentran en el mismo campo quirúrgico y presentan una buena viabilidad funcional a largo plazo (3).

El primer cirujano que utilizó el cartílago tragal fue Utech (4), y desde entonces se han tallado y modelado diferentes tipos de prótesis para la reconstrucción osicular, aunque la más usada es la descrita por Spencer en 1976 (5), que consiste en colocar una plancha de cartílago del trago de 3 x 4 mm sobre la cabeza del estribo. Nosotros, cuando existe la supraestructura del estribo, utilizamos un cartílago autólogo del trago o de la concha, de manera que colocamos una plancha de cartílago parecida a la descrita por Spencer, pero, sistemáticamente, le hacemos un orificio con un aspirador de Xomed-Treace del calibre

16 para encajar la cabeza del estribo, lo que hace que la plancha quede más estable (fig. 1). Otros injertos utilizados por otras escuelas han sido el hueso de la cortical mastoidea, hueso tibial y diente.

Los injertos homólogos como material de reconstrucción osicular se difundieron mucho desde la década de los sesenta hasta mediados de los ochenta. La aparición de enfermedades como la hepatitis, la enfermedad de Creutzfeld-Jakob, el comienzo del sida en 1986 y el reconocimiento por parte de la sociedad médica del peligro potencial que suponía el uso de tejido homólogo en la transmisión de estas enfermedades fueron la causa de que muchos otorrinolaringólogos abandonaran el uso de injertos y comenzaran a utilizar materiales sintéticos en la reconstrucción osicular.

Materiales sintéticos

En un implante osicular distinguimos dos partes: un extremo superior o cabeza (en meseta cuando ésta debe contactar con el tímpano o con una muesca en forma de U cuando se encaja bajo el mango del martillo) y un extremo inferior o pie que realiza el efecto columelar. Desde el inicio de la osculoplastia, a finales de la década de 1950, el pie o vástago de las prótesis utilizadas ha sido básicamente el mismo; las mejoras en los implantes se han centrado en el uso de nuevos materiales y en modificaciones de la plataforma de las prótesis para conseguir mejorar el contacto con el tímpano.

La diversidad y multiplicidad de las prótesis existentes convierten en ilusorio un estudio exhaustivo de las mismas, porque algunas ya se han abandonado y otras nuevas aparecen de forma regular. Rogamos a los lectores y a los autores de las prótesis disculpen posibles olvidos; la siguiente selección es el reflejo de la experiencia y preferencia de los autores del presente artículo. En general, los materiales que se han utilizado en la reconstrucción de la cadena osicular han sido plásticos, cerámicas, ionómeros de polimaleinato y metales.

Plásticos

A lo largo de los años se han utilizado distintos tipos de materiales plásticos: polietileno, politetrafluoroetileno (teflón), politetrafluoroetileno y carbono vidriado (proplast) y polietileno poroso de peso molecular ultra alto (plastipore y policel). El uso de material plástico en la reconstrucción de la cadena osicular se remonta a 1956, cuando Wullstein (6) utilizó por primera vez un trozo ovalado de acrílico de vinilo en un intento de conectar la platina con el tímpano en una timpanoplastia tipo IV, pero los malos resultados obtenidos con infección, extrusión del material y necrosis de la cadena osicular hicieron que abandonara la idea rápidamente.

Unos años más tarde Shea (7), motivado por los excelentes resultados obtenidos con las prótesis de polietileno

en la cirugía del estribo, utilizó por primera vez un tubo de polietileno para la reconstrucción osicular. De este modo, la columela de Shea de polietileno y, algo más tarde, la columela en forma de “paraguas” de Austin, de teflón, fueron los primeros materiales utilizados y comercializados como prótesis osiculares en el inicio de la década de los sesenta. El polietileno y el teflón lo utilizaron distintos autores, con resultados tan desalentadores que la comunidad otológica determinó, en 1971, que los implantes de tales materiales no tenían utilidad alguna en la otitis media crónica y debían abandonarse.

Posteriormente Shea, en 1974, introdujo en otología el proplast, un polímero reticular expandido del teflón, que poseía muchas de las deficiencias de éste en cuanto que generaba una reactividad importante en el oído medio, con aparición de fibrosis y reacción de células gigantes a algún cuerpo extraño. Por este motivo, el mismo autor lo abandonó en 1978 por un nuevo material denominado plastipore, una esponja de polietileno poroso de alta densidad sin propiedades reactivas, con una porosidad que facilita la penetración tisular, permite la invasión por el tejido conjuntivo y mejora la tolerancia.

Shea (8) describió la prótesis osicular total (TORP) fabricada íntegramente de plastipore y, más tarde, Caparosa (9) describió una prótesis que conectaba el tímpano con la cabeza del estribo, que posteriormente recibiría el nombre de prótesis osicular parcial (PORP). Ambos tipos de diseño de implantes, TORP y PORP, son marcas registradas de las firmas Smith and Nephew, Richards Company (Memphis), y denotan que el implante va desde la membrana timpánica a la platina o a la cabeza del estribo.

En plastipore se fabricaron ambos tipos de prótesis, TORP y PORP, con diversos diseños (fig. 2A): la columela de plastipore descrita por Shea, con una plataforma muy delgada para contactar con el tímpano; el TORP de Austin y el TORP de Fisch, ambos con la plataforma descentrada, y el TORP de Causse, con una gran plataforma para mejorar el contacto con el tímpano. Entre las prótesis parciales (PORP) fabricadas en plastipore tenemos la prótesis parcial de Sheehy, también con una plataforma muy delgada, centrada con el vástago y perforada, lo que facilita su colocación sobre el estribo y aumenta la estabilidad de la reconstrucción.

Algo más tarde, se comercializó otra forma de esponja de polietileno poroso de alta densidad más versátil, denominada policel (Xomed-Treace Company, Memphis). Fabricados en policel tenemos el TORP de Sheehy (fig. 2B), con un vástago oval que permite acoplarlo mejor a la platina y una plataforma que presenta unos bordes redondeados para disminuir la extrusión. Como PORP de policel (fig. 2B) se diseñó la prótesis parcial de Austin (con la cabeza descentrada para mejorar la visibilidad y perforada para facilitar su colocación sobre la cabeza del estribo) y la prótesis parcial de Sheehy (con el diseño clásico de plataforma centrada, con bordes redon-

deados y un orificio en la cabeza que facilita la visibilidad y colocación de la prótesis).

Estas prótesis fabricadas de plastipore y de policel pueden ser cortadas y modeladas por el cirujano fácilmente con un bisturí o tijera, según las necesidades en el mismo acto quirúrgico. A pesar de que el polietileno poroso de alto peso molecular es un material que no tiene propiedades reactivas, cuando la plataforma se puso en contacto con la membrana timpánica se observó una elevada cifra de extrusión de estas prótesis. Para intentar solucionar este problema Coyle Shea, como han citado Brackmann et al (9), propuso la interposición de cartílago entre la plataforma de la prótesis y el tímpano, maniobra que disminuyó notablemente la tasa de extrusión. A pesar del tiempo transcurrido, el polietileno poroso de alta densidad es un material muy bien tolerado por el oído medio, y House (10), reciente-mente, reafirma su postura de seguir utilizando las mismas prótesis de plastipore que tan buenos resultados le han proporcionado durante más de 25 años.

Cerámicas

A pesar de que los resultados con los plásticos porosos ultradensos habían mejorado desde que se interponía cartílago entre la plataforma y la membrana timpánica, la extrusión era de un 7-10%. La búsqueda de nuevos materiales y diseños continuó, y así, en la década de 1980 llegaron las cerámicas. El material cerámico, ya usado extensamente en cirugía dental, comenzó a utilizarse en la reconstrucción osicular. Las cerámicas que se emplean en osiculoplastia pueden ser de dos tipos: cerámicas bioinertes y cerámicas bioactivas (tabla 1). Las cerámicas bioinertes son aquellas que no liberan sustancias ni microelementos detectables ni provocan fijación a las estructuras vecinas, mientras que las cerámicas bioactivas ocasionan la unión del material protésico a los tejidos vivos, mediante un intercambio iónico o a través de interacciones biológicas y químicas.

El prototipo de cerámica bioinerte es la cerámica de óxido de aluminio, introducida por Jahnke (11) y comercializada como Frialit (Friedrichsfeld Company, Germany) que tuvo gran difusión en Alemania y Japón. Las prótesis de este material se elaboraron en diversas formas (fig. 3A), para después modelarlas en el momento de la operación, mediante fresado bajo irrigación continua, aunque por su gran dureza no resultaba fácil. La prótesis total tiene forma de L y una plataforma con varios surcos, de los que uno de ellos se ensancha, mediante fresado, para anclarlo al martillo. La prótesis parcial está diseñada de modo que el vástago en forma de tubo se acorta según las necesidades y se modela una ranura para el tendón del estribo; la plataforma también necesita fresado para modelar dos surcos, uno que facilita la sujeción por tejido fibroso y otro para anclarla en el mango del martillo.

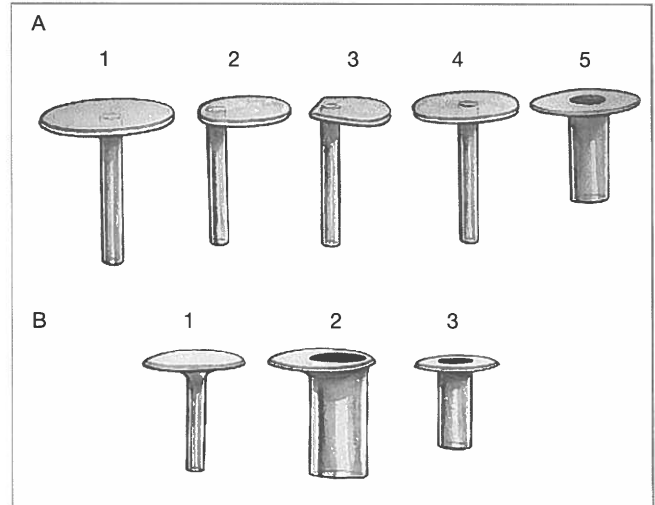


Figura 2. Ejemplos de prótesis osiculares. A) Prótesis de plastipore: 1. Columela de Shea. 2. TORP de Austin con plataforma descentrada. 3. TORP de Fisch con plataforma descentrada. 4. TORP de Causse. 5. PORP de Sheehy con plataforma centrada. B) Prótesis de policel: 1. TORP de Sheehy. 2. PORP de Austin. 3. PORP de Sheehy.

Tabla 1. Cerámicas utilizadas en osiculoplastia

Cerámicas bioinertes

Oxido de aluminio (Frialit)

Cerámicas bioactivas

Cerámicas vidriadas: dióxido de aluminio (Ceravital y Bioglass)

Cerámicas de fosfato cálcico: hidroxiapatita

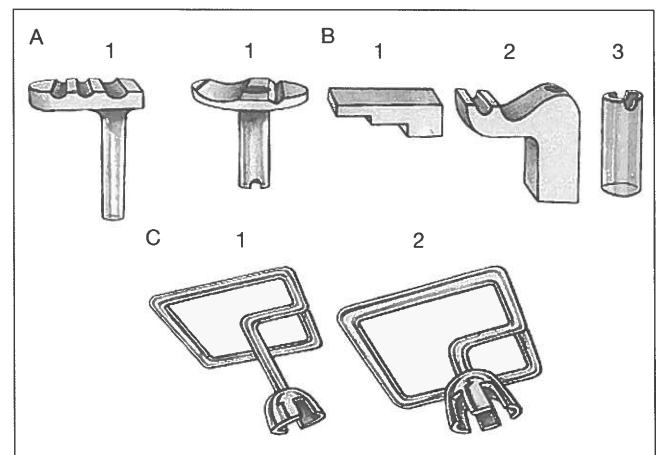


Figura 3. Ejemplos de prótesis osiculares. A) Prótesis de cerámica. Óxido de aluminio (Frialit): 1. Prótesis total. 2. Prótesis parcial. B) Prótesis de hidroxiapatita: 1. Prótesis de Grote. 2. Prótesis de Whers. 3. Pilar de Kartush estribo-martillo. C) Prótesis total y parcial de oro.

Las cerámicas bioactivas son aquellas que reaccionan con los tejidos corporales para estimular su unión a tejidos blandos, unión que constituye un enlace químico directo a la superficie del material y no sólo un vínculo mecánico. Los primeros implantes de este tipo fueron los vidrios bioactivos (Ceravital y Bioglass) que se pusieron en contacto directo con el tímpano, aunque su uso no prosperó en la reconstrucción del oído medio, porque eran difíciles de adaptar y modelar y mostraban signos de degradación en los medios infectados. Introducido por Reck (12) en 1984, Ceravital provocaba una reacción osteogénica en la plataforma del implante que favorecía su fijación a la membrana timpánica, pero, a pesar de todo, estas cerámicas continuaban comportándose como un cuerpo extraño en el oído medio.

Posteriormente, Grote (13) utilizó por primera vez en la reconstrucción oscular una prótesis de hidroxiapatita, cerámica bioactiva de fosfato cálcico densa que constituye el mineral esencial del hueso. Elaboró una de las primeras prótesis de este material que se distribuyeron en el comercio, y advirtió que era extraordinariamente biocompatible cuando se usaba de manera directa contra la membrana timpánica, sin necesidad de interponer cartilago u otro tejido adicional entre la plataforma y la membrana timpánica que evite la extrusión. Además, este nuevo material era bioactivo, lo que implicaba que tenía la capacidad de reaccionar con el tejido blando vecino y coalescer con el hueso adyacente y así producir un acoplamiento entre el implante y el huesecillo.

Existen varios modelos de diseño de prótesis de hidroxiapatita: prótesis total, parcial, de yunque, de yunque y estribo y algunos diseños especiales para la reconstrucción de pequeños defectos de la conexión incudoestapedial. Los diseños de las prótesis totales y parciales de hidroxiapatita no difieren de las fabricadas en plástico ya vistas. Encontramos TORP y PORP con plataforma centrada o descentrada, cuadrangular o redondeada y con un orificio (que permite la visibilidad para adaptar la prótesis al estribo) o sin él.

Las prótesis que se anclan en el martillo se encuentran con un problema: la distancia que existe entre el martillo y el estribo o entre el martillo y la platina varía de unos pacientes a otros. Grote diseñó una prótesis para resolver este problema, pero se anclaba por fuera del martillo y había que separar previamente la membrana timpánica del martillo (fig. 3B). La posibilidad de perforación iatrogénica con la maniobra anterior y la forma relativamente irregular de la prótesis quizás expliquen su poca aceptación. Por otro lado, Whers (14) diseñó también una prótesis de hidroxiapatita (fig. 3B) que intentaba solucionar el mismo problema que la de Grote y además se colocaba debajo del mango del martillo, lo que resultaba menos laborioso. Esta prótesis se diseñó con una y con dos muescas, según la distancia entre el martillo y el estribo fuera mayor o menor.

Confirmada la mayor biocompatibilidad de la hidroxiapatita, para evitar que la prótesis pudiera desplazarse y entrar en contacto con el anillo óseo y se osificara, se decidió diseñar una prótesis que utilizara el martillo para la estabilización, al igual que la de Whers y la de Grote, pero que simplificara el problema que suponían las variaciones anatómicas en la distancia martillo-estribo. Así llegamos al diseño en poste o Strut, como prótesis de yunque y prótesis de yunque y estribo (fig. 3B), que genera un implante muy estable con menor capacidad de extrusión y desplazamiento, que no necesita ningún material tipo Gelfoam o similar para estabilizar su posición y no dificulta la visibilidad del cirujano.

Otro diseño de prótesis de hidroxiapatita muy curioso y atrayente es el que se utiliza para reconstruir pequeños defectos de la articulación incudoestapedial. Para estas situaciones especiales se diseñó la prótesis de conexión incudoestapedial de Silverstein (15) y la prótesis de Applebaum (16). La prótesis de Silverstein es una especie de abrazadera que se coloca entre la rama larga del yunque y la cabeza del estribo, y la de Applebaum una especie de cubo con un orificio en una cara para insertar el extremo amputado de la rama larga del yunque y otro orificio en la cara opuesta para la cabeza del estribo. Estas prótesis consiguen una reconexión incudoestapedial más fisiológica sin tener que sacrificar el yunque.

Ionómero de polimaleinato y cemento óseo

El ionómero de polimaleinato es un material descubierto en 1969 y utilizado ampliamente en patología dental durante más de 15 años (17). Es el resultado de la combinación de una base, calcio-aluminio-flúor-silicato y el ácido polialquenoico.

La prótesis de este material se diseña con una plataforma oval y un vástago en forma de cono truncado. La plataforma forma un ángulo de 75° con el vástago y tiene una superficie lisa de bordes redondeados. La plataforma y el vástago son sólidos, pero no quebradizos, de manera que es fácil acortarlos o modelarlos con una fresa de diamante bajo irrigación continua. Las prótesis ionoméricas de oído medio se han utilizado en Alemania desde 1988, y los estudios preliminares mostraron que eran biocompatibles, no bioactivas y no sufrían degradación aun en un medio infectado (18). El interés de estas prótesis puede verse aumentado por la aparición de un cemento óseo fabricado también con ionómero de polimaleinato (IONOCER). Este producto puede ser ideal para reparar la interrupción incudoestapedial por erosión de la rama larga del yunque sin necesidad de utilizar ninguna prótesis.

Metales

El alambre de acero se utilizó en la reconstrucción oscular a principios de los setenta por Gerlach y Palva.

Más recientemente, se han utilizado otros metales, como el oro y el titanio. El oro como material de prótesis osicular es biocompatible, estable, ligero, inhibe el crecimiento bacteriano, no es alergénico y puede ser modelado fácilmente según las necesidades individuales. Su uso por primera vez como implante en el oído medio es comunicado en 1991 por Pusalkar y Steinbach (19), que describieron dos diseños de prótesis: uno la prótesis en antena, usada como TORP, y otro la prótesis en campana, utilizada como PORP (fig. 3C).

El titanio es un material muy ligero, que se modela fácilmente según las necesidades, y de una excelente biocompatibilidad cuando se utiliza en el oído medio. Recientemente se ha diseñado una prótesis (J. Magnan) de titanio-níquel muy prometedora. La prótesis total de Magnan tiene dos curvaturas, una para anclar el martillo y otra para el apoyo en la platina; la prótesis parcial presenta en una curvatura una especie de anillo que se introduce en la cabeza del estribo (fig. 4A). La peculiaridad de esta prótesis es que posee una memoria elástica que permite la adaptación del implante a las dimensiones anatómicas sin alterar su forma inicial. Esta memoria elástica es la responsable de que el implante tenga una tensión adecuada, pero tiene el peligro de que, si la tensión es muy grande, al colocar el implante entre el estribo y el martillo, el efecto memoria puede hundir el estribo en la ventana oval. Sin embargo, esta prótesis es fácil de colocar, mantiene la rigidez del sistema osicular y la reconstrucción es muy estable.

Compuestas

Con la intención de mejorar las prótesis fabricadas de un sólo material vistas hasta ahora, surgen otros diseños que combinan unos materiales con otros. Así, cuando se comenzó a usar el plástico poroso tipo Polycel, se apreció que no retenía la forma que se le daba. Esto se resolvió colocando un alambre maleable de acero inoxidable en el interior de la prótesis, de manera que conservara la forma que se le daba al modelarla. Más tarde, en 1981, Fisch hizo un cambio importante en la prótesis total de Polycel al diseñar la llamada prótesis en "plataforma" o Spandrel, que posee una plataforma que recoge el sonido con una superficie más delgada y más ancha para la membrana del tímpano y con un alambre de acero inoxidable en el centro del vástago, de manera que pueda moldearse según lo necesite el cirujano.

La fabricación de una prótesis totalmente sintética que no necesitara de tejido humano alguno vio la luz con la llegada de la hidroxiapatita. Este material posee la propiedad de fusionarse directamente con el hueso y ser extraordinariamente biocompatible cuando se pone en contacto directo con la membrana del tímpano; sin embargo, resulta laborioso modelar y modificar las prótesis de hidroxiapatita. Como la hidroxiapatita se necesitaba sólo en la plataforma que entra en contacto con la

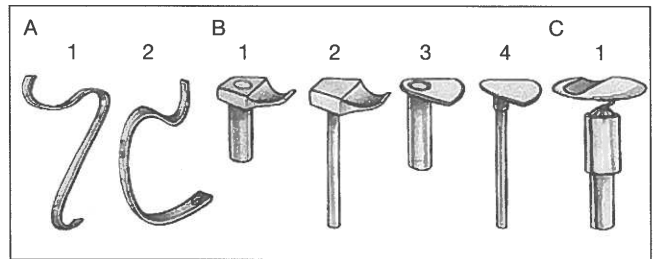


Figura 4. Ejemplos de prótesis osiculares. A) Prótesis de titanio-níquel (J. Magnan): 1. Prótesis total. 2. Prótesis parcial. B) Prótesis de Goldenber: 1. Prótesis de yunque. 2. Prótesis de yunque y estribo. 3. Prótesis parcial. 4. Prótesis total. C) Prótesis universal de García-Ibáñez.

membrana timpánica, el siguiente paso lógico fue la combinación en la prótesis de una plataforma de hidroxiapatita y un vástago de un material más maleable. Así nacieron otros diseños de prótesis compuestas, de los que destacamos dos: la prótesis de Goldenberg y la universal de García Ibáñez.

La prótesis de Goldenberg (20) está compuesta de una plataforma o cabeza de hidroxiapatita de diseño universal, que no necesita modificación alguna, y un vástago de plastipore, que puede desbastarse con toda exactitud para cubrir pequeñas variaciones según las necesidades individuales. Tenemos cuatro diseños diferentes de la prótesis de Goldenberg (fig. 4B) para resolver distintas situaciones: la prótesis de yunque, la de yunque y estribo, la de reconstrucción osicular parcial y la prótesis de reconstrucción total. La elección dependerá de que exista o no martillo y de la presencia o no de la supraestructura del estribo. La cabeza de hidroxiapatita, que se utiliza cuando existe martillo, tiene la forma de un gancho delicado, que se ha diseñado de manera que pueda colocarse y ajustarse debajo del mango del martillo. Cuando falta el martillo, la cabeza de hidroxiapatita que se utiliza tiene un diseño plano y oval con bordes redondeados, y se coloca debajo de la membrana timpánica sin necesidad de interponer cartílago.

En un intento de combinar las ventajas de la hidroxiapatita y del silastic, se creó una aleación hidroxiapatita/silastic, conocida como Flex H/A (Micro Tek Medical, Inc, Memphis, TN), que es una mezcla a partes iguales en peso de ambos materiales. Un ejemplo de prótesis universal fabricada con el compuesto Flex H/A es la prótesis de reemplazo universal de García Ibáñez (fig. 4C), que permite tener una sola prótesis para múltiples aplicaciones. La plataforma de hidroxiapatita densa muestra un surco para el anclaje en el martillo y, a través de una varilla metálica muy maleable, está conectada al vástago de Flex H/A, que se modela fácilmente con un bisturí. Solamente con una prótesis podemos resolver cualquier problema que se presente, y así podemos utilizarla para la reconstrucción tímpano-platina, tímpano-estribo, ensamblaje martillo-platina, ensamblaje martillo-estribo,

como prótesis de estapedotomía sin yunque y como prótesis de estapedectomía sin yunque.

CONDICIONES DE LA RECONSTRUCCIÓN OSICULAR

Existen una serie de condiciones o circunstancias que determinan el éxito, mayor o menor, o incluso el fracaso de una osiculoplastia. Unas son intrínsecas (la función de la trompa de Eustaquio, el estado de la membrana timpánica y del martillo, la presencia mayor o menor de restos de la cadena de cadena osicular y el estado de las cavidades del oído medio y de la mastoides) y otras son extrínsecas (la habilidad y experiencia del cirujano, la realización del método en una o dos etapas y el diseño y la composición de la prótesis utilizada).

Poco podemos hacer para modificar las condiciones intrínsecas de un paciente. El caso ideal sería encontrar un paciente con una trompa de Eustaquio que funcione, una mucosa de caja sana, un oído interno sano, un estribo presente y móvil y una adecuada profundidad de caja. De las condiciones relacionadas con el diseño y composición de las prótesis debemos pedir, al menos, que los materiales sean biocompatibles, mejoren la audición, resulten técnicamente fáciles de usar y sus resultados sean duraderos.

FUNDAMENTOS FÍSICOS DE LA OSICULOPLASTIA

Desde un punto de vista sónico la cadena permanece aislada del hueso temporal por el ligamento anular del tímpano y el ligamento anular de la base, que desempeñan el papel de aislantes sónicos. Además, los constituyentes de la cadena o los implantes osiculares no deben, bajo el efecto de la energía, deformarse sin volver a tomar su posición de origen, porque si esto ocurre, parte de la energía sería captada por el implante. De estos dos conceptos anatomofisiológicos y físicos se derivan las reglas intangibles de la osiculoplastia: el montaje osicular ha de estar suspendido entre dos superficies de apoyo móviles sin ningún contacto con las paredes óseas del oído medio, debe quedar estable sobre dos puntos de anclaje y ser biocompatible y rígido con una geometría adaptada a la cadena de huesecillos y al tamaño de la caja del tímpano.

Para que una reconstrucción osicular pueda tener éxito se han de cumplir tres principios físicos, a saber: el implante ha de quedar estable, perpendicular y a una tensión adecuada, denominada tensión óptima. Mediante la estabilidad se consigue que el implante no se desplace de su posición y caiga en el interior de la caja del tímpano. Para ello debe estar lo más firmemente anclado que se pueda. La mejor situación la conseguimos cuando con-

tamos con el estribo y con el martillo. Por otra parte, el implante debe seguir una línea lo más perpendicular posible a la ventana oval. La perpendicularidad se verá afectada por la distancia que exista entre el martillo y el estribo: cuanto menor sea esta distancia, mayor perpendicularidad tendrá la reconstrucción, y por tanto la situación será más favorable. Además, la reconstrucción osicular debe quedar a una determinada tensión, porque los cambios en la tensión de las prótesis ocasionan modificaciones importantes en la transmisión sonora del oído medio; una tensión elevada produce una adecuada respuesta en frecuencias elevadas y una tensión baja produce buenos resultados en frecuencias graves. Por tanto, la tensión "intermedia", difícil de definir salvo como tensión "óptima", sería la que produce los mejores resultados globales.

PROPIEDADES DE LOS MATERIALES DE OSICULOPLASTIA

Los materiales que se utilizan en la reconstrucción osicular han de tener unas determinadas cualidades que les son propias:

1. Han de ser biocompatibles. No deben provocar reacción tisular, o si surge, ha de ser mínima para que sean tolerados por el oído medio con unas cifras de extrusión bajas. Hasta la fecha el material que mayor biocompatibilidad ha mostrado es la hidroxiapatita.
2. Otra propiedad que caracteriza a los implantes de hidroxiapatita es la bioactividad. Esto implica que el material del implante reacciona con el tejido blando que le circunda y se fusiona con el hueso adyacente para producir un acoplamiento entre el huesecillo y la prótesis. Esta propiedad es muy importante tenerla en cuenta en la cirugía de revisión.
3. Otras propiedades que deben tener los materiales de los implantes son: han de ser fáciles de usar, tener un coste económico moderado y un tiempo de caducidad largo, ser fácilmente moldeables durante la intervención, mejorar la audición y que sus resultados perduren a largo plazo.

BIBLIOGRAFÍA

1. Guilford FR. Repositioning of the incus. *Laryngoscope* 1965; 75: 136-242.
2. Pennington CL. Incus interposition techniques. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 1973; 82: 516-531.
3. Sendra J, Rosell A, Navas A, Denia AJ, Denia A. Resultados funcionales a largo plazo en reconstrucción osicular con cartilago. *Acta Otorrinolaringol Esp* 2001; 52: 103-109.
4. Utech H. Über diagnostische und therapeutische Möglichkeiten der Tympanotomie bei Schalleitungsstörungen. *Laryngol Rhinol* 1959; 38: 212-221.
5. Spencer TJ. The use of tragal cartilage in ossicular reconstruction. *Laryngoscope* 1976; 86: 224-229.

6. Wullstein H. Theory and practice of tympanoplasty. *Laryngoscope* 1956; 66: 1076-1093.
7. Shea JJ. Tympanoplasty in chronic right otitis media: a case report. *Memphis Med* 1958; 33: 271-275.
8. Shea JJ. Plastipore total ossicular replacement prosthesis. *Laryngoscope* 1976; 86: 239-240.
9. Brackmann DE, Sheehy JL, Luxford WM. TORPs and PORPs in tympanoplasty: A review of 1042 operations. *Otolaryngol Head Neck Surg* 1984; 92: 32-37.
10. House JW, Teufert KB. Extrusion rates and hearing results in ossicular reconstruction. *Otolaryngol Head Neck Surg* 2001; 125: 135-141.
11. Jahnke K, Plester D, Heimke G. Aluminiumoxid ein bioinertes Material für die Mittelohrchirurgie. *Arch Otorhinolaryngol* 1979; 223: 373-376.
12. Reck R. Bioactive glass ceramic in ear surgery: animal experiments and clinical results. *Laryngoscope* 1984; 94 (Supl 33): 1-54.
13. Grote J. Reconstruction of the ossicular chain with hydroxyapatite prostheses. *Am J Otol* 1987; 8: 396-401.
14. Whers R. Incus replacement prosthesis of hydroxyapatite in middle ear reconstruction. *Am J Otol* 1989; 10: 181-182.
15. Nadel DM, Silverstein H, Olds MJ. A new prosthesis for reconstructing the incudostapedial joint. *Am J Otol* 1997; 18: 540-543.
16. Applebaum E. An hydroxylapatite prosthesis for defects of the incus long process. *Laryngoscope* 1993; 103: 330-332.
17. Wilson AD, McLean JW. *Glasionomerzement*. Berlín: Quintessenz Verlags GmbH, 1988.
18. McElveen JT, Feghali JG, Barrs DM, Shelton C, Green JD, Horn KL et al. Ossiculoplasty with polymaleinate ionomeric prosthesis. *Otolaryngol Head Neck Surg* 1995; 113: 420-426.
19. Pusalkar AG, Steinbach E, Plester D. Gold implants in middle ear reconstruction surgery. En *Transplants and implants in otology II*. Matsuyama, Japón: Abstracts, 1991; p. 111-113.
20. Goldenberg RA. Hydroxylapatite osicular replacement prostheses: a four-year experience. *Otolaryngol Head Neck Surg* 1992; 106: 261-269.

CAPÍTULO

B2.4

Aplicación clínica: situación anatómica y tratamiento quirúrgico

P. López Villarejo, R. Mellado Rubio, P. Ostos Aumente y F. Muñoz del Castillo

INTRODUCCIÓN

Fue a partir de Shea (1-3) cuando comenzaron a utilizarse las prótesis bioactivas y biocompatibles para la reconstrucción de la cadena osicular. Al ser bioactivas y biocompatibles, cumplían los requisitos necesarios para cualquier tipo de implantes. Hasta entonces, fundamentalmente se habían utilizado osículos autólogos u homólogos, cartílago y prótesis de materiales plásticos no porosos. Estos últimos tenían gran tendencia a extruirse, con lo cual los resultados no eran satisfactorios. Las prótesis que popularizó Shea eran de proplast, y podían usarse tanto para la reconstrucción total de la cadena osicular (TORP) como para la reconstrucción parcial de ésta (PORP).

Aunque al principio los resultados fueron alentadores, con el tiempo se produjeron un alto porcentaje de extrusiones. Debido a ello, los materiales que se utilizaron en la composición de los implantes fueron cambiando, y aparecieron otros nuevos, con la intención de buscar una mayor bioactividad y biocompatibilidad, así como que fueran bioinertes.

En este tiempo fue Sheehy (4) quién indicó la conveniencia de colocar una lámina de cartílago sobre la cabeza del implante, es decir, sobre la superficie del implante que va a ponerse en contacto con la membrana timpánica o el injerto. Con ello se pretendía que la superficie de contacto del implante no apoyara directamente en la membrana timpánica o el injerto con objeto de disminuir la tasa de expulsiones. Efectivamente, ello hizo que este problema disminuyera, aunque ocasionalmente continuaban produciéndose extrusiones (5,6). En muchas ocasiones esto es debido no a un problema del implante en sí, sino más bien a una excesiva hipopresión intratimpánica, merced a la cual al retraerse la membrana timpánica hace aparecer al implante, y da la impresión visual de que se ha expulsado.

Actualmente los implantes más comúnmente utilizados son de hidroxiapatita o bien de una combinación de hidroxiapatita con plastipore. La parte que contacta con el neotímpano suele ser de hidroxiapatita y el pie del implante de plastipore u otros materiales plásticos.

Para que un implante cumpla su función se precisan varios requisitos:

1. Estabilidad.
2. Perpendicularidad.
3. Tensión óptima.

Mediante la estabilidad se consigue que el implante no se desplace de su posición y caiga en el interior de la caja del tímpano. Para ello debe estar lo más firmemente anclado que se pueda. Las mejores situaciones en las cuales se puede conseguir una gran estabilidad son aquellas en las cuales se cuenta con el martillo y estribo, o al menos con el martillo. Por otra parte, el implante debe seguir una línea lo más perpendicular posible a la ventana oval, evitando que quede horizontal, con lo que mejorará la transmisión. Además, el implante debe quedar a determinada tensión, como un eslabón colocado entre dos de una manera ajustada. Esta tensión debe ser la óptima, lo cual es difícil de conseguir ya que la tensión no podemos medirla. Más adelante veremos que disponemos de un tipo de implantes mediante el cual sí se consigue con bastante precisión. El problema de la tensión óptima es que si esta es excesiva, en determinadas situaciones, como al colocar un implante entre el estribo y el martillo, se corre el riesgo de hundir el estribo en la ventana oval o, en el mejor de los casos, de aumentar la rigidez del sistema. Por el contrario, si esta tensión es muy débil, se corre el riesgo de que el implante se desplace y caiga en la caja del tímpano, ya que en este caso disminuiría su estabilidad.

SITUACIONES ANATÓMICAS

Varias son las posibilidades con que nos podemos encontrar, dependiendo de las alteraciones que la patología previa haya producido en la cadena osicular. La más frecuente es la amputación de parte de la rama larga del yunque o de toda ella, debido a su débil vascularización. Ello puede suceder por las otitis medias crónicas. También en los traumatismos craneoencefálicos o en los traumatismos directos de la cadena osicular puede producirse una dislocación del yunque (7). Asimismo, en operaciones de revisión de estapedectomía podemos encontrarnos con una amputación del extremo distal de la rama larga del yunque. El resultado, cualquiera que sea la causa, es una interrupción de la cadena en el yunque, y el estribo y el martillo quedan intactos.

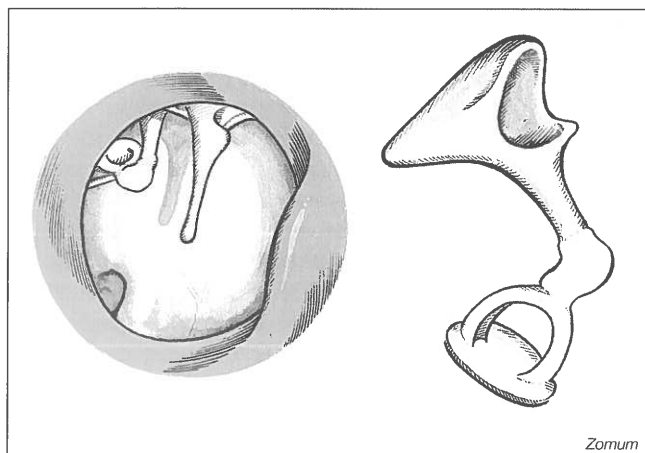


Figura 1. Extremo distal de la rama larga del yunque reconstruido con cemento óseo.

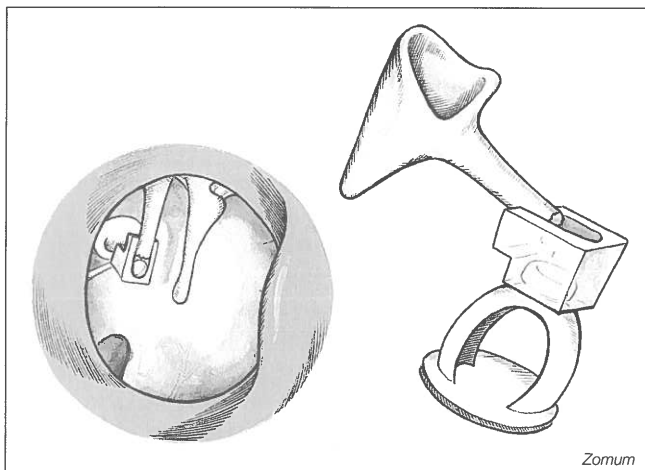


Figura 2. Prótesis de Appelbaum para la reconstrucción de la rama larga del yunque.

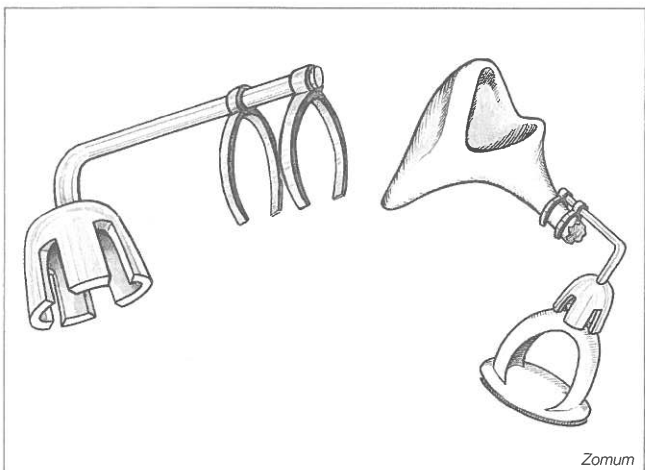


Figura 3. Prótesis de Plester. Permite la reconstrucción de la rama larga del yunque en caso de una gran amputación de la misma.

Una segunda situación es la ausencia del yunque y el martillo, y en la que permanece sólo el estribo. La ausencia de las cruras del estribo y del yunque, quedando la platina y el martillo, sería una tercera situación.

Por último, podemos encontrarnos con la ausencia de toda la cadena, y la permanencia sólo de la platina.

Mientras más elementos de la cadena dispongamos, más fácil será alcanzar el objetivo; la situación más difícil es aquella en la que sólo hay platina.

Existen algunas circunstancias especiales que determinan la conducta a seguir. Es el caso de que contando con el estribo, éste se encuentre volcado hacia el promontorio de modo que haya perdido su verticalidad. En este caso generalmente se ve muy bien toda la platina. Otra situación especial la constituye la necrosis de la cabeza del estribo, en la que permanecen sólo las cruras. Más adelante veremos la solución aplicada en estas dos circunstancias.

TRATAMIENTO QUIRÚRGICO

El tratamiento va encaminado a conseguir un mecanismo de transmisión lo más parecido al fisiológico. Para ello hay que cumplir los requisitos de estabilidad, perpendicularidad y tensión óptima de la prótesis u oscúlo que vayamos a implantar.

Por otra parte, dependiendo de la situación anatómica ante la que nos encontremos, dependerá el tipo de prótesis que se utilice. Además, se requieren unas condiciones previas: en primer lugar el oído interno debe estar indemne, tratándose de una hipoacusia de transmisión; la trompa deberá ser permeable y la mucosa de la caja estará sana. Por último, el estribo debe ser móvil. En caso contrario habría que actuar sobre el mismo en un segundo tiempo, una vez que la caja esté cerrada si existía una perforación timpánica previa.

En el caso de las lesiones del yunque éstas pueden ser mínimas, que afectan sólo al extremo de la rama larga. En esta situación se han empleado distintas soluciones. Así puede reconstruirse el defecto con cemento óseo (fig. 1), o bien utilizar una prótesis especialmente diseñada para esta situación: la prótesis de Appelbaum (fig. 2), la cual encaja

en la rama del yunque y en la cabeza del estribo. El interponer un trozo de oscúlo a largo plazo puede ir desplazando al estribo en dirección al borde promontorial de la ventana oval, y pierde así su eficacia al perder la perpendicularidad.

Existen prótesis que por un extremo pueden abrazarse a la rama larga del yunque, muy próximas al cuerpo del oscúlo. En el otro extremo, y formando un ángulo recto con el anterior, tienen una cazoleta para alojar la cabeza del estribo (fig. 3). Esta prótesis, la prótesis angular de Plester, puede también utilizarse en esta situación.

Por último, ante esta situación podemos actuar prescindiendo del yunque y contar sólo con el martillo y el estribo.

La necrosis de la rama larga del yunque se puede encontrar, sin tener el estribo, en determinadas situaciones, como tras algunas estapedectomías, en las que a largo plazo puede producirse esta amputación. La mejor solución sería colocar una prótesis engarzada en el resto de la rama larga del yunque. Aun quedando la prótesis oblicuada y no perfectamente perpendicular, se obtienen buenos resultados auditivos. Bien es cierto que existe la posibilidad de que nuevamente vuelva a reproducirse la situación anterior.

Por último, se pueden usar prótesis especialmente diseñadas para esta situación, en las cuales la sujeción a la rama larga del yunque se produce en un lugar próximo al cuerpo del osículo. El otro extremo, que actúa como un pistón, forma un ángulo recto con el anterior, y conserva así la perpendicularidad (fig. 4).

En el caso de que falte todo el yunque, hay que colocar un eslabón ajustado entre el mango del martillo y la cabeza del estribo. Debemos considerar que el mango del martillo, en la zona del umbo, está más cerca del promontorio que el cuello, de tal forma que se encuentra oblicuado en dirección medial. Por otra parte, el tendón del martillo se tracciona en el cuello del osículo, con lo que hace un efecto de resorte que debemos aprovechar. De ahí que nunca se deba seccionar este tendón, ya que por una parte estabiliza la prótesis y por otra facilita que el implante interpuesto entre el mango del martillo y la cabeza del estribo alcance la presión óptima. El implante debe situarse a la altura del cuello, justo por debajo del tendón, con lo cual en caso de que quede a poca tensión por ser corto y estar poco ajustado entre el estribo y el martillo se dificultaría su caída hacia el hipotímpano, precisamente por la oblicuidad en dirección medial del mango del martillo. Si la presión a la cual está encajado el implante entre el estribo y el mango del martillo fuese muy pequeña, aún contando con la oblicuidad del mango, podría caerse al hipotímpano. Cualquier implante que se coloque debe cumplir los requisitos ya expuestos. Uno de ellos es la presión óptima, muy difícil de definir. Si consideramos que la cadena está compuesta de tres eslabones y falta uno, en este caso el central, este tercer eslabón debe encajar entre los otros dos a una determinada presión. Si esta presión es muy pequeña el implante puede caerse. Si fuese excesiva se correría el riesgo de aumentar la rigidez del sistema y, lo que es peor, que se produjera una luxación del estribo al aplicar una fuerza desmedida sobre su cabeza. La presión óptima es la justa para evitar estas dos circunstancias.

Existen diversos tipos de implantes para solucionar esta situación. Podemos utilizar los de García Ibáñez, Goldemberg o Magnan, entre otros muchos (figs. 5-7).

Anteriormente a la aparición de estos implantes se utilizaban osículos tallados en forma cilíndrica, o bien

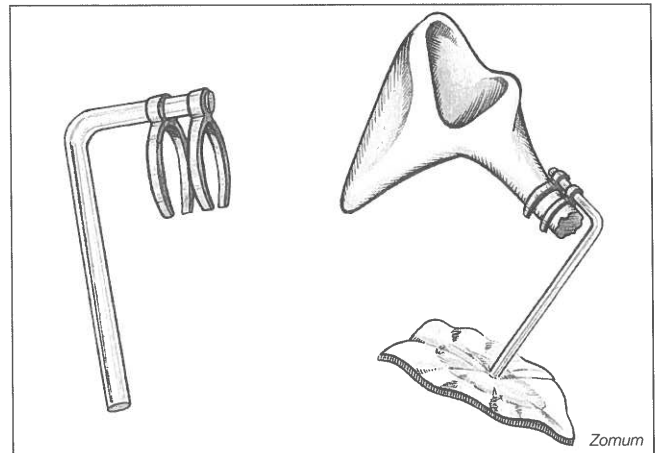


Figura 4. Prótesis de Plester utilizada en caso de estapedectomía con lisis de la rama larga del yunque.

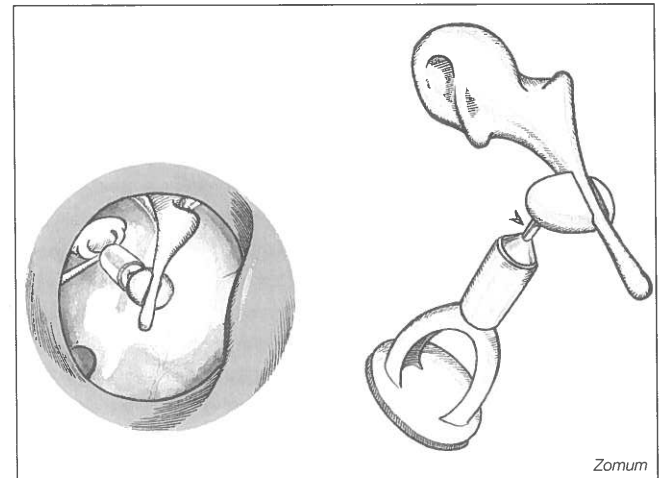


Figura 5. Prótesis de García-Ibáñez para la sustitución del yunque.

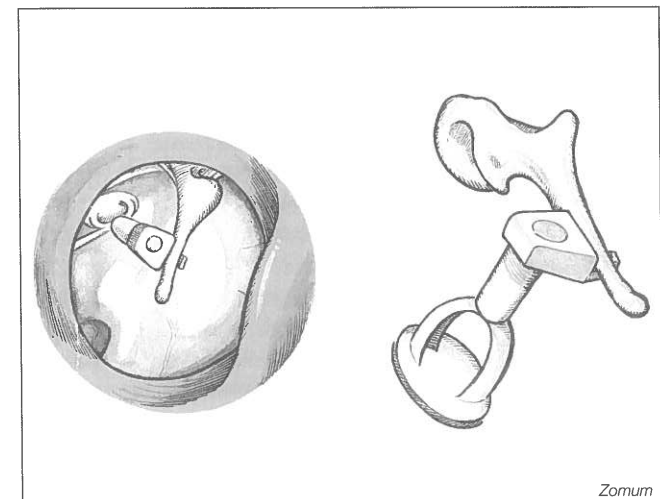


Figura 6. Prótesis de Goldemberg para la sustitución del yunque.

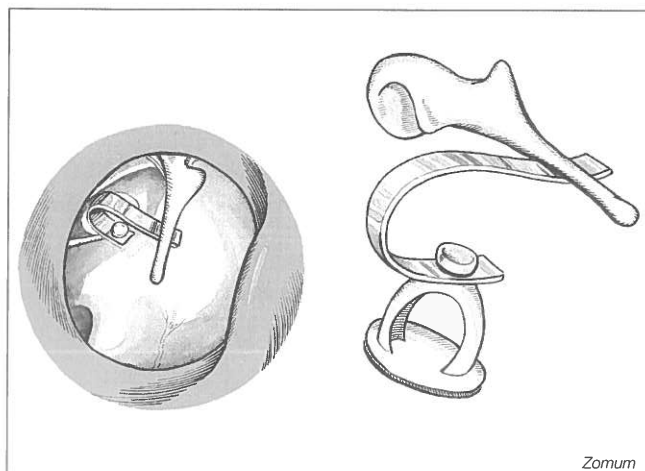


Figura 7. Prótesis de Magnan, elástica, con la cual se adquiere la presión necesaria en la sustitución del yunque.

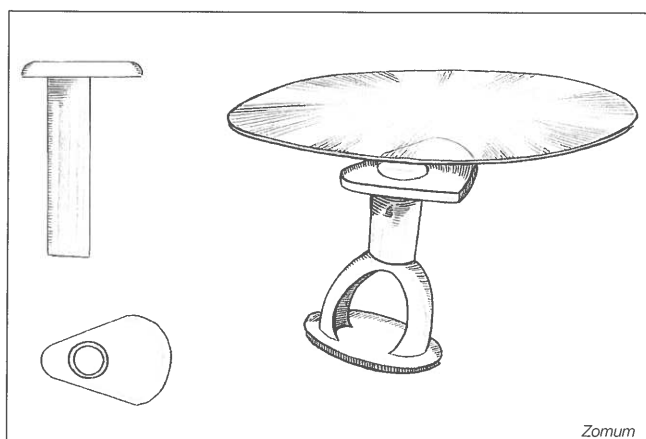


Figura 8. Prótesis osicular parcial usada en casos de ausencia de martillo y yunque.

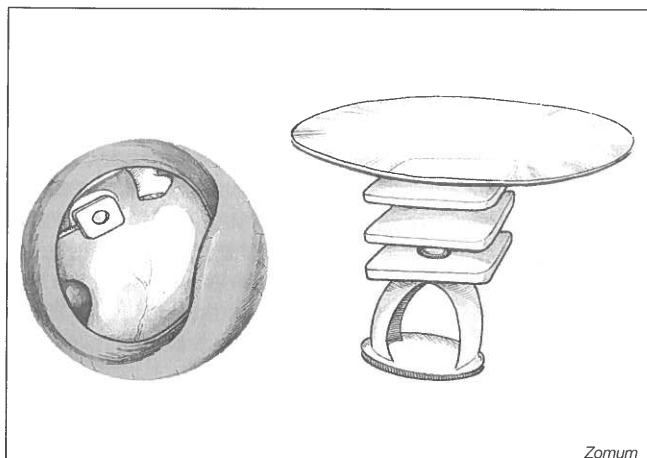


Figura 9. Colocación de cartílagos sobre la cabeza del estribo para realizarlo.

implantes de hidroxiapatita también cilíndricos. Éstos tenían una fóvea para alojar la cabeza del estribo y una canaladura para el mango del martillo. El problema residía en que no se podía mantener la perpendicularidad, sino que al ser rectos, su colocación siempre era más o menos oblicua, dependiendo de la distancia existente entre el estribo y el mango del martillo. A mayor distancia, más oblicuo queda el implante. Actualmente este problema se ha solventado al tener los implantes un diseño en ángulo recto. Tanto la prótesis de García-Ibáñez como la de Goldember mantienen la perpendicularidad y se consigue que queden muy estables. La presión óptima, en cambio, debe conseguirse ajustando la longitud de la prótesis hasta conseguir este efecto. Es preferible que queden ligeramente largas a cortas; siempre y cuando no se corran riesgos de luxar el estribo. Para su colocación primero situamos el pie de la prótesis sobre la cabeza del estribo, posteriormente con una mano y un ángulo recto se tracciona del mango del martillo en dirección lateral, con lo cual ampliamos ligeramente la distancia existente entre el mango del martillo y la cabeza del estribo. Con la otra mano empujamos el extremo de la prótesis que va a ir medial al mango del martillo, hasta colocarlo por debajo del mismo. Una vez pasado este extremo por debajo del mango, soltamos el ángulo recto que lo mantenía lateralizado, con lo que el efecto resorte comienza a hacer su función, y queda la prótesis encajada y atrapada a cierta presión entre los dos osículos. Si esta presión no es suficiente, en el mejor de los casos la transmisión no será buena y en el peor la prótesis caerá en el hipotímpano.

En los casos de ausencia del yunque y del martillo contamos sólo con el estribo. En esta situación deberemos columelizar sobre el mismo. Se han utilizado mucho los PORP cubiertos con una lámina de cartílago para evitar en lo posible las extrusiones (fig. 8).

Si el PORP es de hidroxiapatita no es necesaria la colocación de esta lámina, bastaría con una gota de tisucol en la zona de contacto con la membrana timpánica o el injerto. Una solución muy eficaz consiste en colocar un cuadrado de cartílago, al que se le realiza un orificio por donde se introduce la cabeza del estribo. Una vez colocado podemos situar otro cuadrado de cartílago encima, con lo que aumentaríamos la longitud. La eficacia de este sistema es muy buena, es de fácil colocación y siempre disponemos de él. Se puede utilizar cartílago extraído en el momento de la intervención (fig. 9). El uso de cartílago ha estado ampliamente difundido (8, 9) pero el problema de la reabsorción del mismo cuando se utilizaba en forma de columela hizo que su uso disminuyera. No ocurre así cuando se utiliza en planchas.

Una situación especial, poco frecuente, es que se haya producido una lisis de la cabeza del estribo y que permanezcan las cruras. En esta situación no contamos con el apoyo básico para la prótesis o el cartílago. Lo mejor es seccionar parcialmente las cruras del estribo en el tercio

superior, y actuar como si sólo dispusiésemos de la platina y parte de las cruras. También si el estribo se encuentra volcado hacia el promontorio, la fuerza que aplicaríamos al colocar una prótesis sobre su cabeza no iría directamente a la platina, sino al borde promontorial de la ventana oval. En estas dos últimas situaciones lo mejor es columelizar directamente sobre la platina, contando además con que las cruras nos van a ayudar a estabilizar la prótesis. Además, se facilita porque la platina suele quedar muy visible, casi en su totalidad.

En el caso de que falte el estribo y el yunque, contamos sólo con la platina y el martillo. Lo ideal sería columelizar entre el mango del martillo y la platina, con lo que el ensamblaje puede quedar ajustado y a cierta presión. Debemos cuidar que la platina no sufra ninguna fisura ni luxación, ya que esto podría suceder si la presión fuese excesiva. Podemos acolchar la platina con un trozo de pericondrio, con lo cual la presión que tendría que soportar la misma al pasar la prótesis por debajo del mango del martillo estaría amortiguada. Lo mejor es utilizar prótesis que formen un ángulo recto, como los de García-Ibáñez, Goldemberg o Magnan (figs. 10-12)

También, aunque es una peor solución, podríamos actuar como si no existiera el mango del martillo y sólo contáramos con la platina. Cuando falta toda la cadena osicular, excepción hecha de la platina, las condiciones de estabilidad y de presión óptima del implante son muy difíciles de conseguir (fig. 13).

De una parte, el pie de la prótesis descansa sobre la platina, con lo que la estabilidad es débil, y se debe sujetar con gelita. Por otra parte, la fijación del pie a la platina sólo podremos conseguirla utilizando cola de fibrina. Una mejor solución consiste en acolchar la platina con un trozo de pericondrio, escarificando previamente los bordes del promontorio que rodea la ventana oval. Con ello podemos conseguir adherencias del pericondrio a la mucosa escarificada. El pie de la prótesis queda ligeramente embutido en el pericondrio, listo ya para fijarlo con cola de fibrina. El que el pie del implante se encuentre embutido en un tejido blando favorece la unión entre ambos; se pueden formar adherencias del pie con el injerto (10). El apoyo directo sobre la platina hace que esa unión no sea tan buena. Existen implantes en los cuales el pie dispone de una base más amplia, con objeto de conseguir una mejor estabilización de la prótesis (11). De cualquier modo, la estabilidad de la prótesis nunca puede ser la misma como cuando se interpone un eslabón entre otros dos. Para alcanzar la presión óptima la longitud del implante debe ser tal que empuje ligeramente al neotímpano o membrana timpánica. Esta presión no es fácil de conseguir. Si la longitud es excesiva y no existiera un buen funcionamiento de la trompa de Eustaquio, la prótesis podría extruirse. En caso contrario, la transmisión no sería buena en el mejor de los casos, y en el peor, la prótesis podría caerse o desplazarse. Para evitar las extrusiones es conveniente colocar una lámina de cartílago entre

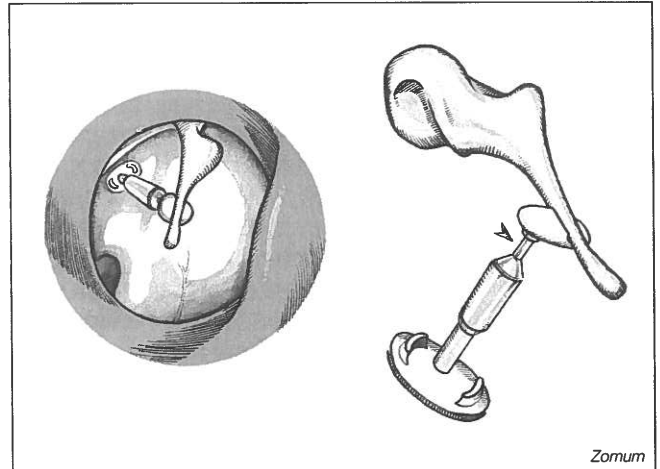


Figura 10. Prótesis de García-Ibáñez para la reconstrucción de la cadena, aprovechando el mango del martillo.

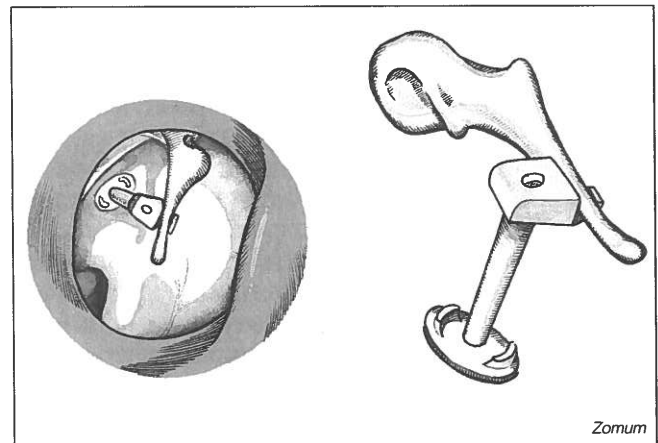


Figura 11. Prótesis de Goldemberg en caso de ausencia de estribo y yunque.

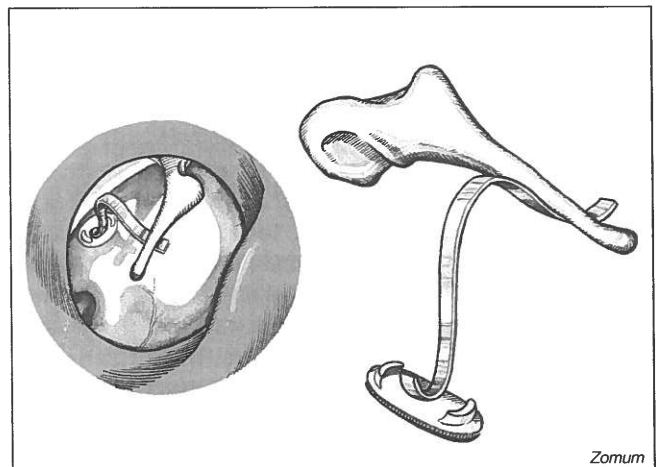


Figura 12. Prótesis de Magnan. Con ella se consigue una presión óptima debido a su elasticidad.

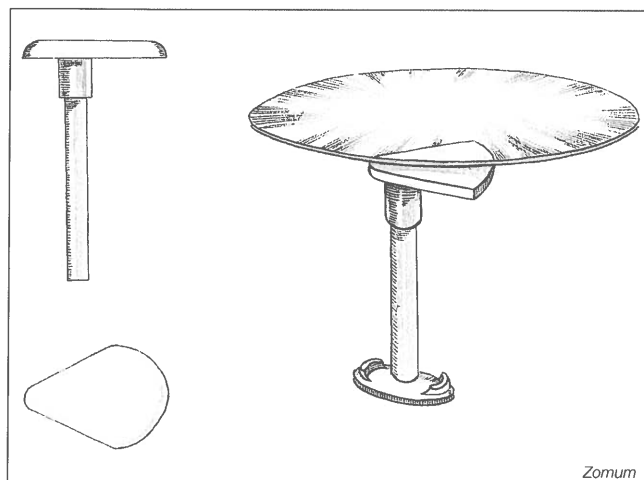


Figura 13. Prótesis osicular total para la reconstrucción total de la cadena osicular.

la prótesis y el injerto o la membrana timpánica. Puede sustituirse por una gota de cola de fibrina cuando se usen implantes de hidroxiapatita.

El vástago que une la plataforma de la prótesis a la platina puede estar centrado en la propia plataforma, o bien situado en una posición excéntrica en la misma. En este último caso se facilita su colocación, ya que el borde posterosuperior del conducto auditivo externo no impediría colocarlo verticalmente sobre la platina. En el caso de utilizar prótesis en las cuales el vástago esté centrado en la plataforma, es necesario en la mayoría de los casos realizar una ampliación del borde posterosuperior del conducto, más amplia que cuando se realiza una estapedectomía, con el objeto de hacerle sitio a la plataforma del implante y poderlo colocar perpendicularmente a la platina sin tener que oblicuarlo.

Otros implantes forman un ángulo más o menos agudo entre la plataforma y el vástago, en vez de formar un ángulo recto. Con ello se mantiene la forma cónica de la membrana del tímpano.

Si el estribo se encuentra volcado hacia el promontorio, es mejor solución colocar un TORP en vez de un PORP. Para ello se seccionan ambas cruras en su zona superior. Con ello el vástago del implante cuenta con un punto de apoyo supletorio y queda entre las cruras seccionadas, con lo que la estabilidad se consigue más fácilmente.

Los problemas con los que nos podemos encontrar y que hacen fracasar la reconstrucción son múltiples. En primer lugar las extrusiones. Desde los primeros implantes hasta hoy los materiales han evolucionado y han hecho disminuir la tasa de expulsiones. En la década de los setenta los implantes de proplast introducidos por Shea (1) tenían una alta tasa de extrusiones. Posteriormente se utilizaron los implantes de polícel y plastipore, con los que disminuyó el índice de extrusiones, si bien ya

Sheehy (4) indicó la conveniencia de colocar una lámina de cartílago sobre la plataforma del implante para disminuir el porcentaje de expulsiones. A partir de aquí comenzaron a utilizarse los implantes de ceravital y posteriormente los de hidroxiapatita. En estos últimos el índice de extrusiones disminuyó considerablemente. Hay que tener en cuenta que una cosa es la expulsión y otra un funcionamiento inadecuado de la trompa de Eustaquio. Si se origina una hipopresión intratimpánica, la retracción de la membrana timpánica hace que el implante comience a protruir hasta que finalmente aparece exteriorizado. En este caso no podemos hablar de expulsión propiamente dicha, aunque sus consecuencias sean las mismas, sin que se consiga en definitiva un buen resultado.

El desplazamiento lateral es otro problema con el que nos podemos encontrar. Si se trata de un eslabón interpuesto entre otros dos, como entre estribo y martillo o entre platina y martillo, este problema no se puede presentar. Pero si el implante no puede colocarse a modo de eslabón, como es el caso de los PORP o TORP, cuya superficie lateral va a contactar directamente con el injerto, pueden desplazarse lateralmente. Generalmente quedan adheridos al injerto o membrana timpánica, y el pie es el que se separa de la cabeza del estribo o de la platina. De ahí la importancia de aprovechar el mango del martillo siempre que esté presente.

Los desplazamientos del implante se deben a que han sido colocados con poca estabilidad y presión.

Las fijaciones del implante a zonas óseas de la caja aumentan la rigidez del sistema y dificultan la transmisión. Hay que vigilar las zonas de posible contacto, como el marco óseo posterosuperior y el facial vestibular. Estas zonas de contacto se pueden evitar interponiendo entre las mismas trozos de gelfoam.

En algunos casos pueden presentarse reabsorciones parciales, hecho poco frecuente.

Por último, otro de los problemas son las reacciones de un cuerpo extraño, hecho desmentido por algunos (12, 13).

De entre todos los problemas, los que conducen a un mayor índice de fracasos son las extrusiones y los desplazamientos laterales. Evitándolos y cumpliendo las normas de perpendicularidad del implante respecto a la ventana oval, estabilidad y presión óptima podremos obtener resultados satisfactorios.

BIBLIOGRAFÍA

1. Shea JJ, Homsky Ch A. The use of proplast in otologic surgery. *Laryngoscope* 1974; 84: 1835.
2. Janeke JB, Shea JJ. Self stabilizing proplast total ossicular replacement prosthesis in tympanoplasty. *Laryngoscope* 1975; 85: 1550.
3. Janeke JB, Shea JJ. Proplast implants used in Otolaryngology and in facial reconstructive surgery. *S.A. Medical J* 1976; 50: 731.
4. Sheehy JL, English G.M. *Otolaryngology*. Hagerstown: Harper and Row, 1977.
5. Sanna M, Gamelotti R, Magnani M, Bacciu S, Zini G. Enhanced bio-funcionality of plastipore ossicular prosthesis. *Am J Otol* 1982; 4: 138.

6. Footko NJ. Failed ossiculoplasty using porous polyethylene (plasti-pore) prosthesis. *J Laryngol Otol* 1984; 98: 229.
7. López Villarejo P, Jurado Carmona R, Jurado Ramos A. Traumatismos directos de la cadena osicular. *Acta Otorrinolaringol Esp* 1986; 37: 269.
8. Smyth GDL, Kerr AG. Reconstructive middle ear surgery, some of the implications. *Can J Otorhinolaryng Belg* 1974; 3: 7.
9. Jansen C. Homo and heterogeneous grafts in reconstruction of the sound conduction system. *Acta otorhinolaryng Belg* 1970; 24: 60.
10. Postm D, Shea JJ. Polyethylene sponge total ossicular replacement prosthesis. A histopathologic study. *Arch Otolaryngol* 1982; 108: 801.
11. Sade J, Yanir E, Gassner S, Levy M. Stapes replacing prosthesis. *J Laryngol Otol* 1983; 97: 677.
12. Belal A, Odnert S. TORPS: A transmission and scanning electron microscopy study. *J Laryngol Otol* 1982; 96: 49.
13. Kylen P, Albrektsson T, Ekwall L, Hellkrist H, Tjellström A. Survival of the cortical bone columella in ear surgery. *Acta Otolaryngol (Stochh)* 1987; 104: 158.

CAPÍTULO

B2.5

Reconstrucción osicular: la necrosis de la rama larga del yunque

F. Antolí-Candela Cano y A. Harguindey Antolí-Candela

INTRODUCCIÓN

La etiología más frecuente de la necrosis de la rama larga del yunque (NRLY) es la otitis media crónica en sus múltiples formas de presentación.

La patología crónica del oído medio se puede subdividir en dos grandes grupos. Los procesos infecciosos crónicos o recurrentes del oído medio con otorrea y los problemas, igualmente crónicos o recurrentes, de la mucosa del oído medio y trompa de Eustaquio, sin otorrea. Desde el punto de vista de la exploración otoscópica, el elemento diferencial es la perforación de la membrana timpánica que presentan los primeros.

La mayoría de los casos de patología crónica son procesos recurrentes con fases silentes, en las que los únicos síntomas son secuelas como la hipoacusia o trastornos vestibulares periféricos moderados.

En el pasado se creía que en pacientes con antecedentes de otorrea no se debía hacer cirugía sin que el proceso infeccioso hubiera cesado durante meses. Ello obedecía al miedo al fracaso de los injertos. Con esta filosofía, los pacientes más necesitados de cirugía, por el riesgo de complicaciones que la otorrea supone, se mantenían sin el tratamiento más eficaz para su caso. Con la cirugía se mejora el estado del oído medio, al reseca polipos, drenar zonas ocultas al tratamiento tópico y cerrar la membrana timpánica. Con ello se consigue curar las fases de otorrea en muchos pacientes. Este concepto se ha aclarado y está ampliamente aceptado en la actualidad.

La curación espontánea o con tratamiento de estos procesos deja secuelas que afectan fundamentalmente a la audición, limitaciones más o menos importantes, como la perforación de la membrana timpánica, y complicaciones que pueden llegar a ser graves, como los colesteatomas adquiridos secundarios. Otras complicaciones de mayor gravedad, como las neurológicas, son hoy en día excepcionales.

Las hipoacusias son quirúrgicas cuando la enfermedad se encuentra en fases inactivas o de secuela. Cuando hablamos de segundo tiempo funcional nos referimos a la intervención quirúrgica con fines funcionales, que sucede a un primer tiempo quirúrgico y se lleva a cabo con fines curativos. La curación estable de otorreas permanentes que no mejoran totalmente con tratamientos

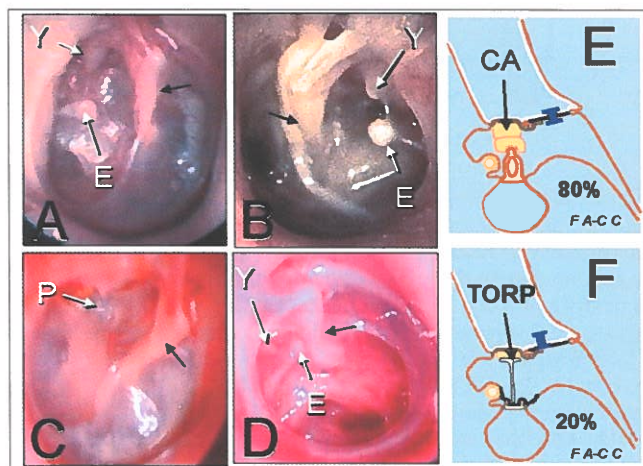


Figura 1. Ejemplos de otoscopia en pacientes con necrosis de la rama larga del yunque (NRLY). (E y F). Reconstrucciones que utilizamos en los distintos casos (A, B y C). NRLY por retracción del cuadrante posterosuperior (atelectasia parcial) de la membrana timpánica. A) El oído medio se encontraba aireado. B) El oído presentaba una otitis media serosa. C) Se aprecia una necrosis de la supraestructura del estribo, con el oído medio aireado. D) NRLY en un caso de perforación subtotal de la membrana timpánica. E) Reconstrucción correspondiente a la NRLY con cartílago tragal autólogo. F) Con TORP en los casos en que coincide con una necrosis de la supraestructura del estribo. Las cifras en E y F son el porcentaje de cada caso. Las flechas negras señalan al mango del martillo. Y: yunque; E: estribo; P: platina del estribo.

médicos se consigue únicamente con tratamiento quirúrgico. Son situaciones complicadas, por la presencia de polipos en el oído medio, otoosteítis, mucosas muy gruesas con fibrosis organizada, colesteatoma, etc., que imposibilitan la curación estable del oído sin cirugía.

En algunos casos los segundos tiempos funcionales se programan por otras circunstancias que aconsejan el llevar a cabo la reconstrucción de la membrana timpánica en un primer tiempo y la cadena osicular en un segundo tiempo.

La secuela más frecuente de la otorrea es la perforación de la membrana timpánica, y la de la patología de las mucosas del oído medio y trompa de Eustaquio es la retracción de la membrana timpánica. En ambos casos es muy frecuente la NRLY (figs. 1A-D). Por lo tanto, el tra-

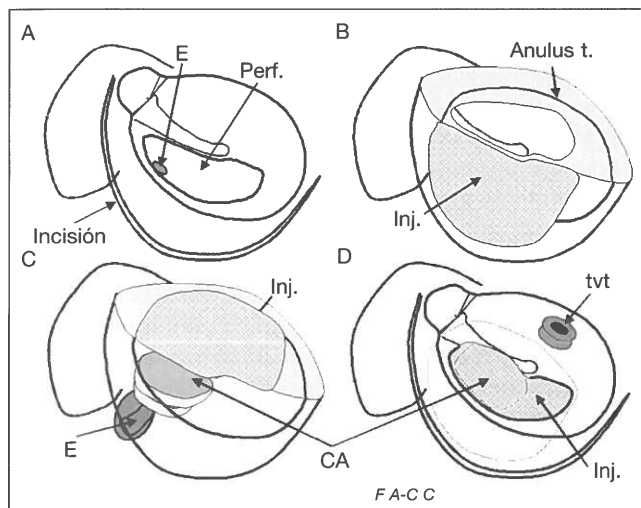


Figura 2. Reconstrucción en la necrosis de la rama larga del yunque con perforación posterosuperior de la membrana timpánica. En ésta y todas las representaciones esquemáticas que siguen, se supone el oído derecho y posición quirúrgica. A) Relación de la perforación con la cabezuela del estribo. B) Colocación del injerto de fascia autóloga medialmente a los restos timpánicos y lateralmente a la pared posterosuperior del conducto auditivo externo (CAE). C) Injerto y restos timpánicos rebatidos anteriormente para permitir la reconstrucción con el cartílago. D) Aspecto otoscópico al terminar la intervención. E: estribo; Perf.: perforación; Inj.: injerto; Anulus t.: anulus timpánico; CA: cartílago autógeno; tv: tubo de ventilación transtimpánico.

tamiento de la NRLY se acompaña casi siempre de actuaciones en la membrana timpánica.

Las necrosis asépticas de la rama larga del yunque son idiopáticas, ya que aunque pueden ser congénitas, su diagnóstico etiológico es imposible en la mayoría de los casos.

Todos los procesos tumorales del oído medio, como los glomus timpánicos o yugulares, los neurinomas faciales, ceruminomas, etc., pueden presentar necrosis de la rama larga del yunque. Ésta se produce por decúbito (contacto prolongado) o por interferir la patología con su vascularización.

En este capítulo vamos a revisar los elementos que consideramos importantes en la reconstrucción de la cadena osicular en la NRLY de cualquier etiología. Por ese motivo hemos revisado 300 historias clínicas, de pacientes consecutivamente intervenidos, que presentaron entre los hallazgos quirúrgicos una NRLY y con un tiempo de evolución postoperatoria superior a un año.

De los casos estudiados, 289 tenían todos los requisitos de seguimiento. En 39 casos el diagnóstico había sido de otitis media crónica simple, en 111 de secuela otorreica y de colesteatoma en 139.

La NRLY se reconstruyó con cartílago tragal autógeno en 214 de los casos (fig. 1E). La NRLY se acompañaba de patología asociada del estribo en 75 pacientes, de los

cuales en 48 se hizo una reconstrucción con prótesis osicular total (TORP) (fig. 1F) y no se llegó a reconstruir la cadena por distintos motivos en 27.

Las valoraciones de los resultados pueden ser más o menos complejas, dependiendo de la importancia que se conceda a las múltiples variables, que pueden influir en los mismos (1,2). En este estudio haremos una valoración global de los resultados, para ofrecer una visión sencilla y práctica.

Las necrosis asépticas de la RLY (3) no se estudian por ser muy infrecuentes. En ellas se obtienen unos excelentes resultados, con cualquier técnica razonable de reconstrucción, ya que el resto del oído medio es normal.

PATOLOGÍA ASOCIADA

Las NRLY son en su mayoría secuelas de procesos crónicos, otitis medias o disfunciones de la mucosa del oído medio o de la trompa de Eustaquio. Por ello se asocian a otras secuelas de estos procesos, como las perforaciones de la membrana timpánica, bolsas de retracción, atrofas, membranas monoméricas o cicatriciales del tímpano, miringoesclerosis y timpanoesclerosis, otitis medias serosas, granuloma de colesterol y timpanofibrosis, que tienen que ser tratadas simultáneamente o en ocasiones previamente.

Los problemas de mucosa y ventilación del oído medio y mastoides no se analizan en este capítulo, aunque son muy importantes para los resultados funcionales a largo plazo. En algunos de estos casos está contraindicada la cirugía funcional, como sucede con la timpanofibrosis o con la atelectasia total de la membrana timpánica. Aunque la mayoría de estos casos son idiopáticos, en ocasiones estos procesos son de causa conocida. Son situaciones de cronicidad irreversible, como las parálisis del velo del paladar, fisuras palatinas, tumores de cavum, grandes tumores de la fosa craneal anterior y las consecuencias de procesos cicatriciales en el cavum. En ellos no se debe hacer cirugía funcional del oído medio, si no se consigue estabilizar la ventilación. Para conseguirlo es a menudo necesario utilizar vías alternativas, como los drenajes transtimpánicos "permanentes".

Estas asociaciones de patología condicionan el tratamiento, porque suponen una pérdida de audición por sí mismas o dificultan las actuaciones sobre la NRLY y su evolución a corto o largo plazo.

Las formas más frecuentes de patología asociada a la NRLY se resumen a continuación:

1. Las perforaciones de la membrana timpánica (fig. 1D): constituyen el 50% de los casos revisados. Se deben tratar de la misma forma que se hace en las miringoplastias. Nosotros preferimos los injertos de fascia del temporal autóloga o pericondrio tragal autólogo, según el tamaño de la perforación. Los injertos los

colocamos medialmente a los restos del tímpano, en las perforaciones tubáricas pequeñas, posteriores o inferiores (figs. 2A-D) y lateralmente a los restos del tímpano, en dos fragmentos que engloban el mango del martillo para las perforaciones totales y subtotales (4). Los casos con perforación de la membrana timpánica, en especial los que se tienen que intervenir con patología activa, suponen un riesgo para la reconstrucción funcional; se necesita abrir el vestíbulo. Haremos primero un tiempo curativo, y cuando el oído esté sano y si el injerto ha prendido, procederemos al segundo tiempo con fines funcionales. Este grupo los forman todos aquellos oídos que presentan fijación irreversible de la platina del estribo. Es recomendable dejar pasar por lo menos un año entre los dos actos quirúrgicos para que la cicatrización sea completa.

2. Las atrofas de la membrana timpánica, las membranas monoméricas y las atelectasias parciales de la membrana timpánica es mejor resecarlas y tratarlas como las perforaciones. En caso de no hacerlo, el injerto lo colocaremos medialmente a la membrana, a modo de refuerzo, para que la nueva membrana timpánica tenga suficiente consistencia y masa para arrastrar la cadena osicular.
3. En las membranas timpánicas con miringoesclerosis a veces es necesaria la resección de los tejidos rígidos. La decisión depende de su localización y extensión. Es recomendable seguir la norma de resecar la miringoesclerosis en los casos en los que se dificulte la movilidad del mango del martillo. Esto sucede cuando ocupa todo el espacio desde el mango del martillo hasta el anulus timpánico.
4. La fijación del estribo: el estribo puede encontrarse fijo por timpanoesclerosis, congénitamente o por otosclerosis. Las fijaciones congénitas y por otosclerosis no son formas de secuela, sino entidades clínicas independientes, por lo que no las vamos a tratar en este capítulo.

Los casos con fijación del estribo por timpanoesclerosis, suponen un problema añadido importante. Existen dos situaciones fundamentalmente distintas. Si la timpanoesclerosis es relativamente blanda y fácilmente resecable, se debe intentar extraer y movilizar el estribo, para hacer una reconstrucción en el mismo acto quirúrgico. Si no se puede extraer por ser muy rígida y adherente, la reconstrucción se tendrá que hacer en un segundo tiempo, o recurrir a la adaptación de un audífono para resolver el problema funcional.

En nuestra experiencia, las probabilidades de que los estribos movilizados en el primer acto quirúrgico se vuelvan a fijar son muy altas. Lo más prudente es dejar pasar un año y hacer un segundo tiempo. En el segundo tiempo, la mucosa del oído medio ha mejorado sus características, y al cicatrizar ya no volverá a formar placas de timpanoesclerosis, o si las forma, lo hará en menor grado.

5. Fijación de la cabeza del martillo y yunque: en ambos casos la solución es la misma; tendremos que resecar la cabeza del martillo y los restos del yunque, para luego llevar a cabo una reconstrucción. Antes de tomar esta decisión es importante confirmar que el estribo se encuentra móvil, porque en algunos casos, aunque la cabeza del martillo o cuerpo del yunque estén fijos si el estribo también lo está, puede ser que la mejor opción funcional sea conservarlos y hacer una estapedectomía en segundo tiempo. Con ello tendremos una pequeña pérdida de audición residual por la fijación del martillo y yunque.

6. Amputación del manubrio: es un hallazgo quirúrgico poco habitual. Suele producirse por otorreas de repetición frecuentes y prolongadas, o por retracciones graves de la membrana timpánica, con o sin colesteatoma. La preservación del martillo o del mango del martillo es en términos generales deseable porque evita lateralizaciones de la neomembrana y colabora en el mantenimiento de las distancias desde el estribo o la platina al neotímpano. La estabilidad de las reconstrucciones funcionales depende de estas distancias; por otra parte, limita los desplazamientos amplios del neotímpano con los cambios bruscos de presión, que podrían alterar la reconstrucción.

Si la amputación es muy amplia, dificulta la colocación del injerto, y es posible que el neotímpano resultante no tenga suficiente contacto con el martillo para que mejore su estabilidad. La decisión sobre si dejar los restos del martillo o resecarlos es la consecuencia lógica del tamaño de los restos del martillo y la experiencia del cirujano. En caso de duda es mejor resecarlos, porque con ello favoreceremos la apertura del diafragma atical.

TÉCNICAS QUIRÚRGICAS

En la cirugía de las otorreas y sus secuelas es muy importante considerar dos puntos de vista, el curativo y el funcional.

Las indicaciones de la cirugía en las secuelas otorricas se han discutido ampliamente. Para nosotros, aunque la controversia sigue abierta, la cirugía esta indicada en la mayoría de las secuelas.

Indicación quirúrgica

Si la indicación quirúrgica se hace por motivos curativos, como en el colesteatoma, otitis media crónica activa, etc., los aspectos funcionales son secundarios. Desde este punto de vista, es importante recordar que el fracaso curativo se acompaña invariablemente de un fracaso funcional. Debemos dar siempre prioridad al aspecto curativo sobre el funcional; con ello nos referimos especialmente a las reconstrucciones funcionales con prótesis sintéticas (pró-

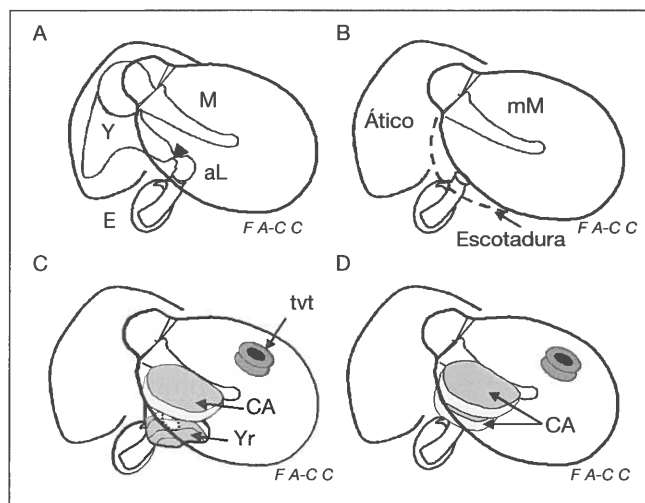


Figura 3. A) Esquemas de la necrosis de la rama larga del yunque; la punta de flecha negra señala la zona más frecuente de necrosis de la rama larga del yunque. B) Preparación del campo para la reconstrucción. C y D) Dos formas de reconstrucción con estribo completo y móvil. En B, C y D no se representan la cabeza del martillo y del yunque al haberlos resecaado para liberar el ático (Ático). En B se ha representado una línea de puntos que corresponde a una escotadura (Escotadura). Y: yunque; E: estribo; aL: apófisis lenticular; M: martillo; mM: mango del martillo; Yr: yunque remodelado; CA: cartílago autólogo; tv: tubo de ventilación transtimpánico.

tesis osicular parcial [PORP] y TORP), que en situaciones de cicatrización se pueden comportar como cuerpos extraños. Ésta es una de las justificaciones para que programemos segundos tiempos con fines funcionales. La otra justificación es la estrictamente funcional. En algunos casos la reconstrucción osicular tiene muchas más probabilidades de éxito, si se hace en un segundo tiempo.

En los segundos tiempos, dispondremos de una membrana timpánica íntegra y estable, que no va a modificar su distancia a los restos de la cadena, durante el proceso cicatricial. Por lo tanto, por un lado la reconstrucción no interfiere con la cicatrización en el primer tiempo, y por otro, las probabilidades de éxito funcional son mayores cuando hacemos la cirugía en dos tiempos.

En las secuelas otorreicas, en contra de algunas opiniones, las perforaciones con reinfecciones ocasionales no son estables o "seguras". La finalidad de la cirugía es siempre curativa, ya que estos pacientes sufren pérdidas progresivas de audición con afectación coclear, mareos mal definidos y a veces vértigo posicional paroxístico benigno. Sólo se deben considerar funcionales los segundos tiempos quirúrgicos, llevados a cabo en un oído medio sano y con un neotímpano íntegro.

La infección por entrada inadvertida de agua en el oído es importante ya que supondría una infección en la base del cráneo, con posibilidades de complicaciones que, aunque infrecuentes, pueden llegar a ser graves.

El que hayan detractores de esta cirugía se entiende, porque si sus resultados no son buenos y tienen frecuentes complicaciones, la indicación quirúrgica se tiene que adaptar a esa circunstancia.

La indicación quirúrgica con fines funcionales, como sucede con los segundos tiempos, debe ser la consecuencia del equilibrio entre el grado de incapacidad del paciente y las probabilidades de éxito funcional. En cualquier caso, tendremos en cuenta otros factores, como la audición del oído opuesto, las posibilidades de adaptación de audífonos, edad, situación social y laboral del paciente, etc.

En definitiva, la indicación de un segundo tiempo funcional la debe hacer el propio paciente, debidamente informado de los riesgos y posibles beneficios de la cirugía a corto y largo plazo.

Vías de abordaje

Están condicionadas por la patología subyacente. En las secuelas otorreicas sin más complicaciones, lo normal es poder abordar el oído medio por una vía endoaural. Si el conducto auditivo externo (CAE) es muy estrecho o el tímpano tiene un ángulo anterior muy cerrado, es posible que se tenga que utilizar un abordaje retroauricular, o incluso que sea necesario ampliar el CAE óseo, a expensas de su cara anterior, para ganar acceso al margen anterior de la membrana timpánica. Los abordajes endopreaurales, endoaurales y retroauriculares se deben seleccionar de acuerdo con las necesidades de la técnica curativa, la obtención del injerto seleccionado y la preferencia del cirujano.

Preparación del campo para la reconstrucción

La preparación del campo se hace después de eliminar los tejidos patológicos como el colesteatoma, granuloma de colesterol, pólipos, etc.

Todas las reconstrucciones suponen un cierre mayor o menor del mesotímpano superior, con el consiguiente riesgo de que el diafragma atical quede cerrado y dejemos incomunicados el ático, antro y la mastoides del oído medio. Si se produce este aislamiento, los espacios mucosos de las zonas implicadas formarán serosidades, fibrosis y granuloma de colesterol, con el consiguiente riesgo de fracaso a largo plazo. Es recomendable favorecer la aireación de los espacios superiores y posteriores por medio de la resección de la cabeza del martillo y los restos del yunque (figs. 3A y B).

Seccionamos el tendón del tensor del tímpano para liberar el mango del martillo y los restos timpánicos y aumentar el espacio libre en el ático.

Cuando el marco timpánico óseo no deja suficiente sitio para colocar una reconstrucción sobre la cabezuela del estribo, haremos una pequeña timpanotomía del CAE óseo (escotadura), de igual forma que se hace en algunas estapedectomías (fig. 3B).

El injerto para cerrar la perforación o reforzar la membrana monomérica, en su caso, se debe colocar antes de hacer la reconstrucción, y sujetarlo en su posición con espongostan colocado en finas láminas sobre la superficie lateral del mismo. Para ello, una vez colocado (fig. 2B) y asegurado el injerto, se debe desplazar anterolateralmente (fig. 2C) para permitir nuevamente el acceso al oído medio para la reconstrucción. Después podremos volver a poner el injerto en su sitio, y confirmar que la reconstrucción hace relieve sobre el marco timpánico óseo (fig. 2D). El relieve debe ser suficiente, como para que el contacto entre el neotímpano y la reconstrucción no se pierda, incluso después de la atrofia que tendrá a largo plazo.

Frecuentemente insertamos un tubo de drenaje trans-timpánico, antes de llevar a cabo la reconstrucción (fig. 2D). La finalidad de estos tubos es asegurar una adecuada ventilación del oído medio en los meses que siguen a la intervención. Es particularmente importante cuando nos encontramos mucosas muy engrosadas y humedades o secreciones en el oído medio. También es recomendable ponerlos en los pacientes que han tenido que ser operados con infección en el oído medio.

Reconstrucción con cartílago autólogo (5-7)

En la tabla 1 se resumen los posibles hallazgos quirúrgicos y sus correspondientes reconstrucciones.

La reconstrucción con cartílago autólogo se puede hacer con el estribo completo, y la platina móvil, independientemente de que la membrana timpánica esté perforada o íntegra, con o sin retracciones (figs. 1E, 2C y D y 3C y D).

Utilizamos preferentemente el cartílago del trago, por ser fácilmente accesible y tener un grosor y tamaño ideales para este tipo de reconstrucción. Lo obtenemos haciendo una incisión en la piel, inmediatamente por detrás del borde libre y lateral del trago, sin llegar al pericondrio. El fragmento de cartílago se reseca teniendo cuidado de dejar un borde amplio en toda la extensión de la resección para que el trago no se deforme posteriormente. En revisiones quirúrgicas en las que el cartílago tragal no esté disponible, se puede obtener cartílago de la concha auricular por vía retroauricular.

El tamaño del cartílago necesario para la reconstrucción es de aproximadamente 7 por 7 mm. Se deben preparar tres fragmentos de aproximadamente 3 x 2 mm de superficie. Se colocarán dos o tres de ellos, dependiendo del grosor del cartílago y de la distancia del marco timpánico óseo a la cabezuela del estribo.

El tamaño del primer fragmento depende de la relación del acueducto de Falopio y el borde libre del promontorio a la cabezuela del estribo. Es importante que no contacte nada más que con la cabezuela del estribo (figs. 4A y B). En las timpanoplastias abiertas esto es imposible, pero no parece influir demasiado en los resultados si es el segundo cartílago el que contacta (fig. 4F [Ca 2]).

Tabla 1. Ocho tipos de patología funcional con necrosis de la rama larga del yunque

MT	Estribo	Platina	Tipo de reconstrucción	Tiempos
C	C	M	CA, PORP	1
C	NSe	M	TORP	1
C	C	F	TORP	2
C	NSe	F	TORP	2
P	C	M	CA, PORP	1
P	NSe	M	TORP	2
P	C	F	TORP	3
P	NSe	F	TORP	3

Aunque nosotros no lo utilizamos, se incluyen las prótesis para la reconstrucción total de la cadena osicular (PORP) entre las opciones (véase texto). Tiempos: tiempos quirúrgicos; MT: membrana timpánica; C: estructura completa; P: membrana perforada; Nse: necrosis de la supraestructura del estribo; M: móvil; F: fijo; CA: cartílago autólogo; TORP: prótesis para la reconstrucción total de la cadena osicular.

La forma natural del cartílago tragal es un poco arqueada, lo que permite utilizar su cara cóncava hacia el interior del oído medio. Para evitar desplazamientos de este primer fragmento, hacemos con una fresa de diamante una fovea en el centro de la cara cóncava que vamos a colocar en contacto con la cabezuela.

La forma y el tamaño de otro u otros fragmentos se adapta a las circunstancias anatómicas de cada caso.

Como se ha explicado con anterioridad, en algunos casos es necesario hacer una pequeña escotadura para tener el espacio necesario para la reconstrucción (fig. 4C [1 y 2]).

Al terminar la reconstrucción, el margen más lateral del último cartílago debe sobresalir del marco timpánico óseo tanto como sea posible, sin que se encuentre todo su grosor expuesto (figs. 4D y E). Si quedara todo el borde posterior del cartílago sobresaliendo del marco timpánico óseo, podría migrar por el CAE bajo la piel y perder el contacto con el siguiente cartílago.

Toda la reconstrucción queda por detrás del mango del martillo.

Reconstrucción con yunque remodelado

Básicamente, el procedimiento es el mismo que el descrito para la reconstrucción con cartílago. Es un método muy antiguo y ampliamente utilizado (8). En realidad, siendo la colocación como vamos a describir, es indiferente utilizar un yunque, un martillo remodelado (9) o un fragmento de hueso cortical (10). No aprovechamos los procesos largos o cortos del yunque para colocarlos bajo el mango del martillo. Tampoco remodelamos prótesis osiculares para que se coloquen entre el martillo y el estribo.

Al colocar el huesecillo remodelado horizontalmente sobre la cabezuela del estribo, su grosor es insuficiente

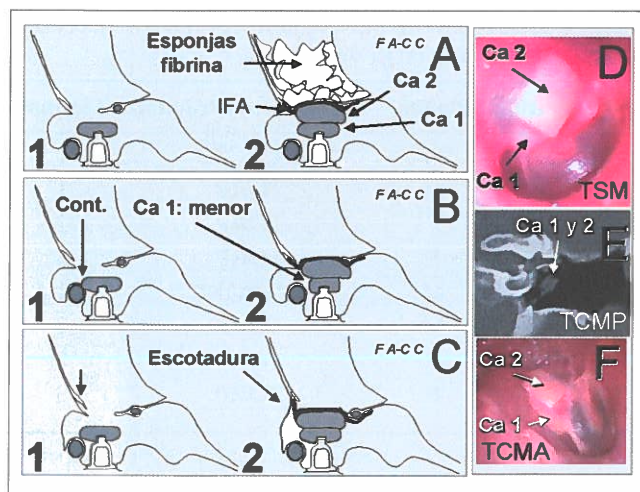


Figura 4. Reconstrucción con cartílago autólogo en necrosis de la rama larga del yunque. En A se presenta la situación ideal, el estribo bien centrado con relación al marco timpánico y su cabezuela sobre las otras estructuras del nicho de la ventana oval (A1). La reconstrucción se termina con la colocación de dos fragmentos de cartílago (A2, Ca 1 y Ca 2). En B1 se representa el problema que surge cuando la cabezuela del estribo es baja y el cartílago (Ca 1) contacta con el acueducto de Falopio (Cont.) o con el promontorio y en B2 su solución. En C1 el estribo se encuentra muy posterior y requiere hacer una escotadura (Escotadura, C1 y C2). D) Imagen endoscópica a los 3 años. E) Imagen de tomografía computarizada con los cartílagos a los 18 meses en una timpanoplastia con mastoidectomía cerrada. F) Cartílagos en una timpanoplastia con mastoidectomía abierta. IFA: injerto de fascia autóloga; Ca 1: cartílago 1 o medial; Ca 2: cartílago 2 o lateral; Cont.: contacto.

te como para que haga relieve sobre el marco timpánico. Debemos recordar que la retracción cicatricial tiende a elevar el neotímpano y con él la reconstrucción, con lo que perdería su contacto con el estribo.

También debemos tener en cuenta los decúbitos y las retracciones cicatriciales que pueden desplazar las reconstrucciones.

En definitiva, somos partidarios de hacer las reconstrucciones lo más sencillas y resistentes posibles.

Antes de hacer la reconstrucción, remodelamos el yunque con fresa de diamante, para reducir la apófisis corta y los restos de la larga. El yunque queda como un bloque de hueso.

Hacemos en el centro de su cara medial una fovea, con fresa de diamante de 1,5 mm. Colocamos el yunque horizontalmente sobre el estribo, con la fovea sobre la cabezuela. Colocado de esa forma, normalmente no hace relieve sobre el marco timpánico, y en ese caso añadimos un fragmento de cartílago del trago sobre él (fig. 3C).

Reconstrucción con prótesis osicular parcial

Las PORP son prótesis para la sustitución parcial de la cadena osicular. Están indicadas en casos con estribo

completo y platina móvil (tabla 1), los mismos casos que las reconstrucciones con cartílago autólogo y yunque remodelado. Estas prótesis se utilizan mucho y sus resultados se presentan frecuentemente en la literatura (11-13). Al principio los utilizamos, pero con resultados peores a corto y largo plazo que los otros dos métodos descritos. En el momento actual no los utilizamos por no tener tampoco ninguna ventaja.

Reconstrucción con prótesis osicular total

Las TORP son prótesis para la sustitución total de la cadena osicular. Están indicados en todos los casos en los que el estribo no está completo (fig. 5) o su platina está irreversiblemente fija (fig. 6, tabla 1). Los que más se utilizan en el momento actual son los de hidroxiapatita y los de titanio (14-16).

Las TORP sintéticos han evolucionado mucho, y su biocompatibilidad es aceptable en el momento actual. Algunos estudios sugieren que en realidad no es así, y justifican su extrusión porque provocan una atrofia de la membrana timpánica y del cartílago que colocamos para protegerla (17). La interpretación de los resultados de cualquier estudio llevado a cabo con materiales obtenidos en revisiones quirúrgicas se debe hacer con cautela, ya que la mayoría, si no todos, proceden de casos en que se ha producido un fracaso y no en los que la prótesis se ha tolerado bien.

En nuestra experiencia el éxito o fracaso de las TORP depende en un alto grado de la patología del oído medio tanto como de la biocompatibilidad de los materiales.

Es una observación frecuente que plásticos y metales implantados en oídos tratados de otosclerosis, por ejemplo, se toleren durante toda la vida del paciente, sin ningún signo clínico de rechazo. Incluso en pacientes reintervenidos, por fracasos funcionales al cabo de muchos años de haber tolerado las prótesis, el oído medio no muestra signos macroscópicos de reacción de un cuerpo extraño.

La colocación de la TORP se debe hacer sobre un injerto y no directamente sobre la platina (fig. 5C). Esto se hace para evitar el que se fistulice el oído interno, o incluso podría caer la prótesis al interior del vestíbulo, si se fracturara inadvertidamente la platina al colocarlo.

Antes de reponer el neotímpano o el colgajo timpanomeatal con el injerto, colocamos un fragmento de cartílago que supere el tamaño de la cabezuela de la TORP, para que ésta no contacte directamente (fig. 5D) (18, 19). El cartílago se obtiene de la misma forma descrita para la reconstrucción con cartílago.

En los casos en los que tiene fija la platina y que además el tímpano está perforado, lo más recomendable es adaptar un audífono, después de conseguir un neotímpano íntegro y estable. Si por las circunstancias que fuere se decide colocar una TORP (fig. 6A), se debe hacer en tres tiempos. En el primer tiempo se pretende curar el oído y conseguir un neotímpano estable, fino y en buena posi-

ción. Al saber que se va a reabrir el oído medio, se puede dejar un plástico en el oído medio en este tiempo, para evitar adherencias postoperatorias (fig. 6B). El plástico debe tener una forma tal que no permita su migración, por ser las dimensiones iguales al espacio disponible en el oído medio. Su grosor tiene que proporcionarle la suficiente rigidez para que el tejido cicatricial no lo pueda deformar.

En el segundo tiempo, al año de la primera intervención, se debe llevar a cabo una platinectomía parcial posterior con láser, y cerrar el vestíbulo con un injerto preferiblemente de pericondrio o fascia autólogos (fig. 6C).

En la tercera intervención, unos meses después de la segunda, se colocará la TORP entre la neomembrana de la ventana redonda y el neotímpano, y se interpondrá un fragmento de cartílago para protegerlo como ya se ha descrito (fig. 6D).

En la figura 7 se presentan las otoscopias de dos pacientes, uno con el relieve del cartílago colocado lateralmente a la TORP cubriendo bien su extremo lateral (fig. 7A), y otro con un desplazamiento parcial de la cabeza de la TORP, por una probable atrofia del cartílago que lo recubre (fig. 7B). El control con tomografía computarizada (TC) a los 18 meses para descartar colesteatoma residual nos permite confirmar, en algunos casos, la correcta colocación de la TORP (fig. 7C).

En el momento actual, en los casos de platina fija, estamos haciendo una perforación con láser en su centro antes de colocar el injerto. Sólo lo hacemos en segundos tiempos con bajo riesgo de complicación. El vástago de la TORP, de hidroxiapatita rígida, lo afilamos con una fresa para que quede encajado en la perforación de la platina (fig. 7D).

La colocación de las TORP en las timpanoplastias abiertas es menos estable que en las timpanoplastias sin mastoidectomía o con mastoidectomía cerradas. Ello es debido a la pérdida del soporte superior y posterior del injerto de la membrana timpánica. El injerto en esa zona cae hacia la cara medial del ático, y forma un ángulo que no permite que la TORP quede perpendicular al injerto y a la platina del estribo al mismo tiempo (fig. 8A). La colocación es físicamente más fácil por disponer el cirujano de más espacio, pero el injerto y el colgajo se encuentran angulados con respecto a la TORP (fig. 8B). En el momento actual hacemos injertos de cartílago en el ático para disminuir el ángulo y conseguir un mejor contacto entre el injerto y el cartílago que recubre la TORP (fig. 8C). Las figuras 8D y E muestran el problema en el campo quirúrgico.

Al remodelar yunques o cabezas de martillo (8, 9) para su implantación, se puede conseguir que tengan formas similares a las TORP sintéticas, aunque son un poco más cortos y no siempre están disponibles o en buenas condiciones para utilizarlos.

En casos de colesteatoma es preferible no utilizar autoinjertos osiculares, por el riesgo de reimplantar fragmentos de matriz de colesteatoma en el oído medio. Su

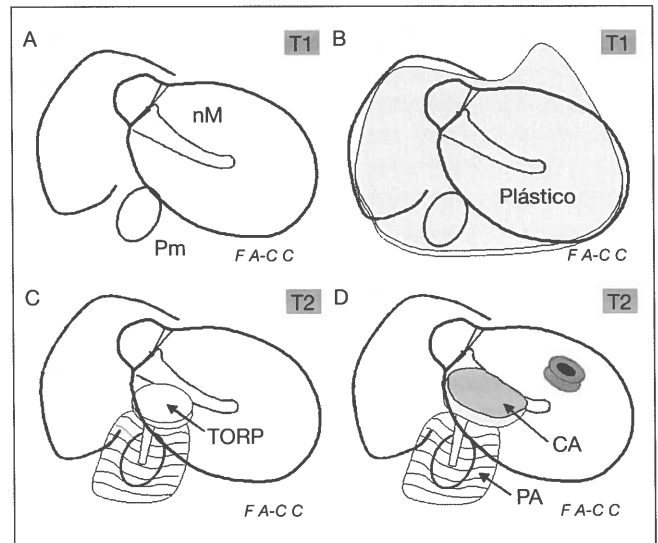


Figura 5. Esquema similar a la figura 2 pero en un caso de necrosis de la supraestructura del estribo con platina móvil (A, B, C y D), suponiendo que la reconstrucción se hace en dos tiempos, T1 y T2. A) Representa el campo quirúrgico preparado para la reconstrucción que se hará en un segundo tiempo. B) Colocación opcional de un plástico para evitar que la fibrosis cicatricial cierre el oído medio. C) Reconstrucción con prótesis para la reconstrucción total de la cadena osicular (TORP) interponiendo un injerto de pericondrio tragal autólogo, entre la platina del estribo y la prótesis. D) Reconstrucción terminada con cartílago tragal autólogo entre la TORP y la membrana o neomembrana timpánica. Pm: platina móvil; PA: pericondrio autólogo.

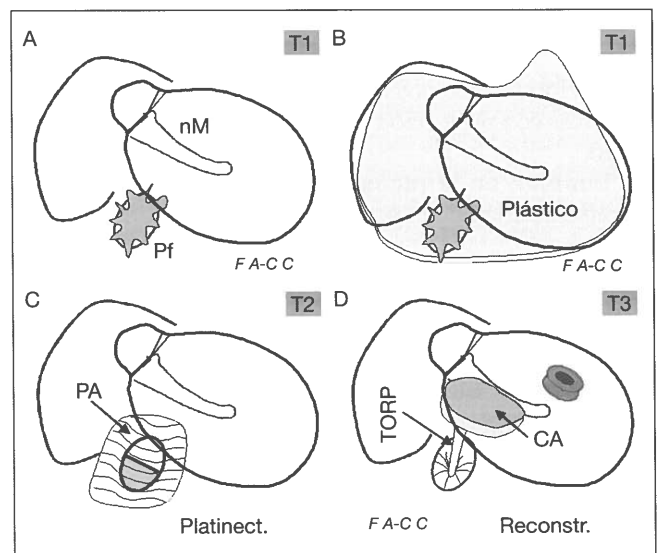


Figura 6. Esquemas similares a las figuras 2 y 3; representan las tres fases posibles (T1 a T3) para la reconstrucción en los oídos con necrosis de la rama larga del yunque, supraestructura del estribo y fijación de la platina. C) Representa la hemiplatinectomía posterior con láser cubierta por un injerto de pericondrio autólogo del trago. Platinect.: platinectomía; Reconstr.: reconstrucción.

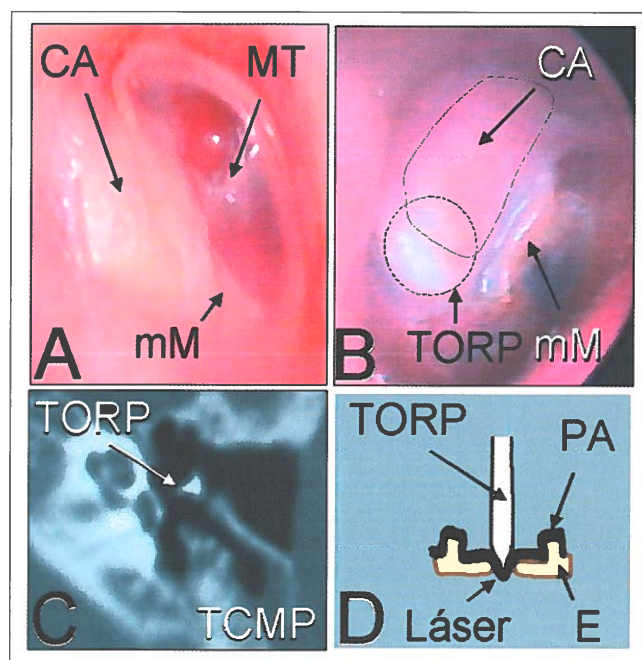


Figura 7. Reconstrucción con prótesis total de la cadena osicular (TORP). A) Otoscopia a los tres años de colocar la TORP. B) Otoscopia de un desplazamiento relativo de la TORP por atrofia del cartílago a los tres años de su implantación. C) Imagen de TC axial de un paciente con una TORP a los 18 meses de su implantación en una timpanoplastia con mastoidectomía cerrada por colesteatoma (TCMP). D) Detalle de la colocación del extremo más medial de la TORP de hidroxiapatita rígida, por medio de una perforación de la platina hecha con láser Erbium YAG y cubierta con pericondrio. MT: membrana timpánica; CA: cartílago autólogo; mM: mango del martillo.

colocación la hacemos de la misma forma que las TORP sintéticas con protección de la platina y cubiertos por cartílago.

También en la reconstrucción con TORP toda la reconstrucción queda por detrás del mango del martillo.

Aspectos generales

Las intervenciones se terminan rellenando 1/3 medial del CAE con espongostan formando dos capas, la primera con finas láminas adosadas a las paredes del injerto, el colgajo timpanomeatal y las paredes del CAE, y la segunda con bolas colocadas en el centro de las primeras (fig. 4A [2]).

Estas láminas y bolas de espongostan las utilizamos empapadas con una solución de pantomicina al 50% en suero fisiológico. Lo hacemos para evitar infecciones locales en el postoperatorio. Se ha elegido la pantomicina como antibiótico por tolerarse muy bien en la mayoría de los pacientes.

No utilizamos espongostan ni ninguna otra forma de esponjas de fibrina o pegamentos en el oído medio, por-

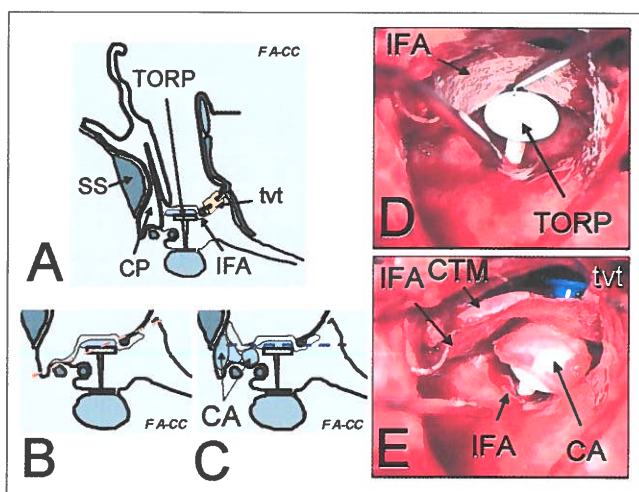


Figura 8. A) Reconstrucción con prótesis total de la cadena osicular (TORP) en una timpanoplastia con mastoidectomía abierta. (B, línea de puntos roja) Ángulo incorrecto del injerto con relación a la TORP. (C, línea de puntos azul) Ángulo correcto del injerto con relación a la TORP, conseguido con injertos de cartílago. D) Colocación de la TORP de hidroxiapatita entre el injerto de la membrana timpánica y el de protección para la platina del estribo. E) Protección con cartílago de la cabeza de la TORP. CTM: colgajo timpanomeatal; CP: colgajo de Palva y SS: seno sigmoide.

que en primer lugar no lo consideramos necesario, en segundo lugar son cuerpos extraños, y en tercer lugar si las mucosas se encuentran lesionadas o ausentes en zonas adyacentes pueden constituir un vehículo para la formación de fibrosis cicatricial y adherencias.

En algún caso, como excepción que confirma la regla, utilizamos dos o tres pequeños fragmentos de espongostan colocados en el nicho de la ventana oval, al que se le ha resecado la mucosa para provocar la formación de fibrosis con el fin de dar estabilidad a alguna TORP o yunque remodelado.

RESULTADOS

Los resultados se tienen que dividir en curativos y funcionales. Nos referiremos a los resultados funcionales del grupo de casos estudiados, que se mencionan en la introducción. La media del tiempo de evolución en estos pacientes ha sido de dos años, y el rango entre uno y tres años.

Resultados curativos

Los resultados se deben también subdividir dependiendo del tipo de intervención.

En las timpanoplastias sin mastoidectomía (142 casos) prenden el 96% de los injertos y el 4% o no prenden o

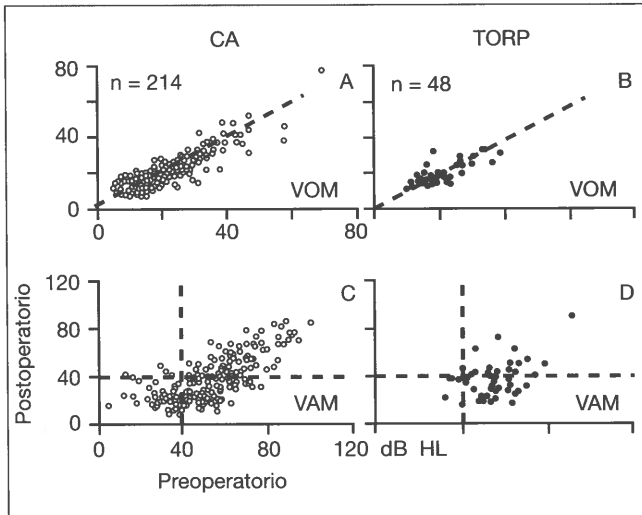


Figura 9. Resultados funcionales. Se representan las medias de los umbrales tonales auditivos en vía ósea para las frecuencias. 256 a 4 kHz a la semana de la reconstrucción, en las gráficas superiores (VOM). En las gráficas inferiores las vías aéreas medias (VAM) para las mismas frecuencias, al año de la reconstrucción. Los valores de las divisiones de ambas escalas son dB HL, como aparecen en las gráficas de la izquierda. Las ordenadas representan niveles auditivos preoperatorios y la de las abscisas postoperatorios. N es el número de casos incluidos en las gráficas. Las dos gráficas de la izquierda son reconstrucciones con cartilago autólogo (CA) y las de la derecha con TORP (TORP). Las líneas de puntos en las gráficas de la vía ósea señalan la línea de igualdad preoperatoria y postoperatoria. Las líneas de puntos en las gráficas de la vía aérea se han colocado en los valores de 40 dB.

se reperforan. No hemos encontrado una correlación entre el tipo de perforación, injerto (fascia del temporal/pericondrio del trago) ni la forma de colocación (medial/lateral).

En las timpanoplastias con mastoidectomía cerradas por colesteatoma (72 casos) prenden el 96% de los injertos, el 3% se perforan y el 1% se retraen. Tampoco se ha podido encontrar una correlación con las características del injerto o su forma de colocación.

En las timpanoplastias con mastoidectomías abiertas por colesteatoma (48 casos) prenden el 95% de los injertos y se reperforan el 5%. En todos ellos el injerto fue de fascia autóloga, y la colocación medial al resto timpánico por su margen anterior y lateral al muro facial por detrás.

Respecto a otros aspectos en relación con el colesteatoma se recomienda revisar estudios previos más específicos (4).

Resultados funcionales

Hay tres datos importantes en la valoración de los resultados, los cambios que se producen como consecuencia de la cirugía, en la vía ósea, en la vía aérea y en el umbral diferencial tonal.

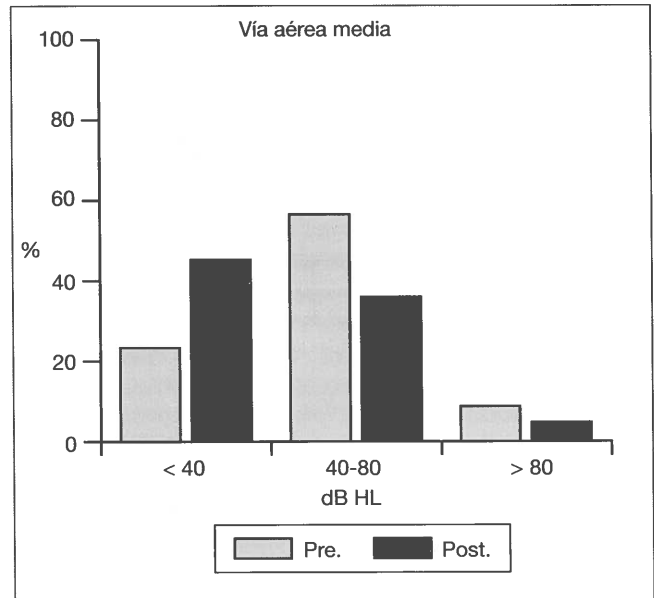


Figura 10. Representación de la vía aérea media antes y más de un año después de la reconstrucción. Los datos son la media de las vías aéreas para la frecuencia. 256 a 4 kHz por octavas. Se han formando tres grupos, pérdidas menores a 40 dB, de 40 a 80 dB y superiores a 80 dB. La escala vertical es el porcentaje de pacientes que se encuentran en cada grupo. Pre.: preoperatorio; Post.: postoperatorio.

Las modificaciones de la vía ósea son una expresión del traumatismo quirúrgico al oído interno y se manifiestan inmediatamente. Los valoramos con la audiología que llevamos a cabo a la semana de la intervención (figs. 9A y B).

Las variaciones en la vía aérea nos dan una idea de lo que supone el resultado para el paciente desde el punto de vista social y laboral (figs. 9C, D y 10).

Los cambios en el umbral diferencial tonal medio son una expresión de los aspectos técnicos de transmisión del sonido (fig. 11).

En este grupo no se observan variaciones importantes en la vía ósea. La línea discontinua de las gráficas A y B de la figura 9 demuestran que casi todos los casos se encuentran a menos de 10 dB de ella, independientemente de que la reconstrucción se haga con cartilago o TORP.

La vía aérea media mejora muy significativamente en ambos tipos de reconstrucción con cartilago autólogo y TORP.

Preoperatoriamente, sólo el 19% de los pacientes tenían una audición media en vía aérea con umbrales mejores que 40 dB, y el 75% entre 40 y 80 dB; quedó un 5% con pérdidas agudas superiores a 80 dB. Postoperatoriamente pasan a ser el 54% los pacientes con pérdidas medias de 40 dB o menos, el 43% los que tienen audiciones entre 40 y 80 dB y sólo el 3% con pérdidas agudas superiores a 80 dB (fig. 10).

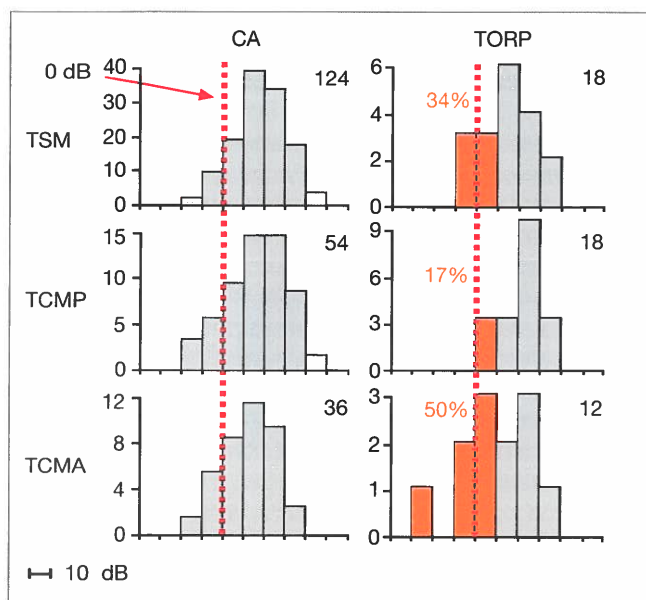


Figura 11. Resultados funcionales según el tipo de intervención y reconstrucción. Para analizar los resultados en este grupo de histogramas de frecuencia, se han obtenido las medias de los umbrales diferenciales tonales para las frecuencias. 256 a 4 kHz. Se representan las diferencias entre los umbrales preoperatorios y postoperatorios. La línea de puntos que cruza los histogramas se ha situado en el valor 0 dB, de tal forma que a su izquierda supone un empeoramiento de la audición en el postoperatorio y a su derecha una mejoría. Es evidente que los casos de reconstrucción con prótesis total de la cadena osicular (TORP) en timpanoplastia con mastoidectomía abierta (TCMA) tienen resultados peores. Las cifras rojas indican el porcentaje de pacientes con un empeoramiento o una mejora inferior a 10 dB. Las cifras blancas indican el número de casos incluidos en el mismo. La columna de los histogramas de la izquierda representa los casos reconstruidos con cartílago y los de la derecha con TORP. TSM: timpanoplastia sin mastoidectomía; TCMP: timpanoplastia con mastoidectomía con conservación de la pared posterior; CA: reconstrucción con cartílago autólogo.

La división en estos tres grupos es importante porque establece la diferencia entre audición socialmente útil sin amplificación, en pérdidas medias inferiores a 40 dB, audición socialmente útil con amplificación, entre 40 y 80 dB, y ausencia de audición incluso con amplificación, en las pérdidas superiores a 80 dB.

Esta regla no es absoluta, porque el componente de discriminación de la palabra no se tiene en cuenta y no todos los operados de timpanoplastia abierta o los oídos reperforados en timpanoplastias cerradas toleran los audífonos, sin embargo, nos dan una idea de lo que se puede esperar de esta cirugía a corto plazo (figs. 9C, D y 10).

Hemos hecho un esfuerzo para intentar predecir los resultados en función del tipo de intervención y de reconstrucción (fig. 11). Lo único que parece estar claro en este grupo de pacientes, y aunque el número de casos es muy reducido, es que los resultados funciona-

les con TORP en timpanoplastias abiertas son peores que cualquier otro tipo de intervención. Esto coincide con el hecho de que los únicos casos en los que hemos visto extrusión de las TORP son de timpanoplastia abierta.

SEGUIMIENTO

El seguimiento de los pacientes depende de la patología y no del tipo de reconstrucción. En casos de colesteatoma tratados con timpanoplastia cerrada es de por lo menos 10 años, en los tratados con timpanoplastia abierta de 5 años y en las timpanoplastias sin mastoidectomía de 2 años. El concepto de curación es también distinto en cada tipo de patología (4).

En las timpanoplastias sin mastoidectomía, que son las intervenciones más frecuentes con reconstrucción por NRLY (54%), después de las curas postoperatorias el paciente es visto al mes para confirmar que el injerto ha prendido, a los tres meses para confirmar que todo el espongostan ha sido eliminado, o en caso contrario extraerlo, al año para ver si el oído ya puede mojarse, y a los dos años para ver si se ha desarrollado una perla de colesteatoma.

En algunos casos las perlas de colesteatoma se detectan al año de la operación.

COMPLICACIONES

Las complicaciones de las reconstrucciones, si excluimos las propias de la patología original, son muy infrecuentes.

La pérdida de audición de transmisión no se considera una complicación, sino un fracaso funcional. De igual forma que cuando no prende un injerto o se reperfora no lo consideramos una complicación, sino un fracaso curativo.

Complicaciones preoperatorias

Preoperatoriamente se pueden considerar complicaciones las timpanoesclerosis que fijan la platina del estribo, las otorreas que no ceden con los tratamientos médicos, la presencia de pólipos en la otoscopia, el colesteatoma, la coincidencia con patología que fije el estribo y cualquier circunstancia que dificulte el desarrollo de la técnica o empeore el pronóstico de los resultados a largo plazo.

En la mayoría de las ocasiones, la otoscopia y el estudio audiológico permiten hacer el diagnóstico de estas complicaciones.

En los pacientes con colesteatoma o sospecha de colesteatoma es recomendable solicitar una TC para completar el diagnóstico.

Complicaciones intraoperatorias

Las complicaciones intraoperatorias se deben en su mayoría a una apertura inadvertida del vestíbulo, con el consiguiente riesgo de una hipoacusia neurosensorial y síntomas vestibulares. Los síntomas pueden ser moderados o graves, al igual que las secuelas que le queden al paciente. Las parálisis faciales son excepcionales y concebiblemente transitorias, si no hay pérdida de sustancia, lo que no sería una complicación normal.

Complicaciones postoperatorias

Consideraremos, para valorar las complicaciones postoperatorias, sólo los oídos intervenidos de timpanoplastia sin mastoidectomía, porque en los casos de colesteatoma las causas de las complicaciones pueden ser distintas.

Las complicaciones postoperatorias son las mismas que las intraoperatorias, pero que no se diagnosticaron durante el acto quirúrgico. Aquí también las lesiones del oído interno son las más frecuentes.

Si aparecen signos de fístula perilinfática con su clásico cuadro de fluctuación sensorial auditiva y vestibular, relacionada con la posición y los cambios de presión en el CAE, se debe reintervenir con la mayor brevedad posible si queremos conservar la vía ósea y la función vestibular.

Las parálisis faciales postoperatorias, y por lo tanto no advertidas durante la cirugía, se supondrán inflamatorias, y las trataremos como si se tratara de un síndrome de Bell. Si pasada una semana no hay signos evidentes de mejoría, se debe reintervenir para descartar lesiones agudas o para descomprimir el nervio. Lo normal es que estas parálisis surjan en hospitales con docencia, y la opinión del cirujano en entrenamiento sobre la lesión del facial no es muy fiable.

Otra complicación, aunque muy infrecuente, es la perforación de la membrana timpánica en las reconstrucciones en secuelas otorreicas a tímpano cerrado. Puede suceder al no haberse reforzado con un injerto las membranas monoméricas o zonas atróficas de la membrana timpánica.

Las perlas de colesteatoma en la neomembrana o en el oído medio, en pacientes sin colesteatoma, aunque forman parte de la yatrogenia de la cirugía de oído, se deben considerar una complicación, ya que aparece en todas las estadísticas. Es una complicación casi exclusiva de los injertos de la membrana timpánica.

Agradecimientos

Los autores agradecen a Pilar Córdoba su colaboración en la búsqueda y estudio de las historias clínicas; al Dr. A. Goolberg la obtención de los datos de las mismas; también a la secretaria Srta. Charo Picó haber leído y

corregido el manuscrito, y a Mónica Cruzat Escauriaza sus múltiples correcciones y sugerencias.

BIBLIOGRAFÍA

1. House JW, Teufert KB. Extrusion rates and hearing results in ossicular reconstruction. *Otolaryngol Head Neck Surg* 2001; 125: 135-141.
2. Dornhoffer JL, Gardner E. Prognostic factors in ossiculoplasty: a statistical staging system. *Otol Neurotol* 2001; 22: 299-304.
3. Wehrs RE. Congenital absence of the long process of the incus. *Laryngoscope* 1999; 109(2 Pt 1): 192-197.
4. Antolí-Candela Cano F. Timpanoplastias cerradas en el tratamiento quirúrgico del colesteatoma. En: Olaizola F, Gómez-Ullate R. Timpanoplastia. Ponencia Oficial del LII Congreso Nacional SEORL. Madrid: Doyma, 2001.
5. Milewski C, Giannakopoulos N, Muller J, Schon F. Tragus perichondrium-cartilage island transplant in middle ear surgery. Method and results after 5 years. *HNO* 1996; 44: 235-241.
6. Harvey SA, Lin SY. Double cartilage block ossiculoplasty in chronic ear surgery. *Laryngoscope* 1999; 109: 911-914.
7. Quaranta N, Fernández-Vega Feijoo S, Piazza F, Zini C. Closed tympanoplasty in cholesteatoma surgery: long-term (10 years) hearing results using cartilage ossiculoplasty. *Eur Arch Otorhinolaryngol* 2001; 258: 20-24.
8. Baumann I, Dietrichs HW, Plinkert PK, Zenner HP. Autologous tissue in initial type I and type III tympanoplasty operations in chronic suppurative otitis media. *HNO* 1997; 45: 990-996.
9. Vercruyse JP, Offeciers FE, Somers T, Schatteman I, Govaerts PJ. The use of malleus allografts in ossiculoplasty. *Laryngoscope* 2002; 112: 1782-1784.
10. Mills RP. Physiological reconstruction of defects of the incus long process. *Clin Otolaryngol* 1996; 21: 499-503.
11. Moretz WH Jr. Ossiculoplasty with an intact stapes: superstructure versus footplate prosthesis placement. *Laryngoscope* 1998; 108 (11 Pt 2, Supl 89): 1-12.
12. Slater PW, Rizer FM, Schuring AG, Lippy WH. Practical use of total and partial ossicular replacement prostheses in ossiculoplasty. *Laryngoscope* 1997; 107: 1193-1198.
13. Rondini-Gilli E, Mosnier I, Julien N, Gouin JM, Aidan P, Rufat P et al. One stage surgery of middle ear cholesteatoma in adults: apropos of 180 cases. *Rev Laryngol Otol Rhinol (Bord)* 2001; 122: 75-79.
14. García-Ibáñez E, García-Ibáñez L. The Universal Garcia-Ibáñez Middle Ear Prothesis. Transplant and Implants in Otolaryngology. Bordeaux (France), 1995. 10-14 de junio.
15. Downs BW, Pearson JM, Zdanski CJ, Buchman CA, Pillsbury HC. Revision ossicular reconstruction with the titanium Kurtz prosthesis. *Laryngoscope* 2002; 112: 1335-1337.
16. Krueger W, Feghali JG, Shelton C, Green JD, Beatty CW, Wilson DF et al. Preliminary ossiculoplasty results using the Kurtz titanium prostheses. *Otol Neurotol* 2002; 23: 836-839.
17. Pinilla M, Ramírez-Camacho R, Arellano B, González FM, García Berrocal JR, Jorge E. Implantes sintéticos en la reconstrucción de la cadena osicular. *Acta Otorrinolaring Esp* 1996; 47: 359-362.
18. Meijer AG, Verheul J, Albers FW, Segenhout HM. Cartilage interposition in ossiculoplasty with hydroxylapatite prostheses: a histopathologic study in the guinea pig. *Ann Otol Rhinol laryngol* 2002; 111: 364-369.
19. Kobayashi T, Gyo K, Shinohara T, Yanagihara N. Ossicular reconstruction using hydroxyapatite prostheses with interposed cartilage. *Am J Otolaryngol* 2002; 23: 222-227.

PARTE B3

Reconstrucción de cavidades mastoideas

INTRODUCCIÓN

La mastoidectomía abierta es una técnica quirúrgica habitual y efectiva para la erradicación quirúrgica del colesteatoma sin complicaciones a largo plazo. Sin embargo, aproximadamente un 10% de las cavidades pueden degenerar en una situación patológica crónica. La causa principal del fracaso de la cirugía es su mala ejecución, al dejar un vaciamiento incompleto de las celdas mastoideas, lo que facilita una otorrea crónica, un colesteatoma residual o la aparición de un colesteatoma recidivante.

Existe el peligro de hacer vaciamientos mastoideos con mentalidad conservadora, especialmente cuando la restauración de la función auditiva pasa a ser el objetivo primordial. Siempre deberá completarse la exéresis de todas las celdas mastoideas, con un rebaje completo del muro del facial, la eliminación de las celdas del ángulo sinodural y de la punta de la mastoides, y haciendo una amplia meatoplastia de forma sistemática, con lo que se crea una cavidad autolimpiable.

La eliminación o reconstrucción de las cavidades de mastoidectomía ofrece en estos casos una buena solución para resolver el problema.

Las primeras referencias en la eliminación de mastoidectomías datan de 1898, cuando Blake (1) rellenó la cavidad con coágulos de sangre para que actuasen promoviendo la obliteración fibrosa de ésta. Más tarde Reik (2) (1906) intentó promover la formación de un tejido de granulación en la cavidad mediante limpiezas periódicas y la aplicación de sustancias yodadas en la misma. A partir de ahí la literatura incluye diferentes técnicas y procedimientos para dicho propósito.

La rehabilitación quirúrgica de las cavidades mastoideas puede realizarse mediante:

- Ablación: eliminación de la cavidad mastoidea y estructuras de oído medio (OM).
- Obliteración: relleno de la cavidad mastoidea con diferentes materiales.
- Reconstrucción: reparación completa o parcial de la pared posterior del conducto auditivo externo (CAE).

INDICACIONES

Cuando una cavidad mastoidea no es estable, debemos evaluar qué factores están contribuyendo a dicha

situación, y a cometer las medidas necesarias para su estabilización.

La principal causa de reintervención es la existencia de una cavidad húmeda; los motivos que pueden provocarla son diversos:

- Exposición del epitelio respiratorio (por exposición de la mucosa mastoidea o perforación timpánica).
- Fracaso de la cicatrización:
 - a) Procesos inflamatorios crónicos (granulomas, osteítis, condritis, etc.).
 - b) Isquemia tisular (secuestros, tejido necrótico avascular, etc.).
- Fracaso de la propiedad autolimpiable de la cavidad: el resultado es la acumulación de desechos, otorreas secundarias, inflamación crónica y degeneración tisular.
- Existencia de una patología residual o recurrente.

La presencia de una cavidad húmeda puede llevar asociados otros factores que conlleven la necesidad de una revisión quirúrgica como:

- Hipoacusia.
- Otorrea.
- Vértigo.
- Deseo de bañarse o de mojar el oído.
- Necesidad de uso de audioprótesis.

Ante estos procesos, el objetivo quirúrgico será obtener un oído sano, seco, que tolere el agua asociando, si es posible, una mejoría funcional auditiva.

Existen, por supuesto, factores que pueden contraindicar la reconstrucción de una cavidad (Guilford 1969-1983):

- Lesiones irresecables (patología residual, neoplasias).
- Único oído.
- Alteraciones del estado general del paciente.
- Complicaciones intracraneales.

Todas deberán evaluarse en el contexto particular de cada caso, sin que sean contraindicaciones absolutas.

TÉCNICAS QUIRÚRGICAS

Ablación

También conocida como oído medio extrusión, consiste en la erradicación completa de la mastoides y de las estructuras del oído medio, sellando el conducto auditivo externo, con lo que se obtiene un espacio único, inerte y cerrado. Las primeras descripciones de esta técnica datan de los años cincuenta.

Inicialmente descrita por Rambo (52) en 1958, es efectiva para el control de la enfermedad pero no para la restauración de la audición.

En esta técnica, el CAE y el OM se sellan mediante la eversión de la piel del CAE y el relleno del oído medio con colgajos de tejidos blandos.

Indicaciones

- Patología crónica de la cavidad (otorrea, vértigo, hipoacusia, etc.).
- Pobres reservas cocleares.
- Oído contralateral estable y con buena audición.
- Necesidad de una rápida curación (postirradiación).

Contraindicaciones

- Exéresis incompleta de la patología.
- Reservas cocleares útiles.
- Un solo oído oyente.
- Lesiones malignas.

Técnica quirúrgica

- Incisión retroauricular, unos 2 cm por detrás del pabellón.
- Preparación de un amplio colgajo del músculo y periotio subyacente.
- El límite óseo de la cavidad se rebaja ampliamente y se elimina la totalidad de las celdas mastoideas y las estructuras del oído medio.
- Sección de la punta de la mastoides, para reducir el tamaño de la cavidad.
- Se realiza así una meticulosa limpieza de la cavidad.
- Elevación de la piel del CAE mediante una disección retrógrada, lateral al *anulus*. El manguito de piel revierte y el exceso se retira. Los bordes de la piel se aproximan suturando el CAE y dejando un “cul de sac”.
- Se limpia completamente el canal óseo eliminando cualquier resto epitelial, así como la mucosa y estructuras del oído medio. El oído medio se puede obliterar con colgajos músculo periósticos.
- Sutura por planos y cierre cutáneo.

Evaluación de la técnica

El procedimiento es relativamente rápido y sencillo y requiere escasos cuidados posquirúrgicos. Es efectivo

en casos seleccionados de oídos gravemente afectados. El riesgo de enfermedad residual es pequeño. Los casos de infección son raros.

Puntos básicos en la cirugía

- Asegurar que la cavidad está libre de enfermedad.
- Exanteración completa de las celdas mastoideas eliminando tejido óseo sano y dejando límites de resección limpios.

Obliteración

Técnica basada en el relleno de la cavidad mastoidea a través del uso de diferentes colgajos, materiales de relleno o la combinación de ambos. Los primeros colgajos los introdujo Mosher (3) en 1911; desde entonces se han descrito multitud de técnicas y aplicaciones. Las técnicas con materiales de relleno van desde materiales orgánicos, como hueso, músculo, periostio, cartílago y pericondrio, hasta materiales biocompatibles, como cerámicas, plásticos y metales.

Las técnicas de obliteración eliminan la cavidad rellenándola con colgajos de partes blandas, con injertos libres de materiales orgánicos o biomateriales o bien mediante la combinación de ellos.

Históricamente el uso de colgajos data de principios del siglo pasado. Desde entonces se ha utilizado una amplia variedad de colgajos. La dificultad de la técnica radica en combinar el tamaño del colgajo, que debe ser suficiente para ocupar toda la cavidad, con un adecuado aporte vascular, sobre todo al rotarlo para introducirlo en la cavidad. El fracaso del aporte vascular, en estos casos, conduce a una necrosis del colgajo que conlleva su reabsorción y la reaparición de la cavidad.

Obliteración de la cavidad con pedículos musculares

La obliteración de la mastoidectomía usando pedículos de tejidos blandos (músculo, tejido celular subcutáneo, piel) se ha ido desarrollando a lo largo del siglo pasado.

Los colgajos se han utilizado para eliminar el espacio muerto y promover la reepitelización de la nueva cavidad. Para minimizar la probabilidad de necrosis tras la cirugía es aconsejable dejar un aporte sanguíneo axial.

Entre los pedículos empleados, el pedículo muscular de Palva (39-42) –pedículo musculoperióstico de base anterior–, que introduce una gran masa de tejido subcutáneo postaural en la cavidad, es una de las técnicas que más se ha utilizado para la obliteración parcial de la cavidad mastoidea. El pedículo se introduce en la cavidad y se cubre con fascia y piel.

El pedículo muscular tipo Guilford (43), que utiliza el músculo esternocleidomastoideo, y el de Kahramanyol (44), pedículo subcutáneo y perióstico de base inferior, son

muy útiles para obliterar la punta de la punta de la mastoidea, que queda demasiado profunda detrás del facial y por tanto es más susceptible de una enfermedad residual.

Otros pedículos que se utilizan son:

- Pedículo de Rambo (45), que cubre la caja timpánica y parte posterior del antro mediante el músculo temporal.
- Tos (46) utiliza un pedículo muscular en L, de base inferior, que rellena la cavidad mastoidea en su totalidad.
- Turner (47) utiliza dos pedículos musculares a la vez, uno de base anterior y otro posterior, ambos del temporal, para rellenar la cavidad.
- East (48) describe en 1991 un largo pedículo de músculo y fascia temporoparietal que incluye la arteria temporoparietal para evitar la atrofia del músculo.

Existen otros muchos tipos de pedículos musculares (49-51) para obliterar la cavidad mastoidea, pero son similares a los descritos (Meurmann, Hilguer, Naumann, Farrior et al).

Obliteración de la cavidad con materiales de relleno

Materiales orgánicos

Tejidos blandos: grasa, músculo, periostio. La grasa se utilizó desde 1922 hasta 1969, pero los resultados no fueron satisfactorios debido a su infección, fibrosis y reabsorción (16-25). Mollison y Brown (26-31) en 1930 propusieron el uso de injertos libres de músculo y periostio. Si embargo, debido a su tendencia a la necrosis avascular y posterior reabsorción no se utilizan para la obliteración. Se siguen empleando la fascia y el periostio para cubrir cavidades abiertas u otras obliteraciones o reconstrucciones, con el objetivo de promover la reepitelización (4,5,32-36).

Hueso. Beaumont cita a Tieffenberg como autor del uso de fragmentos de hueso autólogo del córtex mastoideo para rellenar la cavidad, en 1948.

Schiller (53) en 1960 describió la "otoplastia mastoidea" utilizando fragmentos de hueso de la cresta ilíaca para obliterar ampliamente la cavidad. En el mismo año Myers y Schlooser refirieron el uso de hueso tibial para propósitos similares.

El paté óseo que se obtiene del fresado también se ha utilizado con frecuencia asociado a fragmentos del mismo hueso (4,5). La pasta ósea se coloca selectivamente sobre la cavidad y posteriormente se puede cubrir con músculo, fascia, piel o incluso mezclarse con Tissucol u otros cementos/colas.

En los años cincuenta se comenzaron a utilizar injertos óseos homólogos y heterólogos para obliterar la cavidad. Sin embargo, los malos resultados que se obtuvieron debido a la infección, extrusión y reabsorción de los injertos hizo que se abandonaran.

Cartílago: auricular, septal, costal. Peer (1943) comenzó a utilizar el cartílago como material de relleno (autólogo y homólogo), para eliminar fístulas postaurales.

El cartílago autólogo es difícil de obtener en cantidades adecuadas para el relleno debido a la escasez del lugar donante (pabellón), y al traumatismo que supone su obtención de la costilla. Esto tiende a limitar su uso como material de relleno, pero es excelente para la reconstrucción de la pared del canal. Se utiliza habitualmente cartílago tragal o de concha autólogos. Se puede utilizar el cartílago íntegro o en fragmentos, y sólo o con pasta de hueso recogido durante la intervención e incluso con pedículos musculares, para cubrir total o parcialmente la cavidad mastoidea.

Se han utilizado también homoinjertos de cartílago con buenos resultados con el inconveniente de una reabsorción impredecible. En los casos en los que se utilice cartílago septal, puede ser que una única obliteración requiera cartílago de varios donantes, lo que supone un riesgo añadido en cuanto a la transmisión de enfermedades (SIDA, priones).

Materiales sintéticos o biomateriales

Cementos. El uso de materiales sintéticos como relleno se inició con Mahoney en 1962, quien utilizó cemento óseo de metilmetacrilato. Más recientemente, Geyer y Helms (1990) han utilizado cemento ionomérico con un propósito similar. También se han sugerido los cementos de hidroxiapatita (HA).

Inconvenientes: cuando se usan en presencia de infección, estos materiales no se integran bien, lo cual es especialmente frecuente en la cavidad mastoidea, séptica. Además, la biocompatibilidad de estos compuestos es cuestionable, particularmente bajo la piel del CAE, y más aún si tenemos en cuenta la frecuencia de infecciones en esta área.

Silicona. Rosenblut et al. en 1966 valoraron la silicona como material para la obliteración de la mastoidectomía. Debido a la importante reacción a un cuerpo extraño que se observó, especialmente en presencia de infección, la silicona se consideró inapropiada para la obliteración.

Plásticos: proplast. Shea y Homsy en 1974 introdujeron el proplast para la reconstrucción del oído medio, y posteriormente Coyle Shea lo utilizó para la obliteración. Actualmente, el proplast se ha sustituido por otros materiales biocompatibles con menos índice de extrusión.

Fosfatos de calcio. Wulstein comenzó los experimentos de obliteración con fosfato tricálcico e HA. Varias combinaciones de fosfato cálcico se utilizaron durante los años ochenta. Gersdorff et al. describieron el uso de Triosite (HA y gránulos de fosfato tricálcico) cubiertos con paté óseo autólogo (10). Estudios animales con este material indican una estimulación de la osteogénesis por

el fosfato tricálcico alrededor de los gránulos de HA insolubles.

Cerámicas: hidroxiapatita. La HA es el principal constituyente del hueso vivo y una elección natural como sustituto del hueso en varias disciplinas quirúrgicas. Este material evita la morbilidad del lugar donante, se tolera bien en un área infectada y se osteointegra en el hueso circundante, por lo que no se reabsorbe con el tiempo.

Se han utilizado con éxito gránulos de HA mezclados con fragmentos óseos o cubiertos con cartílago para obliterar la mastoides (8,11).

La durabilidad y la biocompatibilidad de los materiales han sido los principales problemas de estas técnicas. Entre todos ellos, la HA parece ser el que obtiene mejores resultados, en especial la presentación porosa, que es la que tiene una mayor facilidad para incorporarse al tejido que la rodea.

Igualmente, estos materiales no deben colocarse sobre áreas de posible colesteatoma residual, ya que pueden quedar encerrados restos de enfermedad debajo del relleno, con los consecuentes efectos indeseables sobre los tejidos adyacentes. Es el ático la zona de mayor riesgo de enfermedad residual, por tanto, la obliteración debería quedar confinada a áreas que no hayan estado previamente cubiertas por epitelio escamoso, lo que puede limitar la versatilidad de la técnica considerablemente.

Técnica quirúrgica

- Incisión retroauricular siguiendo la línea del pelo. Se crea un gran colgajo vascular de manera que la mitad superior del colgajo sea sólo fascia temporal o periotio. Este colgajo proporciona dureza, resistencia y aporte vascular al relleno, lo protege de la exposición y favorece la reepitelización.
- El revestimiento de la cavidad se eleva, y conserva suficiente epitelio para cubrir el nuevo canal, si es posible.
- Se limpia entonces la cavidad de lesiones hasta ver hueso sano.
- Los bordes de la mastoidectomía se rebajan y la punta de la mastoides se corta para reducir el tamaño de la cavidad.
- Igual que todas las técnicas de reconstrucción, debe realizarse una exanteración completa de todas las celdas mastoideas o al menos de las patológicas, considerando siempre una ampliación de los márgenes de resección como se haría en la cirugía oncológica, de esta manera se reduce el riesgo de colesteatoma residual.
- A continuación se reconstruye el tímpano y la cadena osicular.
- El material de relleno se introduce en la cavidad para obliterar el espacio:

a) *Colgajos musculares.* Debe realizarse una buena adaptación de éstos prestando especial atención al

aporte vascular del colgajo para evitar en la medida de lo posible necrosis dístales.

b) *Materiales orgánicos.* Se adaptan obliterando toda la cavidad mastoidea, son fáciles de manejar debido a su reducido tamaño. En caso de utilizar *chips* o *paté* de hueso deben cubrirse con fascia o colgajos para evitar secuestros y reabsorciones no deseadas.

c) *Materiales sintéticos.* Al igual que los orgánicos, son fáciles de adaptar y requieren una absoluta protección con tejido orgánico (fascia, colgajos) para evitar su extrusión y estimular una reepitelización adecuada.

– Cierre por planos.

Evaluación de la técnica

Ventajas:

- Relativamente sencilla.
- Efectiva reducción de la cavidad.
- Bajo riesgo de recurrencias (si se utilizan rellenos de larga duración).

Desventajas:

- Riesgo de infección (materiales sintéticos).
- Riesgo de enfermedad residual.
- Coste de los biomateriales de obliteración.

Puntos básicos de la cirugía:

- Limpieza meticulosa de la cavidad.
- Aporte vascular en colgajos.
- Relleno estable.
- Control en la obliteración del ático.
- Uso de materiales de larga duración.
- Recubrimiento de los materiales sintéticos.

Reconstrucción

Las técnicas de reconstrucción están basadas en la utilización de materiales para reparar el defecto, completo o parcial, de la pared posterior del canal. Se han utilizado materiales orgánicos, como hueso y cartílago básicamente, y desde de su aparición en los últimos treinta años, materiales biocompatibles como plásticos, cerámicas y titanio. El material que se utilice deberá adaptarse en tamaño y forma al defecto que exista, y que permita de esta manera la creación de una neopared posterior.

Consiste en la reparación de los defectos, completos o parciales, de la pared posterior del CAE. Esta técnica es más compleja que la anterior y presenta un mayor riesgo de colesteatoma recurrente.

Cuando hablamos de reconstrucción nos referimos a todas aquellas maniobras que realizamos en las timpanoplastias para tratar de conseguir situaciones anatómicas lo más parecidas a la situación anatómica normal.

La reconstrucción data de los años sesenta, cuando la pared posterior del CAE se resecaba y se recolocaba durante la cirugía del colesteatoma. Más tarde, para reconstruir los defectos de la pared se emplearon autoinjertos y homoinjertos óseos y de cartílago. Posteriormente se comenzaron a utilizar biomateriales como el proplast, ceravital, cemento ionomérico, titanio e HA. Este último introducido por Grote en 1986, permanece actualmente, aunque con refinamientos adicionales.

En 1986 Grote y Van Blitterswijk (7) desarrollan unas prótesis preformadas de la pared del canal para simular el contorno y el tamaño de la pared posterior del CAE, cuando ésta se extirpaba en la mastoidectomía. Black (9) describe el uso de placas con forma de media luna para reconstruir los defectos asociados a la cirugía del colesteatoma en un esfuerzo de conservar la pared posterior del canal y prevenir recurrencias.

Puntos básicos de la reconstrucción:

- El material debe ser duradero y biocompatible. Es preciso un encaje perfecto de la prótesis para evitar retracciones.
- Revascularización de la pared del canal: es preciso un colgajo vascularizado para proteger la prótesis y favorecer la reepitelización de piel del CAE.
- Prevención de colesteatoma residual y recurrente.

La reconstrucción de la pared posterior del CAE se realiza normalmente en dos situaciones:

1. En el mismo acto quirúrgico durante técnicas cerradas para reconstruir pequeños defectos de la pared y después de haber realizado una timpanoplastia abierta, se reconstruye la pared posterior para obtener un CAE de diámetros similares a los de antes de la operación.
2. En mastoidectomías antiguas, por problemas de supuraciones intercurrentes o epitelizaciones, o porque intentamos conseguir mejor audición reconstruyendo la pared posterior del CAE y las estructuras timpanoosculares.

Aunque se puede reconstruir la pared posterior con tejidos blandos, como la fascia o pedículos musculares, éstos con el tiempo van atrofiándose y hundiéndose. Por tanto, si queremos conseguir una pared posterior consistente, debemos utilizar materiales duros, como el cartílago, el hueso y los materiales biocompatibles.

Reconstrucción con hueso

Autoinjertos óseos

Tabb et al. describieron en 1973 la extirpación y recolocación de la pared posterior del CAE durante la timpa-

noplastia. Ya en 1969 Farrior aseguró que este método de autoinjerto de la pared del canal también lo utilizaron Guilford y Schnee.

Se emplearon también autoinjertos óseos “no canal”, como Bauer, que describió el uso de hueso cortical para la reconstrucción del muro del ático en 1967.

Watanabe et al. (1989) describieron el uso de hueso en un pedículo de periostio para estimular la vascularización de la pared.

El uso del paté óseo autólogo para la reconstrucción de la pared lo introdujo Perkins en 1976, quien utilizó un homoinjerto de dura para mantener el paté en su posición. Actualmente es frecuente el uso de paté óseo, asociado generalmente a otros materiales de reconstrucción (hueso, ceravital o HA).

Homoinjertos óseos

Los homoinjertos de la pared del canal fueron utilizados para su reconstrucción por Smith (1973), Tabb et al (1973) y Brandon (1974), pero debido a su reabsorción, a la complejidad y la dificultad de su uso dejaron de emplearse.

Reconstrucción con cartílago

Autoinjertos de cartílago

Szpunar (1966), Secula (1968) y Heermann (1970) introdujeron el uso de autoinjertos de cartílago para reconstruir la pared posterior del CAE. Generalmente se utiliza el cartílago tragal entero, sin separarlo del pericondrio. Su tamaño, consistencia y forma levemente cóncava hace que se adapte perfectamente a los surcos labrados en el ático y en el muro del facial. Los inconvenientes de este material son que sólo está disponible en cantidades limitadas, dada su procedencia, y por tanto no es suficiente para grandes defectos.

Homoinjertos de cartílago

Smyth y Dowe describieron la “canaloplastia” utilizando homoinjertos de cartílago, en 1971. Los homoinjertos de cartílago septal se ajustaban sobre el muro del facial y en las ranuras zigomáticas, valiéndose de la elasticidad del cartílago para hacer la curva. Wehrs, en 1972, describió el uso de homoinjertos de cartílago de menisco para propósitos similares. Este material tiene la ventaja de tener una forma más curvada y un borde medial afilado, lo cual hace más fácil la reconstrucción. Se han obtenido muy buenos resultados de pared con esta técnica (reabsorción).

Reconstrucción con materiales sintéticos

Materiales plásticos: teflón, proplast, platispor, silastic

A principios de los años sesenta, debido a la dificultad para obtener materiales orgánicos, se empezaron a utili-

zar prótesis artificiales. El inconveniente de éstas era la falta de biocompatibilidad, generalmente por la liberación de sustancias tóxicas y la poca resistencia a las condiciones sépticas hostiles del oído medio.

El proplast (carbono + teflón) lo utilizaron Kuijpers y Grote durante los años setenta. Se obtuvieron resultados muy pobres debido a un alto porcentaje de dehiscencias, extrusiones e infecciones, probablemente relacionadas con reacciones a un cuerpo extraño.

Problemas similares se obtuvieron con el uso de platispore (polímero de polietileno, poroso, de alta densidad) con una alta tasa de extrusión, desplazamiento y falta de capacidad de mantener la forma. Por ello, su uso para este propósito no fue muy prolongado. Tampoco los plásticos que emplearon Gammert y Eitschberger obtuvieron resultados satisfactorios.

El silastic, utilizado por primera vez por Paparella en 1968 para cubrir la cavidad del oído medio, es un material bioinerte que se utiliza para evitar la formación de adherencias entre distintas estructuras del oído medio. En aleación con la HA se utiliza para la fabricación de algunas prótesis compuestas.

Cerámicas

Ceravital. Esta cerámica de vidrio bioactiva (compuesta de un 40-50% de SiO_2 ; 10-15% de P_2O_5 ; 30-35% de CaO ; 2,5-5% de MgO ; 5-10% de Na_2O ; 0,5-3% de K_2O) la introdujo Reck (1984) con el propósito de reconstruir la pared posterior del conducto, y su uso lo promovieron Filipo y Magnan. Después de los primeros problemas, Reck utilizó una cobertura de paté óseo autólogo sobre la prótesis y demostró una porcentaje de dehiscencias del 10%. La ceravital tiene propiedades similares al vidrio y precisa un cuidadoso modelado para adaptarse correctamente al lecho. La durabilidad de este material también se ha cuestionado en los últimos años y resulta muy inestable en los medios infectados.

Hidroxiapatita ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$). Dentro de las cerámicas bioactivas, las más utilizadas en la actualidad son las formadas por fosfato de calcio. Fue Grote (8,13) el que introdujo esta cerámica porosa como prótesis para reconstruir la pared posterior del canal. Su estructura porosa permite la penetración del tejido óseo y su integración en el hueso mastoideo. En condiciones normales el fosfato cálcico de este material es insoluble, y los escasos intercambios de iones calcio y fosfato en la interfase hueso-cerámica producen reacciones tisulares deletéreas. No obstante, ensayos clínicos y animales, desde 1977, han demostrado su excelente tolerancia *in vivo*.

La prótesis tiene la forma de la sección de un cono y puede adaptarse en ambos oídos.

Para evitar algunos problemas iniciales (infección, exteriorización), Grote comenzó a cubrir las prótesis con un colgajo de periostio. En una serie de 120 casos, observó dehiscencias en el 10%, aunque la mitad de éstos se

cerraron espontáneamente. Actualmente, para asegurar el éxito de la intervención, es imprescindible que el oído tenga una buena función tubárica y esté libre de infección.

Cemento ionomérico

Se obtiene al hacer reaccionar el polvo de vidrio con el ácido policarboxílico.

Geyer y Helms describieron su uso para reconstruir la pared posterior del canal. Utilizaron un colgajo de Palva para cubrir la nueva pared. Se usa en caso de reconstrucción de cavidades con destrucción extensa del muro posterior y en la obliteración de la cavidad mastoidea. La pasta, una vez preparada, mantiene su consistencia viscosa unos cinco minutos; durante este intervalo se coloca en la cavidad uniéndolo firmemente al hueso. Es conveniente cubrirlo con algún material orgánico para evitar su extrusión. La biocompatibilidad a largo plazo de este material aún está por confirmar. En los últimos años se han descrito posibles efectos tóxicos.

Metales

Titanio. Material inerte que se utiliza dentro de la cirugía maxilofacial y ortopédica desde hace años y como prótesis osiculares en la cirugía otológica. Dada la no maleabilidad del material se utilizan prótesis preformadas de distintos tamaños y formas que se adaptan en surcos labrados en el espesor óseo. Para permitir una buena cicatrización epidérmica y evitar extrusiones la totalidad del implante debe cubrirse con tejido conectivo como fascia temporal.

La elección del material de reconstrucción depende de la localización y el tamaño del defecto a reparar. En los pequeños defectos se utiliza pasta de hueso o cartílago. Si son más grandes, son efectivos la HA mezclada con pasta de hueso, el cartílago autólogo y el cemento ionomérico. En el caso de reconstrucción de grandes cavidades son útiles las prótesis de HA porosas (6), cubiertas con pedículos musculares gruesos y bien vascularizados (14,37).

Técnica quirúrgica

- Abordaje retroauricular, mediante incisión a 2 cm por detrás del surco auricular, siguiendo la línea del pelo.
- Exposición del músculo temporal y del periostio retroauricular. Obtención de la fascia temporal.
- Acceso a la cavidad mastoidea realizando una limpieza del epitelio y la mucosa.
- Determinación del tamaño del defecto de la pared posterior. Pueden utilizarse diferentes moldes preformados para calcular el tamaño final de injerto o material.
- Preparación de los límites de adaptación del injerto realizando una ranura en la pared anterosuperior y otra en la inferoposterior, para estabilizar el injerto.
- Colocación del injerto, dejando espacio en el ático para hacer la reconstrucción osicular.

- Fijación del injerto con adhesivos biológicos.
- Es aconsejable cubrir el implante con materiales orgánicos que faciliten la reepitelización del injerto.
- Cierre por planos.

Complicaciones

Un 15% de los casos de reconstrucción precisan revisión quirúrgica para buscar una enfermedad residual detrás del implante. Sin embargo, la limpieza de perlas residuales es habitualmente sencilla.

La frecuencia de enfermedad recurrente se ha reducido al 6%, mediante la combinación de injertos compuestos con las prótesis de la pared del canal.

La infección de los implantes de HA puede ser la consecuencia de su uso en áreas muy infectadas. Será necesario usar autoinjertos de cartílago en estos casos.

Una limpieza meticulosa, una amplia meatoplastia y el uso de colgajos musculares sobre el implante reducen el riesgo de infección.

Evaluación de la técnica

Ventajas:

- Método óptimo para eliminación completa de la cavidad.
- Resultado anatómico excelente.

Desventajas:

- Cirugía compleja, que puede requerir revisión.
- Riesgo (bajo) de infección del implante y dehiscencia de la pared canal.

Puntos básicos de la cirugía:

- Estabilización firme del implante en su posición.
- Evitar el uso de HA en casos muy infectados; usar cartílago en su lugar.
- Cubrir los materiales sintéticos con fascia o colgajos.

BIBLIOGRAFÍA

- Blake CJ. The value of blood clots as a primary dressing in mastoid operations. *Br Med J* 1906; 2: 1387-1389.
- Reik HO. The blood clot dressing in Mastoidectomy considered physiologically. *JAMA* 1906; 46: 935-937.
- Mosher HP. A Method of filling the excavated mastoid with a flap from the back of the auricle. *Laryngoscope* 1911; 21: 1158-1163.
- Shea MC, Gardner G., Simpson MS. Mastoid obliteration using homogenous bone chips and autogenous bone paste. *Trans Am Acad Ophthal Otolaryngol* 1972; 76: 160-172.
- Shea MC, Gardner G, Simpson ME. Mastoid obliteration with bone. *Otolaryngol Clin North Am* 1972; 5: 161-172.
- Grote JJ. Tympanoplasty with calcium phosphate. *Arch Otolaryngol* 1984; 110: 197-199.
- Filipo R, Barbara M. Rehabilitation of radical mastoidectomy. *Am J Otol* 1986; 7: 249-252.
- Grote JJ, Van Blitterswijk CA. Reconstruction of the posterior auditory canal with a hydroxylapatite prosthesis. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 1986; 95(Supl 123): 12-16.
- Hartwein J, Hormann K. A technique for the reconstruction of the posterior canal wall and mastoid obliteration in radical cavity surgery. *Am J Otol* 1990; 11: 169-173.
- Blak B. Mastoidectomy reconstruction: use of aluminium templates to shape hydroxylapatite canal wall implants. *Am J Otol* 1991; 12: 426-428.
- Daculsi G, Corlieu P, Bagot D'Arc M et al. Macroporous biphasic calcium phosphate efficiency in mastoid cavity obliteration: experimental and clinical findings. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 1992; 101: 669-674.
- Gyllencreutz T. Reconstruction of the ear canal wall using hydroxylapatite with and without mastoid obliteration and by obliteration with bone chips. *Acta Otolaryngol* 1992; 492: 144-146.
- Strem SA, Highfill G. Hydroxylapatite canal wall reconstruction/mastoid obliteration. *Otolaryngol Head and Neck Surg* 1999; 120(3): 345-349.
- Black B, Kelly S. Mastoidectomy reconstruction: Revascularizing the canal wall repair. *Am J Otol* 1994; 15(1): 91-95.
- Black B. Mastoidectomy elimination. *Laryngoscope* 1995; 105(Supl 76).
- Straatsma C, Peer C. Repair of postauricular fistula by free fat grafts. *Arch Otolaryngol Head and Neck Surg* 1932; 15: 620-622.
- Bennet A. Cure of mastoid fistulae with fat grafts. *Med Ann District of Columbia* 1933; 2: 117-119.
- Suárez C. Radical de oído con injerto de grasa libre. *Revista Clin Madrid* 1949; 34: 403-408.
- Rodríguez ZL. Injertos de grasa en la radical de oído. *Revista Esp Otorinolaringología* 1952; 11: 91-92.
- Piquet J, Decroix G, Leroy L. L'Evidement petro-mastoidien avec inclusion de grasse. *Ann Otolaryngol (Paris)* 1958; 75: 491-493.
- Kuhweide W, Van Deinsen JB. Surgical treatment of chronic otitis media. *Acta Otolaryngol (Stockh)* 1960; 52: 143-145.
- Rigenberg J, Fornatto E. The Fat Graft in Middle Ear Surgery. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg* 1962; 76: 407-413.
- Merifield DA. Obliteration of the Mastoid Segment: A Clinical review and Pilot Study of Various Transplants Materials. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 1963; 72: 157-190.
- Hohmann A. Fate of Autogenous Grafts and Processed Heterogenous Bone in the Mastoid cavity of Primates. *Laryngoscope* 1969; 79: 1618-1646.
- Van Diense JB, Van den Borg RE. Attico-antrotomy with Abdominal Fat Transplantation and Myringoplasty. *Pract Otorhinolaryngol* 1958; 20: 326-327.
- Mollison WM. A Brief Survey of the History of the Mastoid Operation. *J Laryngol Otol* 1930; 43: 95-99.
- Brown LG. The Triumphs and Failures of the Mastoid Operation. *J Laryngol Otol* 1930; 43: 102-110.
- Meltzer PE. The Management of the Chronically Discharging Ear Requiring Radical Mastoidectomy. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 1955; 64: 161-172.
- Heerman T. Free Muscle and Fascia Grafts. *Laryngol Rhinol Otol* 1962; 41: 141-159.
- Schuknecht H, Bocca E, Guilford F et al. Panel on Surgical approach, Cavity management and Postoperative Care in Ear Surgery. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg* 1963; 78: 350-358.
- Portmann M, Hiranandi N. Functional Results in the Reconstruction of Bony Meatus After Radical Mastoid Operation. *Laryngoscope* 1970; 80: 105-110.
- Shea MC, Gardner G. Mastoid Obliteration using Homograft Bone. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg* 1970; 92: 358-365.
- Shea MC. Current Status of Mastoid Obliteration with Bone. En: Shambaugh G, Shea JJ, eds. *Proceedings of the Fifth Shambaugh International Workshop on Otic microsurgery*. Huntsville: Strode Publishers, Ala, 1976; p. 348-354.

34. Smyth GDL, Dowe AC. Cartilage Canalplasty. *Laryngoscope* 1971; 81: 786-792.
35. Palva T. Operative Technique in Mastoid Obliteration. *Acta Otolaryngol* (Stockh) 1973; 75: 289-290.
36. Reck R. Bioactive Glass-Ceramics in Ear Surgery: Animals Studies and Clinical Results. *Laryngoscope* 1984; 94(Supl 33).
37. Black B. The Use of Vascular Flaps in Middle Ear Surgery. *Am J Otolaryngol* 1998; 19: 420-427.
38. Dornhoffer JL. Surgical Modification of the difficulty Mastoid Cavity. *Otolaryngol Head Neck Surg* 1999; 120: 361-367.
39. Palva T. A New Approach to Radical Surgery of the Chronic Otitis Media. *Pract Otorhinolaryngol* 1962; 24: 372-382.
40. Palva T. Reconstruction of the Ear Canal and Middle Ear in Chronic Otitis. *Acta Otolaryngol* 1963; Supl 188: 228-233.
41. Palva T, Palva A, Karja J. Cavity Obliteration and Ear Canal Size. *Arch Otolaryngol* 1970; 92: 366-371.
42. Palva T, Makinen J. The Meatally based musculoperiosteal flap in cavity obliteration. *Arch Otolaryngol* 1979; 105: 377-380.
43. Guilford FR. Controlled Cavity Healing after Mastoid and Fenestration Operation. *Arch Otolaryngol* 1960; 71: 165-171.
44. Kahramanyol M. Fascioperiosteal Flaps in Neosteogenesis in Radical Mastoidectomy. *Ear Nose Throat J* 1992; 71: 707.
45. Rambo JHT. A new Obliteration to Restore Hearing in conductive deafness of chronic suppurative otitis. *Arch Otolaryngol* 1957; 66: 525-532.
46. Tos M. Obliteration of the cavity in Mastoidectomy. *Acta Otolaryngol* 1969; 67: 516-520.
47. Turner JL. Obliteration of mastoid cavities by musculoplasty. *Laryngoscope* 1966; 76: 465-481.
48. East CA, Brought MD, Grant HR. Mastoid Obliteration with the temporoparietal fascia flap. *J Laryngol Otol* 1991; 105: 417-420.
49. Meurmann Y, Ojala L. Primary reduction of a large operation cavity in radical mastoidectomy with a muscle periosteal flap. *Acta Otolaryngol* 1949; 37: 245-252.
50. Hilger JA, Hohmann A. The pedicle graft in Tympanomastoid surgery. *Laryngoscope* 1962; 72: 112-114.
51. Nauman HW. Die operative Behandlung des Wartenfortsatzes bei otitis media chronica. *Z Rhinol Laryngol* 1966; 45: 687-699.
52. Rambo JHT. Primary closure of the radical mastoid wound; A technique to eliminate postoperative care. *Laryngoscope* 1958; 68: 1216-1227.
53. Schiller A. Mastoid osteoplastic using autogenous cancellous bone: progress report and modified technique. *J Laryngol Otol* 1961; 75: 647-688.
54. Black B. A Universal Ossicular Replacement Prosthesis. *Otolaryngol Head and Neck Surg* 1991; 104: 210-218.
55. Wehrs RE. Hearing Results With Incus and Incus Stapes Prostheses of Hydroxylapatite. *Laryngoscope* 1991; 101: 555-556.
56. Marquet J. Allograft Tympanoplasty Today. En: Babighian G, Veldan J, eds. *Transplants and Implants in Otolaryngology*. Amsterdam: Kugler and Ghedini, 1988; p. 17-26.
57. Black H, Lomas A. Reconstruction of the Attic Defects With Hydroxylapatite Implants. *J Otolaryngol Soc Austral* 1991; 6: 435-437.
58. Black B. Prevention of Recurrent Cholesteatoma: Use of Hydroxylapatite Plates and Composite Grafts. *Am J Otol* 1992; 13: 273-278.
59. Buchanan D, Fagan P. Results of Modified Radical Mastoidectomy. *J Otolaryngol Soc Austral* 1991; 6: 371-374.
60. Goldenberg RA. Hydroxylapatite Ossicular Replacement Prostheses: Preliminary Results. *Laryngoscope* 1990; 100: 693-700.
61. Olaizola F. Tympanoplasty- A 5 year Review of Results Using the "A La Demanda" Technique. *Am J Otol* 1988; 9: 318-322.
62. Filipo R, Barbara M, Manzini P. Long-term Follow-up of Rehabilitation of Radical Cavities. In Tos M, Tomasen J, Peitersen E, eds. *Cholesteatoma and Mastoid Surgery*. Amsterdam: Kugler and Ghedini, 1989; p. 63-66.
63. Geyer G, Helms J. Reconstructive Measures in the Middle Ear and Mastoid Using a Biocompatible Cement- Preliminary Clinical Experience. En: Heimke G, Soltey U, Lee AJC, eds. *Clinical Implant Materials*. Amsterdam: Elsevier Science Publishers, 1990; p. 529-535.
64. Ferrera P, Tortorici M. Open Tympanoplasty With Partial Obliteration in a Single Stage. En: Charachon R, García-Ibáñez E, eds. *Long-term Results and Indications in Otolaryngology and Otoneurosurgery*. Amsterdam: Kugler and Ghedini, 1991; p. 73-76.
65. Schobel H. Tympanoplasty Following Previous Radical Mastoidectomy. En: Tos M, Tomasen J, Peitersen E, eds. *Cholesteatoma and Mastoid Surgery*. Amsterdam: Kugler and Ghedini, 1989; p. 1019-1025.
66. Filipo R, Barbara M. Rehabilitation of Radical Mastoidectomy. *Am J Otol* 1986; 7: 248-252.
67. Reaumont GD. Decavitation Surgery. *J Otolaryngol Soc Austral* 1991; 6: 493-500.
68. Olaizola F, Alaminos D, Arroyo R. Reconstruction of the Mastoid and Middle Ear Cavities With Triosite and Fibrin Glue. En: Babighian G, Veldman JE, eds. *Transplants and Implants in Otolaryngology*. Amsterdam: Kugler and Ghedini, 1988; p. 73-79.
69. Bonding P, Henrichsen J. Results of a Modified Canal Wall Up Technique With Obliteration in Cholesteatoma. En: Tos M, Tomasen J, Peitersen E, eds. *Cholesteatoma and Mastoid Surgery*. Amsterdam: Kugler and Ghedini, 1989; p. 871-873.
70. Simm C, Tos M. Partial and Total Reconstruction of Old Radical Cavities. *Arch Otolaryngol Head and Neck Surg* 1987; 113: 635-664.
71. Grote JJ. Reconstruction of the Middle Ear With Hydroxylapatite Implants. Long Term Results. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 1990; 99(Supl 144): 12-16.
72. Lenis A. Treatment of the Intractable Chronically Draining Mastoid Cavity With Hydroxylapatite Covered With Temporalis Flap. *Laryngoscope* 1988; 98: 1271-1272.

PARTE B4

Prótesis implantables en el tratamiento de la otosclerosis

Técnicas y prótesis implantables en la cirugía de la otosclerosis

E. García-Ibáñez Ferrándiz y M.J. Villegas González Jr.

INTRODUCCIÓN

La otosclerosis (gr. *otus*, “oído” y *skleros*, “duro”) constituye una de las causas más frecuentes de disminución de la audición. Es una distrofia ósea que afecta a la cápsula laberíntica en la que se producen fenómenos de lisis y reabsorción del hueso normal, seguidos de otras fases de reposición del hueso patológico. Las lesiones permanecen asintomáticas hasta que el foco del hueso enfermo invade al estribo y lo anquilosa con la ventana oval, lo que produce una hipoacusia de transmisión que en ocasiones puede ser mixta o perceptiva, dependiendo si invade otras zonas de la cápsula laberíntica (otosclerosis coclear).

Afecta clínicamente al 1% de la población blanca, y aproximadamente el 10% de la población es portador de focos otosclerosos evidenciables sólo histopatológicamente (1,2). Es relativamente frecuente entre los hindúes (3), más escasa en la raza nipona y rara en la raza negra. Se transmite de forma autosómica dominante con una incidencia de entre el 25 al 40% y con expresión variable; se ha relacionado con diversos antígenos del complejo mayor de histocompatibilidad HLA (4-10). El grado de incidencia está relacionado con la distribución de las lesiones en la cápsula ótica. La edad de mayor presentación es entre los 11 y los 30 años (4), y es más frecuente la afección en las mujeres que en los hombres, en una proporción de 2:1, muy relacionada con los períodos de embarazo y lactancia (11).

La otosclerosis interesa ambos oídos y casi siempre de un modo simétrico, pero se presenta unilateralmente en el 8% de los casos. Puede pasar desapercibida durante mucho tiempo por perturbar mucho menos las relaciones sociales del paciente que cuando la enfermedad afecta desde el principio los dos oídos.

La otosclerosis esta acompañada de acúfenos en el 75% de los casos y de vértigo o inestabilidad en cerca del 25% de los pacientes. Hay varias teorías que explican el mecanismo de la pérdida auditiva perceptiva y que actúan de una forma aislada o más aceptadamente en conjunto, entre las que se encuentran la falta del estímulo sonoro para el órgano de Corti, la liberación tóxica de metabolitos dentro de los líquidos del oído interno con lesión del neuroepitelio, la aparición de focos de otosclerosis en la cóclea que crea compromiso vascular por

esclerosis y estrechamiento de los canales vasculares, y por la extensión directa de las lesiones dentro del conducto auditivo interno (CAI).

HISTOPATOLOGÍA

La otosclerosis es una enfermedad focal de la cápsula ótica. Está caracterizada por una excesiva reabsorción de hueso y por la formación de un nuevo tejido óseo anormal. La nueva formación ósea es blanda e hipervascular, y con la cronicidad cambia a una masa gruesa y esclerótica. La otosclerosis ocurre en cualquier sitio del hueso petroso, y afecta principalmente al ángulo formado por la parte anterior del estribo, el proceso cocleariforme y el promontorio. Entre el 30 y el 50% de los casos está afectada la ventana redonda.

Histológicamente las lesiones de la otosclerosis se dividen en un estadio inicial, uno de transición y uno tardío. En el estadio inicial las estructuras del estribo normal son destruidas por los osteoclastos, los cuales reabsorben hueso cerca de los vasos sanguíneos preexistentes y producen una dilatación de la microcirculación. Estos cambios pueden demostrarse a través de la transparencia de la membrana timpánica como una mancha rojiza, correspondiente al incremento de la vasculatura en la superficie del promontorio, conocido como signo de Schwartz. Los osteoclastos sustituyen el tejido óseo por un foco de tejido óseo-fibroso patológico, pobre en fibrillas, rico en sustancia amorfa y células de aspecto condroide (otospongiosis). A través de un estadio de transición, caracterizado por la disminución de los fenómenos de destrucción o por un aumento de los de deposición, se llega al estadio final de consolidación, donde el tejido óseo fibroso inmaduro aparece sustituido por un hueso fibroso maduro, esclerótico, más rico en fibrillas y pobre en vasos. El foco adquiere un aspecto compacto que evidencia el término de otosclerosis. En diferentes zonas del mismo foco se pueden descubrir áreas de diferente maduración (12).

En un estudio realizado por el Dr. José Luis García-Ibáñez, en el Instituto de Anatomía Humana de Milán y en el Instituto de Histología y Embriología de la Universidad de Bari (profesor Iurato), se estudiaron los focos otoscleróticos platinales de 124 pacientes que se

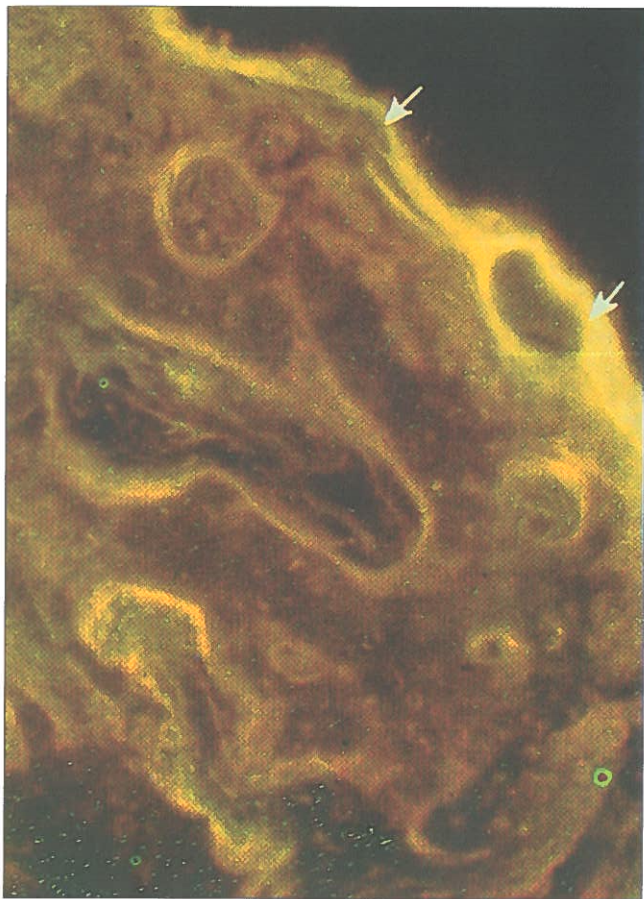


Figura 1. Microfotografía con luz ultravioleta de un foco otoscleroso perteneciente a un paciente tratado en el preoperatorio con ledermicina. La tetraciclina se manifiesta en forma de *líneas o bandas fluorescentes* situadas en los bordes óseos que contornean los espacios medulares (*flechas*).

sometieron a una estapedectomía, tras una previa administración de un derivado de las tetraciclinas, de los cuales 78 fueron positivos para el estudio (13). Las tetraciclinas son compuestos aromáticos que poseen un grupo oxidrilo fenolítico y un grupo amínico terciario en el núcleo, cuya molécula forma complejos tanto con iones metálicos como con los aminoácidos y proteínas. Los derivados de tales uniones presentan, cuando son atravesados por un rayo de luz ultravioleta, una fluorescencia variable entre el amarillo y el amarillo-verdoso (14). Ghosez describió que en el tejido óseo las tetraciclinas se fijan sobre el frente de calcificación de las zonas de osteogénesis (15). Con estos estudios se concluyó que las tetraciclinas se fijan solamente en el hueso otoscleroso, sobre todo en los focos muy activos, y nunca en el hueso sano.

Para el estudio se administraron 600 mg de demetil-clortetraciclina Lederle (ledermicina), fragmentada en dos tomas de 300 mg a 124 pacientes que iban ser some-

tidos a estapedectomía. La primera dosis se administró una semana antes de la intervención y la segunda dosis 24 a 48 horas antes de la cirugía. Se escogió la ledermicina entre las numerosas tetraciclinas porque ofrece la ventaja de proporcionar, a igualdad de dosis que las demás, una fluorescencia más intensa a luz ultravioleta (16-18). El material de 124 estapedectomías se estudió bajo microscopia con luz ultravioleta (fig. 1), y en aquellos especímenes que se descubrió la tetraciclina (78 muestras) se sometieron a un estudio historradiográfico; finalmente, una vez decalcificadas, se sometieron al control histopatológico convencional bajo coloración con hematoxilina-eosina.

Resultados del estudio

De acuerdo con la localización del foco otosclerótico, con respecto a la platina estapedial y a la ventana oval, se agruparon las diferentes modalidades de otosclerosis platinar de la siguiente forma:

1. *Histológica*. Focos que interesan sólo al ligamento anular, no demostrables durante el acto quirúrgico, que reducen la movilidad de la platina y que producen una anquilosis total del estribo. Por lo tanto, no existe neoformación platinar.
2. *Marginal*. Focos pequeños visibles durante la cirugía, circunscritos a los bordes de la platina, los cuales se sitúan en cualquier punto de la interlínea articular sin llegar a invadir la supraestructura. Se localizan en un polo (anterior o posterior) o en algún borde marginal (superior o inferior).
3. *Crural*. La lesión no se limita a los márgenes sino que invade la raíz de una de las cruras (con mayor frecuencia la anterior), incluso puede ascender hasta el cuello del estribo.
4. *Plurifocal*. Se encuentran varios focos otoscleróticos en diferentes estadios que respetan el centro de la platina (fig. 2).
5. *Anular*. El foco otoscleroso dispuesto sobre todo el borde de la platina y que invade parcial o totalmente la interlínea articular. Respete la porción central de la platina que puede ser normal.
6. *Seudoobliterativa*. Focos extensos y en ocasiones muy voluminosos, que interesan toda o casi toda la platina, e invaden también las cruras. La interlínea articular está ocupada por la lesión pero nunca totalmente permitiendo realizar la estapedectomía.
7. *Obliterativa*. Se trata de un enorme foco otoscleroso que afecta a toda la platina, las cruras y borra totalmente la línea articular, sin que sea posible identificar los límites de la platina y de la ventana oval.

Para la diferenciación de los focos se utilizó la clasificación de Henner (19), la cual valora el grado de actividad de la enfermedad basándose en el cuadro histopato-

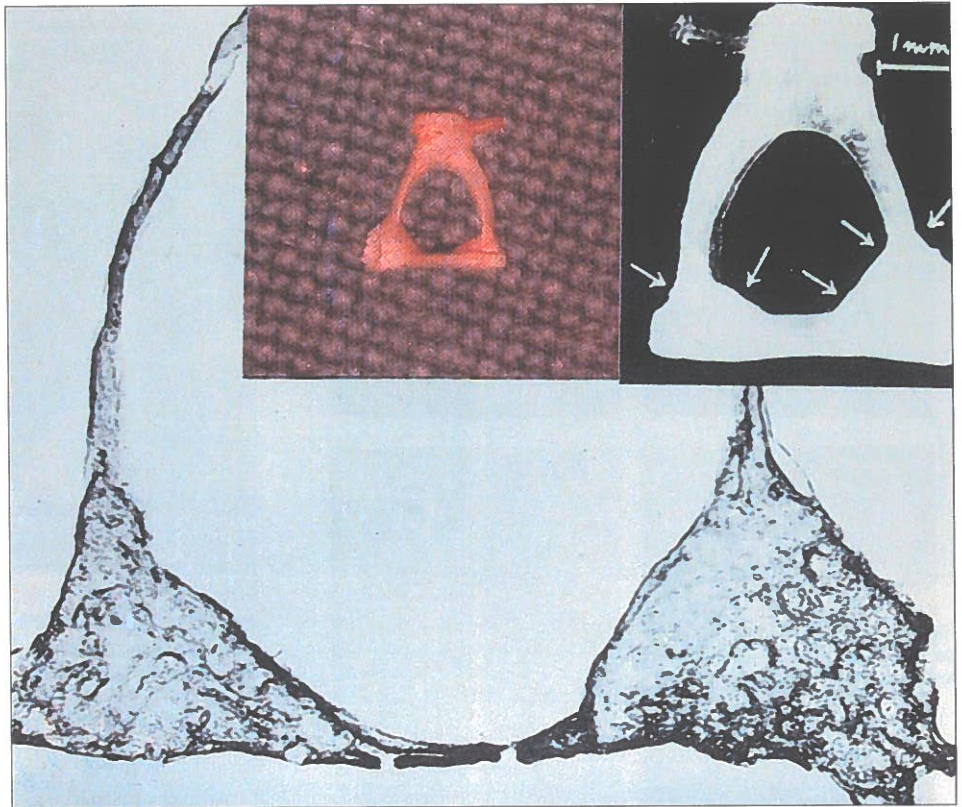


Figura 2. Otosclerosis plurifocal. Fotografía de un estribo completo al final de una intervención de estapedectomía en la cual la sección histológica coloreada con hematoxilina-eosina confirma que se trata de dos focos independientes separados por una zona central de platina no invadida.

lógico, es decir, en las características de los espacios medulares, de las células óseas y de la sustancia intercelular o sustancia medular. Se distinguen cuatro grados:

1. *Grado IV.* Focos muy inmaduros y activos. Las cavidades medulares, numerosas, amplias y de forma irregular se comunican ampliamente entre sí al estar parcialmente tabicadas sólo por delgadas e irregulares trabéculas fenestradas de tejido óseo neoformado inmaduro. En las secciones histológicas se aprecia que la superficie ocupada por las cavidades medulares es bastante más extensa que la que ocupa el tejido óseo. Las cavidades medulares están llenas de un tejido conectivo laxo, rico en células y vasos. La sustancia intercelular es basófila. Existen signos evidentes de actividad erosiva (lagunas de Howship).
2. *Grado III.* Existe una mayor cantidad de tejido óseo. Las cavidades medulares son más reducidas y se comunican menos ampliamente entre sí. Tienen una forma más irregular y contienen menos células. Se observan fenómenos de destrucción, pero son más intensos los fenómenos de reconstrucción a cargo de los osteoblastos que contornean todas las cavidades de erosión. La sustancia intercelular es menos basófila.
3. *Grado II.* Se trata de un grado de actividad menor. Los espacios medulares son más pequeños y contienen un tejido conectivo laxo menos rico en células y menos

vascularizado. Hay más tejido óseo que cavidades medulares. Sólo algunas cavidades de erosión están contorneadas por osteoblastos y todavía se pueden encontrar osteoclastos con dificultad. La sustancia intercelular se va haciendo acidófila.

4. *Grado I.* Es el más inactivo, maduro y quiescente. Los espacios medulares son escasos y pequeños, contienen pocas células y pequeños vasos. En algunas zonas existe tejido óseo de aspecto laminar. No existen signos evidentes de actividad destructiva ni de deposición ósea. La sustancia intercelular se va haciendo netamente eosinófila.

Uno de los datos más interesantes que proporciona la historradiología es la neta limitación que existe entre la superficie ósea (radioopaca) y los tejidos blandos (radiotransparentes), permitiendo valorar cuantitativamente el grado de porosidad de los focos otosclerosos. El hueso otoscleroso demostró tener menor densidad que la platina normal, y se observa en ellos una muy clara delimitación entre el foco patológico y el hueso no invadido, siendo muy poroso en los estadios iniciales y muy compacto en los estadios avanzados (fig. 3). A medida que el foco otoscleroso va madurando las trabéculas óseas aparecen más gruesas y va disminuyendo la superficie de los espacios medulares. En todos los grados de actividad hemos confirmado que el tejido otoscleroso está menos mine-

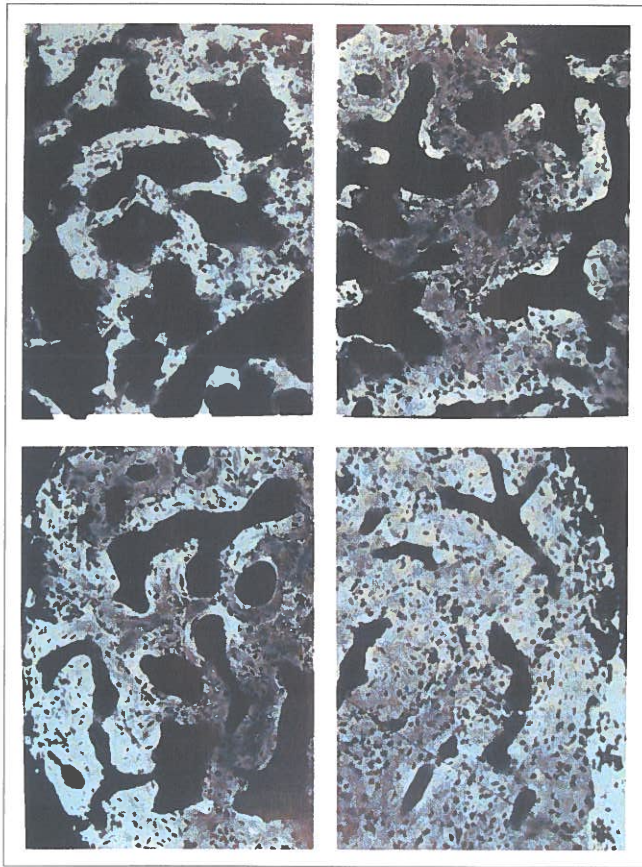


Figura 3. Ejemplos de historradiografías de focos otosclerosos pertenecientes a los cuatro grados de la clasificación histopatológica de Henner. Nótese la diferente porosidad de los cuatro estadios; el estadio inicial (IV) es el superior izquierdo y el avanzado (I) el inferior derecho.

realizado que la platina sana y bastante menos mineralizado que el cartílago calcificado (fig. 4).

En conclusión se demostró que la ledermicina se fijó solamente al foco otoscleroso y la intensidad de la fluorescencia era mayor cuanto más activo era el foco. En ningún caso se fijó en las áreas de platina normal o sana. En nuestros preparados, los grados I de Henner no fijaron ledermicina contrariamente con algunos casos de grado II. En casi todos los grados III la ledermicina se fijó en forma circunscrita en áreas más o menos extensas del foco otoscleroso; se fijó en forma masiva en todos los casos de grado IV y se distribuyó en todos los contornos óseos de la superficie del foco otoscleroso.

DIAGNÓSTICO

El diagnóstico de otosclerosis se realiza basándose en un interrogatorio intencionado, una exploración física y con estudios complementarios. El paciente suele ser

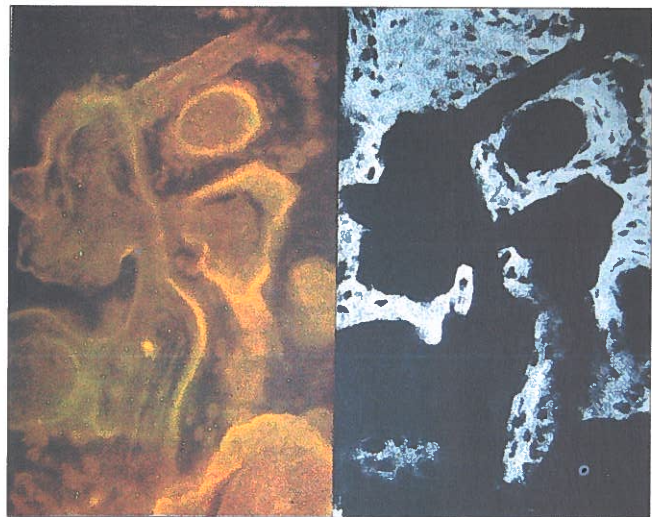


Figura 4. Microfotografía de un foco otoscleroso grado IV tratado preoperatoriamente con ledermicina. Izquierda, imagen obtenida con luz fluorescente; derecha, imagen obtenida con el microrradiógrafo. El examen comparado demuestra que no existe relación en estos focos inmaduros entre tetraciclina fijada y mineralización.

un adulto joven o de mediana edad, con antecedentes familiares de sordera progresiva en aproximadamente el 50% de los casos, y que refiere que empeora con los embarazos o que se inicia con la primera gestación en las mujeres. El lenguaje del paciente con anquilosis platinar presenta una voz baja, a veces susurrante, pero con buena modulación y entonación, distinta del lenguaje en voz alta y desentonada del sordo perceptivo, si bien pueden coexistir variaciones, sobre todo en aquellos pacientes con afección coclear. La audición suele ser mejor para los tonos agudos (voz infantil o femenina, timbres, silbato, etc.) que para los graves (voz masculina, trueno, tambor, etc.), y su inteligibilidad es mejor en los medios ruidosos (en el tren, en la fábrica) que en un ambiente silencioso (por ejemplo, la iglesia), lo que constituye la paracusia de Willis. La otosclerosis está acompañada de acúfenos en el 75% de los casos, de la que existe una relación con la afección neurosensorial y de vértigo en cerca del 25% de los pacientes.

La otoscopia muestra un tímpano íntegro, de aspecto normal, y en ocasiones se observa a transparencia una mancha rosada a través del tímpano (signo de Schwartz), que suele ser la expresión de un foco activo, en estadios tempranos, con vascularización muy acusada en la ventana oval y en el promontorio. Es frecuente que exista un desplazamiento del *manubrium* del martillo con prominencia de la apófisis externa, causado por una distorsión de la cadena osicular debido a la presencia de un gran foco otoscleroso que desplaza la platina estapedial. Con el *espéculum* de Ziegler se observa la movilidad de la membrana pero con fijación del *manubrium*. En la exploración con los diapasones de 256 Hz y 512 Hz se eviden-

cia un Weber dirigido hacia el lado afectado, un Rinne negativo y un Schwabach prolongado.

En los estadios iniciales el audiograma muestra una pérdida auditiva conductiva de superficial a moderada más acusada en las frecuencias graves, que asciende hacia las frecuencias agudas. La gráfica por vía ósea es normal o muestra una pequeña baja escalonada en las frecuencias de 1.000 y 2.000 Hz (Muesca de Carhart). A medida que avanza la fijación del estribo las frecuencias en agudos y graves tienden a aplanarse por igual. El *gap* máximo que se puede encontrar en los estadios crónicos raramente supera los 50 dB. Como ya hemos comentado, en algunos pacientes la pérdida conductiva puede derivar a un problema mixto o neurosensorial según el grado de afectación por focos otoscleróticos cocleares. El timpanograma demuestra un gradiente normal o de baja complianza, aunque su punto máximo suele estar centrado en el 0 correspondiendo a una curva "As" de Jerger, con ausencia o disminución del reflejo acústico (20). La audiometría vocal muestra en los casos típicos una buena discriminación.

La utilización de la tomografía axial computarizada puede ser útil para descubrir el bloqueo masivo de la ventana oval por un foco oblitterativo o identificar una otosclerosis coclear en una sordera perceptiva de diagnóstico clínico difícil, mostrando el aspecto desmineralizado de la cápsula laberíntica (fig. 5).



Figura 5. Tomografía axial computarizada. Obliteración de la ventana oval por otosclerosis, con afectación coclear limitada.

Selección del paciente

Todo paciente que se somete a un procedimiento quirúrgico debe estar completamente informado de las ventajas y probables complicaciones de la cirugía de otosclerosis. La edad del paciente no será una contraindicación a la cirugía si goza de buena salud. Esta operación está indicada en todo paciente con otosclerosis que presente una disociación ósea-aérea de por lo menos 15 dB o más, especialmente en las frecuencias bajas. En los casos de otosclerosis bilateral se opera primero el oído más sordo, y en los casos en los cuales el audiograma no demuestre diferencia entre uno y otro lado, se opera primero el que tenga más acúfenos. El segundo oído se intervendrá a partir de los tres meses en adelante, dependiendo del grado de sordera y de su evolución. Especial atención debe tenerse en los casos unilaterales y la valoración de la vía ósea, ya que si ésta es limitada, el resultado, aunque positivo, puede decepcionar al paciente, sobre todo si la audición contralateral es muy buena. Igualmente en los casos con sorderas profundas se debe insistir en la mejoría parcial de la audición para poder utilizar el audífono con un mejor rendimiento.

CIRUGÍA

El manejo quirúrgico de la hipoacusia conductiva asociada a la otosclerosis requiere la sustitución de una parte o todo el estribo para restituir la transmisión del



Figura 6. Diferentes tipos de prótesis de estapedectomía.

sonido a través de la cadena osicular. La técnica de estapedectomía total fue introducida por Shea (21), en la que después de extirpar el estribo cubría la ventana oval con un injerto de vena e interponía una prótesis de teflón (politetrafluoretileno) con el yunque. Existen en el mercado diferentes tipos de prótesis, todas ellas diseñadas con diferentes materiales según la preferencia de cada cirujano (fig. 6).

Técnica quirúrgica de estapedectomía

La cirugía puede realizarse con anestesia local o general, pero en nuestro Instituto de Otología preferimos la anestesia local con una adecuada premedicación, debido a que el cirujano está alerta ante cualquier episodio de vértigo que pudiera ocurrir mientras se trabaja sobre la platina del estribo. Solamente recurrimos a la anestesia general en niños o adultos en que por su estado de salud requieran un control más estrecho del anestesiólogo.

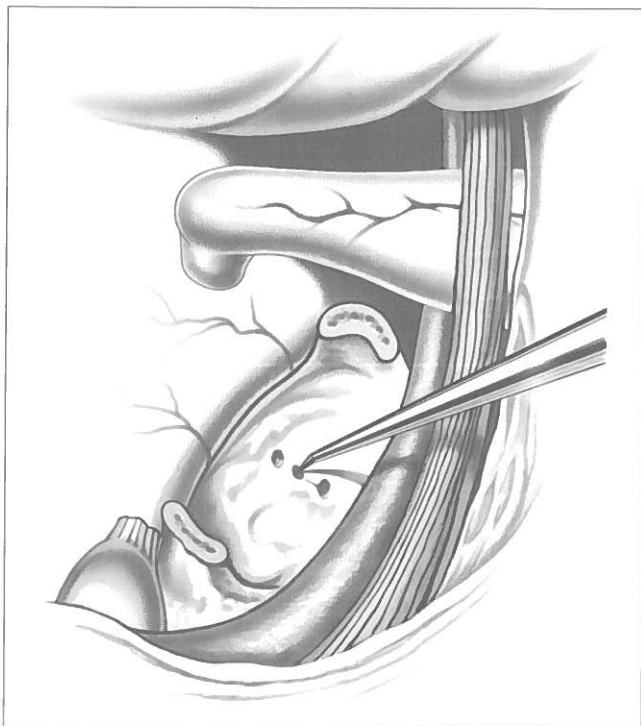


Figura 7. Punción y fractura platinar. El tendón del estribo y sus cruras se han cortado.

Se realiza una asepsia del pabellón auricular y del área próxima y se colocan campos estériles. Durante la cirugía los signos vitales del paciente se monitorizan constantemente. El paciente se coloca en decúbito supino con la cabeza girada 45° hacia el lado contralateral. Se inicia el procedimiento quirúrgico infiltrando 2,5 ml de anestesia en el área tragal y en los cuatro puntos cardinales del conducto auditivo externo (CAE), más cerca de la membrana timpánica en la pared posterosuperior y posteroinferior. Enseguida el canal se lava con solución salina para remover los restos del antiséptico y del cerumen.

Se extrae un fragmento triangular de cartílago tragal de 4 mm de diámetro, y se realiza una incisión de 1 cm por dentro del borde libre del trago, el cual se mantendrá en solución fisiológica para posteriormente tomar el pericondrio que servirá como injerto. Se selecciona el especulo ótico según el diámetro del conducto auditivo externo del paciente y se fija a través del portaotoscopio al cabezal autostático funcional ideado por García-Ibáñez Sr., que permite cambios de posición durante el acto quirúrgico, en los que la cabeza del paciente, el cabezal y el portaotoscopios se mueven solidariamente sin necesidad de ningún reajuste, y sobre todo permite tener las dos manos libres y utilizarlas simultáneamente.

Se realiza una incisión en forma de ojival con el bisturí oval, superiormente e inferiormente a un 1 mm del anillo timpánico, y se extiende de 8 a 9 mm hacia la pared

posterosuperior. Se levanta el colgajo de piel hasta identificar el anillo timpánico, y se incide la mucosa con una aguja curva para entrar dentro de la cavidad del oído medio. El colgajo timpanomeatal se rechaza hacia delante hasta visualizar el mango del martillo, que será el límite anterior del campo quirúrgico.

Se procede a realizar la aticotomía a cucharilla o con fresa diamantada, procurando conservar siempre que sea posible la cuerda del tímpano, sacándola de su canal óseo para poderla desplazar hacia arriba o hacia abajo y evitar que estorbe en las maniobras posteriores.

Los límites indispensables para tener una correcta exposición durante la cirugía son hacia arriba la porción horizontal del canal de Falopio, hacia atrás el inicio del tendón estapedial en el proceso piramidal, hacia delante el mango del martillo y hacia abajo la ventana redonda.

Al tener la completa exposición del estribo se comprueba por tacto la anquilosis de éste con la ventana oval y se incide con una espátula triangular la articulación incudoestapedial, seguido de la sección del tendón del estribo. Es en este tiempo cuando se realiza un nuevo examen para precisar, lo mejor posible, la extensión y caracteres del foco otosclerótico así como la movilidad del martillo, ya que no es infrecuente encontrar un martillo fijo. Se despegue la mucosa, actuando siempre desde el centro de la platina hacia la periferia del nicho oval, seguido de una hemostasia por compresión, tiempo que se aprovecha para preparar y adelgazar el pericondrio tragal que se ha extraído previamente. Se utiliza un medidor para escoger el tamaño de la prótesis más adecuada. Si existen prominencias promontoriales o de la ceja facial que estrechan el nicho, se pueden desgastar con pequeños excavadores de bordes cortantes o microfresas de diamante.

Con el gancho de 30° se punciona y se fractura la platina del estribo (fig. 7) por su parte central, que en términos generales es la más débil y se procede a la platinectomía, dando siempre preferencia a las maniobras de apalancamiento y tracción sobre las de presión. En todas las maniobras sobre la platina debe procederse con exquisita delicadeza. Lo ideal es, siempre que sea posible, fracturarla en dos mitades. En tal caso, se extrae en primer lugar la porción menos invadida (casi siempre la posterior), y se deja para el final la extracción del foco anterior que con frecuencia es más sangrante.

Una vez que se ha iniciado la apertura del vestíbulo, el aspirador debe funcionar a baja presión y mantenerse siempre lejos del nicho de la ventana oval. Si hay un poco de sangre en el nicho al finalizar la platinectomía, es preferible dejarla sobre la perilinfa que aspirarla directamente, y sobre todo, si cae un fragmento de platina en el vestíbulo, es mejor abandonarlo si para extirparlo tenemos que realizar maniobras intralaberínticas o aspiraciones. La adaptación del pericondrio es el único tiempo quirúrgico en el que se debe actuar con la mayor rapidez posible, puesto que tenemos el laberinto abierto. En

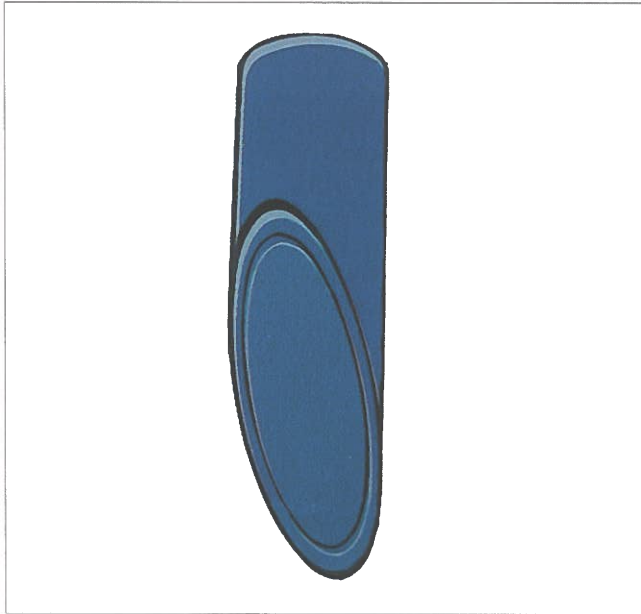


Figura 8. Prótesis de estapedectomía de polietileno.

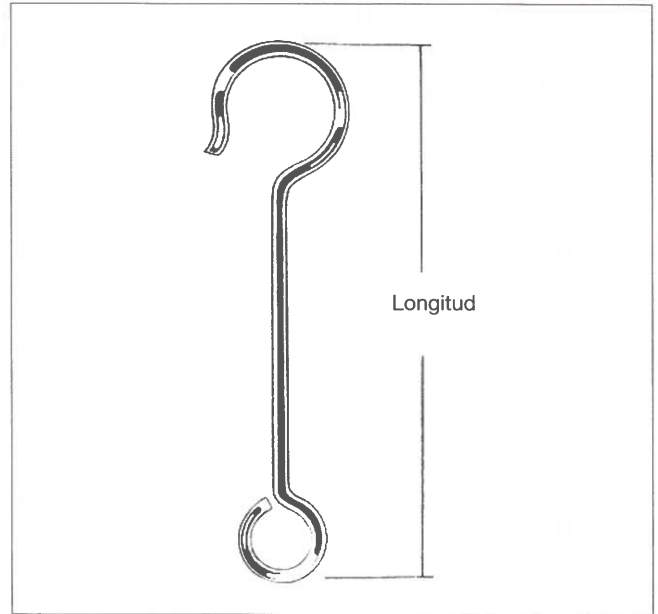


Figura 9. Prótesis de oído tipo House de acero inoxidable. Medidas desde 3 mm, con intervalos de 0,25 mm hasta 6,50 mm.

nuestro instituto las prótesis que más se utilizan son la de polietileno y la de House de acero inoxidable (figs. 8 y 9), las cuales se colocan con pinzas no fenestradas, y una vez situadas se comprueba el reflejo de las ventana oval y redonda (fig. 10).

Por último, se repone el colgajo timpanomeatal y se coloca un apósito mediante dos rectángulos de dacrón engrasado y una pequeña mecha de gasa.

Consideraciones especiales

A continuación describiremos algunos hallazgos intra-operativos durante la cirugía de estribo que se presentan con poca frecuencia pero que nos obligan a conocerlos para tomar acciones adecuadas.

Una de las complicaciones que puede surgir al realizar la fractura de las cruras durante la estapedectomía es que nos quede una platina flotante que dificulte su extracción. En tal caso se debe practicar una pequeña fenestra con la fresa diamantada de 0,6 mm de diámetro en el borde promontorial para poder insinuar un ganchito de 90° y poder extirparla, teniendo mucho cuidado de no profundizar en el promontorio para no abrir la cóclea.

La platina obliterativa es el foco otoscleroso que invade toda la platina y borra totalmente la línea articular. En estos casos puede ser difícil identificar los límites del estribo con la ventana oval, siendo necesario el uso de microfresas para rebajarla parcialmente, y una vez adelgazada se procede a su fractura y extirpación. Si la dureza del hueso no permite extirparlo en su totalidad, se realiza una estapedotomía hasta alcanzar el vestíbulo colocando una prótesis de pistón (22,23) (fig. 11).

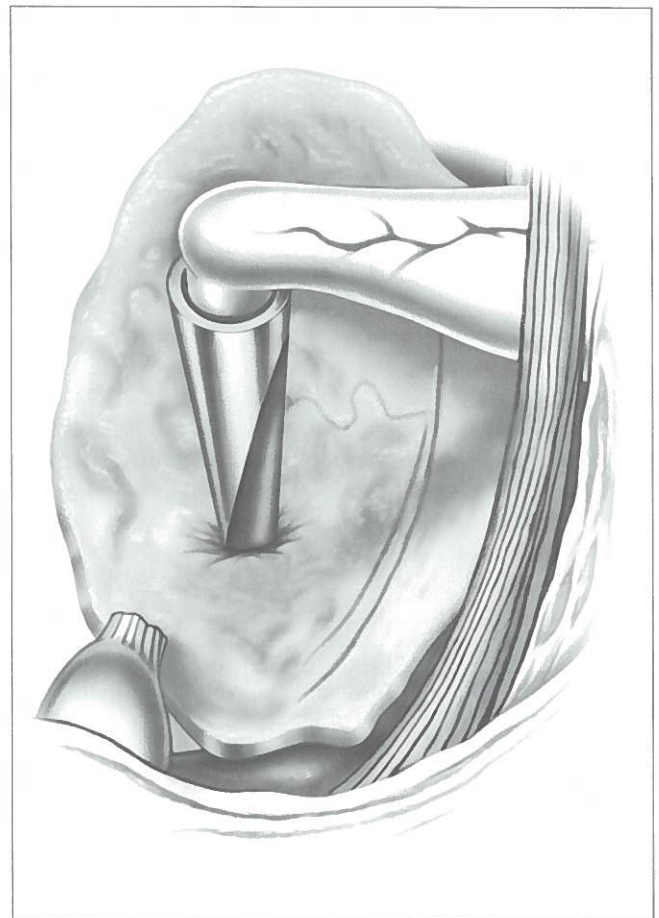


Figura 10. Prótesis de polietileno e injerto de pericondrio sobre la ventana oval.

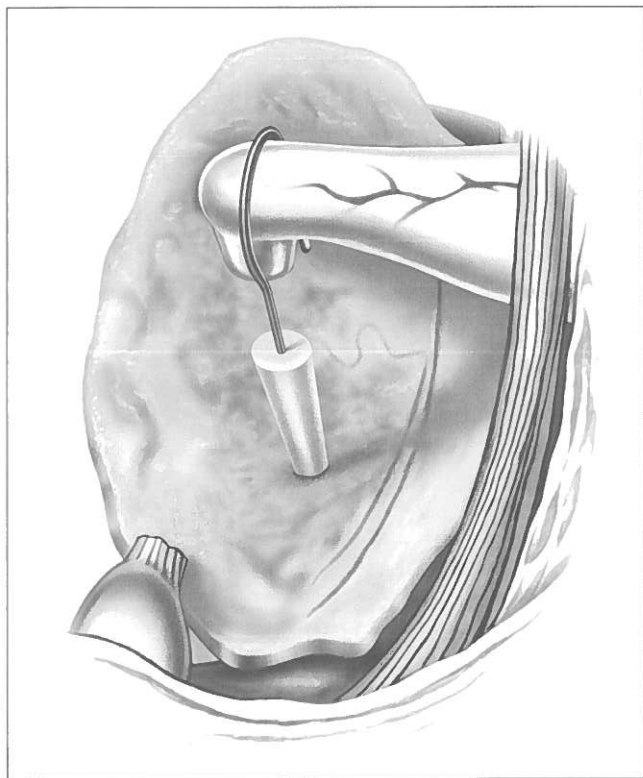


Figura 11. Pistón de teflón con un injerto de pericondrio sobre la ventana oval.

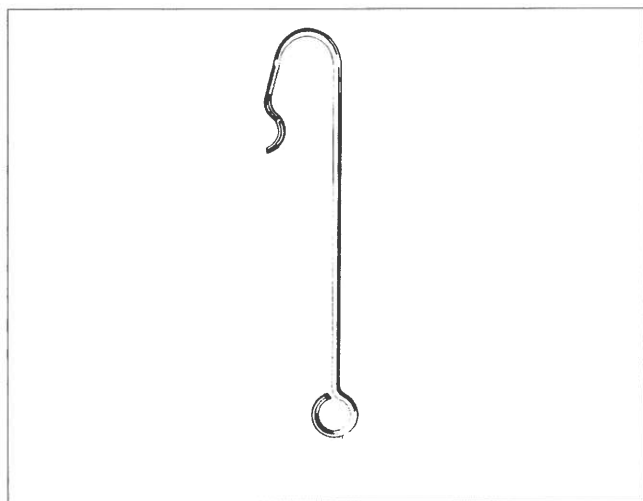


Figura 12. Prótesis de Sheehy de estapedectomía cuando no existe yunque con unión directa al martillo. Longitudes de 5 mm a 6,75 mm.

El nervio facial puede estar dehiscente del canal de Falopio en su porción timpánica, pero en ocasiones existe un verdadero prolapso sobre la platina y debemos desistir de completar la intervención. Si es parcialmente dehiscente se tiene que realizar una perfecta hemostasia para después, con ayuda del microaspirador, apartar el

nervio lo suficiente para pinchar la platina y poder fraccionarla y extirparla. En estos casos es muy útil disponer de un injerto de pericondrio, fascia temporal o vena que protegerá al nervio facial del roce con la prótesis, siendo aconsejable utilizar pistones de diámetro pequeño.

Las alteraciones de la cadena osicular, principalmente aquellas que se refieren a la rama larga del yunque, son una de las principales causas de fracasos funcionales. Cuando la pérdida ha sido parcial (apófisis lenticular) y todavía queda un remanente de apófisis larga, la mejor elección es la adaptación de una prótesis metálica tipo House al resto osicular. Es frecuente encontrar reabsorciones en revisiones de estapedotomía cuando el crecimiento del foco otosclerótico estenosa la fenestra creada y produce un roce constante de la prótesis con el proceso largo del yunque. En estos casos de necrosis amplia de la rama larga del yunque puede utilizarse una prótesis de tantalio, acero o titanio, según la técnica de Sheehy, para restablecer la conexión entre la ventana oval y la membrana timpánica (fig. 12). Se practica un ojal subperióstico en el tercio medio del mango del martillo, por el que se hace pasar la prótesis, y se centra el otro extremo en la ventana oval, la cual se encuentra sellada con el injerto de pericondrio o venas, con una longitud media de 5,5 mm. Una vez colocada la prótesis se extirpa la cabeza del martillo, se sella la ventana con pericondrio, vena u otro material y se cierra firmemente la prótesis en el *manubrium*. Se comprueba la movilidad del conjunto martillo-prótesis.

Otra opción es la colocación de la prótesis Universal García-Ibáñez para la reconstrucción del oído medio, que puede igualmente adaptarse como prótesis total en la estapedectomía o estapedotomía (figs. 13 y 14). Una vez medida la distancia entre el tímpano y la ventana oval se corta la longitud de la prótesis a la medida deseada, se extirpa la platina y se cubre la ventana con el injerto. Es necesario tener un soporte de injerto de pericondrio o vena que evite la posibilidad de que la prótesis pueda hundirse en el vestíbulo. Se coloca la prótesis Universal acolchonando alrededor con gelfoam para evitar desplazamientos, y se repone el colgajo timpanomeatal directamente sobre la cabeza de la prótesis (hidroxiapatita). Es aconsejable la adaptación de la prótesis al *manubrium* del martillo.

Cualquiera de estas complicaciones puede ensombrecer el resultado de la cirugía de estribo, y es mejor no seguir adelante si el cirujano no tiene una gran experiencia para resolver estos inconvenientes.

Técnica de estapedotomía

Desde la década de 1970, se ha popularizado la estapedotomía como una técnica de estapedectomía parcial por su aparente mayor simplicidad y menor traumatismo laberíntico. El principio de esta técnica implica crear un pequeño orificio en la platina del estribo y colocar una prótesis de pistón en la fenestra creada. Para la realiza-

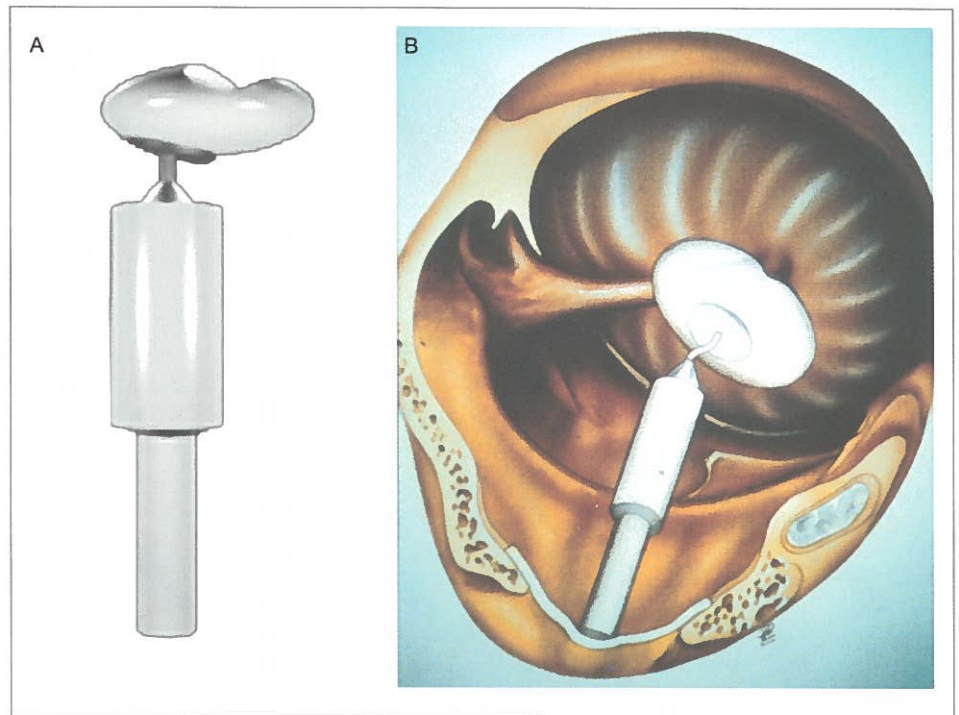


Figura 13. Prótesis Universal de García-Ibáñez (A y B). Se utiliza en la estapedectomía total con pericondrio cuando el yunque está ausente u osteítico.

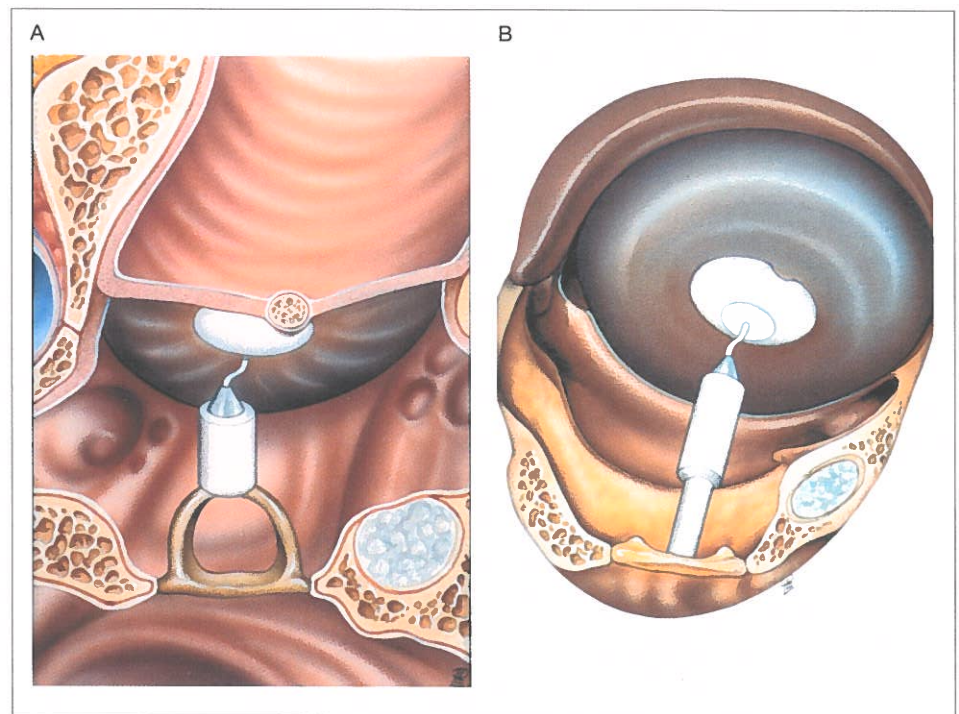


Figura 14. La prótesis Universal de García-Ibáñez puede utilizarse en la cirugía reconstructiva de oído crónico como reconstrucción parcial (A) o total de la cadena osicular (B).

ción de esta técnica se siguen los mismos pasos que se describieron en la técnica de la estapedectomía:

1. Premedicación-anestesia.
2. Posición del paciente con la cabeza girada contralateralmente en un ángulo de 45°.

3. Lavado y esterilización del CAE.
4. Infiltración-anestesia del conducto auditivo externo en los cuatro puntos cardinales y más cerca de la membrana timpánica en la pared posterosuperior y posteroinferior.
5. Adaptación del otoscopio y fijación del mismo.

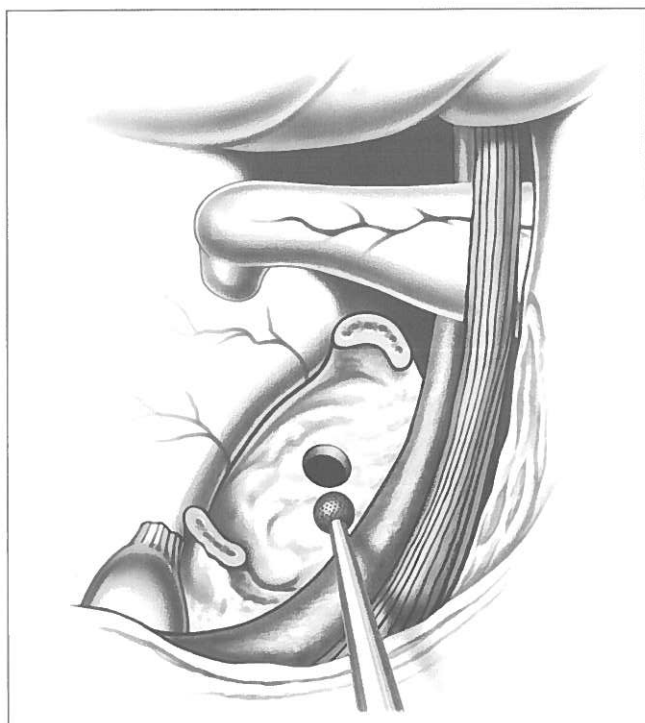


Figura 15. Platinotomía con microfresa diamantada.

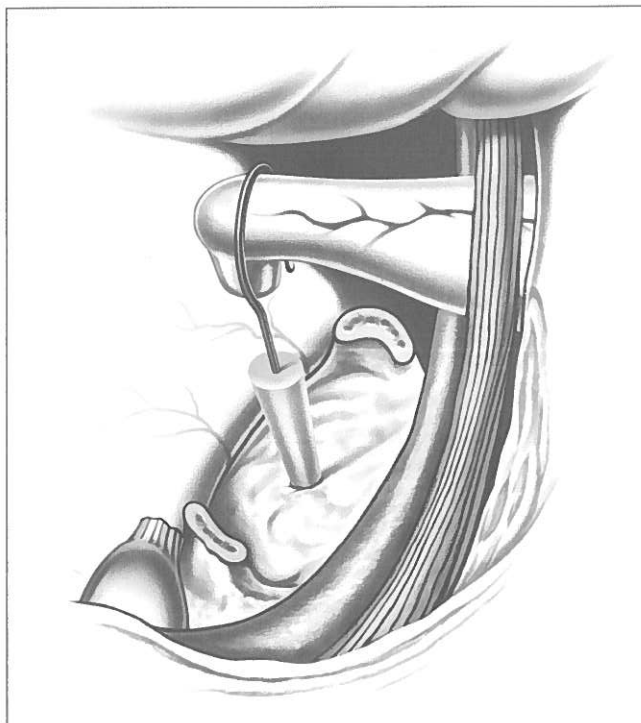


Figura 16. Prótesis de pistón en la platinotomía.

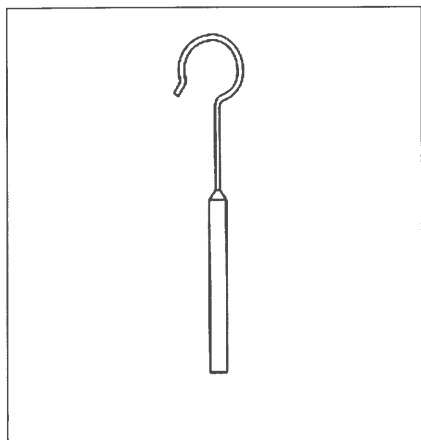


Figura 17. Pistón fluoroplástico y de platino de Fisch. De un diámetro de 0,4 mm y una longitud de 6 mm recortable.

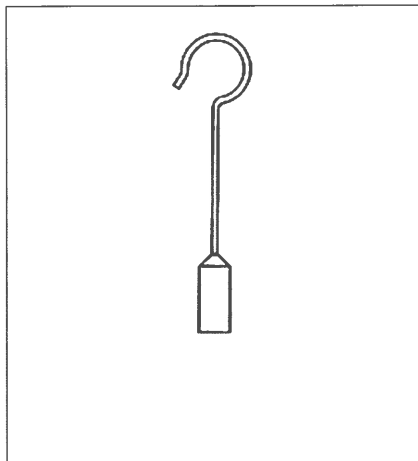


Figura 18. Pistón fluoroplástico y de acero inoxidable de De la Cruz.

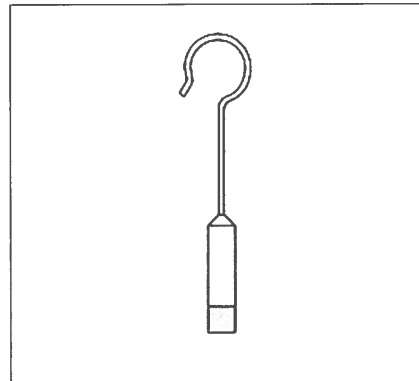


Figura 19. Pistón de acero inoxidable McGee. La porción distal está contrastada para proveer de 0,5 mm de referencia de profundidad. Longitud de 3,75 mm, con intervalos de 0,25 mm hasta 4,75 mm.

6. Colgajo timpanomeatal.
7. Aticotomía-Cuerda del tímpano.
8. Exposición completa de la ventana oval.
9. Comprobación por tacto de la fijación del estribo.
10. Medición de la distancia entre la platina del estribo y el proceso largo del yunque.
11. Se realiza una abertura en la platina del estribo con el perforador manual de 0,6 mm o con microfresas diamantadas (fig. 15), para colocar un pistón de 0,4

- mm de diámetro o uno de mayor diámetro (figs. 16-18). Existen también pistones con marcas especiales de profundidad (fig. 19). Es aconsejable que el pistón escogido no sobrepase dentro del vestíbulo más de 0,25 mm, pero tampoco debe quedar corto.
12. Desarticulación incudoestapedia.
13. Corte del tendón estapedia con microtijeras finas.
14. Corte de la supraestructura del estribo con microtijeras de crurotomía.

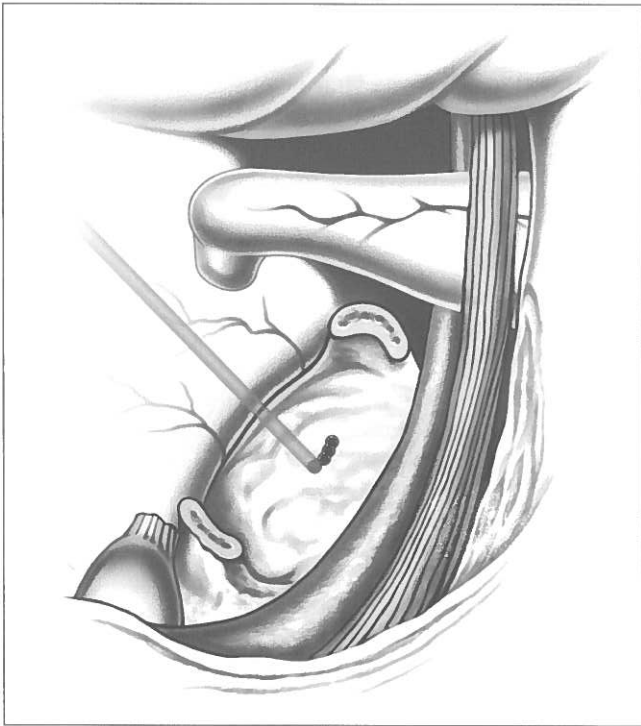


Figura 20. Estapedotomía con láser. Platinotomía central.

15. Control del reflejo de las ventanas oval y redonda.
16. Cierre del colgajo timpanomeatal.
17. Taponamiento.

La principal ventaja descrita de la técnica de estapedotomía contra la estapedectomía es que minimiza el trauma iatrogénico en el oído interno y reduce la incidencia de movilizaciones de la prótesis como resultado de una cicatrización inadecuada. Entre las desventajas se encuentra que no siempre es posible crear una fenestra circular y uniforme, así como el evitar que no se fracture la platina del estribo, lo que requiere realizar una platinectomía total. Por otra parte, una de las principales causas por las que no realizamos estapedotomías en nuestro instituto es porque es más fácil que se vuelva a cerrar la platina al permanecer gran parte de ésta con el foco otoscleroso activo, provocando por tanto un mal resultado a mediano plazo. El mayor número de revisiones quirúrgicas que realizamos son de estapedotomías y muy rara vez de estapedectomías totales.

Estapedotomía con láser

Después de más de 40 años realizando la estapedectomía y de su evolución tecnológica aún no existe una técnica quirúrgica universalmente aceptada para la restauración de la audición. La estapedotomía con láser representa una parte del continuo desarrollo de la cirugía de otosclerosis. Se ha demostrado que es un procedi-

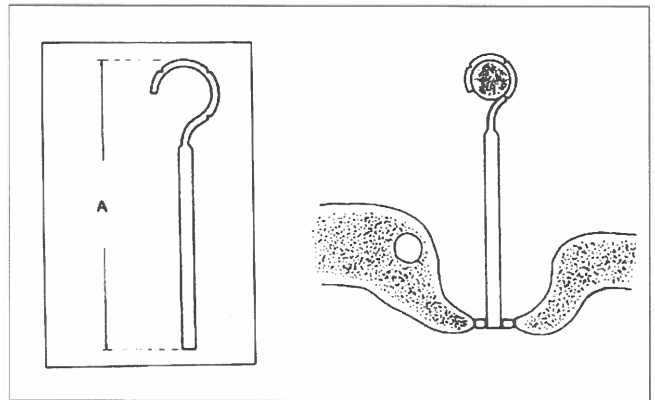


Figura 21. Prótesis de platino. Longitudes de 4 mm y de 4,50 mm.

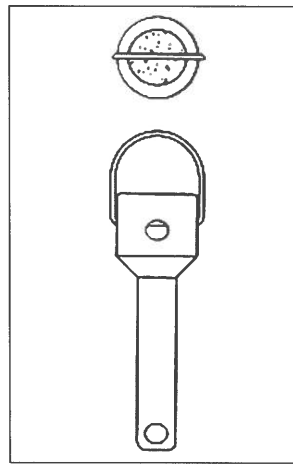


Figura 22. Pistón Robinson-Moon de copa en acero inoxidable.

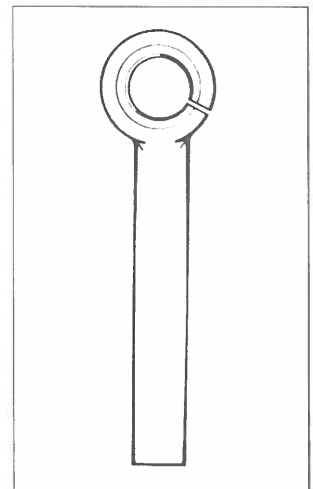


Figura 23. Pistón fluoroplástico de Causse.

miento seguro y efectivo desde las comunicaciones iniciales de Perkins (24), cuando en septiembre de 1978 realizó la primera estapedotomía con láser. El interés por el láser es que reduce el potencial del daño a las estructuras del oído interno a través de la manipulación con los instrumentos convencionales (25).

Se han utilizado diferentes tipos de láser, que se pueden dividir en dos grupos: aquellos como el KTP/532 y el argón láser, en los cuales la luz se transmite a través de la pieza de mano de fibra óptica y son visibles, y en aquellos como el CO₂, cuya luz es invisible y requiere otro láser de helio-neón para su visualización y un manipulador adaptado al microscopio para su proyección (26,27).

La técnica quirúrgica es la misma que la descrita en la estapedotomía, sólo que el tendón del estribo se corta/vaporiza con láser, en el caso del KTP se utilizan pulsos de 100 ms (de 2 a 2,5 W), y al tener una completa visualización de la crura posterior se vaporiza con la misma intensidad del rayo. A continuación se vaporiza la crura anterior justo por debajo del cuello del estribo, uti-

lizando un microespejo con una óptica especial que pueda reflejar la onda del rayo, y se retira así la supraestructura del estribo. Los sangrados eventuales de la mucosa estapedial o de promontorio pueden coagularse con la acción del propio láser así como la vaporización de adherencias o eliminación de hiperplasias mucosas. Se realiza una fenestra de un diámetro de 0,8 mm de diámetro para pistones de 0,6 mm, y se eliminan los pequeños restos óseos manualmente (fig. 20). Es importante adelgazar la platina del estribo uniformemente, ya que la salida de perilinfa hace que la vaporización por láser resulte más difícil debido a sus propiedades de refracción del haz de luz. A partir de este punto la adaptación y el control de la prótesis elegida se efectúa como se ha descrito con anterioridad (figs. 21-23). Uno de los riesgos que se discuten en la utilización del láser en esta cirugía es la dispersión de calor que producen ciertos tipos de láser y los daños que esto pudiera provocar sobre el nervio facial y el oído interno.

Cuidados postoperatorios

Algunos pacientes pueden presentar inestabilidad a las pocas horas de la cirugía, que puede durar de 24 a 48 h, y es raro encontrar un vértigo violento si la técnica ha sido la correcta. Los pacientes no deberán sonarse la nariz, para evitar realizar una maniobra de Valsalva, y cuando un paciente estornude deberá hacerlo con la boca abierta por lo menos durante las próximas dos semanas posteriores a la cirugía. Se retira el apósito entre el cuarto y séptimo días, y en este momento ya se comprueba la ganancia subjetiva de la audición.

Si la evolución es normal, se harán los controles audiométricos tonales y vocales periódicos a los dos y seis meses. A partir de entonces basta una revisión anual. Durante el primer mes se evitarán vuelos en avión y practicar submarinismo y deportes violentos. La natación en superficie se permite sin limitaciones.

Resultados de la estapedectomía y estapedotomía

La correcta realización de la técnica debería permitir una recuperación total auditiva con cierre del *gap* en la mayoría de los casos. La elección de realizar una estapedotomía o una estapedectomía se fundamentará sobre todo en la experiencia del cirujano, pues partiendo de la base que ambas técnicas bien realizadas deben permitir, en teoría, un resultado similar, existen matices y diferencias que debemos tener en cuenta.

En primer lugar, la estapedectomía total bien realizada por un cirujano con experiencia no es más traumática o agresiva que la estapedotomía. En general no hemos apreciado diferencia en la recuperación de agudos y consideramos que el mayor traumatismo que algunos autores manifiestan con la estapedectomía se produce por las manos del cirujano y no por la técnica en sí. Sin

embargo, es aceptable que un residente en formación o un cirujano con limitada experiencia elija la estapedotomía como técnica para evitar posibles complicaciones en la extracción del estribo y provocar un menor traumatismo en el oído interno. El problema es que la tendencia general en los últimos años a simplificar con esta técnica la cirugía está provocando la desaparición de cirujanos expertos, capaces de realizar correctamente una estapedectomía total.

El trabajo de José Luis García-Ibáñez de historradiología publicado en 1986 demostraba la gran actividad del hueso otosclerótico en un porcentaje elevado de casos. Es lógico suponer, por tanto, y así lo estamos observando en las revisiones quirúrgicas, que un número elevado de casos se deben al cierre de la platina con bloqueo o expulsión de la prótesis de la estapedotomía y/o erosión del yunque, al quedar bloqueada la prótesis en su porción distal. Por el contrario, en una estapedectomía total, esta posibilidad es insignificante, teniendo en cuenta que se extirpa toda la platina.

La ganancia auditiva con la estapedectomía total con injerto es más rápida que la estapedotomía, al necesitar esta última un tiempo más prolongado para formar una neoplatina en el endostio de la ventana oval. Aunque siempre hemos considerado que con la estapedectomía se obtenían mejores resultados y a más largo plazo que con la estapedotomía, personalmente no hemos realizado un trabajo comparativo en ambas técnicas.

Sin embargo, en el año 2001 Algaba (estapedectomía frente a estapedotomía láser, comunicación personal) presenta un estudio comparativo entre 50 casos de estapedectomía total con pericondrio y prótesis de polietileno y otros 50 casos de estapedotomía con láser con prótesis de pistón de Causse. Las conclusiones son claramente favorables a la estapedectomía total en cuanto a mayor rapidez en la ganancia auditiva, mejor resultado a largo plazo y permanencia de la ganancia, así como una ganancia y cierre del *gap* mejores.

Solamente la estapedotomía era más favorable en el postoperatorio con algo menos de incidencia de manifestaciones vestibulares, aunque sin diferencias a largo plazo.

Desde nuestro punto de vista la estapedectomía total ofrece, por lo tanto, mejores resultados en manos de cirujanos con gran experiencia. Si ésta es limitada o el cirujano está en formación, es aconsejable la realización de estapedotomías, al ser cirugías menos agresivas, ya que es mejor un resultado pobre o limitado a largo plazo por problemas de conducción que una cofosis provocada por una aspiración violenta o por maniobras traumáticas sobre la ventana oval.

TRATAMIENTO MÉDICO

El tratamiento médico de la otosclerosis se reserva a aquellos pacientes que por cualquier razón no son can-

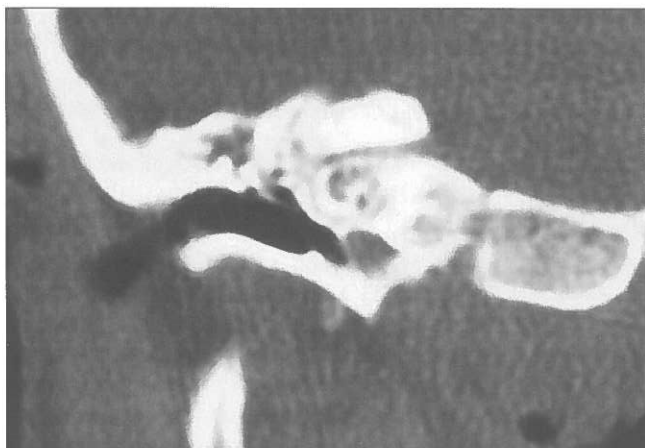


Figura 24. Tomografía axial computarizada. Otosclerosis coclear.

didatos quirúrgicos o que estén en contra de la cirugía, y en aquellos en que se demuestra una hipoacusia neurosensorial o síntomas vestibulares atribuidos a la otosclerosis (fig. 24). De acuerdo con el concepto enzimático de la otosclerosis, los histiocitos de los focos patológicos de la cápsula ótica liberan durante el estadio otospongíótico sustancias líticas causantes de la reabsorción ósea junto con proteasas tóxicas, que al difundirse en los fluidos laberínticos ocasionarían la lesión sensorial de la otosclerosis coclear.

De los muchos tratamientos propuestos desde que se conoce la lesión otosclerosa solamente el flúor ha gozado de una mediocre aceptación. Escot, en 1923, fue el primero en sugerir el uso de fluoruro de calcio para el tratamiento de la otosclerosis. Shambaugh, en 1965, demostró la estabilización de los focos otosclerosos con el uso del fluoruro de sodio (28), al demostrar que los iones flúor reemplazan los iones hidroxyl y forman un complejo fluo-rapatita en vez de un complejo hidroxiapatita. Este complejo es mucho más estable, y teóricamente resiste más la acción osteoclástica alterando el balance de calcio y retardando la reabsorción de hueso. La dosis recomendada es de 20 a 40 mg de fluoruro de sodio por día. Otros autores, como Brooks (29), han sugerido que la administración de flúor se combine con la administración de 400 U de vitamina D y de 10 mg de carbonato de calcio, basado en la teoría de que al agregar estos compuestos se puede acelerar la maduración de las lesiones óseas.

Los efectos secundarios de esta terapia son menores; presentan principalmente náuseas y vómitos. Las lesiones renales son una contraindicación absoluta de la terapéutica fluorada, ya que, al dificultarse la eliminación, pueden fijarse sobre el esqueleto dosis excesivamente altas.

En general el fluoruro de sodio puede ser una medicación paliativa en la otosclerosis coclear y en la otosclerosis estapedial muy activa. En la actualidad su utiliza-

ción está limitada a algunos centros otológicos, sin que existan suficientes resultados positivos para su generalización.

IMPLANTE COCLEAR

Algunos pacientes con otosclerosis cocleares con una gran afectación neurosensorial pueden desarrollar, como hemos comentado, una cofosis total o subtotal en su evolución. Estos casos se consideran buenos candidatos al implante coclear. El único inconveniente es que pueda existir una obliteración ósea, parcial o total, de la cóclea por la otosclerosis, y aunque existen técnicas para estos casos, el resultado siempre será algo más limitado, teniendo en cuenta la dificultad de introducir todos los electrodos. Si este problema no existe, el otoscleroso degenerativo es un excelente candidato para el implante coclear.

BIBLIOGRAFÍA

1. Beickert P. Otosclerosis. En: Berendes J, Link R, Zsllner F, eds. Tratado de Otorrinolaringología, vol III. Barcelona: Científico Médica; 1969; p. 773-912.
2. Goodhill V. Otosclerosis. En: Goodhill V, ed. Ear: disease, deafness and dizziness. Hagerstown: Harper & Row, 1979; p. 388-447.
3. Kapur IP, Patt AJ. Otosclerosis in South India. Acta Otolaryngol (Stockholm) 1996; 61: 353-357.
4. Cawthorne T. Otosclerosis. J Laryngol 1955; 69: 437-449.
5. Nager F. Zur klinik und pathologischen Anatomie der Otosklerose. Acta Otolaryng 1939; 27: 542-545.
6. Shambaugh G. Fenestration operation for otosclerosis: Experimental investigations and clinical observations in 2.100 operations over a period of ten years. Acta Otolaryng 1949; Supl. 79.
7. Lee KJ. Otosclerosis. En: Lee KJ, ed. Essential Otolaryngology. Fourth ed. Medical Examination Publ. Co., 1987; p. 177-187.
8. Portmann G. L'otospongiose. En: Oto-Rhino-Laryngologie. París: Ed. Doin and Cie., 1960; p. 438-454.
9. Larsson A. Otosclerosis. A genetic and clinical study. Acta Otolaryngol (Stockholm) 1960; Supl 1: 154.
10. Svatko LG, Ismagilov ShM. The significance of genetic markers in otosclerotic hearing loss. Vestn Otorinolaringol 1994; 5(6): 13-15.
11. Alexander A. Cit. Por Marx H. En: Otosclerosis. Enfermedades del oído. Madrid: Espasa Calpe SA, 1944; p. 319-341.
12. Weber M. The blue mantles in otosclerosis: Contribution to the labyrinthine capsule. Ann Otol Rhinol Laryngol 1933; 42: 438.
13. García-Ibáñez JL. Biopatología de la otosclerosis. Estudio con los métodos historradiográficos y del marcado tetraciclínico. Tesis doctoral. Valencia: Tipografía artística Puertas SL, 1986.
14. Milch RA, Rall DP, Tobie JE. Bone localization of tetracycline. J Nat Cancer Inst 1957; 19: 87.
15. Ghosez JP. La microscopia de fluorescence dans l'étude du remaniement haversien. Arch Biol 1959; 70: 169.
16. Harris WH. A microscopic method of determining rates of bone growth. Nature (London) 1960; 188: 1038.
17. Frost HM, Villanueva HM, Roth H. Stanisavljevil. Tetracycline bone labeling. J N Drugs 1961; 1: 206.
18. Marotti G. Il rinnovamento osteonico delle ossa studiato previa somministrazione di tetracycline. Monit Zool Ital (Supl) 1962; 70: 294.

Sección B. Prótesis implantables en el tratamiento de la patología del oído medio

19. Henner R, Guildford FR, Shea JJ, Jeanet C. Histopathology of the otosclerotic footplate. *Laryngoscope* 1960; 70: 506.
20. Jerger S, Jerger J. Auditory disorders. A manual for clinical evaluation. Boston: Little, Brown and Company, 1997.
21. Shea JJ. Fenestration of the oval window. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 1958; 67: 932.
22. García-Ibáñez L, García-Ibáñez E. Surgery in obliterative otosclerosis. *Proc Int Cong ORL Tokio* 1965; 382.
23. García-Ibáñez L. Cirugía de la otosclerosis obliterativa. *And Méd* 1965; 51: 83-90.
24. Perkins RC. Lasser stapedotomy for otosclerosis. *Laryngoscope* 1980; 91: 228-241.
25. Lippert BM, Gottschlich S, Kulkens C, Folz BJ, Rudert H, Werner JA. Experimental and clinical results of Er:YAG laser stapedotomy. *Lasers Surg Med* 2001; 28(1): 11-17.
26. Horn K, Gherini S, Griffin G. Argon laser stapedotomy using a endo-otoprobe system. *Otolaryngol Head Neck Surg* 1990; 102: 1993-1998.
27. Lesinski SG. Lasers for otosclerosis CO2 vs Argon and KTP-532. *Laryngoscope* 1989; 99 (Supl 46): 1-8.
28. Shambaugh GE. Cinical diagnosis of choclear (labyrinthine) otosclerosis. *Laryngoscope* 1995; 75: 1558.
29. Brooks GB. Vitamin D deficiency and otosclerosis. *Otolaryngol Head Neck Surg* 1985; 93: 313.

PARTE B5

Implantes de vía ósea

CAPÍTULO

B5.1

Dispositivos implantables y adaptación protésica en el oído crónico

C. Cenjor Español, J. Cervera Escario, J.M. Villacampa Auba
e I. Méndez Benagassi

INTRODUCCIÓN

Para la recuperación de la función auditiva en pérdidas conductivas o mixtas sin tratamiento médico o quirúrgico, tenemos como primera indicación las prótesis auditivas por vía ósea, sin embargo, en algunas circunstancias estas soluciones no pueden aplicarse, por lo que recurrimos a prótesis por conducción ósea.

Existen desde hace muchos años audífonos que se transmiten por vibración ósea aplicadas sobre patillas de gafas o diademas utilizando sistemas CROSS o BICROSS, sin embargo, estos dispositivos tienen una potencia limitada al realizarse mediante apoyo simple y transmisión transcutánea, que no son útiles en pérdidas neurosensoriales superiores a los 20 dB HPL.

En la década de 1980 se introdujo un nuevo sistema de transmisión ósea denominado Bone Anchored Hearing Aid (BAHA), con el que se eliminó la pérdida de potencia que provocaba la transmisión a través de la piel al apoyarse el vibrador sobre un implante osteointegrado de titanio colocado en el hueso temporal.

Desde su inicio ha ido perfeccionándose tanto la técnica de realización como las capacidades de amplificación y espectrofrecuencias de los audífonos, hasta llegar a las prestaciones actuales, en las que toda pérdida de audición con características conductivas o mixta con pérdida no superior a los 45 dB HPL neurosensorial entre 250 y 4.000 Hz son susceptibles de tratamiento (fig. 1).

INDICACIONES

Inicialmente las indicaciones de estos dispositivos eran las malformaciones, otitis medias crónicas con buena reserva coclear y sin posibilidad de otros tratamientos (quirúrgicos o audioprotésicos convencionales) e hipoacusias conductivas, sin indicación quirúrgica ni posibilidad de tolerar una audioprótesis por dermatitis del conducto o alergias a los materiales de los moldes.

Además de esta indicación específicamente audiológica, tenemos también la posibilidad de la reconstrucción de pabellos en deformidades utilizando epítesis ancladas sobre implantes osteointegrados.

Actualmente las indicaciones han aumentado a hipoacusias mixtas, y recientemente en cofosis unilaterales, independientemente de la etiología para estimular el temporal cofótico para que transmita hacia la cóclea sana. Como consecuencia de la diferencia de llegada de los sonidos en el espectro temporal, se consigue un efecto de binauralidad y localización sonora. No obstante, es necesario tener una discriminación verbal superior al 60% para esperar resultados satisfactorios.

Oído crónico no quirúrgico

En muchos casos con mastoidectomía radical o secuelas en otitis media crónica en los que la oclusión mediante un molde de audioprótesis favorece la reactivación y consecuentemente otorreas.

Malformaciones

Constituyen una de las principales indicaciones, como ya se ha comentado, en ocasiones asociadas a la reconstrucción cosmética mediante epítesis. Esta indicación es lógicamente una indicación generalmente pediátrica, y se podrá realizar desde el momento en que el hueso craneal acepte la colocación del implante de titanio. Hemos de destacar en este grupo las atresias auris, microsomías y los síndromes de Treacher Collins y Goldenhaar.

Intolerancia a las audioprótesis

Es una indicación infrecuente, pero tenemos que tenerla presente si se presentan otitis externas asociadas a la utilización de audífonos.

Cofosis unilateral

Esta reciente indicación ha demostrado en recientes trabajos su utilidad en la recuperación de la binauralidad, en pacientes que han sufrido sordera súbita, hipoacusia unilateral progresiva, traumática o como consecuencia de cirugías del ángulo pontocerebeloso. Además de recuperarse la percepción sonora por el oído cofótico, se ha demostrado que existe una eficaz localización sonora.



Figura 1. Esquema de BAHA oto-micosis.



Figura 2. Microtia y atresia auris en un niño con agenesia bilateral de ambos oídos externos.



Figura 3. Diadema de conducción ósea en un niño con agenesia bilateral de ambos oídos externos.

EVALUACIÓN PREIMPLANTE

Niños

La indicación principal en los niños es la agenesia de ambos conductos auditivos externos (fig. 2), que impiden una adaptación protésica convencional. Aunque también puede darse, la otorrea crónica bilateral, secundaria a otitis media crónica colesteatomatosa, no es una enfermedad frecuente en los niños.

En los niños con agenesia bilateral de los conductos auditivos externos (CAE) el umbral auditivo suele estar en unos 60 dB HL, con curvas de tipo conductivo, ya que el oído interno no está afectado en este tipo de malformación congénita.

Las alternativas a los implantes osteointegrados son las diademas de conducción ósea (fig. 3), que aparte de ser peores conductores de las vibraciones sonoras, se toleran mal desde el punto de vista estético.

El protocolo en los niños con agenesia de ambos oídos externos es el siguiente:

Exploración audiológica: en los niños de corta edad se realizan potenciales evocados auditivos de tronco cerebral, en los que se obtiene un umbral de 60 dB, con curvas de tipo conductivo.

Estudio de imagen, mediante tomografía computarizada (TC) de alta resolución (fig. 4), en la que se confirma la agenesia de ambos CAE, muchas veces acompañada de malformaciones en la cadena de huesecillos, pero con integridad de las estructuras del oído interno, dado que el origen embriológico es diferente.

La cirugía del BAHA, en los niños pequeños, es preferible hacerlas en dos tiempos. Si se hace en tiempo, y debido a la curiosidad innata que tienen los niños pequeños con las cosas de su cuerpo, la colocación de un pedestal con el protector de plástico es un apéndice que continuamente se van a tocar, lo que va a provocar una falta de osteointegración al estar padeciendo pequeños traumatismos sobre el tornillo.

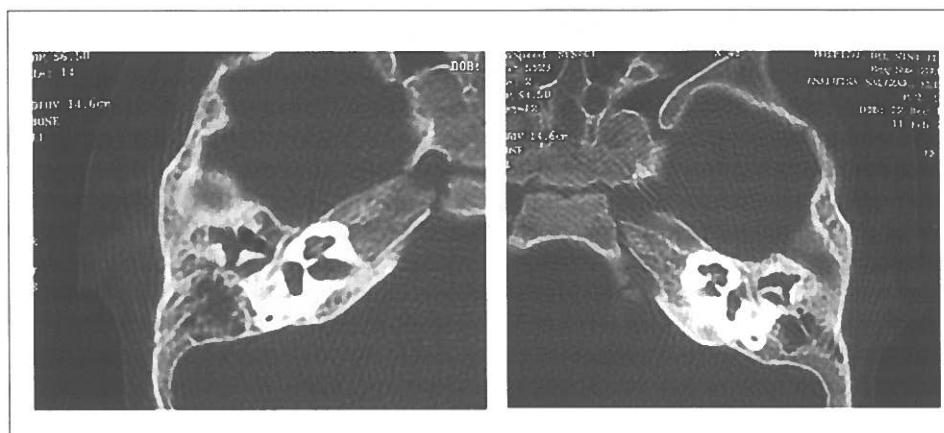


Figura 4. Tomografía computarizada de mastoideos en los que se aprecia una agenesia de ambos conductos auditivos externos, así como una malformación de los huesecillos.

Adultos

En los adultos precisaremos, una vez que se siente la indicación de una completa evaluación audiológica con audiometría tonal y verbal. En ocasiones puede ser precisa una audiometría verbal por vía ósea si el diferencial oseo-aéreo en la audiometría es muy importante. Dentro de los aditamentos del sistema BAHa existen vibradores para realizar pruebas, ya sea en diademas o para morderlo y que el paciente note de una forma aproximada cómo va a ser la audición que percibirá por vía ósea. Este sistema también se puede utilizar en niños mayores. En caso de que exista malformación será preceptivo un estudio de imagen con tomografía computarizada.

El implante BAHa, al ser de titanio, no tiene ningún riesgo para el paciente en caso de que realice una resonancia magnética nuclear (RM).

Es también importante una valoración psicológica de los pacientes, ya que deben tener plena consciencia de que el dispositivo tiene una parte implantada con la cabeza externa del tornillo, y que es preciso eliminar los folículos pilosos alrededor del implante que provoca una pequeña "calva" para prevenir infecciones.

SECUENCIA QUIRÚRGICA

Cirugía

- Antibioterapia profiláctica.
- La anestesia puede realizarse local en adultos, aunque la mayor parte de los pacientes prefieren la anestesia general.
- Es una técnica que puede realizarse en cirugía mayor ambulatoria (CMA).

Podemos realizarla en una o en dos fases. La técnica en dos fases se utiliza sobre todo en los niños pequeños con los tejidos más delicados. En la primera fase se realiza la implantación y en la segunda la colocación del cabezal externo unido al tornillo del implante.

Fases quirúrgicas

1. Incisión. Una incisión semicircular de charnela anterior a unos 4 cm del borde posterosuperior del hélix. La infiltración previa con anestesia y vasoconstrictor ayuda al control de la hemostasia (fig. 5).
2. Eliminación del tejido subcutáneo junto con los folículos pilosos de la dermis, en un área aproximada de 1 cm alrededor del punto de implantación (fig. 6).
3. Eliminación de tejido subcutáneo distal a la incisión para que la pérdida de sustancia sea progresiva.
4. Eliminación de 1 cm de periostio en la región de la cortical donde se vaya a realizar el implante (fig. 7).
5. Perforación de la cortical con fresa rápida y abundante irrigación, inicialmente de 3 mm. Tras ésta se utilizará un instrumento manual para comprobar si hemos llegado a la duramadre, que en los niños será frecuente (fig. 8). Si todavía queda hueso, profundizaremos con una fresa de 4 mm.
6. Avellanado con un instrumento rotatorio de titanio, a baja velocidad y suficiente torque, siempre con irrigación continua para que no se queme el hueso (fig. 9).
7. Colocación del tornillo del implante utilizando un instrumento rotatorio, y posterior comprobación manual con un instrumento de titanio (fig. 10).
8. Sutura de la piel (fig. 11).
9. Perforación circular de la piel que rodea al implante unos 4-6 mm. La utilización de un *punch* facilita la operación (fig. 12).
10. Tapón de cicatrización y vendaje compresivo (fig. 13).

Cuidados posquirúrgicos

Revisiones a los 3-4 días para cambiar el vendaje compresivo bajo el tapón de cicatrización, con una tira de gasa embebida en pomada antibiótica.

Retirada de los puntos 8-10 días más tarde.

Control hasta que se complete la cicatrización.



Figura 5. Incisión.

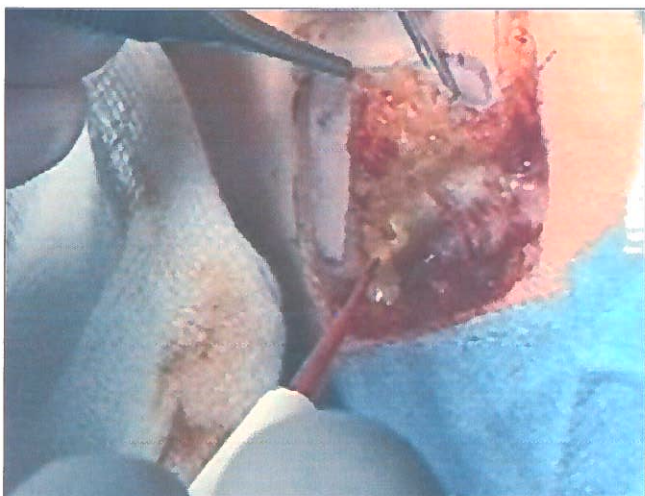


Figura 6. Eliminación de tejido subcutáneo.

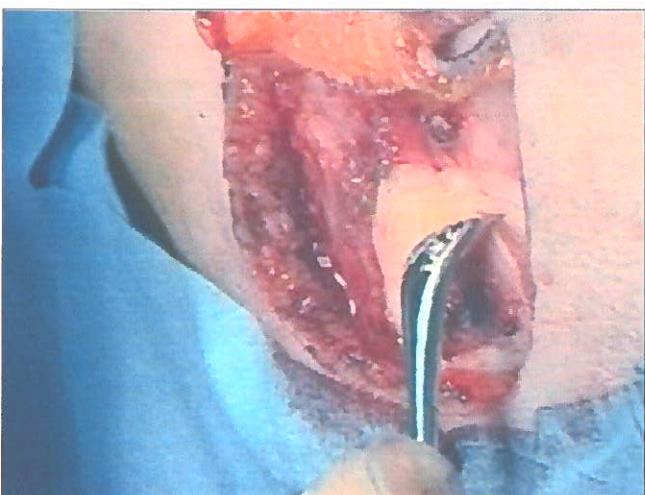


Figura 7. Eliminación de periostio.

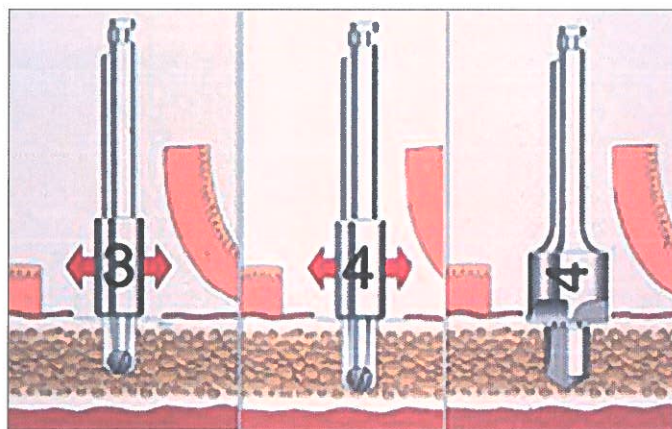


Figura 8. Esquema de una perforación cortical.

Adaptación del audífono

Se realizará al menos mes y medio después de la cirugía, tiempo necesario para conseguir la completa osteointegración y evitar extrusiones futuras.

COMPLICACIONES

Complicaciones

Son excepcionales. Sin embargo, pueden presentarse.

Si seguimos las pautas quirúrgicas tendremos una secuencia de incidencias, entre ellas las siguientes:

- Perforación del colgajo al afinarlo.
- Perforación de la duramadre.
- Hemorragia por lesión de las venas perforantes o emisaria mastoidea.

Podemos considerar estas circunstancias como incidencias, y deben resolverse sin problemas de forma inmediata:

- La perforación con sutura
- La perforación dural cederá rápidamente y puede sellarse. La colocación del tornillo sellará definitivamente este acceso. Se realizará entonces una protección antibiótica que atraviese la barrera hematoencefálica.
- Hemorragia con sellado con cera de hueso.

Un defecto en la técnica quirúrgica puede provocar:

- Necrosis del colgajo.
- Carbonización del hueso que impide la osteointegración si se fresa a excesiva velocidad y sin refrigeración.
- Postoperatorio inmediato
- Infección
- Pérdida de la osteointegración por cargar el implante antes de estar osteointegrado o por la entrada de tejido conectivo entre el implante y el hueso.

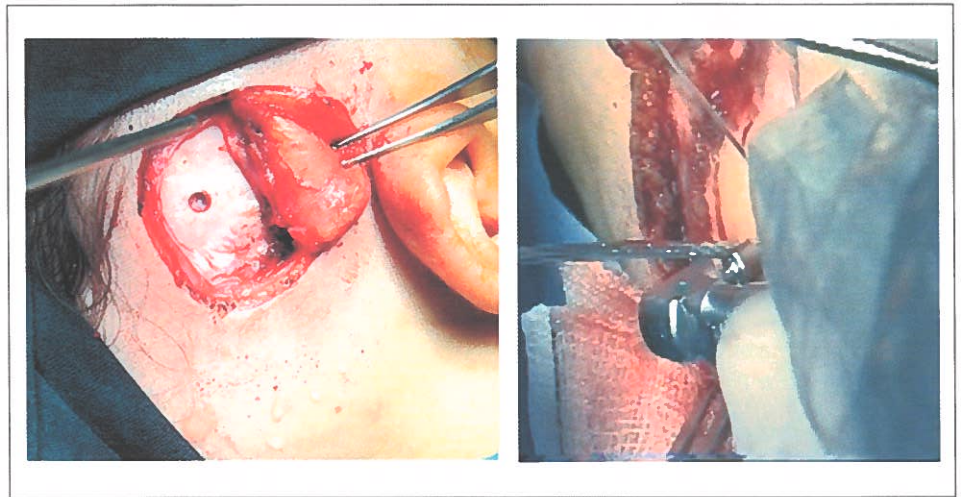


Figura 9. Agujero de 3 mm, para el tornillo del BAHA, en que se ha expuesto la duramadre. Avellanado.

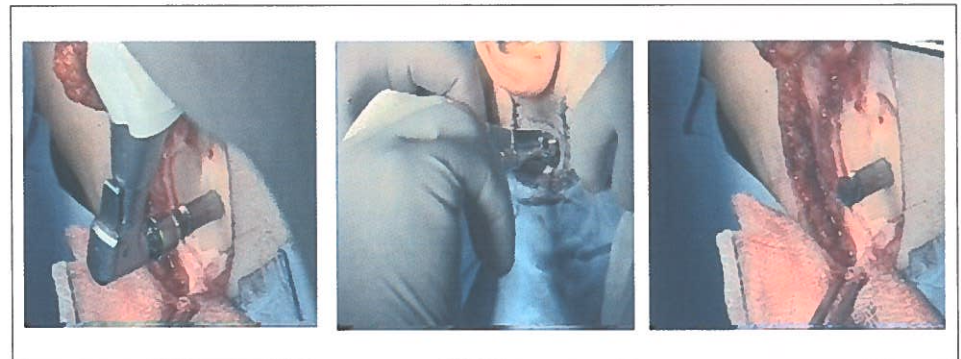


Figura 10. Colocación del implante.

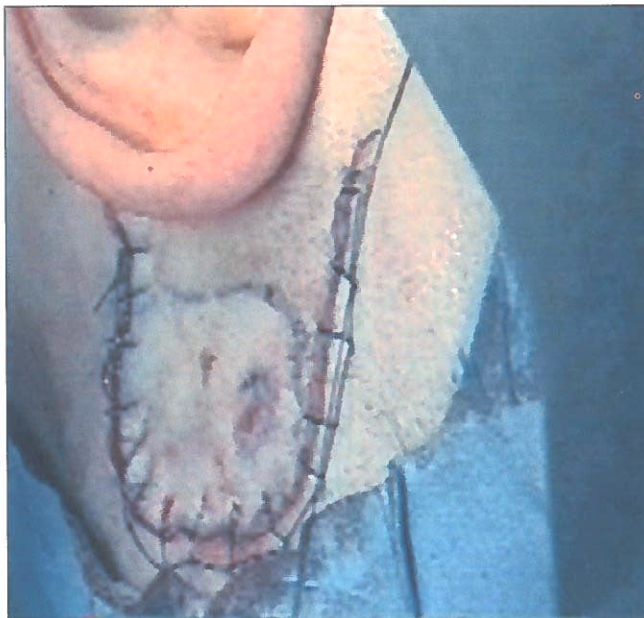


Figura 11. Sutura.

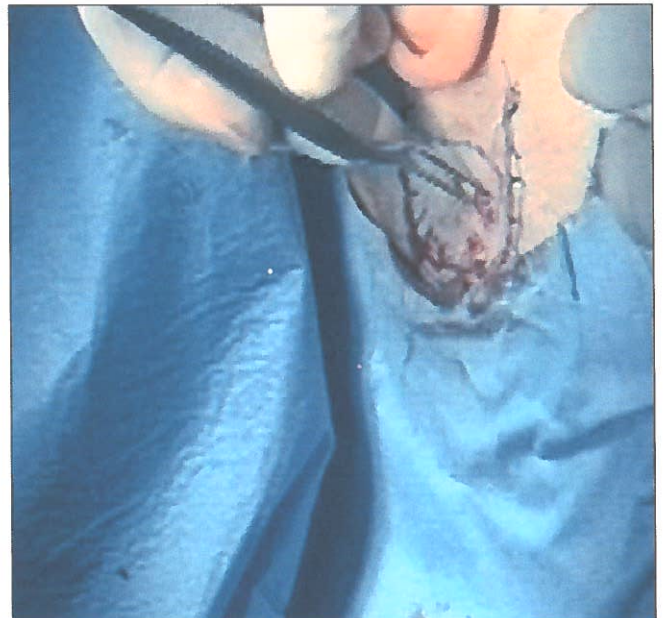


Figura 12. Perforación con *punch*.

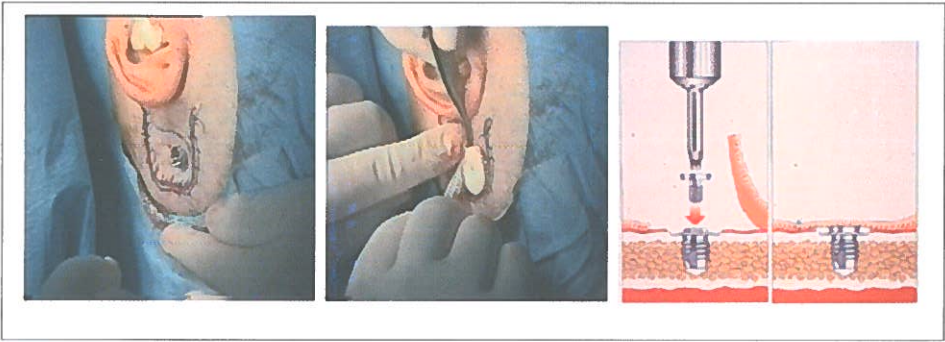


Figura 13. Implante y tapón de cicatrización.

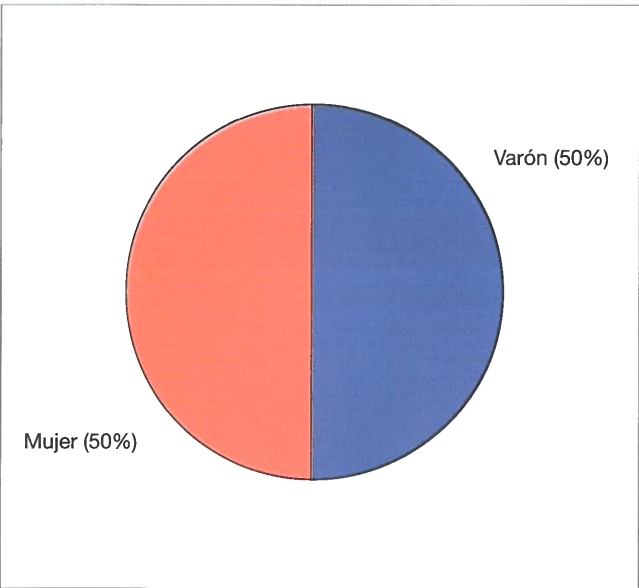


Figura 14. Sexo.

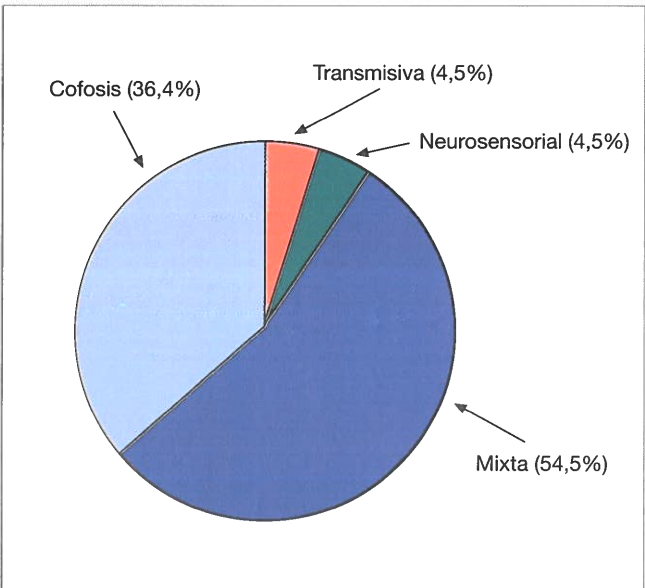


Figura 16. Hipoacusia contralateral al implante.

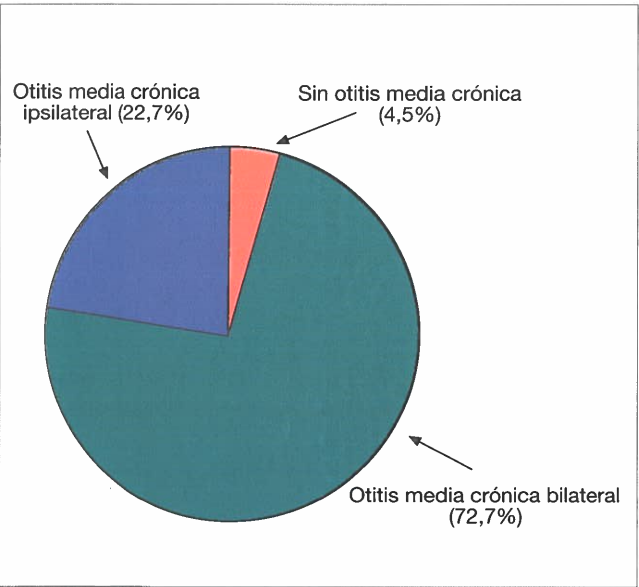


Figura 15. Diagnóstico previo.

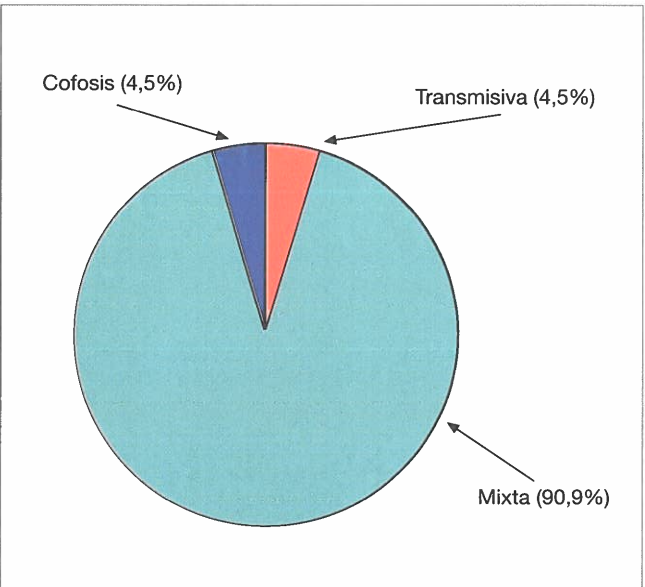


Figura 17. Hipoacusia ipsilateral al implante.

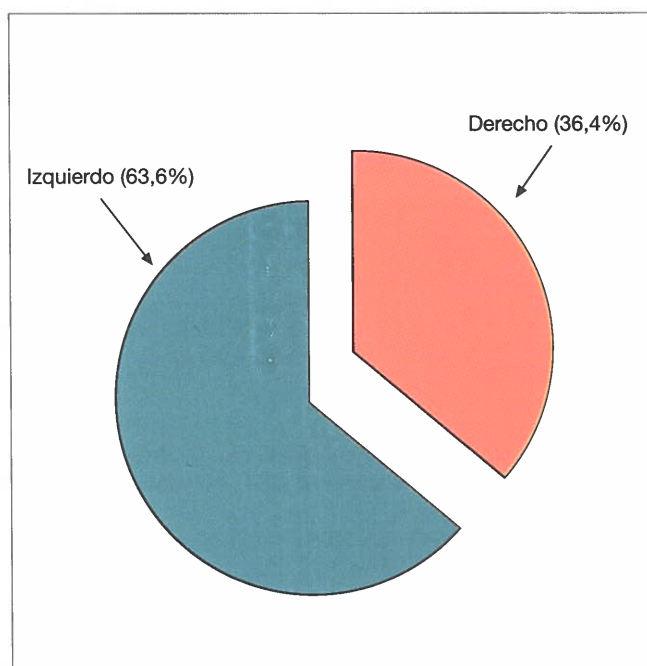


Figura 18. Localización del implante.

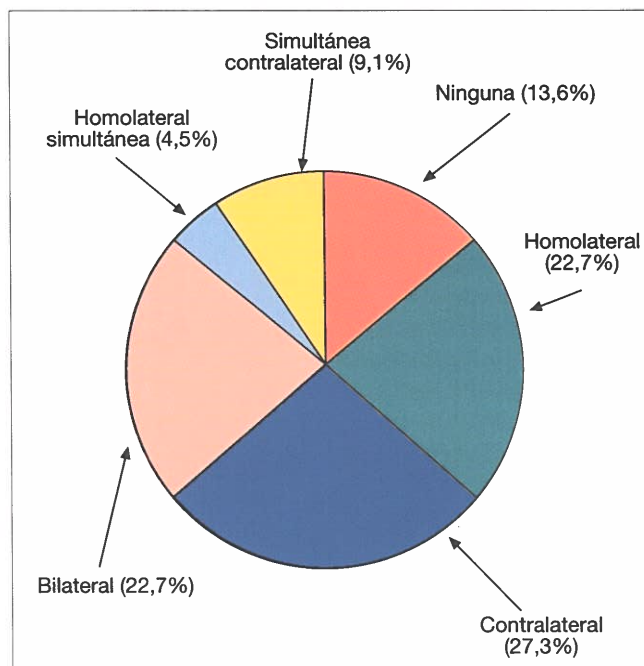


Figura 19. Cirugía de oído previa o simultánea.

Se han descrito casos de ablución por traumatismo directo sobre el implante.

Resultados

Fundación Jiménez Díaz de Madrid

Veintidós pacientes implantados (figs. 14-19) con diagnósticos de:

- Hipoacusias mixtas por otitis media crónica simple/colesteatomatosa, sin posibilidad de utilización de audífono convencional por otorreas persistentes, malformaciones y cofosis unilateral.
- Cirugía en una fase.
- Sin extrusiones.
- Excelentes resultados funcionales con discriminación de más del 80% en campo libre.
- Dos complicaciones dermatológicas: un caso de hipertrofia cicatricial, que obliga a resear la piel que rodea al implante con un injerto de piel libre retroauricular. Un caso de necrosis parcial que reepiteliza espontáneamente en un mes con cuidados locales.

Hospital del Niño Jesús de Madrid

Diez implantes osteointegrados tipo BAHA. Nueve niños fueron por agenesia bilateral de ambos CAE y una niña que tenía una otitis media crónica colesteatomatosa bilateral, a quien se le había intervenido de una mastoidectomía radical, con cavidades en las que persistía la otorrea, y no toleraba las prótesis auditivas convencionales.

Las edades de los niños han sido entre los 18 meses y los 12 años. Aunque la FDA americana no considera indicación del BAHA, en niños de menos de 5 años, hemos intervenido a un niño de 18 meses, con agenesia bilateral de CAE, colocando un tornillo de 3 mm. Al realizar la perforación del agujero en la cortical, se expuso la duramadre (fig. 4), sin otro tipo de complicaciones y con muy buena osteointegración. La intervención se realizó en dos tiempos.

En cuanto a los resultados, desde el punto de vista audiológico, se han obtenido con el BAHA umbrales en campo libre, a 25 dB para las frecuencias conversacionales.

Complicaciones

Hubo un caso de rechazo completo del implante. En una primera cirugía, se produjo una extrusión completa al mes de la implantación, que se atribuyó al continuo traumatismo en el pedestal (fig. 20), ya que se hizo la cirugía en un tiempo, y el niño no paraba de tocarse el tornillo. Se realizó una segunda cirugía, esta vez en dos tiempos, y se comprobó, al colocar el pedestal, la perfecta osteointegración del tornillo. Al cabo de tres meses de adaptarse el audífono, el paciente acudió a la consulta y se comprobó que había rechazado completamente el implante.

Algunas complicaciones menores en otros niños han sido alguna infección local en el lugar del pedestal, que se han solucionado con tratamientos locales de pomada de antibiótico.

En general, tanto la tolerancia del implante en los niños (fig. 5) como los resultados funcionales hacen de



Figura 20. Pedestal colocado con muy buena tolerancia.

esta cirugía una alternativa adecuada, en los casos de agenesia bilateral de los oídos externos y en los oídos crónicos que no permiten una adaptación protésica convencional.

BIBLIOGRAFÍA GENERAL

- Bonding P, Nielsen LH, Pedersen U, Brask T. The Danish BAHA file: Preliminary results. *Transplants and implants in Otology*. Ed Kugler Publications, 1995; 301.
- Bosman AJ, Hol MK, Snik AF, Mylanus EA, Cremers CW. Bone-anchored hearing aids in unilateral inner ear deafness. *Acta Otolaryngol* 2003; 123(2): 258-260.
- Cenfor C, Ramos R, Escobar P. Dispositivos implantables y adaptación protésica en el oído crónico y cicatricial. Ponencia SEORL. Doyma, 2001; 358-363.
- Marres HA. Hearing loss in the Treacher-Collins syndrome. *Adv Otorhinolaryngol* 2002; 61: 209-215.
- Vaneeckloo FM, Ruzza I, Hanson JN, Gerard T, Dehaussy J, Cory M et al. The monaural pseudo-stereophonic hearing aid (BAHA) in unilateral total deafness: a study of 29 patients. *Rev Laryngol Otol Rhinol (Bord)* 2001; 122(5): 343-350.
- Weber PC. Medical and surgical considerations for implantable hearing prosthetic devices. *Am J Audiol* 2002; 11(2): 134-138.

SECCIÓN C

**Prótesis implantables en el tratamiento
de la patología del oído interno
y de las vías auditivas centrales**

PARTE C1

Implantes activos de oído medio o audífonos semiimplantables

Clasificación y bases funcionales de los implantes activos de oído medio

M.J. Manrique Rodríguez y N. Sánchez Ferrándiz

INTRODUCCIÓN

En la actualidad, se estima que en un 20% de las hipoacusias está indicada la adaptación de audífonos como medio paliativo para tratar las limitaciones que provoca la falta de audición. Sin embargo, el grado de satisfacción alcanzado por los pacientes, después de una correcta adaptación, no siempre es el deseado. Diferentes encuestas señalan que el 20% de ellos se encuentran muy satisfechos, el 64% emplean los audífonos pero indican la existencia de incomodidades o problemas y el 16% abandonan su utilización. Interrogados acerca de las razones por las cuales estos pacientes dejan de usar los audífonos, se aprecian expresiones como: “Me molestan mucho los ruidos”, “Me pitan continuamente”, “Se oye muy artificial”, “Me pican y me supuran los oídos”, “En ambientes de ruido no entiendo”, “Estéticamente me resultan inaceptables”, etc. A modo de resumen, se podría establecer que las causas para el no empleo de los audífonos convencionales se relacionan con la incomodidad de la adaptación, una ganancia funcional limitada, la presencia de retroalimentación acústica, distorsión sonora y factores cosméticos (1, 2).

Ante dichas cuestiones cabe preguntar: ¿existen otras alternativas terapéuticas para estos pacientes, que necesitan una ayuda auditiva y no se encuentran satisfechos con lo ofrecido por audífonos convencionales? La respuesta es afirmativa, de forma que los implantes activos de oído medio constituyen esta alternativa terapéutica.

DEFINICIÓN DE UN IMPLANTE ACTIVO DE OÍDO MEDIO

Los implantes activos de oído medio son dispositivos electrónicos que se implantan, total o parcialmente, mediante cirugía con el fin de corregir una pérdida auditiva mediante la excitación vibrátil de la cadena osicular.

Estos dispositivos presentan una serie de ventajas frente a los audífonos convencionales: evitan los problemas de retroalimentación o *feedback*, por elevada que sea la intensidad de estimulación, proporcionan una audición más natural y generan una mayor discriminación en ambiente ruidoso, al acoplarse directamente sobre la cadena timpanoosicular, anulan las molestias o contraindicaciones que plantean las enfermedades del

conducto auditivo externo, al no ocuparlo, y un buen número de pacientes, especialmente mujeres, dicen que son sistemas estéticamente más aceptables. Por el contrario, los implantes activos de oído medio presentan inconvenientes: precisan para su colocación de un procedimiento quirúrgico, la mayor parte de las veces realizarlo bajo anestesia general, su implantación plantea potenciales riesgos de daño para la cadena de huesecillos, en caso de fallo técnico de los componentes implantados se hace necesaria una reintervención quirúrgica para la sustitución del implante, y algunos dispositivos limitan la práctica de resonancia magnética, la aplicación de terapia electroconvulsiva, radioterapia sobre la región craneal, etc.

En líneas generales, con las matizaciones que se plantean en los capítulos siguientes, la indicación de los implantes activos de oído medio se plantea en aquellas hipoacusias neurosensoriales de grado medio o grave que cursan sin alteraciones anatómicas y funcionales del oído medio. La existencia de una patología oclusiva o infectivoinflamatoria en el conducto auditivo externo no supone una contraindicación para la colocación de estos implantes, sino al contrario, los hace estar especialmente indicados en la paliación de la hipoacusia neurosensorial.

BASES FUNCIONALES DE LOS IMPLANTES ACTIVOS DE OÍDO MEDIO

Hay dos vías a través de las cuales un sonido alcanza el oído interno: su conducción a través del hueso craneal (vía ósea) y su transmisión a través del conducto auditivo externo y de la cadena timpanoosicular (vía aérea). Esta última vía es más eficiente, gracias a la actuación de los mecanismos que amplifican la energía sonora desde el conducto auditivo externo hasta la entrada del oído interno, en la ventana oval, y se salvan así las diferencias de impedancia existentes entre el aire del oído externo y los líquidos que bañan el oído interno.

Los implantes activos de oído medio basan su funcionamiento en la aplicación directa de la energía mecánica que generan a las estructuras vibrátiles de la vía aérea de un oído, en este caso representadas por el tímpano y los huesecillos de la cadena osicular (fig. 1). De esta forma la energía se transmite más eficientemente y con menor distorsión. Virtualmente no se producen fenómenos de retroalimentación acústica, aunque la actuación

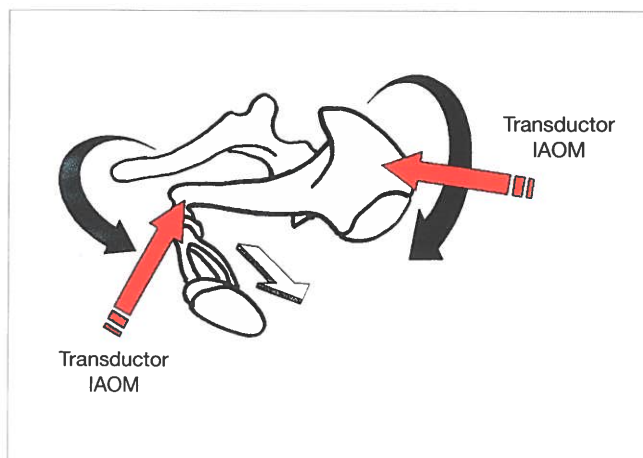


Figura 1. Las flechas negras y la blanca representan la vibración que imprimen los implantes activos de oído medio al acoplarse directamente a los huesecillos, en diferentes lugares de la cadena osicular, tal y como indican las flechas rojas.

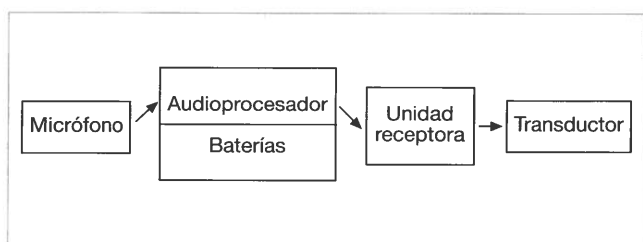


Figura 2. Esquema general de un implante activo de oído medio.

de la membrana timpánica produce la transmisión de una mínima cantidad de energía sonora al conducto auditivo externo. Esta señal es tan baja que no es suficiente para generar un *feedback* acústico. En definitiva, este mecanismo de actuación de un implante activo de oído medio permite ampliar los movimientos de la cadena osicular, dentro de unos márgenes de seguridad bien determinados por Goode (3-5), con lo que se alcanza así un acceso más directo al oído interno y evita los fenómenos de distorsión, que se producen, en mayor o menor medida, por la estimulación acústica aplicada en el conducto auditivo externo después de la amplificación generada en el caso de los audífonos convencionales.

La ganancia producida por un dispositivo auditivo viene definida por la diferencia existente entre la intensidad de entrada y la de salida de la señal procesada. La mayor parte de estos sistemas implantables no pueden generar intensidades de salida superiores a 115 dB SPL, en la región de frecuencias conversacionales, lo que permite cubrir el tratamiento de hipoacusias de grado medio o grave. El rango de frecuencias sobre el que actúan es amplio; está comprendido entre los 400 Hz y los 10.000 Hz, si bien la máxima eficacia se alcanza en la zona conversacional.

CLASIFICACIÓN DE LOS IMPLANTES ACTIVOS DE OÍDO MEDIO

Las primeras investigaciones acerca de la estimulación osicular, siguiendo el concepto empleado por los implantes activos de oído medio, fueron realizadas por Wilska en 1935 (6). Sus experimentos con partículas de hierro emplazadas en la membrana timpánica, que estimuló con una bobina electromagnética, demostraron que los sujetos estudiados podían percibir sonidos puros de diferente tonalidad. A finales de los años cincuenta, Rutschmann (7) también consiguió estimular de forma satisfactoria la cadena de huesecillos mediante la introducción de imanes de 10 mg en el umbus, y provocó su vibración mediante la aplicación de un campo magnético modulado por una bobina electromagnética. El departamento de ingeniería electrónica de la Universidad de Pittsburg publicó un artículo en 1967 en el que describía el diseño de un audífono implantable. En este artículo se debatía la adaptación de tecnología empleada por los marcapasos a los audífonos implantables. Estos trabajos desembocaron en la aplicación de la primera patente de un audífono implantable, si bien no se llegó a fabricar el modelo descrito (8). Los primeros diseños comerciales aparecieron en el mercado hacia los años setenta (9-11), y han servido de base para el desarrollo de las actuales prótesis implantables.

De manera esquemática un implante activo de oído medio consta de un micrófono, un audioprocador, una batería, una unidad receptora (estos tres últimos componentes en los sistemas totalmente implantables reciben el nombre de módulo principal) y un transductor (fig. 2).

Tres son los tipos de transductores utilizados en los implantes activos de oído medio. Cada uno de ellos tiene ventajas y desventajas, en aspectos relacionados con el tratamiento de la energía, la eficacia, la frecuencia de respuesta y la fiabilidad del sistema. Los transductores pueden clasificarse en tres grupos: piezoeléctricos, electromagnéticos y electromecánicos. En la tabla 1 se muestra esta clasificación y se encuadran en ella los dispositivos comercializados en la actualidad o en los pasados años (12-20), que serán objeto de un estudio más extenso en los capítulos posteriores.

Los implantes piezoeléctricos utilizan las propiedades de los materiales piezoeléctricos. Cuando se deja pasar una corriente eléctrica a través de ellos, resulta una deformación de la materia, la cual genera un movimiento que al aplicarlo sobre la cadena osicular es capaz de estimular el oído interno (fig. 3). Los implantes piezoeléctricos son de dos tipos, monomorfos y bimorfos. Los monomorfos utilizan la contracción y expansión directamente para provocar un desplazamiento, mientras que los bimorfos utilizan dos piezas

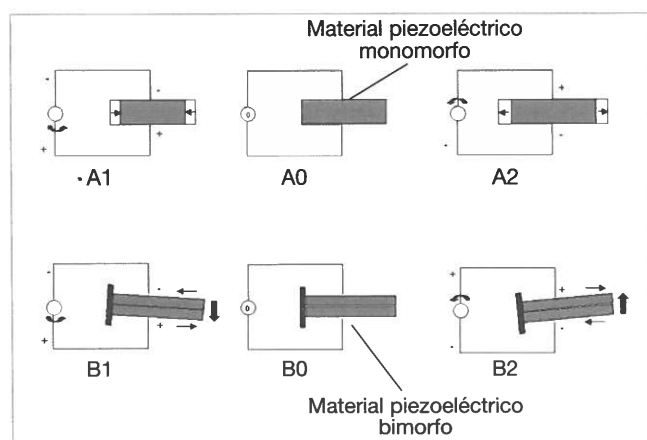


Figura 3. Representación del funcionamiento de un transductor piezoeléctrico monomorfo (A) y bimorfo (B). En las figuras A observamos que cuando se aplica un voltaje el material se contrae (A1) o se expande (A2), dependiendo de su polaridad. En las figuras B se observa cómo dos piezas piezoeléctricas de distinta polaridad se curvan hacia arriba (B1) o hacia abajo (B2) cuando se aplica un voltaje.

de materiales piezoeléctricos puestas una junto a la otra con los polos opuestos, lo que provoca la unión de la estructura.

En la transducción electromagnética se utiliza un imán, generalmente de tierras raras (por ejemplo samario cobalto), y una bobina inductora. El imán se aproxima a la cadena osicular, a la membrana timpánica o bien al oído interno (en la ventana redonda). Se genera un campo magnético fluctuante cuando la bobina se activa a partir de una señal, que corresponde a una entrada acústica que recoge inicialmente el micrófono. Este campo magnético provoca la vibración del imán (fig. 4), que, al estar acoplado directamente a la cadena timpanoosicular, pone en movimiento los fluidos cocleares. Ya que la fuerza que se genera es inversamente proporcional al cuadrado de la distancia entre la bobina y el imán (por

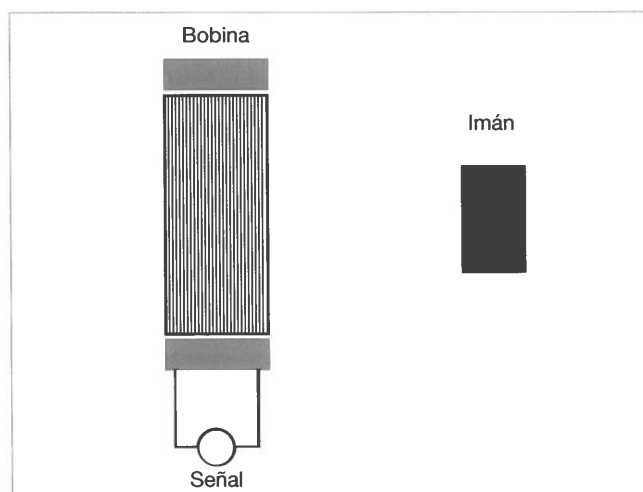


Figura 4. Representación esquemática de un transductor electromagnético. Las variaciones del campo magnético en la bobina generadas por una señal interactúan con el campo magnético estático del imán. De esta interacción se deriva un movimiento en el imán.

ejemplo, al doblar la distancia entre el imán y la bobina se produce una salida de un cuarto de fuerza), es evidente que estos dos componentes deben mantenerse lo más próximos el uno al otro, para así conseguir un sistema más eficiente.

La transducción electromecánica es una variación de la electromagnética. Dado que la anatomía puede forzar variaciones relevantes en la distancia que separa el imán y la bobina, lo cual generaría fluctuaciones en la ganancia y en la respuesta tonal, en la transducción electromecánica la bobina y el imán se localizan en estrecha relación espacial y geométrica, precisamente para evitar este problema. La energía mecánica producida por este tipo de implantes se transmite por una conexión directa del transductor electromecánico a la cadena osicular (fig. 5).

Tabla 1. Clasificación de los transductores

Transductor	Investigadores	Compañía	Implantación
Piezoeléctrico	Yanagihara (16)	Rion	Parcial
Piezoeléctrico	Welling & Barnes (19)	St. Croix Medical	Total
Piezoeléctrico	Zenner (20)	IMPLEX	Total
Electromagnético	Kartush & Tos (13)	Smith Nephew Richards	Parcial
Electromagnético	Perkins (18)	Resound	Parcial
Electromagnético	Maniglia (14)	Wilson Greatbach	Parcial
Electromagnético	Hough (12)		Parcial
Electromecánico	Ball (17)	Symphonix	Parcial
Electromecánico	Frederickson (15)	Otologics	Parcial

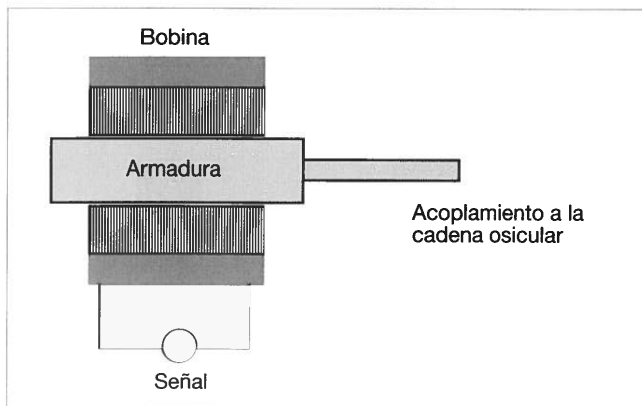


Figura 5. Representación esquemática de un transductor electromecánico, el cual transmite directamente un estímulo a la cadena osicular.

BIBLIOGRAFÍA

1. Wegel RL, Lane CE. The auditory masking of one pure tone by another and its probable relation to the dynamics of the inner ear. *Phys Rev* 1924; 23: 266.
2. Sokalowski S. Recruitment phenomenon by means of aural harmonics. *Bull Int Acad Cracovie Ci Med* 1951; 21.
3. Goode RL, Ball G, Nashihara S. Measurement of umbo vibration in human subjects-method and possible clinical applications. *Am J Otol* 1993; 14: 247-251.
4. Goode RL, Killion M, Nashihara S et al. New knowledge about the function of the human middle ear: development of an improved analog model. *Am J Otol* 1994; 15: 145-154.
5. Goode RL, Ball G, Nishihara S, Nakamura K. Laser Doppler Vibrometer (LDV). A new tool for the otologist. *Am J Otol* 1996; 17: 813-822.
6. Wilska A. Ein methode zur bestimmung der horsch wellenamplituden des trommelfells bei verscheiden frequenzen. *Skandinavisches Archives of Physiology* 1935; 72: 161-165.
7. Rutschmann RM. Magnetic audition: Auditory stimulation by means of alternating magnetic fields acting on a permanent magnet fixed to the eardrum. *IRE Transactions Med Electron* 1959; 6: 22-23.
8. Goode RL. An implantable hearing aid. State of the art. *Transactions of the American Academy of Ophthalmology and Otolaryngology* 1970; 74: 128-139.
9. Fredrickson JM, Tomlinson DR, Davis ER, Odkuist LM. Evaluation of an electromagnetic implantable hearing aid. *Canadian Journal of otolaryngology* 1973; 2: 53-62.
10. Goode RL, Rosenbaum ML, Maniglia AJ. The history and development of the implantable hearing aid. *Otolaryngol Clinics of North America* 1995; 28: 1-16.
11. Nunley JA, Agnew J, Smith GL. A new design for an implantable hearing aid. *ISA Transaction* 1976; 15: 242-245.
12. Baker RS, Wood MW, Hough JVD. The implantable hearing device for sensorineural hearing impairment: the Hough Ear Institute experience. *Otolaryngol Clin N Am* 1995; 28: 147-153.
13. Kartush JM, Tos M. Electromagnetic ossicular augmentation device. *Otolaryngol Clin N Am* 1995; 28: 155-172.
14. Maniglia AJ, Ko WH, Rosenbaum M. A contactless electromagnetic implantable middle ear device for sensorineural hearing loss. *ENT Journal* 1994; 73: 78-161.
15. Frederickson JM, Cotichia JM, Khosla S. Ongoing investigations into an implantable electromagnetic hearing aid for moderate to severe sensorineural hearing loss. *Otolaryngol Clin N Am* 1995; 28: 107-120.
16. Yanagihara N, Gyo K, Hinohira Y. Partially implantable hearing aid using piezoelectric ceramic ossicular vibrator. Results of the implant operation and assessment of the hearing afforded by the device. *Otolaryngol Clin N Am* 1995; 28: 85-97.
17. Gan RZ, Wood MW, Ball GR, Dietz TG, Dormer KJ. Implantable hearing device performance measured by laser Doppler interferometry. *Ear Nose Throat Journal* 1997; 76: 297-299.
18. Perkins R. Earlens tympanic contact transducer: A new method of sound transduction to the human ear. *Archives of Otolaryngology Head and Neck Surgery* 1996; 114: 720-728.
19. Welling DB, Barnes DE. Acoustic stimulation of the semicircular canals. *Otolaryngol North Am* 1995; 28: 207-209.
20. Zenner HP, Leysieffer H, Maassen M, Lehner R, Lenarz T, Baumann J et al. Human studies of a piezoelectric transducer and a microphone for a totally implantable electronic hearing device. *Am J Otol* 2000; 21: 196-204.

CAPÍTULO

C1.2

Sistemas piezoeléctricos: descripción de sistemas, indicaciones, cirugía, resultados y complicaciones

A. Ramos Macías, C. Cenjor Español y J. Algaba Guimerá

INTRODUCCIÓN

El principio fundamental del origen de los sistemas de transductores piezoeléctricos se basa en la propiedad de diversos materiales de tipo cerámicas, de cambiar su longitud y morfología al paso de una corriente eléctrica. La mayor ventaja que presentan estos sistemas es el hecho de conseguir amplitudes vibratorias suficiente con una pequeña necesidad energética (1).

Los sistemas piezoeléctricos se basan en las propiedades de algunos materiales que tienen la capacidad de deformarse cuando se les aplica un voltaje. Esta deformación constituye el estímulo mecánico para la cadena osicular. Existen dos tipos: *a)* los monomorfos, en el que el movimiento es de contracción y expansión, y *b)* los bimorfos, que utilizan dos fragmentos de material piezoeléctrico con polaridades diferentes y que producen un desplazamiento lateral ante un estímulo eléctrico.

El primer sistema piezoeléctrico, sistema semiimplantable, se desarrolló en 1983 en Japón por Suzuki y Yanagihara (2). Desde entonces se han sucedido una serie de sistemas que describiremos posteriormente, pero que no han conseguido su incorporación en el mercado, en unos casos por falta de aprobación y en otros por suspensión de la manufacturación del producto. De aquí que su uso sea muy limitado, además de que deben considerarse todavía bajo un estricto control dentro de estudios claramente protocolizados.

Aunque existen muchos sistemas y modificaciones, en la actualidad no se comercializan en Europa ni en América. En este capítulo sólo haremos referencia a aquellos dispositivos en los que existe experiencia con humanos.

SISTEMA DE SUZUKI-YANGIHARA

El primer dispositivo diseñado por estos autores en la Universidad de Ehime y Teikyo en Japón, denominado P-MEI, estaba basado en un sistema semiimplantable que utiliza un vibrador osicular de cerámica piezoeléctrica (fig. 1). El implante constaba de una unidad externa al que incorporaban el micrófono, el amplificador y las bobinas de inducción, y una parte interna que incorpo-

raba la bobina de inducción secundaria y el sistema de vibración osicular de cerámica. Este sistema es irreversible, puesto que para el acoplamiento en la cadena osicular es necesaria su desarticulación. En algunas ocasiones era necesario la extirpación de la pared posterior del conducto. En 1995 se presenta un estudio de largo tiempo de control con este sistema, en los que se encuentran ganancias preferentemente de frecuencias agudas, entre 10 y 40 dB, pero no existen suficientes estudios posteriores que permitan evaluar la eficacia del sistema y sus complicaciones a largo plazo.

A finales de la década de los ochenta, el mismo equipo comienza con un sistema totalmente implantable al que denominan T-MEI. Este sistema incorporaba un amplificador de ganancia, y se asociaba al sistema una batería recargable de Niquel-Cadmio. La parte interna implantable exigía la extirpación de parte de la cadena, y se realizaba su acoplamiento en el estribo. Este sistema totalmente implantable ha presentado muchos problemas y falta de control de las partes externas, por lo que no se han puesto en marcha estudios en humanos.

SISTEMA ENVOY (ST CROIX)

Este implante actualmente en fase 2 y estudio controlado en diversos centros en EE.UU. presenta un doble sistema; una parte sensora que se acopla al martillo y un sistema de estimulación que se acopla en el estribo. Este sistema también fija y altera la cadena osicular. Las dos partes del sistema (sensor-estimulador) son piezoeléctricos, de tal forma que las vibraciones acústicas se captan a través del sensor acoplado al martillo, y se transforma en estímulo en la región del estribo.

El sistema desarrollado por St Croix tiene un dispositivo semiimplantable, y en fase de desarrollo un sistema totalmente implantable.

SISTEMA TICA

El sistema TICA hace referencia a sus siglas en inglés, Totally Integrated Cochlear Amplifier, que desarrollaron Zenner et al. (3). Es el único de los sistemas

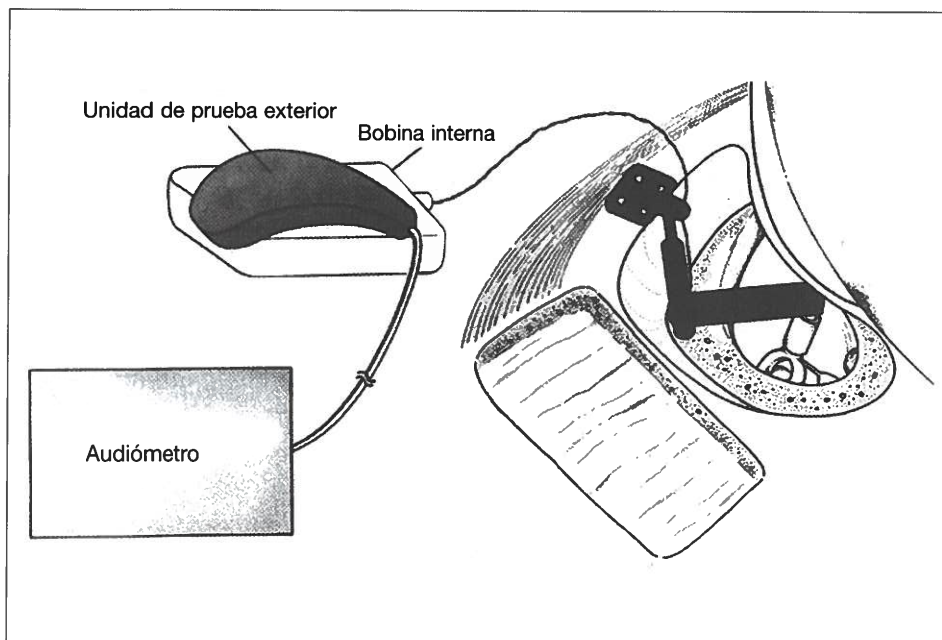


Figura 1. Dispositivo semiimplantable piezoeléctrico de Suzuki-Yan-gihara.



Figura 2. Componentes del sistema totalmente implantable TICA.

piezoeléctricos y totalmente implantable que obtuvo la aprobación por la CEE para su uso en humanos (fig. 2). En la actualidad su empresa distribuidora ha suspendido su distribución y el sistema ha desaparecido del mercado.

El TICA constaba de tres elementos realizados en titanio: micrófono, sistema principal y transductor. El micrófono era una de las partes más desarrolladas, y se situaba entre la piel y la porción ósea de la pared posterior del conducto auditivo externo (CAE). El transductor piezoeléctrico se colocaba en un sistema de placas ajustado en la mastoide, y a través de la cual se dirigía una varilla de acoplamiento del estimulador hacia el yunque.

El primer sistema fabricado dirigía la varilla de acoplamiento o estimulador hacia el cuerpo del yunque, y tras realizar una pequeña concavidad con un láser de alta energía se ajustaba el estimulador (4).

Inicialmente hubo problemas a corto plazo en el área de estimulación, por lo que se modificó el sistema, y se acopló un clip de titanio en la rama larga del yunque con un control a través de la timpanotomía posterior. En casos especiales se diseñaron sistemas que directamente se situaban en la ventana oval o en la supraestructura del estribo.

El espectro audiológico que abarcaba el sistema TICA cubría pérdidas neurosensoriales graves y profundas, especialmente en frecuencias agudas por encima de 1,5 Hz, y con discriminación verbal por encima del 50% (5).

El sistema TICA permitía la carga del implante (no olvidemos que al ser un sistema totalmente implantado, la batería iba incorporada al sistema receptor/estimulador) a través de un cargador que se ajustaba directamente a la red eléctrica, o bien a través de otras pilas que se incorporaban al propio cargador.

Las limitaciones del sistema vienen dadas en primer lugar por las características anatómicas del paciente, ya que al ser un sistema voluminoso, pacientes con mastoides muy estrechas, senos sigmoides muy procidentes, etc., no podían implantarse. En segundo lugar, el sistema presentó problemas con el estimulador inicial colocado en el cuerpo del yunque, y se producían desacoplamientos en las fases iniciales de su uso. Otro problema parecía ser la colocación del micrófono en la pared posterior del CAE, en relación con una posible migración epidérmica y colesteatomas secundarios.

Los resultados de este sistema en humanos fueron satisfactorios, pero el TICA dejó de estar en el mercado a finales de 2002.

OTROS SISTEMAS PIEZOELÉCTRICOS

Sistema de Welling (6)

Este sistema se basa en la colocación del vibrador piezoeléctrico sobre una pequeña ventana en el canal semicircular lateral. Si bien no altera la cadena osicular, esta maniobra puede dañar el oído interno. En la actualidad no se ha pasado de los estudios en animales.

Sistema de Dumon (7)

En este caso se sitúa el vibrador acoplado en la cabeza del estribo sin alterar la integridad de la cadena. Este sistema también se encuentra en fase de experimentación animal.

BIBLIOGRAFÍA

1. Algaba J, Rodríguez J, Zenner HP, Goiburu M. Prótesis implantables en el oído medio. In Suárez C, ed. Libro del año Otorrinolaringología. Madrid: Ed. Saned, 2000; p. 35-67.
2. Suzuki H, Kadera K, Yanagihara N. Evaluation of middle ear implant: A six month observation in cats. *Acta Otolaryngol (Stockh)* 1983; 95: 646-650.
3. Zenner HP, Maassen MM, Lehner RL, Baumann JW, Leysieffer H. Ein implantierbares Hörgerät für Innenohrschwerhörige. *Kurzzeitimplantation von Mikrophon und Wandler. HNO* 1997; 45: 872-880.
4. Zenner HP, Leysieffer H. Total implantation of the Implex TICA hearing amplifier implant for high frequency sensorineural hearing loss: the Tübingen University experience. *Otolaryngol Clin North Am* 2001; 34(2): 417-446.
5. Zenner HP. TICA totally implantable system for treatment of high-frequency sensorineural hearing loss. *Ear Nose Throat J* 2000; 79(10): 770-772, 774, 777.
6. Welling D, Barnes D, Padgett W. Auditory stimulation of the inner ear via the semicircular canals (abstr 9). *International Symposium on electronic implants in otology*. Orlando, FL; Nov 1993.
7. Dumon T, Zennaro O, Aran J. Piezoelectric middle ear implant: experimental results (abstr 35). *International Symposium on electronic implants in otology*. Orlando, FL, Nov 1993.

CAPÍTULO

C1.3

Sistemas electromagnéticos: descripción de sistemas, indicaciones, cirugía, resultados y complicaciones

L. García-Ibáñez Cisneros y A. Ramos Macías

INTRODUCCIÓN

En 1996 se cifraron en 28 millones los americanos con hipoacusia lo suficientemente importante como para presentar problemas de comunicación (American Speech-Language-Hearing Association, 1996) (1). De esta cifra, aproximadamente cuatro millones presentaban hipoacusia moderada aguda con una mala adaptación protésica. Se considera según la literatura que un 15% de las hipoacusias moderadas graves, bien por el efecto *feedback*, por la distorsión o por efectos de oclusión, intoleran las prótesis de conducción aérea. Para este tipo de pacientes se han desarrollado las prótesis implantables de oído medio, que pretenden dar soluciones reales a este numeroso colectivo (2).

ANTECEDENTES HISTÓRICOS

Los primeros antecedentes se remontan a 1935, cuando Wilska (3) depositó sobre la membrana timpánica partículas metálicas que sometió posteriormente a un campo electromagnético, y sugirió por primera vez la alternativa mecánica a la estimulación acústica aérea en el tratamiento de la hipoacusia. En 1959 Rutschmann (4) estimuló la cadena osicular aplicando una sustancia electromagnética sobre el umbo del martillo, y sometió posteriormente el sistema a un campo electromagnético. En 1967 se publicó un estudio de la Universidad de Pittsburg (Department of Electrical Engineering), en el que se describía el diseño de un implante de oído basado en la tecnología del marcapasos cardíaco (5). Sin embargo, no es hasta los años setenta cuando se consiguen desarrollar los primeros sistemas: Fredrickson en 1973 (6), Nunley et al en 1976 (7), Goode et al en 1995 (8).

MECANISMO DE FUNCIONAMIENTO

Existen tres tipos de transductores: piezoeléctricos, electromagnéticos y electromecánicos.

Los sistemas electromagnéticos, que se describirán en este capítulo, utilizan básicamente un imán y una bobina generadora de un campo magnético. El imán se incorpo-

ra a la cadena osicular, normalmente, a la membrana timpánica o ventana redonda y se desplaza ante al campo magnético generado por la bobina y que se activa ante un estímulo acústico. Ante un *input* acústico se genera un campo magnético de características fluctuantes y consigue el movimiento del imán situado en el oído medio. El movimiento del imán es inversamente proporcional a la distancia entre el imán y la bobina, por lo que en estos sistemas se deberán mantener siempre próximas las dos estructuras para el correcto funcionamiento.

Los sistemas electromecánicos son una variación de los electromagnéticos. En realidad unen la bobina y el imán para tener un mejor control de las fluctuaciones energéticas, y posteriormente transmiten la vibración a la cadena osicular mediante un sistema mecánico.

TIPOS

MET/Fredrickson/Otologics

En la Universidad de Washington (St. Louis, Missouri), Fredrickson et al han desarrollado el audífono implantable de oído medio denominado MET (Middle Ear Transducer). Es un sistema electromecánico probado inicialmente en monos (1995) con resultados satisfactorios (9). El sistema (fig. 1) consta de una porción externa que utiliza un sistema digital multicanal de procesamiento de la señal acústica, y que transforma dicha señal acústica en un estímulo electromagnético que se conecta con una porción interna que convertirá la señal electromagnética en mecánica, mediante un soporte apoyado en el yunque. Este sistema se soporta en un sistema de anclaje y posicionamiento complejo. En el primer estudio que se realizó con este sistema, que permitió la aprobación por la FDA americana en dos pacientes, se consiguió aumentar la discriminación verbal de un 35% a un 54% (9). En la actualidad este sistema tiene la aprobación en la CEE para su utilización en humanos.

Vibrant Soundbridge/Ball/Symphonix

Desarrollado en San José, California, es un sistema electromecánico en el que el imán que origina la vibración queda suspendido en el aire mediante un soporte



Figura 1. Sistema semiimplantable MET.

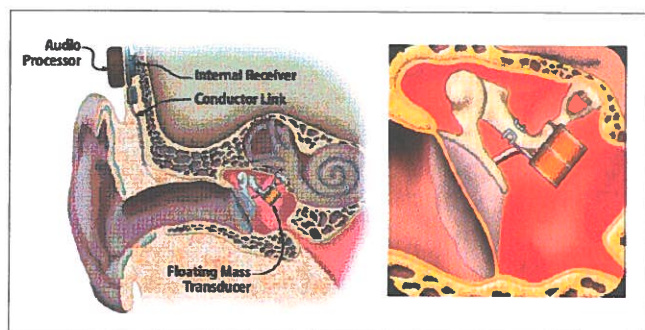


Figura 2. Sistema semiimplantable Vibrant Soundbridge.

mecánico de titanio que rodea la apófisis larga del yunque, y transmite la vibración a la cadena osicular (fig. 2). En la literatura se le denomina al sistema Floating Mass Transducer (FMT).

En la actualidad, a pesar de haber demostrado su eficacia clínica en más de 2.000 pacientes, y tener la aprobación tanto por la CEE como la FDA para su utilización en humanos, su comercialización se ha suspendido por problemas estrictamente de gestión económica.

Existen otros grupos que han trabajado con implantes electromagnéticos, pero con beneficios insuficientes o aún con pocos resultados en humanos.

Maniglia/Wilson Gretbatch Company

Desarrollado en Case Western Reserve University en Cleveland (10), es un sistema electromagnético consi-

derado como una mezcla entre el MET, por el sistema de soporte aunque sin un sistema mecánico final, y el Vibrant Soundbridge, dado que la bobina generadora del campo electromagnético está muy próxima al elemento magnético sensible adherido al yunque (fig. 3).

Spindel

El grupo de este autor en la Universidad de Virginia en Charlottesville ha realizado estudios aplicando directamente sobre la ventana redonda imanes sensibles a un campo magnético, originado en una bobina externa con el fin de estimular los fluidos cocleares. Son estudios preliminares en animales de experimentación (11).

Perkins/Resound Corporation

Proponen una idea en concepto original, utilizando un fino diafragma de silicona al que adhieren un imán y que fijan en la membrana timpánica mediante un aceite mineral que aplican en su superficie. La bobina generadora del campo electromagnético se sitúa en el conducto auditivo externo (12). La ganancia auditiva finalmente no fue tanta como la esperada, por lo que se abandonó su desarrollo.

Existen otras variantes mucho menos desarrolladas que no describimos, como la propuesta por Kartush-Tos y la compañía Smith Nephew Richards, en la que se utiliza una prótesis TORP o PORT como imán y se coloca la bobina en el conducto auditivo externo (13).

Toda esta variedad de tecnologías y conceptos funcionales revelan un campo amplio y novedoso de investigación. Hoy en día las dos prótesis implantables de oído medio con más relevancia y con aceptación internacional, como hemos comentado, son el MET (Otologics) y el Vibrant Soundbridge (Symphonix).

INDICACIONES

La indicación básica a recordar es la de hipoacusias moderadas-graves de tipo neurosensorial. En principio se considera inapropiado indicar estos dispositivos si el paciente se beneficia de una prótesis auditiva de estimulación acústica aérea, tanto por la tolerancia como por el resultado auditivo.

Cada grupo de estudio ha definido el grupo de pacientes ideales para realizar un implante de oído medio. Entre otros, destacan el grupo de Maniglia (14): hipoacusia neurosensorial simétrica moderada-grave, con oído medio y mastoides normales y con un nivel de reconocimiento en audiometría verbal $\geq$ al 60%. Fredrickson (15) lo aplica a pacientes con hipoacusia bilateral, moderada-grave y no fluctuante, con un oído medio normal y con umbral diferencial transmisivo menor o igual a 10 dB.

En general se consideran requisitos fundamentales para indicar estos dispositivos los siguientes:

1. Tener más de 18 años de edad.
2. Sordera bilateral neurosensorial, con umbrales de conducción aérea máximos o dentro de los límites establecidos.
3. El gap aéreo-óseo en las frecuencias de 500, 1.000, 2.000, y 4.000 Hz no debe ser superior a 10 dB, en dos o más de estas frecuencias.
4. Reconocimiento mínimo del habla de un 50% o mayor.
5. Funcionamiento y anatomía normal del oído medio.
6. Que no hayan cirugías previas en el oído medio, infecciones crónicas o alteraciones de oído interno.
7. Que no existe ninguna evidencia de que la pérdida auditiva es de origen retrococlear.
8. Insatisfacción comprobada con test auditivos del uso de la prótesis auditiva, al menos durante seis meses en el oído a implantar.
9. Expectativas realistas y ausencia de alteraciones vestibulares (16,17).

Respecto a los criterios audiométricos se representan en la figura 4.

VENTAJAS

Las ventajas de estos sistemas respecto a las prótesis de conducción aérea son básicamente: *a)* disminución de la impedancia con una mejor transmisión energética; *b)* disminución de las distorsiones y *feedback*, y *c)* mantenimiento del conducto auditivo externo libre (en la mayoría de los casos).

En condiciones normales el 99,9% de la energía sonora se refleja al pasar de un medio aéreo a uno líquido, como sería la interfase oído medio-interno. En un oído normal es suficiente para la audición y no generar problemas con el sonido reflejado. En un paciente portador de una prótesis en el conducto auditivo externo el sonido reflejado puede generar acoplamiento mal tolerados. En los implantes de oído medio existe una estimulación mecánica directamente sobre la cadena osicular; se consigue una transmisión mucho más eficaz en la interfase aire-líquido, con menos distorsión y con la mínima energía hacia el conducto externo, que queda disimulada por el ruido ambiente. Se elimina con los implantes de oído medio la incomodidad de tener el canal auditivo externo ocupado, y se evitan efectos de oclusión, ya que la transmisión ósea del sonido no se encuentra con un canal cerrado. Evidentemente el beneficio es mayor en los pacientes afectados de patología crónica en el conducto auditivo externo (CAE). Los implantes de oído medio no se recomiendan en pacientes con patología de oído medio.

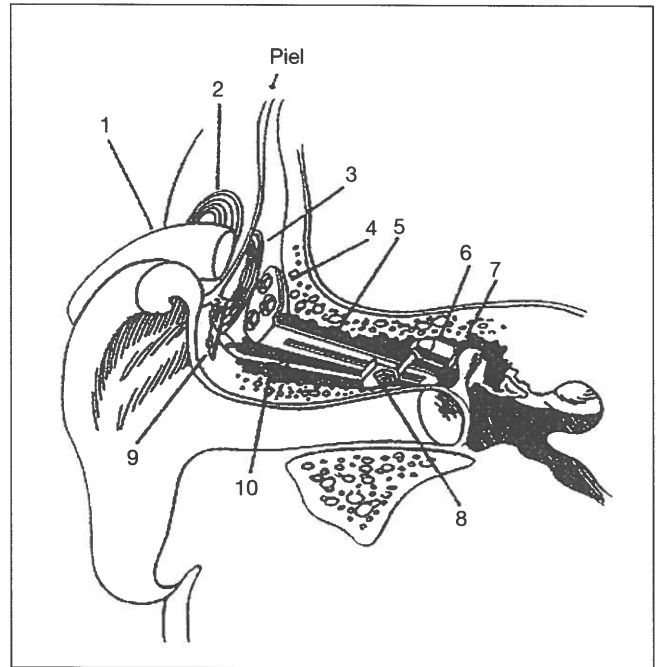


Figura 3. Sistema de estimulación diseñado por Maniglia.

DESVENTAJAS

1. Precisan de un procedimiento quirúrgico con anestesia general y con material indispensable y específico para cada tipo de implante.
2. Un error en el funcionamiento puede requerir nuevas cirugías.
3. Coste económico elevado.
4. Se deben evitar campos magnéticos externos para no interferir en el sistema. En un estudio reciente compararon el desplazamiento de prótesis electromagnético sensibles con otras no electromagnético sensibles colocadas en un hueso temporal, y posteriormente se sometieron a un campo electromagnético. Observaron un desplazamiento de las magnetosensibles sólo con campos fuertes de 4,5 Teslas de intensidad y no en 1,5 Teslas. (18).
5. La influencia sobre los elementos electromagnéticos de la telefonía móvil es un tema aún en estudio.

TÉCNICA QUIRÚRGICA

Nos referiremos a los dos sistemas que se utilizan en la clínica diaria.

Vibrant Soundbridge

El Vibrant Soundbridge tiene dos componentes: *a)* la prótesis osicular vibratoria, una bobina receptora, un procesador interno, un cable conductor y un imán flo-

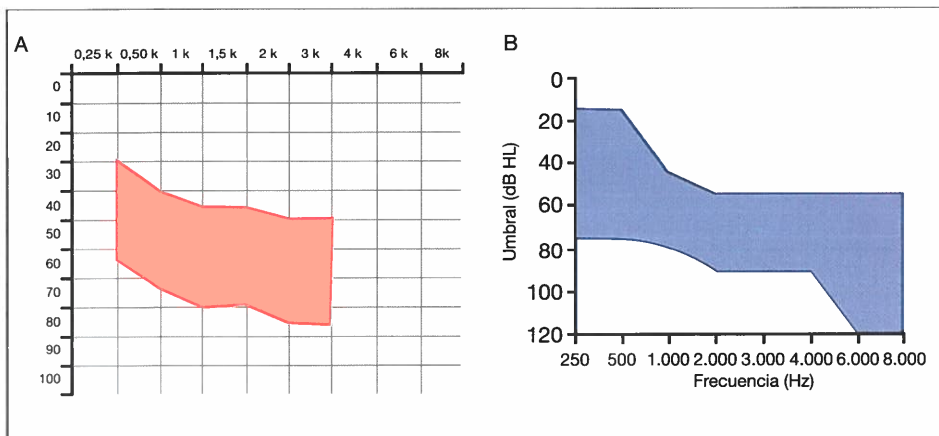


Figura 4. Criterios audiométricos. A) Vibrant Soundbridge. B) Otologics.

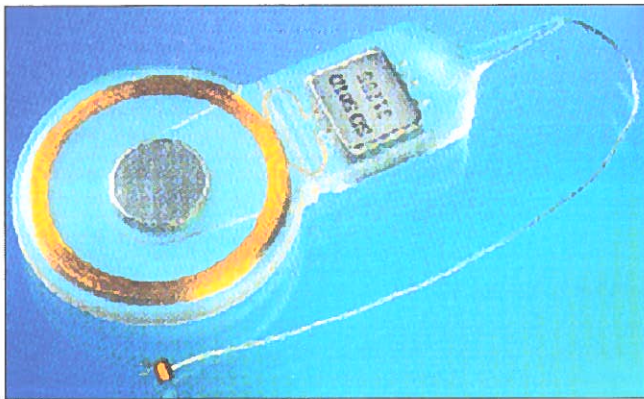


Figura 5. Implante de oído medio. Vibrant Soundbridge.

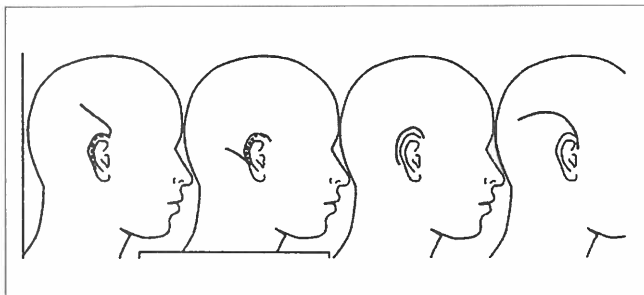


Figura 6. Tipos de incisiones cutáneas en la cirugía de los implantes de oído medio.



Figura 7. Timpanotomía posterior y colocación del sistema FMT en la rama del yunque.

tante sostenido en el yunque, y b) el audioprocesador, micrófono y un procesador de señal digital (fig. 5).

Se inicia la cirugía con las incisiones cutáneas similares a las de la cirugía del implante coclear (fig. 6). Se debe realizar una mastoidectomía, una timpanotomía posterior amplia y, a través de ella, se introducirá el imán flotante en el oído medio. El cable conductor a través del receso facial se unirá con el procesador interno (fig. 7), que estará colocado y sujeto en un lecho óseo previamente labrado con un molde de silicona en la zona temporal. El audioprocesador externo se coloca externamente al pabellón auricular, formando un ángulo de 45° con el mismo y sostenido mediante un imán con el procesador interno temporal situado en la parte subcutánea (fig. 8).

El punto crítico de la cirugía se corresponde con la colocación del imán responsable de la vibración de la cadena osicular, el transductor de masa flotante (Floating Mass Transducer), sostenido por una abrazadera de titanio a la rama larga del yunque. Para que funcione bien se debe colocar su eje de movimiento paralelo al eje de movimiento de la apófisis lenticular. Sobre este tema cabe destacar los estudios de Snik y Cor (19) sobre el efecto mecánico de colocar una estructura de 25 mg, 2 mm de longitud y 1,5 mm de diámetro suspendida de la cadena osicular. Se asumía por los estudios de Maniglia (20) en yunques de gatos que un peso de entre 20 y 30 mg suponía una pérdida media de 5 dB. Snik y Cor (19) no encontraron pérdidas auditivas significativas en cinco de seis pacientes, sólo uno tuvo una pérdida de 20 dB en frecuencias graves y agudas, que se atribuyeron a otras causas inherentes a la anatomía del paciente.

MET

El sistema de Otologics (fig. 9) presenta diferencias importantes respecto al sistema anterior. Respecto a la incisión, lo más importante es extender ésta anteriormente para tener un buen control de la cadena osicular.

Se deben tener presente las relaciones anatómicas, especialmente la posición de la cabeza del yunque, que se

corresponde con las “12 horas”, en una línea tangencial desde la pared anterior del CAE. La mastoidectomía se debe extender anteriormente hasta exponer la cabeza del yunque; la profundidad aproximada es de 20 mm y la amplitud de 10 mm (fig. 10). A partir de este momento se realiza la colocación de un complejo sistemas de soportes y guías para finalmente conseguir mediante láser de contacto (KTP o argón) un pequeño agujero en la cabeza del yunque. Durante la colocación de estos soportes se crean dos ventanas de trabajo, una de observación (6 mm de diámetro) y otra de colocación del transductor (8 mm de diámetro). Se conserva un puente óseo entre ambas de 6 mm. En el kit de montaje ya se incorporan las plantillas y las fresas circulares necesarias (fig. 11). Una vez realizado el agujero sobre la cabeza del yunque y tras retirar la guía láser, se prepara el lecho para el receptor en la mastoides utilizando un molde de silastic (fig. 12). El siguiente paso es colocar el transductor mediante un instrumento específico aprovechando los soportes previamente colocados. La aproximación hasta colocar el extremo del transductor en el agujero creado se realizará mediante un destornillador específico. Finalmente se une el transductor con el procesador, y se fija este último mediante unos puntos de sutura a la mastoides tras realizar dos pequeños puentes óseos en la misma.

RESULTADOS

Vibrant Soundbridge

Durante el ensayo en la fase III del estudio multicéntrico que se realizó en USA sobre 53 pacientes, no se producen cambios audiométricos en el 96% de los pacientes a los tres meses de la postactivación de la prótesis. Un 88% de pacientes refieren mejoría en la calidad de la audición de su propia voz; un 86% refieren más claridad de sonido, y en general un 94% de pacientes manifiestan su satisfacción global por la mejoría de la calidad del sonido que perciben. La discriminación aumenta en todas las frecuencias aproximadamente 10 dB. La mayoría de los pacientes incluidos en diversos ensayos clínicos, portadores en su mayoría de prótesis auditivas, presentan, sin mejorar los niveles audiométricos tonales pre y poscirugía, una mejoría funcional significativa estadísticamente, y presentan una calidad del sonido y del habla “más natural”, con una mejoría en la percepción de los sonidos agudos y sin problemas de *feedback*, oclusión u otitis externa.

Es un estudio multicéntrico europeo en los que se han realizado 63 implantes del sistema Soundbridge, en pacientes cuyas audiometrías oscilaban entre los 43-80 dB. Se ha obtenido una gran aceptabilidad por parte de los pacientes, sin embargo, el beneficio fue mínimo en otro subgrupo de pacientes. Estas diferencias se atribuyeron a la colocación subóptima del transductor en el yunque, considerándolo como el elemento condicionador del éxito o no de la cirugía (21-23).

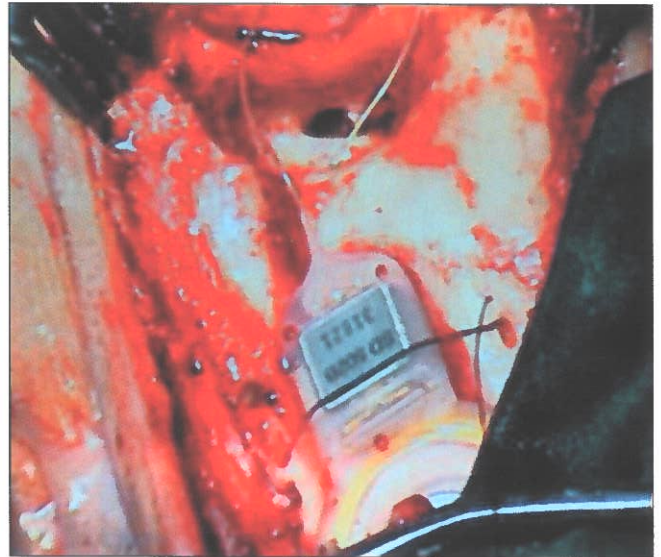


Figura 8. Fijación del sistema Vibrant Soundbridge.



Figura 9. Implante de oído medio Otologics-MET.

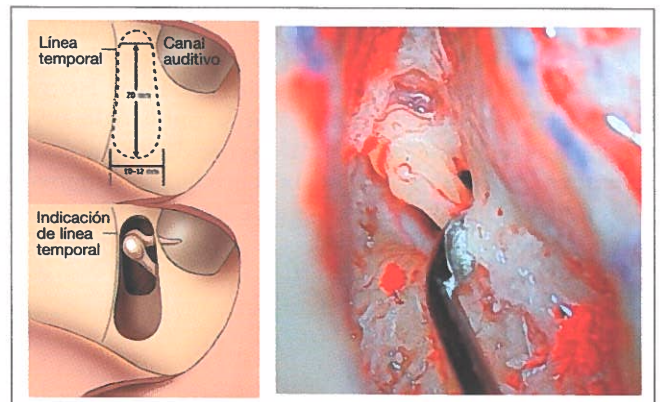


Figura 10. Ampliación de la aticotomía para la exposición del cuerpo del yunque.

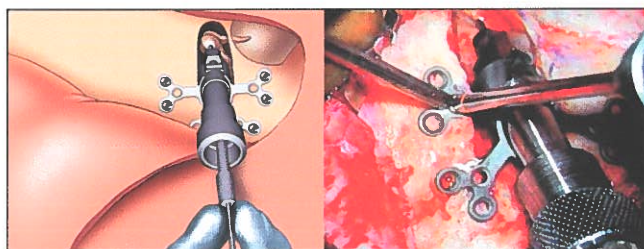


Figura 11. Sistema de anclaje del dispositivo MET.



Figura 12. Realización del agujero con láser KTP para colocar el estimulador del sistema Otológicos.

MET

Este tipo de prótesis implantable de oído medio está en la fase III del estudio y aún no existen resultados concluyentes sobre el mismo. Los estudios han sido aprobados por la Food and Drug Administration (FDA americana) y por la CE en julio de 2001, y valoran la calidad del sonido, la eliminación del *feedback* y la mejora en la discriminación verbal. En total unos 140 pacientes han sido implantados con este implante entre EE.UU. y Europa, y aún pendiente de resultados definitivos. Un 91% de pacientes refieren mejoría en la calidad de la audición de su propia voz, un 86% refieren más claridad de sonido y en general un 96% de pacientes manifiestan su satisfacción global por la mejoría de la calidad del sonido que perciben. En la mayoría de estudios realizados los resultados son similares. El MET utiliza para realizar el agujero en la cabeza del yunque un complejo sistema de soportes, y luego un disparo con láser. Esto se justifica en parte con el estudio que se publicó en 1993, en el que se defiende un menor riesgo de desarticulación, un aumento de precisión y menor reacción granulomatosa a intensidades de láser oscilantes entre 1,6-2 W respecto a la fresa convencional (24).

BIBLIOGRAFÍA

1. American Speech-Language Hearing Association. Communications facts: prevalence of hearing loss in the United States; 1996.
2. Miller DA, Fredrickson JM. Implantable Hearing Aids. Audiology-Treatment. En: Valente Hosford, ed. Thieme, 2000.
3. Wilska A. Ein methode zur bestimmung der horsch wellanplituden des trommelfells bei verscheiden frequenzen. Skandinavishes Arch Physiol 1935; 72: 161-165.
4. Rutschmann. Magnetic audition: Auditory stimulation by means of alternating magnetic fields acting on a permanent magnet fixed to the eardrum. IRE Transactions Med Electron 1959; 6: 22-23.
5. Goode RL. An implantable hearing aid. State of the art. Transact Am Acad Ophthalmol Otolaryngol 1970; 74(1): 128-139.
6. Fredrickson JM, Tomlinson DR, Davis ER, Odkuist LM. Evaluation of an electromagnetic implantable hearing aid. Can J Otolaryngol 1973; 2: 53-62.
7. Nunley JA, Agnew J, Smith GL. A new design for an implantable hearing aids. ISA Transaction 15(3): 242-245.
8. Goode RL, Rosenbaum ML, Maniglia AJ. The history and implantable hearing aids. Otolaryngol Clin North Am 1995; 28(1): 1-16.
9. Fredrickson JM, Cotichchia JM, Khosla S. Ongoing investigatios into an implantable electromagnetic hearing aid for moderate to severe sensorineural hearing loss. Otolaryngol Clin North Am 1995; 28(1): 107-120.
10. Maniglia AJ, Ko WH, Garverick SL, Abbass H, Kane M, Rosenbaum M et al. Semiimplantable middle ear electromagnetic hearing device for sensorineural hearing loss. Ear Nose Throat J 1997; 76(5): 333-341.
11. Spindel JH, Lambert PR, Ruth RA. The round window electromagnetic implantable hearingaid approach. Otolaryngol Clin North Am 28(1): 189-205.
12. Perkins R. Earlens tympanic contact transducer: A new mwthod of sound transduction to the human ear. Arch Otolaryngol-Head Neck Surg 1996; 114(6): 720-728.
13. Kartush JM, Tos M. Electromagnetic ossicular augmentation devicce. Otolaryngol Clin North Am 1995; 28(1): 155-172.
14. Maniglia AJ, Ko WH, Garverick SL, Abbass H, Kane M, Rosenbaum M, Murray G. Semiimplantable middle ear electromagnetic hearing device for sensorineural hearing loss. Ear Nose Throat J 1997; 76(5): 333-341.
15. Fredrickson JM, Cotichchia JM, Khosla S. Current status in the development of implantable middle ear hearing aids. Adv Otolarygol 1996; 10: 189-203.
16. Luetje C, Brackman D, Balkany T, Maw J, Baker S, Kelsall D et al. Phase III clinical results with the Vibrant Soundbridge implantable middle ear hearing device: A prospective controlled multicenter study. Otolaryngol-Head Neck Surg 2002; 126: 97-107.
17. Snik AF, Cremers CW. Vibrant semi-implantable hearing device with digital sound processing: effective gain and speech perception. Arch Otolaryngol Head Neck Surg 2001; 127(12): 1433.
18. Williams MD, Antonelli PJ, Williams LS, Moorhead JE. Middle ear prosthesis displacement in high-strength magnetic field. Otol Neurotol 2001; 22(2): 158-161.
19. Snik M, Cor WRJ, Cremers CW. The effect of the Floating Mass Transducer in the Middle Ear on Hearing Sensitivity. Am J Otol 2000; 21: 42-48.
20. Maniglia AJ, Ko WH, Rosenbaum M, Zhu WL, Werning J, Belser R et al. Contactless electromagnetic implantables middle ear device for sensorineural hearing loss. Ear Nose Throat J 1994; 73(2): 78-90.
21. Fraysse B, Lavieille JP, Schmerber S, Enee V, Truy E, Vincent C et al. A multicenter study of the Vibrant Soundbridge middle ear implant: early clinical results and experience. Otol Neurotol 2001; 22(6): 952-961.
22. Dazert S, Shehata-Dieler WE, Dieler R, Helms J. Vibrant Soundbridge middle ear implant for auditory rehabilitation in sensory hearing loss. I. Clinical aspects, indications and initial results. Laryngorhinootologie 2000; 79(8): 459-464.
23. Snik AF, Mylanus EA, Cremers CW, Dillier N, Fish U, Gnadeberg D et al. Multicenter audiometric results with the Vibrant Soundbridge, a semi-implantable hearing device for sensorineural hearing impairment. Otolaryngol Clin North Am 2001; 34(2): 373-388.
24. Cotichchia JM, Fredrickson JM, El Mofty S, Miller DA. Effect of KTP laser of endochondral bone on bone healing. Am J Otol 1993; 14(3).

CAPÍTULO

C1.4

Otros sistemas: descripción de sistemas, indicaciones, cirugía, resultados y complicaciones

A. Ramos Macías, L. García-Ibáñez Cisneros, J. Algaba Guimerá y J.M. Cuyás de Torres

INTRODUCCIÓN

Muchos pacientes con hipoacusia moderada grave presentan una mala adaptación protésica. Se considera que un 15% de las hipoacusias moderadas graves, bien por el efecto de retroacción, por la distorsión o por efectos de oclusión, no toleran las prótesis de conducción aérea. Muchos pacientes manifiestan dicho malestar con expresiones como: “me pitan los oídos”, “me duele al ponerme la prótesis”, “las voces me hacen eco”. En cualquier caso, estas sensaciones son motivo de abandono del audífono.

Con el fin de intentar solucionar estos problemas, se diseña un sistema de estimulación acústica mediante un dispositivo situado en el oído externo, denominado Retro-X (Auric). Este sistema permite mejorar la percepción del sonido al evitar el efecto de oclusión del audífono y, por tanto, la retroalimentación.

CARACTERÍSTICAS E INDICACIONES

El sistema (fig. 1) está compuesto por un conjunto de pequeños tubos que comunican la región retroauricular con la porción cartilaginosa del conducto auditivo externo (CAE), que permiten la estimulación desde el audífono, en la región retroauricular, de pequeño tamaño y estéticamente situado detrás del pabellón auricular, y que impiden casi totalmente su visión externa, hacia el CAE.

Este sistema permite no ocluir el CAE, y evita los efectos de retroalimentación, siendo estéticamente más aceptado por el paciente. El sistema precisa una cirugía sencilla con anestesia local y totalmente reversible.

El dispositivo de oído externo tiene una ganancia máxima (fig. 2) para las frecuencias situadas entre 2.000 y 6.000 Hz, de aquí que sea un dispositivo diseñado especialmente para hipoacusias con pérdidas fundamentalmente situadas en las frecuencias agudas (fig. 3).

Las contraindicaciones fundamentales son: hipoacusia fluctuante, conductos auditivos muy estrechos, enfermedades cutáneas de la zona, otorreas crónicas, necesidad de empleo de protectores acústicos y trabajos en ambientes muy contaminados.

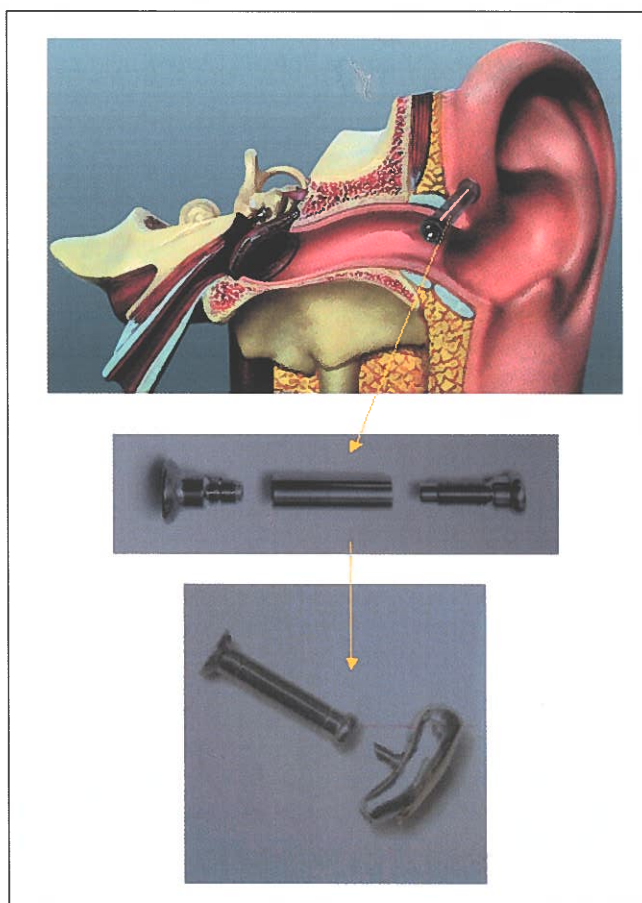


Figura 1. Sistema de estimulación acústica Retro-X (Auric).

Las ventajas de este sistema respecto a las prótesis de conducción aérea convencional son básicamente: *a)* permite una adecuada ganancia permitiendo mantener el CAE expedito; *b)* disminución de las distorsiones y fenómenos de retroalimentación, y *c)* mejoras estéticas del dispositivo, en relación con el audífono. Por todo ello se puede conseguir una mejora en la calidad de audición del paciente.

El sistema tiene cuatro partes fundamentales (fig. 4): las tres primeras mediante un sistema de “roscas”, que se colocan formando un tubo único. La primera de ellas

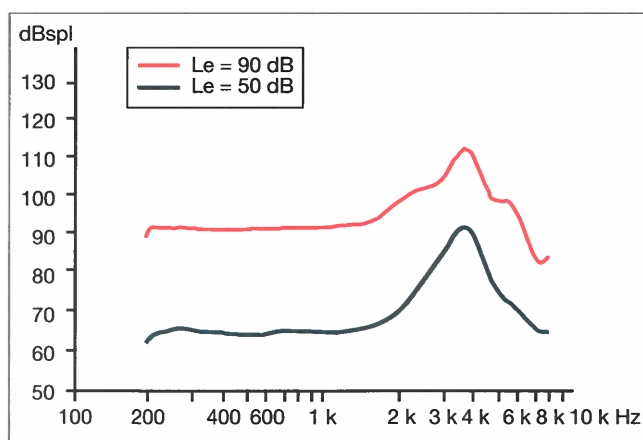


Figura 2. Ganancia del sistema Retro-X (Auric).

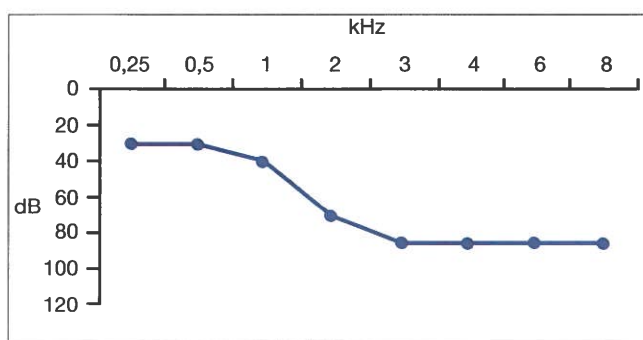


Figura 3. Criterios audiométricos máximos, utilizados en la implantación del sistema de estimulación de oído externo.

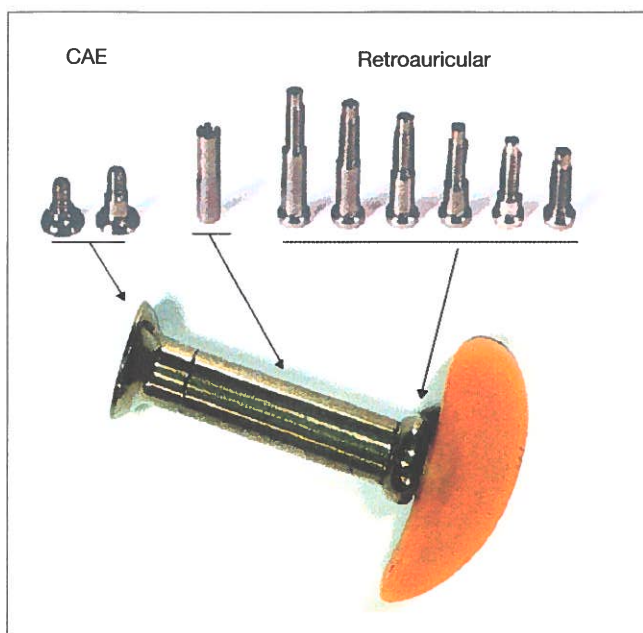


Figura 4. Partes del sistema Retro-X, en relación con su disposición entre el conducto auditivo externo (CAE) y la región retroauricular.

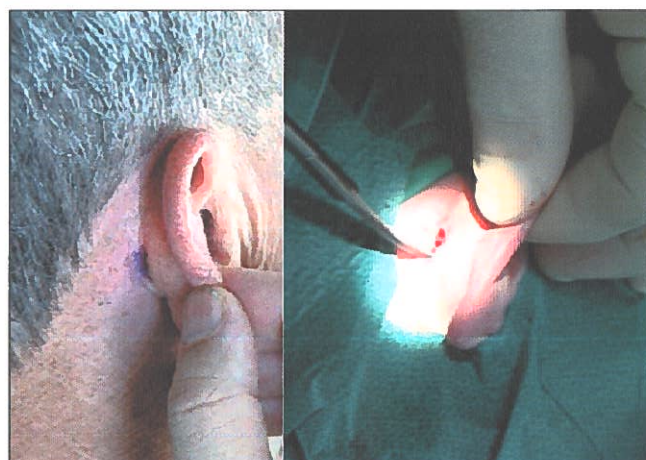


Figura 5. Incisión retroauricular.

se sitúa en la región retroauricular, donde se coloca el estimulador, y tiene diversos tamaños en relación con la anatomía de cada paciente. La segunda de ellas está formada por un tubo de titanio, que se encuentra en contacto con el tejido de la región retroauricular y del CAE. Por último, otra pieza se sitúa en la región cartilaginosa del CAE. La última parte es el sistema de estimulación o audífono, el cual se coloca entre las cuatro y las seis semanas de la colocación de la parte de titanio.

TÉCNICA QUIRÚRGICA

La colocación del sistema de tubos de titanio se coloca bajo anestesia local de la zona. Es importante en este punto realizar dicha anestesia tanto en la zona retroauricular como en el CAE, tanto en su pared posterior como anterior. Tras la realización de la incisión de unos 5 mm (fig. 5), se realiza mediante un *punch* la tunelización hasta la región posterior cartilaginosa del CAE, y se pone en contacto la región posterior (fig. 6). Este sistema de *punch* incorpora la pieza tubular central de titanio del sistema, por lo que en este mismo tiempo queda situada en su lugar.

Una vez completado el túnel se coloca la pieza situada hacia el CAE, mediante un sencillo sistema de rosca que lo fija al tubo de titanio (fig. 7).

Por último se coloca la pieza externa por el mismo sistema. Es importante tener en cuenta que ésta puede ser reemplazada posteriormente, en el momento de colocar el audífono. Por ello es importante colocar en este momento la pieza más larga posible, y evitar una posible lesión por decúbito al existir una inflamación excesiva en la zona entre la piel retroauricular y la pieza de titanio (fig. 8).

Hacia las seis semanas de la cirugía se observa una normalización de las estructuras y permite reposicionar la pieza externa, adaptando su longitud al espacio retroauricular en condiciones normales del paciente (fig. 9).

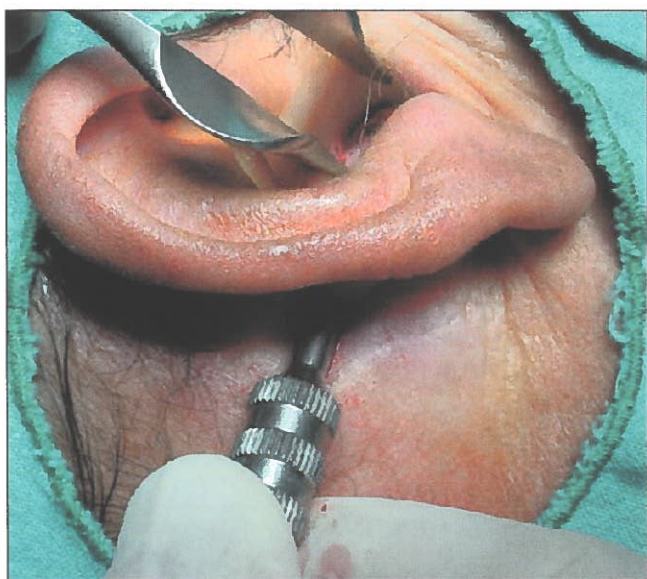


Figura 6. Realización del túnel hasta la región posterior del conducto auditivo externo.



Figura 8. Colocación de la pieza externa en la región retroauricular.

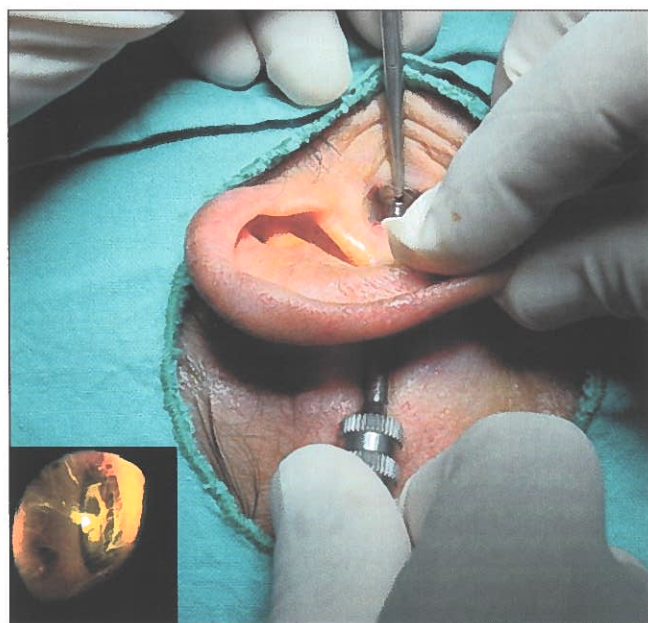


Figura 7. Colocación de la pieza interna en el conducto auditivo externo.

COMPLICACIONES

Aunque es una cirugía sencilla es necesario hacer algunas consideraciones. En primer lugar es muy importante la realización del procedimiento anestésico local en el CAE. Con ello evitamos las molestias ocasionadas durante la manipulación con las diversas partes del sistema. Por otro lado es frecuente la aparición de pequeños granulomas en la región de la incisión o del CAE, que deben controlarse con desinfectantes locales o corticoi-

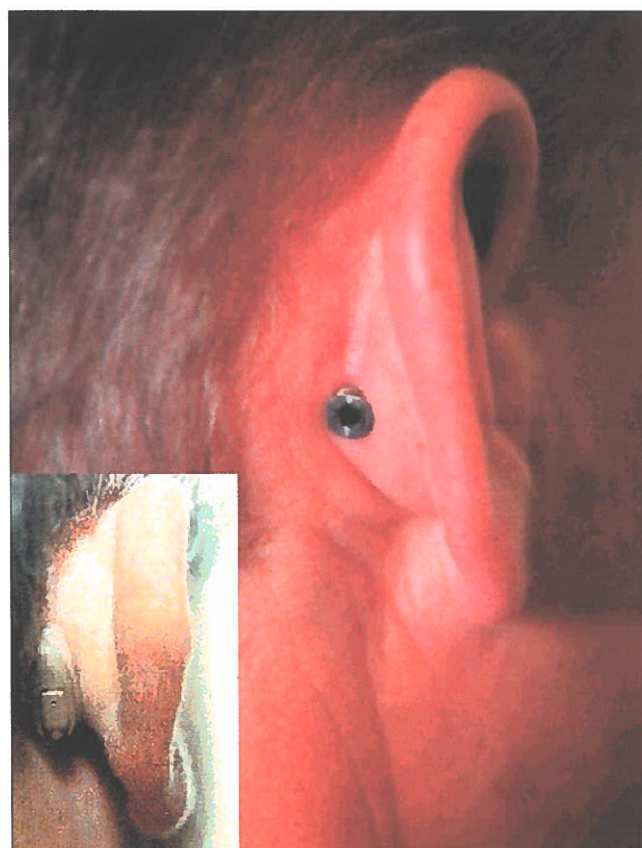


Figura 9. Resultado estético a las seis semanas de la cirugía.

des. Estos granulomas tienden a desaparecer tras unos días de tratamiento.

Otra de las posibles complicaciones son la reacción inflamatoria o infecciosa al contacto con el agua; aunque es muy infrecuente, puede ocurrir. Su tratamiento se rea-

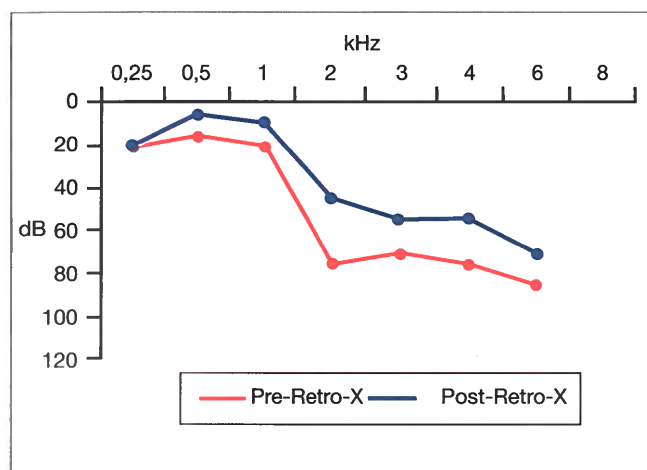


Figura 10. Ejemplo de resultado tras la implantación del sistema Retro-X. Audiometría tonal.

liza mediante la utilización de antibióticos y antiinflamatorios. No se han descrito alteraciones inflamatorias del cartílago del pabellón (pericodritis, etc.).

Al ser un procedimiento totalmente reversible, la retirada del sistema no produce ninguna lesión, y se observa una *restitutio ad integrum*.

RESULTADOS

Existen escasos resultados todavía con un seguimiento adecuado en el tiempo. En general, con este sistema se consigue una mejora en las frecuencias medias y agudas (fig. 10), de forma similar a la que se realiza por otro audífono convencional. Pero el grado de satisfacción del paciente es mayor, por un lado por el efecto estético, y en segundo lugar por la calidad del sonido.

BIBLIOGRAFÍA GENERAL

- American Speech-Language Hearing Association. Communications facts: prevalence of hearing loss in the United States; 1996.
- Miller DA, Fredrickson JM. Implantable Hearing Aids. Audiology Treatment. Ed. Valente Hosford. Thieme Medical Publishers, 2000.

PARTE C2

Implantes cocleares

CAPÍTULO

C2.1

Definición, clasificación y funcionamiento de un implante coclear

M.J. Manrique Rodríguez y F. Portillo Corado

FUNDAMENTOS DEL SISTEMA

Estructura básica de un implante coclear

El principio de esta metodología reposa en la transformación de sonidos y ruidos ambientales en energía eléctrica, capaz de actuar sobre las aferencias del nervio coclear y determinar así una sensación auditiva.

En esencia, un implante coclear (fig. 1) consta de un micrófono (A) que se ubica en una carcasa, similar a la de un audífono, que permanece colgada de la oreja en la región retroauricular o a veces se sitúa en el mismo transmisor. Las señales recogidas se transmiten a un procesador (B), el cual puede estar incorporado a la misma carcasa del micrófono (procesador retroauricular) o bien ser un elemento aparte conectado por un cable (procesador corporal). Junto a este procesador se sitúa un compartimento que alberga las baterías (B) que proporcionan energía al sistema. El procesador tiene la misión de codificar las señales y enviarlas a un transmisor o bobina (C), localizado en la superficie de la piel en la región temporo-parietal, que se mantiene en dicha posición por la atracción magnética generada entre dos imanes, uno ubicado en el mismo transmisor y otro en el receptor-estimulador. El transmisor emite señales por radiofrecuencia modulada que atraviesan la piel, que recogen una antena (D) y un receptor-estimulador (D), ya colocados, mediante cirugía sobre la superficie del hueso craneal, por debajo de la piel en la región retroauricular. Este último elemento descodifica el mensaje, enviándolo a cada uno de los electrodos (E) emplazados, generalmente dentro de la cóclea para así estimular el nervio coclear.

Clasificación de los implantes cocleares

Existen diferentes tipos de implantes cocleares, que se pueden clasificar en función a tres criterios: a) ubicación de los electrodos (intra o extracocleares); b) número de canales de estimulación (mono o multicanales), y c) forma de tratar la señal sonora (estrategias de codificación basadas en la extracción o no de los formantes del sonido y de la voz humana).

Ubicación de los electrodos

La posición de la guía portadora de los electrodos del implante coclear respecto a la cóclea es el argumento que

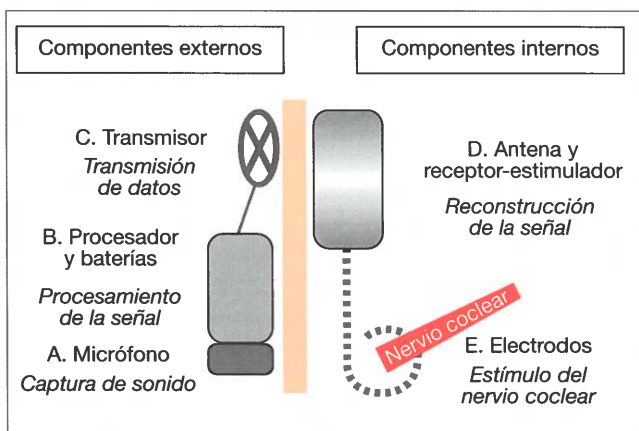


Figura 1. Esquema de un implante coclear.

da fundamento a este criterio de clasificación. Hablamos de implantes extracocleares cuando los electrodos se sitúan fuera de la cóclea, en la pared interna de la caja timpánica, sobre la región promontorial, o bien en el nicho de la ventana redonda. Los implantes intracocleares son aquellos en los que los electrodos quedan insertados en cualquiera de las rampas cocleares, si bien en una primera elección se busca ubicarlos en la escala timpánica. Dentro de esta posición, los implantes cocleares pueden clasificarse en perimodiolares o estándar, dependiendo si los electrodos quedan en la proximidad de la región modiolar de la cóclea o en una ubicación más lateral de la escala.

Hoy en día los implantes cocleares extracocleares han caído en desuso, dados los problemas que planteaban y los mejores resultados que se recogen con la estimulación intracoclear.

Número de canales

Dependiendo de la cantidad de canales disponibles para la estimulación, hablaremos de implantes monocanales si sólo existe un único canal con un electrodo, o multicanales si hay dos o más canales conectados a sus respectivos electrodos. En los actuales implantes cocleares multicanales el número de canales oscila entre 12 y 22.

Por otra parte, también ha quedado bien demostrado que la estimulación multicanal-intracoclear produce una

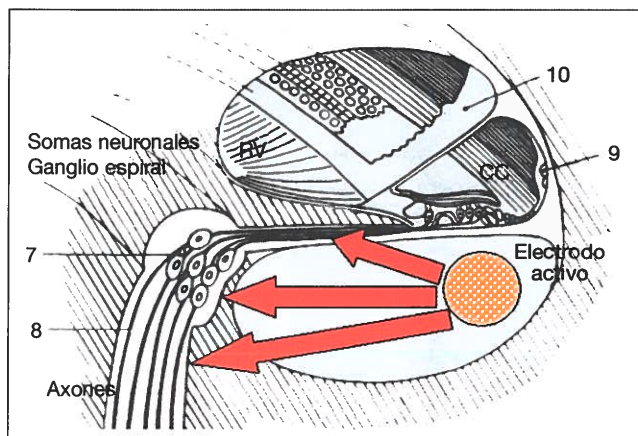


Figura 2. Estructuras estimuladas con un implante coclear.

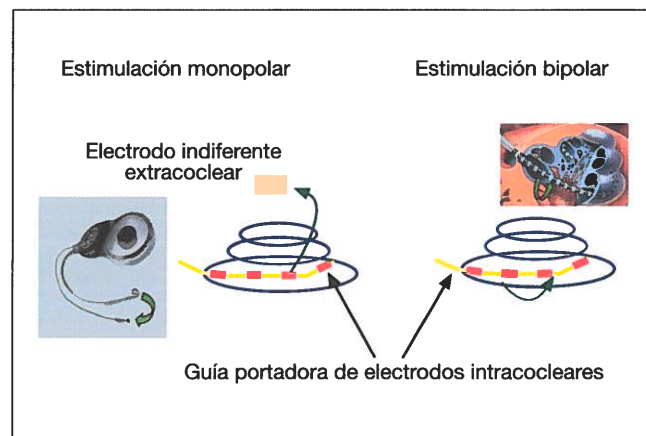


Figura 3. Modos de estimulación con un implante coclear.

superior capacidad de comprensión de la palabra hablada que la monocal (1-3), debido en gran medida, como se verá más adelante, por la posibilidad de aprovechar en la estimulación la tonotopía de la cóclea.

Tratamiento de la señal sonora

Las estrategias de codificación empleadas en el tratamiento de la señal sonora han sufrido en los últimos años importantes avances que han llevado parejos, por lo general, unos resultados clínicos más satisfactorios. También se han introducido implantes cocleares en los que es posible seleccionar, de entre varias, la estrategia de codificación más conveniente para cada paciente, lo cual confiere a estos sistemas una versatilidad que contribuye a mejorar sus resultados. Son dos las grandes familias en estrategias de codificación. Una primera, basada en la extracción de formantes de la voz humana (por ejemplo, F0-F2, F0-F1-F2, MPEAK, SPEAK, etc.), que selecciona aquella información más relevante para el reconocimiento de la palabra hablada. La otra, envía a los electrodos toda la información sonora comprendida en un amplio rango de frecuencias (como CA, CIS, SAS, etc.), sin realzar la información espectral de la voz humana. Asimismo, existen estrategias mixtas (por ejemplo, ACE), que incorporan principios en su funcionamiento pertenecientes a las dos familias citadas. Estas estrategias de codificación se describen más adelante en este capítulo.

Modelos especiales de implantes cocleares

La existencia de hipoacusias asociadas a la presencia de malformaciones cocleares o a la aparición de fenómenos obliterantes de las escalas cocleares, relacionados con una otosclerosis, traumatismos del hueso temporal, otitis medias crónicas y meningitis, ha hecho que se diseñen y desarrollen modelos especiales de implantes cocleares

que se adapten a las peculiaridades anatómicas de la cóclea en cada caso. Por lo general, estos cambios afectan al diseño de las guías portadoras de electrodos, de manera que se han introducido modificaciones en su longitud con variaciones en la localización y la distancia entre electrodos. También se han llevado a cabo bifurcaciones de las guías portadoras de electrodos para su uso en cócleas osificadas.

¿Qué y cómo se estimula con un implante coclear?

Los electrodos de un implante coclear estimulan eléctricamente, en forma de pulsos, el nervio coclear (fig. 2). Esta estructura nerviosa está compuesta por unas 5.000 neuronas de tipo bipolar, con una porción dendrítica que hace sinapsis en la base de las células ciliadas del órgano de Corti, un soma que forma parte del ganglio espiral y unos axones que discurren por el modiollo de la cóclea, el conducto auditivo interno y el ángulo pontocerebeloso, hasta hacer sinapsis en el complejo de los núcleos cocleares, ya en el tronco del encéfalo. Cualquiera de estas partes que conforman las neuronas del nervio coclear puede ser estimulada por los electrodos del implante. Sabemos, por estudios histológicos llevados a cabo en el House Ear Institute (4), que en ausencia de dendritas es posible alcanzar una estimulación satisfactoria de la vía auditiva, por lo que basta generar un potencial de acción en el soma o en los axones del nervio coclear para registrar una percepción sonora en un individuo. Aunque para ello es suficiente con al menos 3.000 neuronas supervivientes en el nervio coclear, según se desprende del trabajo citado, la obtención de unos resultados clínicos óptimos está relacionada, entre otros factores, con una buena preservación de las neuronas cocleares.

Una manera eficaz de estimular las fibras del nervio auditivo, con buena selectividad, consiste en aplicar una estimulación bipolar. En esta modalidad, la fuente de

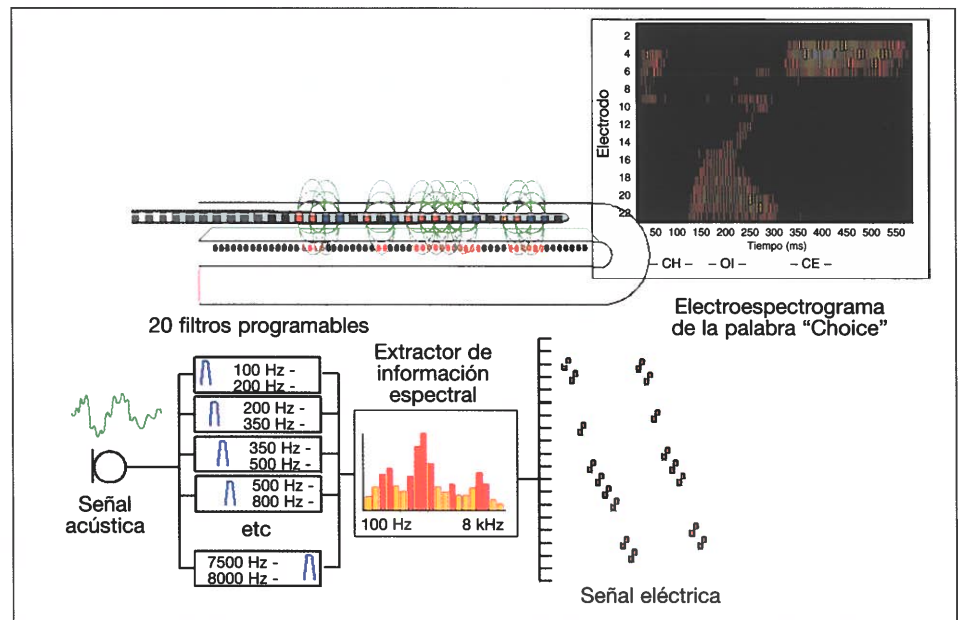


Figura 4. Estrategia de codificación SPEAK.

corriente (electrodos activos) y la referencia (electrodos de referencia), integradas por los propios electrodos insertados dentro de la cóclea, se localizan cerca la una de la otra. En la estimulación monopolar, la referencia es un contacto grande situado fuera de la cóclea que actúa como electrodo indiferente para todas las fuentes de corriente, representadas por los electrodos activos insertados dentro de la cóclea (fig. 3).

Los electrodos bipolares, colocados a lo largo de la rampa timpánica, orientados en ángulo recto con respecto a los ejes radiales del ganglio espiral, pueden activar selectivamente las fibras nerviosas más próximas. En este sentido, experimentos llevados a cabo con implantes cocleares en animales (5) y en humanos (6) han demostrado que los electrodos bipolares producen una activación más selectiva y consiguen rangos dinámicos más amplios que los que se obtienen con configuraciones monopolares (7).

ESTRATEGIAS DE CODIFICACIÓN

Como se ha señalado en este capítulo, las estrategias de estimulación pueden encuadrarse en dos grandes grupos según basen su actuación en la extracción o no de los formantes de la palabra hablada. A continuación, se exponen con más detalle aquellas estrategias empleadas con más frecuencia en la práctica clínica diaria.

Estrategia Spectral-Peak

Las estrategias de codificación basadas en la extracción de los rasgos principales de la palabra, como es el

caso de la estrategia Spectral-Peak (SPEAK) (fig. 4), tienen como objetivo asegurar la exacta transmisión de los formantes seleccionados que representen de manera más clara el mensaje hablado, eliminando otro tipo de informaciones que podrían enmascarar o distorsionar los rasgos seleccionados. En la estrategia SPEAK (8) la señal de entrada se envía a un banco de 20 filtros (en lugar de 16 en el SMSP), cuyas frecuencias centrales tienen un rango que va de 250 Hz a 10 kHz. El procesamiento SPEAK continuamente estima la salida de los 20 filtros y selecciona aquellas de mayor amplitud. La cantidad de máximas seleccionadas varía de 5 a 10, dependiendo de la composición espectral de la señal de entrada, con una cantidad promedio de seis máximas (fig. 4). Los pulsos se liberan en una secuencia no simultánea, para evitar fenómenos de superposición de estímulos, sobre aquellos 6 o 10 electrodos que representen tonotópicamente la señal. Los electrodos seleccionados se estimulan a una tasa que varía entre 180 y 300 Hz, dependiendo de: a) la cantidad de máximas seleccionadas, y b) los parámetros individuales del paciente. Para una banda espectral ancha se seleccionan más máximas y la tasa de estimulación desciende. Para espectros de contenido más limitado, se seleccionan pocas máximas y la tasa de estimulación aumenta para dar mayor información temporal. La estrategia SPEAK aporta mayor información que cualquiera de las estrategias previamente desarrolladas para el implante Nucleus, como son las basadas en la extracción de los formantes F0-F2, F0-F1-F2 y la MPEAK, al usar hasta 20 filtros para un rango de frecuencias más amplio y estimular hasta 10 electrodos en un ciclo, con un promedio de seis.

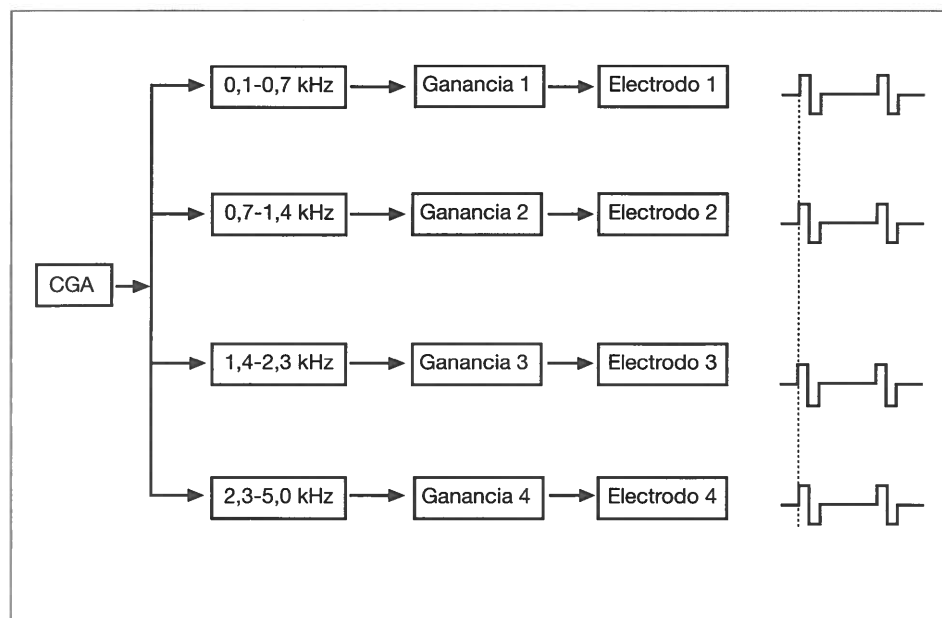


Figura 5. Estrategia de codificación CA.

Estrategia analógica-comprimida

En la estrategia Compressed Analog (CA) (fig. 5) las señales que envía el micrófono, que representan un amplio rango dinámico, se comprimen a un rango dinámico más estrecho empleando un control automático de ganancia. El producto de esta primera etapa se filtra entonces en varias bandas de frecuencia, tantas como canales de estimulación disponga el implante. Las ondas filtradas pasan a través de controles de ganancia ajustables y se envían directamente a los electrodos situados en la cóclea. Las señales se envían simultáneamente en forma analógica a estos electrodos que operan en configuración monopolar. Los inconvenientes de este método de presentación de la información son que sus partes sustanciales pueden no ser percibidas por los pacientes implantados, y que la simultánea presentación de los estímulos puede producir interacciones entre los canales generando la suma de los campos eléctricos de cada electrodo. De esta forma, la respuesta neural al estímulo de un electrodo puede distorsionarse significativamente mediante un estímulo coincidente de otros electrodos.

Estrategia basada en el muestreo secuencial continuo

Fueron los investigadores del Research Triangle Institute (RTI) los que desarrollaron la estrategia basada en el muestreo secuencial continuo (CIS) (9). Trataron de resolver la interacción de los electrodos usando pulsos sucesivos, no simultáneos. Se envían a los electrodos trenes de pulsos bifásicos de manera no simultánea, de for-

ma que solamente se estimula un electrodo en un momento dado del tiempo (fig. 6). Las amplitudes de los pulsos se obtienen extrayendo las envolventes de las ondas una vez que han pasado por los filtros pasabanda. Primero la señal se preenfatisa y se pasa a través de un banco de filtros. Las envolventes de las ondas filtradas se extraen entonces por una rectificación de onda completa y un filtrado pasabajos (típicamente con 200 o 400 Hz como frecuencias de corte). Las salidas de las envolventes finalmente se comprimen y luego se utilizan para modular pulsos bifásicos. Se usa una función de compresión no lineal, por ejemplo logarítmica, para asegurarse que las salidas de las envolventes están dentro del rango dinámico eléctrico del paciente. Se envían a los electrodos trenes de pulsos bifásicos con amplitudes proporcionales a las envolventes a una tasa constante, de manera que no haya superposiciones.

Se ha hallado que la velocidad en que se estimulan los electrodos repercute, en el caso de esta estrategia, de manera importante en el reconocimiento del habla. Una alta velocidad de pulsos de estimulación conduce a mejores resultados que una baja tasa de estimulación.

Se llevaron a cabo varios estudios (9-11) en el RTI y en otras instituciones; se compararon las diferencias en los resultados alcanzados entre la estrategia CA generada por Ineraid de Symbion y la CIS probada en laboratorio. El promedio de las puntuaciones que se obtuvieron con el procesador CIS, implementadas en el laboratorio, fue significativamente mayor que el que se obtuvo con la estrategia CA.

Hay una serie de parámetros, asociados con la estrategia CIS, que pueden variarse para optimizar el reconocimiento del habla para cada paciente. Estos parámetros

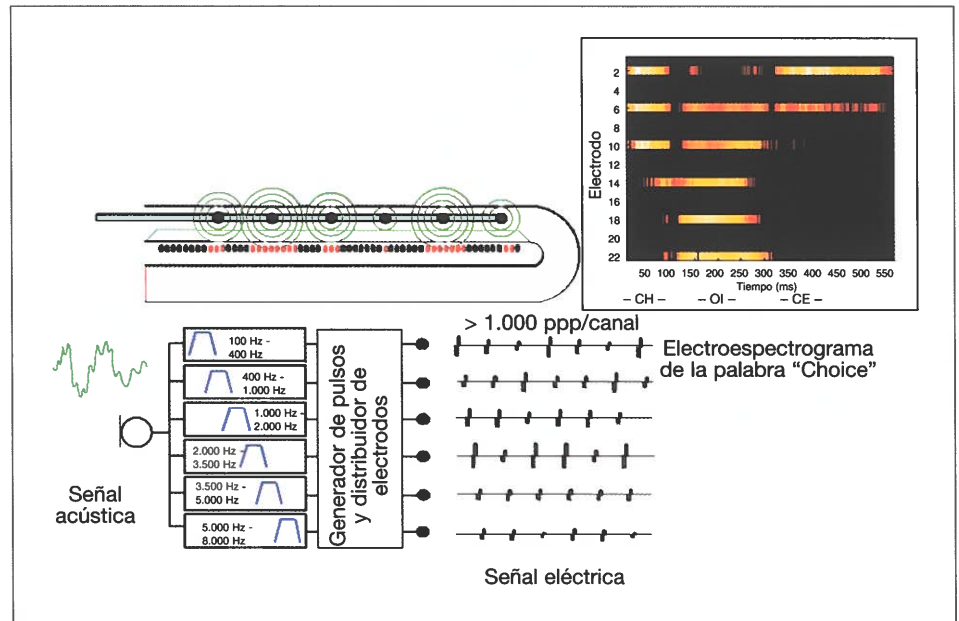


Figura 6. Estrategia de codificación CIS.

incluyen la introducción de variaciones en la velocidad y duración de los pulsos.

Algunos pacientes obtienen máximos resultados en el reconocimiento de consonantes, con una tasa de estimulación de 833 pulsos/s (pps) a cada electrodo y una duración de 33 μ s/fase. Se han utilizado tasas muy bajas de 100 pps y otras muy altas de 2.500 pps. La tasa "óptima" varía de un paciente a otro en lo que respecta a la discriminación del habla. Wilson et al (12) informaron que algunos pacientes obtenían pequeños pero significativos aumentos en los resultados, a medida que aumentaba la tasa de pulsos de 833 pps a 1.365 pps, y de 1.365 pps a 2.525 pps, usando pulsos de 33 μ s/fase. Así, se podría esperar que los mejores resultados se obtendrían con tasas muy altas, dado que estas pueden representar mejor las finas variaciones temporales. Sin embargo, esto no es verdad para todos los pacientes, o por lo menos no es así en estos rangos de tasas de pulsos sometidos a prueba.

La compresión de las salidas de las envolventes es un proceso esencial dentro de la estrategia CIS y consiste en la transformación de las amplitudes acústicas en amplitudes eléctricas. Esta transformación es necesaria, dado que el rango de las amplitudes acústicas del habla es considerablemente mayor que el rango dinámico del paciente hipoacústico implantado. El rango dinámico se define aquí como el área, en amplitudes eléctricas, comprendida entre el umbral (nivel apenas audible) y el nivel confortable de estimulación. En el ámbito conversacional, la amplitud acústica del habla tiene un rango aproximado de 50 dB. En los implantados, el rango dinámico varía entre 5 y 10 dB. Por este motivo, el procesador CIS comprime las amplitudes acústicas, utilizando una función de compresión no lineal, para ubicarlas en el rango dinámi-

co eléctrico del paciente. La función logarítmica se usa comúnmente para realizar esta compresión, al equiparar más adecuadamente los volúmenes de las amplitudes acústicas y las eléctricas.

Estrategia analógica simultánea

La estimulación analógica simultánea (SAS) puede usarse con ondas pulsátiles o analógicas, tanto como en el procesamiento activo y simultáneo, y ocurre en todos los canales al mismo tiempo (fig. 7). El procesamiento totalmente simultáneo da como resultado la más alta velocidad de salida y la mayor resolución temporal de todos los esquemas de procesamiento. Para obtener independencia de los canales y reducir la interacción, SAS requiere un diseño de electrodos y un modo de estimulación que producen una estimulación altamente focalizada sobre las aferencias del nervio coclear y una mínima difusión de corriente, como ocurre en aquellos implantes cocleares con guías de electrodos perimodiolares, tal ha sido el caso del modelo Clarion HFII. SAS intenta reproducir las propiedades naturales y el procesamiento fisiológico normal del sonido. Dado que la tasa de estimulación ocurre a excepcionalmente altas velocidades (91.000 muestras/s), las SAS son ricas en información temporal detallada, pero son fácilmente confundidas por las interacciones del campo eléctrico o difusión de corriente, cuando todos los electrodos se activados al mismo tiempo. Por lo tanto, la SAS depende de su electrodo para lograr la proximidad modiolar y estimulación focalizada, con el acoplamiento bipolar ampliado, que permite suficiente crecimiento de volumen y al mismo tiempo mantiene la selectividad de los

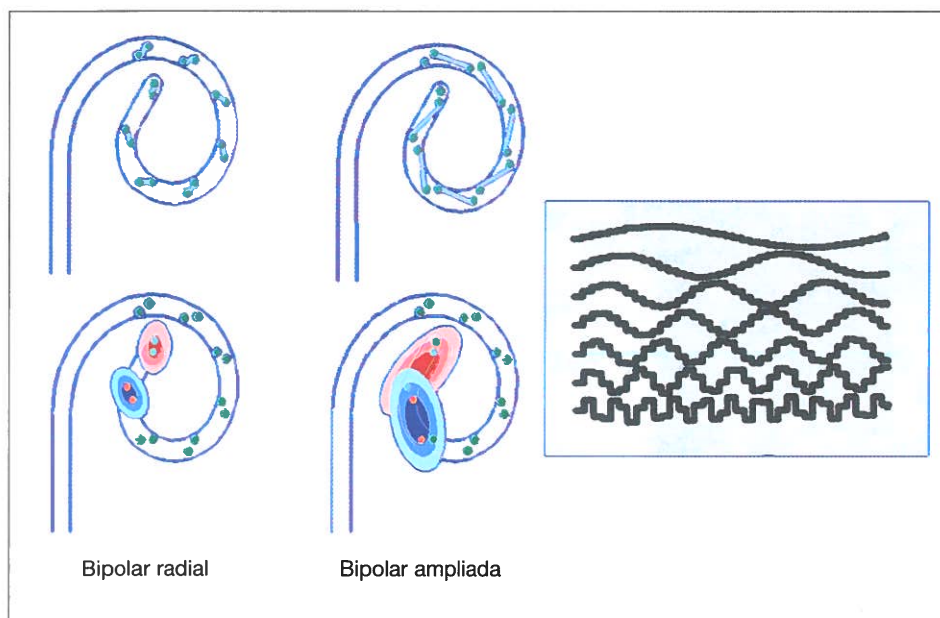


Figura 7. Estrategia de codificación SAS.

canales. Los resultados de los estudios llevados a cabo (13,14) para comparar las estrategias SAS y CIS mostraron que los sujetos que seleccionaron SAS como su estrategia preferida tuvieron mejores resultados en percepción auditiva, en general, que los pacientes que escogieron CIS.

Estrategia advanced combination encoders

La estrategia denominada *advanced combination encoders* (ACE) combina elementos de las estrategias SPEAK y CIS. Esta estrategia, implementada en el sistema Nucleus 24, hace posible que el sonido se divida en un máximo de 22 bandas de frecuencia. ACE selecciona de 6 a 20 de estas bandas de frecuencia que contengan más información para distribuir las secuencialmente en 22 electrodos seleccionados. Asimismo, ACE varía la tasa de estimulación de electrodos a cierto número menor de 20 electrodos, para alcanzar una tasa de repetición de hasta 14.400 pulsos por segundo (fig. 8).

ACE permite al clínico optimizar la cantidad de información espectral transmitida por lugar de codificación y la información temporal por frecuencia de codificación. La llave de esta estrategia es que permite al audiólogo o programador seleccionar tres parámetros: a) Cuáles de los 22 electrodos se estimularán; b) Cómo se estimularán los canales, si todos ellos de una forma dinámica o como un subconjunto establecido, y c) La tasa o frecuencia de estimulación.

Esta posibilidad de trabajar sobre cada uno de estos parámetros otorga una mayor flexibilidad al sistema, lo cual facilita la creación de una programación adaptada a las necesidades de cada individuo.

BIOSEGURIDAD DE LOS IMPLANTES COCLEARES

Los estudios llevados a cabo para examinar la biocompatibilidad de la implantación coclear y la estimulación eléctrica de la vía auditiva en animales de experimentación han demostrado que se trata de una técnica segura, no inductora de respuestas adversas.

Los materiales empleados provocan mínimas respuestas inflamatorias y la implantación *per se* no genera una pérdida de la población celular del ganglio espiral, a menos que la técnica quirúrgica provoque una fractura de la lámina espiral, desgarre la membrana basilar o se desarrolle una infección (4,15). Los parámetros de estimulación eléctrica que se han empleado en sistemas como el Nucleus han demostrado ser seguros, tanto para frecuencias bajas como altas de estimulación (16). Más aún, dichos parámetros fueron no solamente seguros en sujetos adultos sino también en animales jóvenes de experimentación. En los animales de corta edad, aún en etapas de crecimiento, la implantación no indujo un anormal desarrollo del cráneo (17). Por otra parte, el crecimiento de éste no motivó una movilización de los electrodos ubicados en la cóclea, siempre y cuando la fijación del cable guía se efectuara en el lugar apropiado (18).

En el caso de una reimplantación, no se identificaron problemas cuando se trató de reemplazar implantes cocleares con electrodos que no sobresalían del cable guía y la flexibilidad de éste era alta (19,20).

Por último, la incidencia de laberintitis en relación con los cuadros de otitis medias no fue mayor que en el oído no implantado, y se pudo reducir su frecuencia sellando la cocleostomía con un injerto de fascia y emple-

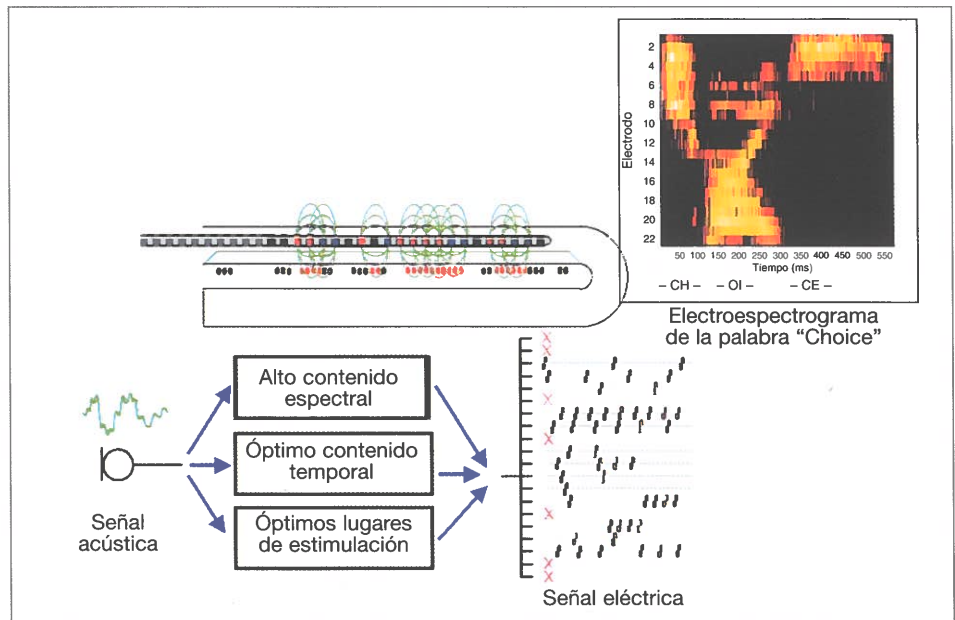


Figura 8. Estrategia de codificación ACE.

ando guías portadoras de electrodos únicas, sin otros elementos añadidos por separado, como es el caso de los posicionadores (21).

Actualmente, después de una experiencia que supera los 60.000 implantes cocleares en el mundo, ha quedado demostrada la eficacia y seguridad de esta técnica, que goza de la autorización de los organismos sanitarios de los países más avanzados.

Precauciones y cuidados

Los implantes cocleares son sistemas electrónicos hechos por el hombre que tratan, como hemos visto, de sustituir un sentido humano complejo, y por ello conllevarán limitaciones inherentes. Así, es conveniente tener en cuenta las siguientes consideraciones:

Precauciones

1. En el caso de que una persona implantada deba someterse a una intervención quirúrgica, en ésta se deberá evitar emplear instrumentos electroquirúrgicos monopoles en la región de la cabeza y del cuello. Se podrán utilizar instrumentos electroquirúrgicos bipolares, guardando una distancia de 10 cm respecto a los electrodos extracocleares del implante.
2. Nunca se aplicará diatermia o neuroestimulación sobre la región donde está situado un implante coclear.
3. La terapia electroconvulsiva o el uso de radioterapia sobre la región donde está localizado un implante coclear queda contraindicado.
4. Todos los implantes cocleares poseen imanes que sirven para mantener en posición el transmisor. Existen implan-

tes cocleares en los que dicho imán puede retirarse antes de realizar una resonancia magnética nuclear. En caso contrario, esta exploración no podrá ser llevada a cabo, y tendrá que sustituirse, si se estima oportuno, por otro tipo de exploración radiológica. No obstante, es recomendable contar siempre con el consejo del especialista que haya llevado a cabo la implantación.

5. Un fuerte traumatismo craneal directamente dirigido sobre la zona del receptor-estimulador del implante coclear puede inducir daños al mismo. Por ello, es conveniente evitar actividades y algunos deportes que pudiesen favorecer este tipo de problemas.

Cuidados

1. En el caso de observar cambios en los resultados o en la calidad del sonido aportado por el implante coclear, es aconsejable consultar al centro implantador.
2. Cada implante coclear está específicamente programado para cada individuo en particular. Por ello, nunca se deben intercambiar los componentes externos del implante entre distintas personas implantadas.
3. El procesador no deberá exponerse a temperaturas superiores a 50 °C, ni inferiores a 5 °C.
4. Cuando el paciente implantado se encuentre a menos de 1,6 km de una torre emisora de radio o televisión puede apreciar una distorsión intermitente en el sonido aportado por el implante coclear. Este efecto es temporal y no supone ningún peligro.
5. Cuando se deba pasar por un sistema detector de metales se deberá apagar el procesador. Es recomendable portar la tarjeta de identificación que indica que se es portador de un implante coclear.

6. Algunos tipos de telefonía móvil (por ejemplo, GSM) pueden interferir en el funcionamiento de los componentes externos del implante coclear y provocar distorsiones temporales en el sonido percibido.
7. Durante las maniobras de aterrizaje o despegue en un viaje aéreo se recomienda apagar el procesador para evitar interferir sobre los sistemas de vuelo.

BIBLIOGRAFÍA

1. Mangham CA, Duprenas SV. Open-set Minimum Auditory Capability scores for House and Nucleus Cochlear prosthesis. *Am J Otolaryngol* 1989; 10: 263-266.
2. Gantz BJ, Tyler RS, Knutson JF. Evaluation of five different cochlear implant designs. Audiologic assesment and predictor performance. *Laryngoscope* 1988; 92: 1100-1106.
3. Lindeman RC, Mangham CA, Kuprenas SV. Single-channel and multichannel performance for reimplanted cochlear prosthesis patient. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 1987; 96 (Supl 128): 150-151.
4. Linthicum FH, Fayad J, Otto SR, Galey FR, House WF. Cochlear implant histopathology. *Am J Otolaryngol* 1991; 12: 245-311.
5. Shepher RK, Hatsushika S, Clark GM. Electrical Stimulation of the Auditory Nerve: the effect of electrode positioning on neural excitation. *Hearing Research* 1993; 66: 108-120.
6. Battmer RD, Zilberman Y, Haake P, Lenarz T. Simultaneous Analog Stimulation (SAS)-Continuous Interleaved Sampler (CIS) Pilot Comparison Study in Europe. *Ann Otol, Rhinol Laryngol* 1999; 108 (Supl 177): 69-73.
7. Osberger MJ, Fisher L. SAS-CIS Preference Study in Postlingually Deafened Adults Implanted with the CLARION Cochlear Implant Users. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 1999; 108 (Supl 177): 74-79.
8. Clark GM, Blamey PJ, Brown AM, Busby PA et al. The University of Melbourne-Nucleus Multi-Electrode Cochlear Implant. *Advances in Oto-Rhino-Laryngology*. Suiza: Karger, 1987.
9. Dorman M, Loizou P, Rainey D. Speech Intelligibility as Function of the Number of Channels of Stimulation for Signal Processor Using Sine-wave and Noise Band Outputs. *J Acoustic Soc Am* 1997; 102: 2403-2411.
10. Fishman K, Shannon RV, Slattery WH. Speech Recognition as a Function of the Number of Electrodes Used in the SPEAK Cochlear Implant Speech Processor. *J Speech Lang Hear Res* 1997; 40: 1201-1215.
11. Research Triangle Institute, Contract to National Institute Of Health, Third Report on Study with Percutaneous Nucleus Implant Users, 1996.
12. Wilson B, Findley C, Lawson D, Wolter R, Eddington D, Rabinowitz W. Better Speech Recognition with Cochlear Implants. *Nature* 1991; 352: 236-238.
13. Battmer RD, Zilberman Y, Haake P, Lenarz T. Simultaneous Analog Stimulation (SAS)-Continuous Interleaved Sampler (CIS) Pilot Comparison Study in Europe. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 1999; 108 (Supl 177): 69-73.
14. Osberger MJ, Fisher L. SAS-CIS Preference Study in Postlingually Deafened Adults Implanted with the CLARION Cochlear Implant Users. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 1999; 108 (Supl 177): 74-79.
15. Clark GM, Blamey PJ, Brown AM, Busby PA, Dowell RC, Franz BK et al. The University of Melbourne-Nucleus Multi-Electrode Cochlear Implant. *Advances in Oto-Rhino-Laryngology*. Suiza: Karger, 1987.
16. Sheperd RK, Clark GM, Black RC. Chronic electrical stimulation of the auditory nerve in cats. Physiological and histopathological results. *Acta Otolaryngologica (Stockh)* 1983; Supl 399: 19-31.
17. Burton MJ, Shepherd RK, Clark GM. Cochlear histopathologic characteristics following long-term implantation: Safety studies in the young monkey. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg* 1996; 122: 1097-1104.
18. Dahm MC, Shepherd RK, Clark GM. The postnatal growth of the temporal bone and its implication in children. *Acta Otolaryngologica* 1993; 505: 1-39.
19. Jackler RK, Leake PA, McKerrow WS. Cochlear implant revision: effects of reimplantation on the cochlea. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 1989; 98: 813-820.
20. Sutton D, Miller JM, Pflingst BE. Comparison of cochlear histopathology following two implant designs for use in scala tympani. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 1980; 89: 11-24.
21. Dahm MC, Clark GM, Franz BK, Shepherd RK, Burton MJ, Robins-Browne R. Cochlear implants in children: The value of cochleostomy seals in the prevention of labyrinthitis following pneumococcal otitis media in unimplanted and implanted cat cochleas. *Acta Otolaryngologica* 1995; 114: 620-625.

Estructura de un programa de implantes cocleares

J. Marco Algarra, A. Morant Ventura, M.P. Martínez Beneyto y M.I. Pitarch Ribas

INTRODUCCIÓN

La conveniencia de abordar este tema, en un tratado en el que se analizan diversos aspectos de los implantes cocleares, surge de la amplia aceptación de este dispositivo en el tratamiento de la hipoacusia, cuya consecuencia es la creación de nuevos centros implantadores, que ofrecen posibilidades de tratamiento en áreas geográficas más restringidas.

A pesar del legítimo interés que pueda tener un especialista con experiencia quirúrgica otológica en realizar un implante coclear, no debemos olvidar una idea clásica y continuamente repetida, pero que aún se mantiene en plena vigencia: “el tratamiento de la hipoacusia con un implante coclear no consiste únicamente en la realización de la cirugía, sino que ésta es un elemento más en el engranaje de un programa que permita abordar con éxito la selección adecuada del candidato, la realización de la cirugía y el seguimiento y control a largo plazo, con las pertinentes revisiones otológicas, audiológicas y logopédicas” (1).

Mucho antes de la realización del primer implante se debe poner en marcha la organización del programa, el cual debe estar formado por un equipo multidisciplinar con la suficiente formación para resolver con éxito las tareas que se le van a asignar, asegurarse los recursos sanitarios adecuados para que estas tareas se cumplan y poseer una demanda suficiente para asegurar que el funcionamiento del programa se realice de forma regular (2). A veces nos olvidamos de este último punto, y no consideramos de forma adecuada que de la demanda de este tipo de tratamiento debe surgir el interés en su realización y no al contrario. En un informe reciente sobre implantes cocleares realizado por la Comisión de Expertos del Real Patronato de Discapacidad (3), se aportan datos sobre esta cuestión. En dicho informe se relaciona la incidencia de la hipoacusia neurosensorial profunda congénita con el número de nacimientos existentes en nuestro país, en la actualidad, y se considera que nuestras necesidades de implantes cocleares no difieren mucho de las de otros países europeos (4), que actualmente sitúan la demanda anual en niños en cuatro nuevos casos por millón de habitantes. Asimismo, estos estudios establecen las necesidades de los adultos en un nuevo caso por millón de habitantes y año, cifras que son susceptibles de modificación en la medida que se amplíen las indicaciones. Ante estos niveles de demanda, nos podemos encontrar con centros, e incluso con grandes áreas geográficas

escasamente pobladas, en los que serán pocos los casos que anualmente precisen un implante. Se considera la cifra de al menos un implante mensual la mínima que garantiza un buen aprovechamiento de los recursos y el correcto funcionamiento del programa, de forma que los profesionales que lo compongan mantengan un nivel de actividad suficiente en un campo con constantes innovaciones (5).

En nuestro medio un programa de implantes cocleares suele estar configurado para prestar asistencia tanto en adultos como en niños, cuya estructura y organización es similar en ambos grupos de edad; su funcionamiento se considera más simple en la edad adulta por la mejor comunicación que se establece con el paciente. Las características que presenta la enfermedad en la población infantil, especialmente la falta de colaboración, y la ausencia de resultados inmediatos es el motivo por el cual algunos de los profesionales integrados en el programa deben tener experiencia en el manejo del niño sordo. Hay que tener en cuenta que ésta no se adquiere de forma rápida, y su falta es uno de los factores que confieren cierta complejidad a la estructura del programa, que, además, obliga a una mayor dedicación y número de consultas. Es necesario, y muy útil, el intercambio de información que se establece con el entorno del niño, y especialmente importante el contar en el equipo con audiólogos con experiencia en el diagnóstico de niños, concretamente en los menores de dos años. No sólo el diagnóstico es fundamental, sino que también habrán de participar en la adaptación previa de las prótesis auditivas, y, por tanto, tener experiencia en este apartado, así como en el control de la evolución del lenguaje y la adaptación del niño al mundo oyente.

Finalmente, debemos hacer notar que las actividades de un programa no finalizan con la selección de pacientes, la cirugía y el seguimiento, también es importante que a través del programa se promueva la divulgación y conocimiento de los implantes cocleares por la sociedad, y, además, se fomente y estimule el desarrollo de líneas de investigación que mejoren el conocimiento y el resultado de estas técnicas.

COMPONENTES DEL PROGRAMA

Como ya se ha comentado anteriormente, es necesario contar con un equipo multidisciplinar capaz de asegu-

Tabla 1. Personal que compone un equipo de implantes cocleares (5)

Equipo hospitalario multidisciplinar
Personal básico:
Cirujano (ORL)
Audiólogo
Foniatras y logopedas
Consultores:
Radiólogos
Psicólogos y psiquiatras
Otros (pediatras, internistas, asistente social, etc.)
Personal de apoyo
Familia
Educadores
Sanitarios locales: ORL, pediatra, logopeda

rar la realización de cada una de las fases que configuran un programa de implantes cocleares (6). Es frecuente y aconsejable que uno de los componentes asuma la función de coordinador, el cual, además de unificar la información aportada por los diversos especialistas para establecer la indicación, debe procurar la canalización de ésta al paciente y a la familia, y asegurarse de su correcta comprensión. De igual forma, debe realizar el seguimiento y control de la evolución, una vez que se haya realizado el implante (3). No hay que olvidar que una vez implantado, el paciente presenta una gran dependencia del programa y centro implantador; consultas de todo tipo son continuas, las cuales debemos ser capaces de atender de forma rápida y en la medida de lo posible resolverlas adecuadamente, siempre contando con el apoyo técnico que fabricantes y distribuidores deben proporcionar.

El equipo estará formado por diversos especialistas (tabla 1); el otorrinolaringólogo, el audiólogo y el logopeda constituyen el eje de este grupo, pero no debemos olvidar la importante contribución, sobre todo en los implantes que se realizan en la edad infantil, de la familia y los educadores. De todos ellos podemos considerar que el otorrinolaringólogo es uno de los pilares fundamentales (7), y no tan sólo por su implicación en el acto quirúrgico, sino porque también es el encargado de evaluar las distintas exploraciones realizadas en el proceso de selección, siendo el que finalmente establece la indicación de esta técnica.

Es también importante el papel del audiólogo, que en nuestro país también lo suele desempeñar un especialista en otorrinolaringología. Éste, además de realizar las exploraciones auditivas inherentes al proceso de selección, es el encargado de la programación del procesador y del seguimiento posterior, vela por el correcto

funcionamiento del implante, detecta las disfunciones que en él puedan aparecer y valora los resultados en el terreno de la audición que este dispositivo ofrece a través del tiempo.

El tercer pilar del programa es el logopeda. El papel de este profesional se inicia con la estimulación precoz tras el diagnóstico de la hipoacusia, actividad que se mantiene hasta el momento del implante y continúa, prácticamente de forma ininterrumpida, con la pertinente y prolongada rehabilitación auditiva postoperatoria. También aporta información sobre los resultados al ser el encargado de evaluar el progresivo desarrollo de las capacidades del habla y lenguaje.

Otros especialistas contribuyen, en mayor o menor medida, en las distintas fases del programa. El radiólogo desempeña un importante papel en la fase de selección. Mediante los estudios de imagen nos proporciona información de la morfología del oído medio e interno; es fundamental su capacidad para identificar aquellos casos que se desvían de la normalidad y pueden complicar, o incluso hacer inviable, el acto quirúrgico.

Finalmente, el equipo hospitalario se completa con psicólogos y psiquiatras encargados de valorar las condiciones psicológicas del paciente, y en el caso de los niños, evaluar el desarrollo cognitivo en relación con la edad. También contribuyen con la identificación de trastornos psiquiátricos y en la evaluación de las expectativas que el propio paciente y su familia han desarrollado frente a la futura implantación.

Como ya hemos considerado anteriormente, no debemos olvidar la contribución de la familia y los educadores al éxito del implante coclear. Debido a la gran cantidad de horas que comparten con el afectado, tanto antes como después de la implantación, y a la capacidad desarrollada para establecer canales de comunicación con él, facilitan la transmisión de información entre el especialista y el paciente. También creemos que el entorno habitual debe ser capaz de identificar de forma precoz averías del sistema, o desviaciones significativas en la evolución en las áreas de la audición y el lenguaje que el implantado venía desarrollando. Como es natural, la importancia de este papel se incrementa en el caso de los niños, por lo que es imprescindible la implicación de padres y educadores en los procesos de rehabilitación, seguimiento y evaluación. Es de mucha utilidad la información que puedan intercambiar con el equipo hospitalario (8).

PROCEDIMIENTO HABITUAL

Las distintas fases del programa se suelen desarrollar de forma secuencial, de forma que se crea una sistemática de actuación que se suelen seguir en la mayoría de los casos (tabla 2). Estos procedimientos suelen ser bastante similares entre los distintos grupos implantadores (5,7,9).

Selección de candidatos

Los pacientes se integran en nuestro programa a partir de diversas fuentes; la principal es la de los especialistas ORL del área sanitaria y la de los hospitales comarcales, de los que nuestro centro es hospital de referencia. Pero también hay que considerar que un gran número de pacientes pueden ser remitidos directamente por audiólogos, audioprotesistas, médicos de familia, educadores e incluso los propios afectados, familiares o asociaciones, que han tenido conocimiento del implante a través de los medios de comunicación u otros pacientes ya implantados. Creemos que se debe facilitar este acceso directo, y en nuestro programa se atiende cualquier petición de consulta o simplemente de información, programando sin demoras una primera visita, independientemente de cual sea su procedencia.

En un futuro, esperamos que no muy lejano, la mayoría de los casos en la edad infantil procederán de los programas de detección precoz de la hipoacusia, de forma que se facilitará el acceso a la implantación precoz, situación reconocida como ideal para la obtención de un máximo beneficio del implante (10).

En nuestro caso, el primer contacto con el paciente lo establece el otorrinolaringólogo, el cual realiza la historia clínica, compuesta por una anamnesis centrada en todos los aspectos relacionados con la hipoacusia, y una exploración física del área ORL, que como es lógico prestará especial atención a las estructuras del oído. En esta primera visita también se efectúan las exploraciones audiológicas pertinentes, en un intento de establecer el grado de hipoacusia y el rendimiento que se obtiene de una correcta amplificación con prótesis auditivas.

En los niños, siempre que éstos no se hayan diagnosticado en nuestro centro, analizamos toda la información de estudios previos que nos aportan los padres, y realizamos nuevamente las exploraciones adecuadas a la edad actual del niño, con el fin de establecer el grado de hipoacusia y el rendimiento de las audioprótesis. De igual forma, tratamos inmediatamente todas las patologías otológicas asociadas, especialmente las frecuentes otitis serosas en los niños, incluso programando una cirugía, en el caso que esté indicado, para no demorar una futura implantación.

Con los resultados de las exploraciones audiológicas en la mano establecemos si el paciente cumple criterios audiológicos para ser implantado, y se exponen de forma clara y razonada al paciente y a la familia los motivos de nuestra decisión. Aprovechamos esta conversación para explicar el funcionamiento básico del implante, y se completa esta información con la entrega de diversos documentos escritos de divulgación. Si el paciente decide optar por esta forma de tratamiento, se incluye en el programa y se explican las distintas fases que lo constituyen, centrándonos en los diversos pasos que debe seguir en la fase de selección hasta establecerse la indicación definitiva.

Tabla 2. Procedimientos habituales en la selección, cirugía y seguimiento de un implante coclear

Selección

Consulta inicial:
Anamnesis
Exploración clínica
Exploración audiológica
Información sobre implante
Evaluaciones especializadas:
Radiológica
Psicológica
Del habla y lenguaje
Consulta de indicación:
Establecimiento de indicación quirúrgica
Información y respuesta a las dudas
Consentimiento informado
Pruebas preoperatorias

Cirugía

Intervención quirúrgica
Medidas objetivas intraoperatorias
Control radiológico
Seguimiento posquirúrgico hospitalario
Seguimiento posquirúrgico domiciliario

Programación

Telemetría de impedancia
Umrales auditivos y de confort

Rehabilitación

Programas individualizados de rehabilitación audiooral

Seguimiento

Comprobación técnica del funcionamiento del sistema
Cuestionarios de la evaluación subjetiva de los resultados
Audiometría tonal en campo libre con implante
Test de valoración de la audición y lenguaje

Esta primera visita finaliza con la solicitud de la evaluación radiológica, psicológica y del habla y lenguaje, imprescindibles para establecer la indicación definitiva. En el caso de existir patologías asociadas, se solicita la valoración de su estado actual por los diversos especialistas que lo atienden.

En una segunda visita, el otorrinolaringólogo analiza el resultado de las diversas exploraciones solicitadas, y establece la ausencia de contraindicaciones de índole anatómica, médica o psicológica para la intervención, con lo cual ya estamos en disposición de establecer la indicación definitiva de implante coclear. Es fundamental en este momento realizar una aproximación pronóstica individualizada, y exponer los resultados que se obtienen en

casos similares de la casuística propia, o referidos en la literatura, evitando en todo momento crear falsas expectativas. También es importante dedicar un tiempo a explicar el acto quirúrgico, a detallar las posibles complicaciones que de él se pueden derivar y a contestar las cuestiones que le han surgido al paciente o a la familia desde la anterior visita.

Si se acepta la intervención, resumimos la información aportada en un documento de consentimiento informado que explicamos detalladamente previamente a ser firmado, y aprovechamos para solicitar el estudio preanestésico, cuyos resultados ya son valorados por el anestesista en los días previos a la cirugía.

Algunas variaciones sobre estos procedimientos habituales se producen en el caso de los niños diagnosticados a partir de programas de detección precoz de la hipoacusia, casos en los que alcanzamos el objetivo ideal de tener plenamente establecidas las medidas de intervención a los seis meses de edad. En estos casos es necesario evaluar el resultado de las pautas de intervención establecidas, y en caso de no ser adecuadas, plantear la inclusión del niño en el programa de implantes. Esta evaluación suele requerir múltiples consultas, en las que intentamos comprobar el nivel de audición residual y el beneficio que se obtiene de las prótesis auditivas. La evaluación de este beneficio, antes del primer año de vida, es uno de los procedimientos más dificultosos que nos podemos encontrar en la fase de selección. Es compleja la obtención de un audiograma (con y sin amplificación), así como la evaluación del progresivo desarrollo de las capacidades para la comprensión y emisión del lenguaje. Ante estas dificultades es imprescindible la implicación de padres, logopedas y educadores en el proceso de valoración del beneficio de las audioprótesis.

Recientemente hemos introducido una nueva acción en nuestro protocolo, como es la confirmación de la correcta vacunación frente a *Haemophilus influenzae* tipo B y el pneumococo. Como esta última no es habitual en nuestro país, excepto en algunos grupos de riesgo de infección, previamente a la cirugía, procedemos en todos los casos a la administración de la vacuna adecuada a la edad (11).

Cirugía y primera programación del procesador

Los procedimientos alrededor del acto quirúrgico no se diferencian de los habituales en cualquier proceso de cirugía otológica. En nuestro caso los pacientes, dependiendo de la hora de la cirugía, ingresan la tarde anterior o la misma mañana de la intervención, y guardan el período de ayuno ya en el centro, el cual se aprovecha para instaurar la profilaxis antibiótica. Se programan dos o tres horas para la cirugía; en ese tiempo se incluyen las valoraciones radiológicas y telemétricas preoperatorias necesarias para confirmar que la inserción se ha realizado de for-

ma adecuada, y que el dispositivo funciona de forma correcta (12).

El ingreso hospitalario, en función de la evolución y del estado general, dura de dos a cinco días, y el vendaje compresivo se mantiene tras el alta hospitalaria, hasta la retirada de la sutura a los 7-10 días de la intervención.

Aproximadamente al mes de la intervención se realiza la programación del procesador, que se fundamenta en la búsqueda de los umbrales de detección del sonido y el de confort. Esta tarea es relativamente sencilla en adultos, ya que por parte de éstos es fácil la comprensión de nuestros requerimientos, y además la mayoría de ellos poseen experiencia sonora anterior.

El caso de la programación en los niños es diferente, ya que nos volvemos a encontrar con las dificultades para la valoración de la audición ya referidas en el proceso de selección. Éstas las intentamos subsanar con el apoyo de la información obtenida en las mediciones telemétricas intraoperatorias, y con todas las sesiones de programación necesarias hasta obtener evidencias consistentes de la capacidad del niño para detectar sonidos. Éstas las obtenemos con la colaboración de todo el equipo con experiencia en audiolología infantil, incluido el logopeda del niño, que puede contribuir de forma importante en estas primeras sesiones de programación.

Tras la cirugía, cuando ya se han reestablecido las actividades habituales, es el momento de continuar, en el caso de los niños, la rehabilitación logopédica instaurada en las medidas de intervención iniciales, que alcanzará un mayor nivel de intensidad tras la programación del procesador. En el caso de los adultos, esta rehabilitación la iniciamos tras la evidencia de la restauración de la capacidad de detección de sonidos, cuando el implante ya se encuentra en pleno rendimiento.

Seguimiento

Una vez completada la fase inicial de programación del procesador, de forma protocolizada realizamos nuevas sesiones de programación y la valoración de resultados, al mes y a los 3, 6, 9 y 12 meses de la cirugía. A partir del año estas sesiones son semestrales hasta el tercer año, y anuales a partir de entonces. En cada una de estas sesiones comprobamos el correcto funcionamiento del implante, y se procede a pequeños reajustes en los parámetros de la programación, ante la posible variación que éstos presentan a lo largo del tiempo. En estas revisiones también se realizan las valoraciones audiológicas y las del lenguaje adaptadas a la edad del implantado.

En cualquier momento la flexibilidad del programa facilita visitas no programadas ante la sospecha de procesos infecciosos, o de disfunción o avería del implante, y se intenta resolver, en la medida de nuestras posibilidades, los problemas planteados, o facilitando el contacto

con el servicio técnico de los fabricantes, siempre con el objetivo de reducir al mínimo el tiempo que el paciente no dispone del implante a pleno rendimiento.

En la actualidad somos muy rígidos en el tratamiento de todos los procesos de otitis media aguda que se desarrollen en el oído implantado, y se procede al ingreso hospitalario de todos los casos confirmados y a su tratamiento con ceftriaxona.

RESUMEN

Un programa de implantes debe ser un elemento más dentro de los múltiples que constituyen el abordaje integral de la hipoacusia. Tras el establecimiento de programas de detección precoz de la hipoacusia en la infancia, de la creación de unidades de audiología infantil, o de consultas especializadas de diagnóstico y tratamiento de la hipoacusia en cualquier edad, es evidente que se crea la necesidad de ofrecer el implante coclear como opción de tratamiento en alguno de estos pacientes.

Cuando estas necesidades superan unos mínimos que garantice el aprovechamiento de los recursos, es el momento de iniciar el desarrollo del programa, aglutinando un equipo multidisciplinar, de cuya acción coordinada dependerá el éxito del programa.

Hemos de considerar que las distintas fases que lo componen no finalizan tras la cirugía; es necesario un correcto seguimiento, control de resultados y facilitación de asistencia técnica, mantenida a lo largo del tiempo, para considerar que verdaderamente cumplimos los objetivos inicialmente planteados cuando creamos el programa.

BIBLIOGRAFÍA

1. Clark GM, Dawson PM, Blamey PJ, Dettman SJ, Rowland LC, Brown AM, et al. Multiple-channel cochlear implants for children: The Melbourne program. *J Otolaryngological Soc Australia* 1991; 6: 348-353.
2. Ministerio de Sanidad y Consumo-Instituto de Salud Carlos III. Implantes Cocleares. Agencia de Evaluación de Tecnologías Sanitarias (AETS). Madrid: AETS-Instituto de Salud Carlos III, 1995.
3. Real Patronato de Prevención y Atención a Personas con Minusvalía. Comisión de Expertos. Implantes cocleares. *Acta Otorrinolaringol Esp* 2002; 53: 305-316.
4. Sumerfield HA, Marshall DH. Cochlear implantation in the U.K. 1990-1994. Report by the M.R.C. Institute of Hearing Research on the evaluation of the National Cochlear implant programme. MRC, Institute of Hearing Research. Nottingham: University Park, 1995.
5. Morera C, Cavallé L. Estructura de un programa de implantes cocleares. En Manrique M, Huarte A, eds. *Implantes cocleares*. Barcelona: Masson, 2002; p. 63-71.
6. Clark G. The University of Melbourne/Cochlear Corporation (Nucleus) Program. *Otolaryngol Clin North Am* 1986; 19: 329-353.
7. Cowan RSC, Clark GM. The Melbourne Cochlear Implant Clinic Program. En: Clark GM, Cowan RSC, Dowell RC, eds. *Cochlear Implantation for infant and children*. San Diego-Londres: Singular, 1997; 47-70.
8. Bertram B. An integrated rehabilitation concept for cochlear implant in children. En: Allum DJ, ed. *Cochlear implant rehabilitation in children and adults*. Londres: Whurr-Publisher, 1994; 86-102.
9. Harrison RV, Nedzelski J, Picton N et al. Programa del implante coclear pediátrico del Hospital Infantil de Toronto. *J Otolaryngol* (ed. esp.) 1998; 3(3): 24-32.
10. Manrique M, Huarte A, Molina M, Narbona J, Cervera-Paz FJ, Artieda J et al. Implantes cocleares en los niños. En: Suárez Nieto ed. *Libro del año. Otorrinolaringología*. Madrid: Saned, 1998; 49-66.
11. FDA Public Health Web notification: cochlear implant recipients may be at greater risk for meningitis. Disponible en: <http://www.fda.gov/cdrh/safety/cochlear.html>
12. Marco J, Morant A, Pitarch I. Implantes cocleares en niños menores de tres años. El niño con implante coclear en la escuela. Valencia: Edetania, estudios y propuestas de educación, 2001; p. 9-14.

INTRODUCCIÓN

Las indicaciones y contraindicaciones de los implantes cocleares han variado, ya que dados los buenos resultados obtenidos, se tiende a ampliar su uso. Habitualmente se establecen mediante un complejo proceso de selección, que permite elegir los pacientes que cumplen los criterios de su indicación y no presentan ninguna contraindicación para la implantación. Para ello es necesario un equipo multidisciplinar, compuesto por otorrinolaringólogos, audiólogos, foniatras, logopedas, radiólogos, neurólogos, psiquiatras y psicólogos, que evalúen de forma conjunta y coordinada los criterios de inclusión de pacientes. Supone la valoración unida de los criterios médicos objetivos y las necesidades y deseos subjetivos de los candidatos. En la mayoría de centros implantadores, es el otorrinolaringólogo el que inicia y coordina el proceso de selección y el que decide finalmente la indicación o contraindicación del implante coclear. En la visita inicial se realiza una anamnesis minuciosa, investigando la presencia de antecedentes personales y familiares relacionados con la hipoacusia, y un examen físico general en busca de estigmas o anomalías físicas que constituyan síndromes que asocien hipoacusia. La selección de candidatos comienza con el estudio audiológico, que determinará en primer lugar la indicación del implante coclear (1). El resto de estudios analizarán, en cada caso concreto, la posibilidad quirúrgica y de rehabilitación, su pronóstico y las dificultades añadidas en cada caso concreto.

INDICACIONES Y CONTRAINDICACIONES GENERALES

En general está indicada la adaptación de un implante coclear en aquellos pacientes con hipoacusia neurosensorial profunda bilateral, con nulo o escaso beneficio con prótesis auditivas convencionales adaptadas de forma óptima (2).

Además de los criterios generales de selección, hay que tener en cuenta aquellos factores que pueden modificar el resultado del implante coclear. La edad de aparición de la hipoacusia (3) (tabla I) y su duración, la presencia de restos auditivos y la edad del paciente, entre otros aspectos, influyen en el pronóstico postimplante (4,5). Dependiendo de la motivación y expectativas del candidato, estos factores determinarán la indicación o contraindicación del implante coclear en cada caso concreto.

Tabla 1. Tipos de hipoacusia según la edad de aparición

Hipoacusia prelingual

Congénita y temprana: presente desde el nacimiento o aparecida a lo largo del primer año de vida

Tardía: aparecida entre al año y los dos años de vida

Hipoacusia perilingual

Infancia precoz: ocurrida entre los dos y cinco años de vida

Hipoacusia poslingual

Infancia tardía: entre los 5 y 18 años

Adulto: a partir de los 18 años de edad

Modificada del Real Patronato de Prevención y Atención a Personas con minusvalía.

En general, se consideran contraindicaciones a la implantación (3) la agenesia coclear, las hipoacusias neurosensoriales centrales, las enfermedades psiquiátricas graves, los problemas médicos que contraindiquen una cirugía con anestesia general y el no cumplimiento de los criterios audiológicos.

CRITERIOS AUDIOLÓGICOS

El estudio audiológico constituye el conjunto de pruebas objetivas y subjetivas para evaluar el nivel de audición y capacidad auditivas de los pacientes candidatos a un implante coclear. Comprende un estudio audiológico mediante audiometría tonal liminar, audiometría vocal, otoemisiones acústicas, potenciales auditivos evocados, timpanometría y reflejo estapedial, además de un estudio audiológico con prótesis auditivas convencionales a través de la audiometría tonal en campo libre con audífonos y pruebas verbales en listas abiertas y cerradas. El método de realización de cada prueba dependerá fundamentalmente de la edad del paciente y del tipo de sordera prelingual o poslingual.

Adultos poslinguales

Según la FDA (Federal Food and Drug Administration), el implante coclear está indicado en las hipoacusias neurosensoriales bilaterales con umbrales auditivos superiores a 70 dB para la media de las frecuencias 500,

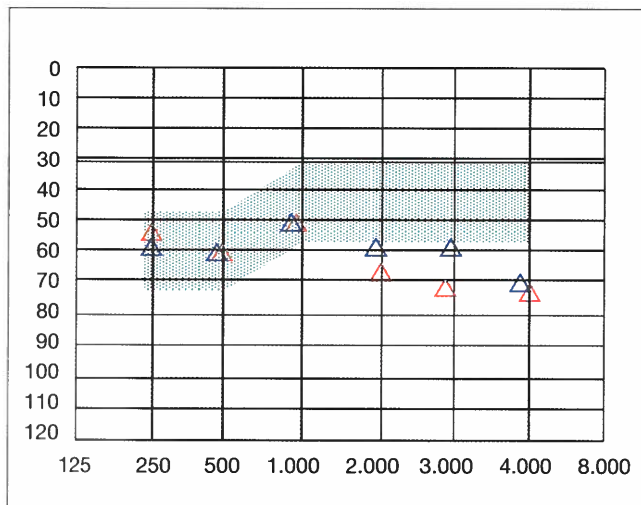


Figura 1. Audiometría tonal en campo libre con audífonos. Indicación de implante coclear según Mc Cormic.

1.000, 2.000 y 4.000 Hz, con audiometría tonal en campo libre con audífono superior a 55 dB en las mismas frecuencias y con una discriminación menor del 40%, empleando listas abiertas de palabras con un adecuado equipamiento audioprotésico a una intensidad de estimulación de 65 dB HL (6).

Adultos y adolescentes prelinguales

En este grupo de pacientes, los resultados con el implante coclear se obtienen muy lentamente y sin llegar a alcanzar, en la mayoría de los casos, un nivel de comprensión del habla en contexto abierto; por ello, estará indicado el implante en casos muy concretos. Del implante coclear se pueden beneficiar sujetos que presenten una lectura labial excelente, buena estructura del lenguaje, lectura comprensiva, lenguaje oral como método de comunicación, motivación adecuada y expectativas realistas aportadas mediante entrevistas con pacientes implantados de las mismas características (7).

Niños

Las indicaciones audiológicas del implante coclear en los niños siguen unos criterios más restrictivos que las del adulto. Está indicada la implantación en hipoacusias neurosensoriales bilaterales con pérdidas medias superiores a 90 dB HL (500, 1.000, 2.000, 4.000 Hz) (2).

Es conveniente confirmar un beneficio limitado con amplificación protésica convencional durante un período mínimo de tres a seis meses, dependiendo de la edad del niño. Se indicará la implantación si se produce un estancamiento en la adquisición del lenguaje hablado, a pesar de una rehabilitación oral intensiva. Las indicaciones del

implante coclear en los niños presentan unas particularidades especiales en función de la edad.

Niños menores de 2 años

Este grupo de edad no ha desarrollado el lenguaje oral, por lo que la indicación del implante coclear se fundamenta en los umbrales auditivos obtenidos mediante pruebas objetivas y subjetivas, basándose en la experiencia obtenida en niños mayores (8). Las indicaciones son: ausencia de respuestas en los potenciales auditivos del tronco cerebral en al menos dos exploraciones consecutivas, umbrales en la audiometría tonal liminar igual o superiores a 90 dB de media y una ganancia con audífonos superior 60 dB. Mc Cormick (9), sin embargo, indica la implantación en niños con umbrales superiores a 55 dB en las frecuencias 2.000 y 4.000 Hz, independientemente de los umbrales en el resto de frecuencias (fig. 1).

La FDA recomienda realizar la implantación por encima de los 18 meses de edad. Sus motivos son la dificultad de realizar pruebas conductuales de la audición, la inexistencia de pruebas objetivas para valorar los umbrales auditivos para todo el rango de frecuencias, el insuficiente tiempo de prueba con audífono y la coexistencia de patología de oído medio, que puede dificultar el diagnóstico del grado de hipoacusia por debajo de los 18 meses. Sin embargo, a medida que ha aumentado la experiencia con el implante coclear y han mejorado las técnicas de diagnóstico, la edad tiene una tendencia clara a disminuir, factor determinante de los resultados postimplante, debido fundamentalmente a que existe un período crítico para la adquisición del lenguaje, que es máximo en los primeros años de vida. Por ello, actualmente el límite inferior de edad lo marca la seguridad diagnóstica del grado de hipoacusia.

Niños entre 2 y 6 años

Se indicará el implante coclear en los niños con hipoacusias neurosensoriales bilaterales con umbrales mayores de 90 dB de media en la audiometría tonal y ausencia de progreso del lenguaje hablado con audífonos correctamente adaptados durante un período de tres a seis meses, con entrenamiento intensivo y comprensión menor del 20% en las pruebas verbales, adecuadas a la edad y nivel del lenguaje del niño. El estudio audiológico deberá siempre completarse con pruebas objetivas (potenciales evocados auditivos del tronco cerebral y otoemisiones acústicas).

Niños mayores de 6 años hasta la preadolescencia

En este grupo se incluyen los niños prelinguales, perilinguales y poslinguales. En los prelinguales y poslinguales, las indicaciones audiológicas son similares al grupo anterior, teniendo en cuenta que podemos disminuir el

tiempo de prueba con el audífono para el diagnóstico del grado de hipoacusia. Con la edad disminuye la capacidad de desarrollo del sistema central auditivo, y por tanto el resultado del implante coclear. A partir de los 6 años de edad los niños prelinguales y perilinguales deben haber utilizado audífonos de forma regular, seguir una educación oralista y haber adquirido una base lingüística para beneficiarse del implante coclear. En los niños poslinguales las indicaciones coinciden con las de los adultos poslinguales.

CRITERIOS QUIRÚRGICOS

Patología inflamatoria aguda o crónica del oído medio: otitis medias agudas, otitis secretoras y otitis crónicas

Para realizar la cocleostomía e introducción de los electrodos en el caracol es necesario que no exista una patología inflamatoria aguda o crónica del oído medio, pues existe el riesgo de laberintitis e incluso meningitis. Estas patologías deberán tratarse previamente de forma médica y quirúrgica si es necesario. En los pacientes con otitis secretoras tratadas con drenajes transtimpánicos se recomienda retirar el tubo de ventilación previo a la implantación, aunque no se han descrito complicaciones en los niños con drenajes transtimpánicos e implante coclear. En caso de otitis de repetición y atelectasias de oído medio, para prevenir retracciones de la membrana con peligro de extrusión del implante coclear, podríamos insertar un tubo de ventilación. Otro problema aparte es la existencia de cavidades radicales, que no van a contraindicar la adaptación del implante coclear, pero van a condicionar la técnica quirúrgica (10). Actualmente se recomienda en nuestro medio la vacunación frente al neumococo y *haemophilus influenza* para prevenir las otitis en los pacientes implantados, especialmente por el riesgo de producirse meningitis (11).

Malformaciones craneofaciales

Pueden dificultar la cirugía, ya que coexisten en ocasiones malformaciones de oído y anomalías de recorrido del nervio facial. Por otro lado, asocian frecuentemente la patología otítica de oído medio.

Alteraciones cocleares

Permeabilidad coclear

La ausencia de permeabilidad coclear no es ninguna contraindicación para la implantación, gracias al desarrollo de los implantes bifurcados y de técnicas quirúrgicas específicas para su adaptación (12,13). La posibilidad de existir osificaciones cocleares se debe tener presente en casos de meningitis, otosclerosis y traumatismos. El diag-

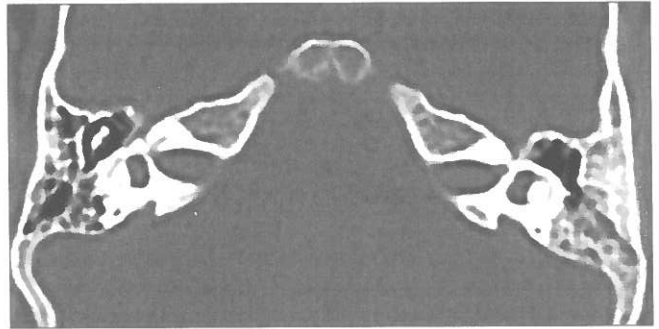


Figura 2. Dilatación bilateral del acueducto vestibular (flecha). Tomografía computarizada, corte axial.

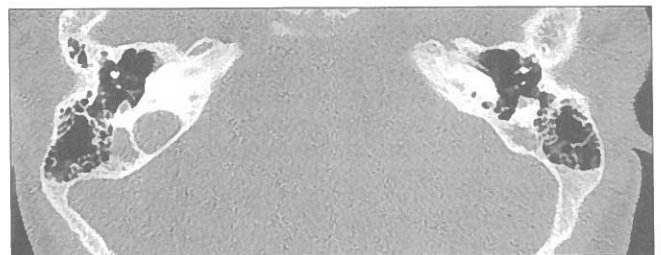


Figura 3. Agenesia coclear bilateral. Tomografía computarizada, corte axial.

nóstico de las alteraciones de la permeabilidad coclear se realiza mediante la tomografía computarizada y la resonancia magnética, aunque el diagnóstico de certeza es siempre intraoperatorio.

Malformaciones cocleares

Las dilataciones del acueducto vestibular y del conducto y saco endolinfático no contraindican la implantación (fig. 2). Las hipoplasias cocleares, como la existencia de una cavidad común, la cóclea hipoplásica y la partición coclear incompleta (malformación tipo Mondini) (14) no son contraindicaciones a la implantación. En el primer caso pueden plantearse problemas relacionados con inserciones incompletas de los electrodos del implante y con fluctuaciones en la programación postimplante.

Las agenesias cocleares o malformaciones tipo Michel (fig. 3) son contraindicaciones absolutas para la implantación.

Hipoplasias y agenesias del nervio auditivo

Las reconstrucciones sagitales de las imágenes en la resonancia magnética del conducto auditivo interno permiten la visualización de las estructuras nerviosas de su interior. En oídos normales se observan dos estructuras nerviosas en el ángulo pontocerebeloso del conducto auditivo interno (CAI), que corresponden al nervio facial

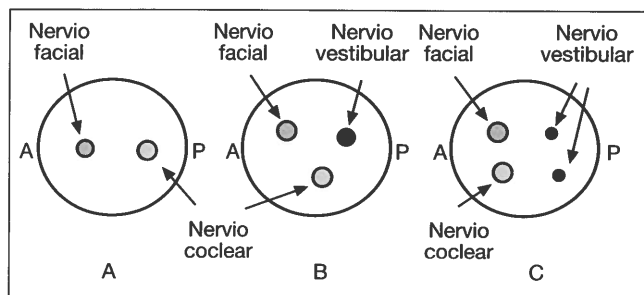


Figura 4. Reconstrucción parasagital en resonancia magnética en el ángulo pontocerebeloso (A), tercio medio (B) y lateral (C) del conducto auditivo interno. A: anterior; P: posterior.

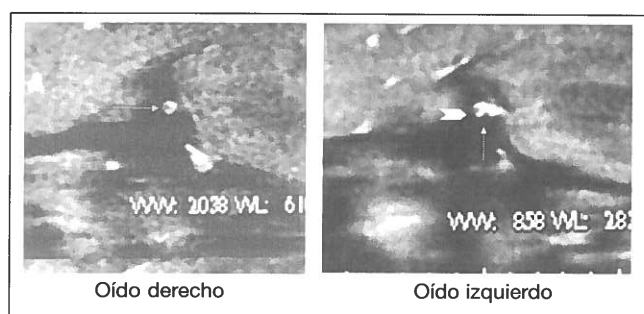


Figura 5. Reconstrucción parasagital en resonancia magnética en el tercio lateral del conducto auditivo interno. Oído derecho: se observa el nervio facial (flecha) con agenesia del nervio coclear y vestibular. Oído izquierdo: se observa el nervio facial (cabeza de flecha) y la rama vestibular superior (flecha) con agenesia del resto de estructuras nerviosas.

(anterior) y al nervio cocleovestibular (posterior). En el tercio medio del CAI el nervio cocleovestibular se divide en las ramas coclear y vestibular. En su porción más lateral se visualizan cuatro estructuras nerviosas que corresponden al nervio facial (anterosuperior), nervio coclear (anteroinferior) y nervio vestibular (posterior) con sus ramas superior e inferior (fig. 4).

Radiológicamente, según Jan W. Caselman et al (15), las hipoplasias y agenesias del nervio estatoacústico se pueden dividir en tres tipos:

1. Tipo I. Existe una aplasia del nervio cocleovestibular con una estenosis ósea del conducto auditivo interno, y está contraindicada la implantación (fig. 5).
2. Tipo II. Es visible el nervio cocleovestibular común con aplasia e hipoplasia de la rama coclear, asociada o no a una malformación coclear, no contraindica siempre la implantación. El nervio cocleovestibular común podría llevar fibras auditivas que podrían ser estimuladas a través de un implante coclear (fig. 5).
3. Tipo III. Con aplasia o hipoplasia de la rama vestibular y existencia de nervio cocleovestibular común, del cual no se ha descrito ningún caso en la bibliografía.

Patología del ángulo pontocerebeloso

La patología del ángulo pontocerebeloso que afecte al nervio cocleovestibular puede suponer una contraindicación a la implantación. La neurofibromatosis tipo II que cursa con neurinomas bilaterales del nervio auditivo podría ser subsidiaria de implantación, si se lograra conservar el nervio coclear tras la exéresis del neurinoma al menos en un oído. En caso contrario puede utilizarse el implante de tronco cerebral.

CRITERIOS PSIQUIÁTRICOS

Los trastornos psiquiátricos y las disfunciones socio-familiares graves pueden considerarse una contraindicación absoluta o relativa a la implantación, tanto en niños como en adultos (16). Se consideran contraindicaciones absolutas la esquizofrenia y los trastornos psicóticos crónicos, trastornos delirantes crónicos, trastornos obsesivo-compulsivos y los trastornos mentales orgánicos (demenias, delirio, alucinosis orgánica, trastorno orgánico de ideas delirantes, trastorno de ansiedad orgánico, trastorno disociativo orgánico y trastorno orgánico de la personalidad). Se consideran contraindicaciones relativas el retraso mental y los trastornos afectivos, neuróticos con un alto índice de ansiedad, de personalidad, de control de los impulsos y secundarios al consumo de sustancias psicotrópicas.

En los niños y adolescentes se considera una contraindicación absoluta la existencia de trastornos graves y generalizados del desarrollo psicomotor. Son contraindicaciones relativas el retraso mental, el autismo infantil, la parálisis cerebral infantil y los trastornos específicos del desarrollo del habla y del lenguaje, del comportamiento y de las emociones y de los tics múltiples motores y fonéticos combinados (síndrome de Gilles de la Tourette) (16).

Es importante la detección de alteraciones psicopatológicas que pueden obstaculizar el rendimiento postimplante, como los trastornos de atención, que deberán tratarse para maximizar el beneficio del implante coclear.

MOTIVACIÓN, EXPECTATIVAS Y AMBIENTE SOCIOFAMILIAR

Es de gran importancia para la indicación de un implante coclear la existencia de un alto grado de motivación hacia el implante, ya que su ausencia supone una contraindicación absoluta. En los adolescentes y adultos prelinguales, este punto tiene especial importancia; los candidatos deben conocer y asumir las limitaciones que el implante coclear presenta en este grupo de pacientes (8,17). En el caso de los niños, serán las expectativas de los padres las que se tengan en cuenta.

Un requisito importante para un buen resultado del implante coclear es la existencia de un soporte familiar y social adecuado. Este factor tiene especial relevancia en el caso de los niños mayores, adolescentes y adultos prelinguales, en los que la rehabilitación postimplante va a ser muy prolongada en el tiempo. En el caso de los niños pequeños la implicación de los padres en el proceso de rehabilitación será imprescindible para unos buenos resultados postimplante.

El objetivo del implante coclear es mejorar la comunicación oral. La indicación de un implante en las personas que utilizan el lenguaje de los signos implicará la introducción de modificaciones radicales del modelo educativo y de rehabilitación. En estos casos la indicación del implante coclear dependerá de la edad del niño. En los niños menores de 4 años se puede conseguir con el implante coclear el desarrollo del habla con rehabilitación y un ambiente sociofamiliar adecuado. En los niños mayores de 5 años existen serias dificultades para introducirse en el oralismo. Si, además, en el entorno familiar y social la comunicación está basada en el lenguaje de los signos, estará contraindicada la implantación.

INDICACIONES ESPECIALES

Plurideficiencias

Debido a la experiencia cada vez más amplia de los centros implantadores y a los avances tecnológicos del implante coclear, sus criterios de indicación se han ampliado tanto en la edad de implantación como en la existencia de audición residual y deficiencias asociadas (18). Actualmente se defiende que la existencia de otras deficiencias asociadas no contraindica la implantación. Debemos al menos paliar el problema auditivo para aumentar las posibilidades de desarrollo del niño. La implantación puede ejercer una influencia positiva sobre los déficit asociados, puesto que abre la posibilidad de iniciar una estimulación auditiva, que abrirá una nueva vía de control del comportamiento y del desarrollo de la comunicación en el niño (19).

La indicación del implante coclear en estos pacientes tiene unas características especiales, ya que los resultados del implante coclear pueden verse comprometidos. En estos niños el desarrollo de la audición y del lenguaje no es tan rápido ni favorable como en el resto de casos, pero se obtiene un claro beneficio al aumentar las habilidades comunicativas, mejorar su interacción social y en general la conexión con el entorno. El candidato debe estudiarse individualmente, valorando las características del déficit asociado, la experiencia del centro implantador, las posibilidades de rehabilitación posterior, la motivación y las expectativas.

Los trastornos asociados a la sordera que pueden repercutir en los resultados postimplante son el retraso mental, el autismo y la parálisis cerebral infantil (20). No

se consideran para muchos autores una contraindicación absoluta para la implantación (21), pero es conveniente su valoración para conocer las dificultades de rehabilitación posterior en cada caso concreto.

Los déficit asociados con poca repercusión en los resultados postimplante son las alteraciones visuales y motoras, la epilepsia, las malformaciones anatómicas y los trastornos endocrinológicos (20). En el caso de los sujetos sordociegos el implante desempeña un importante papel en la rehabilitación. En casos con síndrome de Usher, los resultados son equiparables a los del resto de los sujetos implantados (22).

Neuropatía auditiva

La neuropatía auditiva es una entidad clínica definida por la presencia de otoemisiones acústicas o microfónicos cocleares, con potenciales evocados auditivos del tronco cerebral ausentes o distorsionados (23). Aparece de forma aislada o asociada a un proceso polineuropático generalizado y puede ser esporádica o hereditaria. Se discute la indicación de implantes cocleares en estos casos, con resultados muy variables (24,25). Debido a que en la mayoría de los pacientes se desconoce el lugar y tipo de lesión del nervio auditivo (células ciliadas internas, sinapsis o nervio auditivo), no podemos predecir el beneficio tras la implantación.

Implante coclear bilateral

El implante coclear bilateral es una técnica que ofrece ciertas ventajas, pues asegura la implantación en el mejor oído del paciente, la estimulación y el desarrollo cortical bilateral en los niños, y permite la audición binaural, con una mejora de la discriminación en el ruido, localización del sonido y la audición tridimensional. Sin embargo, tiene como inconvenientes el coste-beneficio no justificado y la utilización de ambos oídos, y disminuye la posibilidad de aplicación de técnicas futuras más avanzadas.

BIBLIOGRAFÍA

1. Morera C, Cavallé L. Estructura de un programa de implantes cocleares. En: Manrique M, Huarte A, eds. Implantes cocleares. Barcelona: Masson, 2002; p. 63-71.
2. Cochlear implant in adults and children. NIH Consensus Statement 1995; 13(2): 1-30.
3. Implantes cocleares. Comisión de expertos. Real Patronato de Prevención a Personas con minusvalía. Separata FIAPAS. Noviembre de 2001.
4. Battmer RD, Gupta SP, Allum-Mecklenburg, Lenarz T. Factors influencing cochlear implant perceptual performance in 132 adults. Ann Otol Rhinol Laryngol 1995; 165: 185-187.
5. Woodworth GG, Knutson JF, Abbas PJ, Tyler RS. Multivariate predictors of audiological success with multichannel cochlear implants. Ann Otol Rhinol Laryngol 1993; 102: 909-916.
6. Cochlear Implantation: US Food and Drug Administration PMA P840024/S46 (21/10/96).

7. Manrique M, Huarte A, Molina M, Sillero G, Ruiz de Erenchun I. Our experience with cochlear implantations in teenagers and prelingually deafened adults. En: Hochmair-Desoyer IJ, Hochmair ES, eds. *Advances in cochlear implants*. Viena: Mainz, 1994; p. 437-442.
8. Ramos A, Cuyás JM, Goenaga A. Criterios audiométricos. En: Manrique M, Huarte A, eds. *Implantes cocleares*. Barcelona: Masson, 2002; p. 99-104.
9. Mc Cormick B. Assessing audiological suitability of implants for children below 5 years. En: Mc Cormick B, Arnold S, Sheppard R, ed. *Cochlear implants for young children*. Londres: Whurr Publishers, 1994; p. 60-85.
10. Donnelly MJ, Pyman, Clark GM. Chronic middle ear disease and cochlear implantation. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 1995; 166: 406-408.
11. Comisión Española de Otolología y Ministerio de Sanidad, orden del 24 de julio de 2002.
12. Bredberg G, Lindström, Löppönen H, Skarzynski H, Hyodo M, Sato H. Electrodes for ossified cochleas. *Am J Otol* 1997; 18: S42-43.
13. Lenarz T, Battmer RD, Lesinski A, Parker J. Nucleus double electrode array: a new approach for ossified cochleae. *Am J Otol* 1997; 18: S39-41.
14. Jackler RK, Luxford WM, House WF. Sound detection with the cochlear implant in five ears of four children with congenital malformations of the cochlea. *Laryngoscope* 1987; 97(Supl 40): 15-17.
15. Caselman JW, Offeciers FE, Govaerts PJ, Kuhweide R, Geldof H, Somers T et al. Aplasia and Hypoplasia of the vestibulocochlear nerve: diagnosis with MR Imaging. *Radiology* 1997; 202: 773-781.
16. Zapata R. Evaluación psicológica y psiquiátrica. En: Manrique M, Huarte A, eds. *Implantes cocleares*. Barcelona: Masson, 2002; p. 149-159.
17. Chute P. Cochlear implants in adolescents. *Adv Otorhinolaryngol* 1993; 48: 210-215.
18. Lenarz T. Cochlear implants: selection criteria and shifting borders. *Acta Otorhinolaryngol Belg* 1998; 52: 183-199.
19. Boleas MS. Poblaciones especiales con handicaps asociados a la sordera. En: Manrique M, Huarte A, eds. *Implantes cocleares*. Barcelona: Masson, 2002; p. 183-189.
20. Lesinski A, Hartrampf R, Dahm MC, Bertram B, Pad D, Lenarz T. Cochlear implantation in a population of multihandicapped children. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 1995; Supl 104/166: 332-334.
21. Waltzman SB, Scalchnes V, Cohen NL. Performance of multiply handicapped children using cochlear implants. *Am J Otol* 2000; 21: 329-335.
22. Hinderink JB, Mens LHM, Brokx JPL, Van den Broek P. Results from four cochlear implant patients with Usher's syndrome. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 1994; 103: 285-293.
23. Starr A, Picton T, Sininger Y, Hood L, Berlin C. Auditory Neuropathy. *Brain* 1996; 119: 741-753.
24. Miyamoto R, Kirk K, Renshaw J, Husain D. Cochlear Implantation in auditory Neuropathy. *The Laryngoscope* 1999; 109: 181-185.
25. Trautwein P, Sininger Y, Nelson R. Cochlear Implantation of Auditory Neuropathy. *J of Am Acad Audiol* 2000; 11(6): 309-315.

CAPÍTULO

C2.4

Evaluación radiológica

A. Ramos Macías, A. Wiehoff, L. Cabrera, P. Alemán, J. Rivero Suárez y S. Alayón

INTRODUCCIÓN

La importancia de los estudios radiológicos en la implantación coclear radica en la aportación a diversos aspectos: estudio del diagnóstico etiológico, abordaje o diseño quirúrgico, monitorización intraoperatoria, control postratamiento y documentación en casos especiales.

En la actualidad disponemos de las siguientes técnicas, que describimos posteriormente:

1. Radiografía simple.
2. Estudio mediante fluoroscopia dinámica.
3. Tomografía axial computarizada de alta resolución (TC).
4. Resonancia magnética nuclear (RMN).

RADIOLOGÍA SIMPLE

Si bien es cierto que es de escasa utilidad en la valoración preoperatoria, es muy importante para la evaluación postoperatoria de la guía de portaelectrodos (fig. 1). Esta radiografía simple se puede realizar tanto intra como postoperatoria. Las proyecciones que más se utilizan son: la proyección clásica de Stenvers y la proyección de Xu, también denominada *Cochlear view* (1,2). El principio de esta proyección es dirigir el rayo X hacia la cóclea y paralelo al eje anatómico de dicho órgano.

ESTUDIO MEDIANTE ESCOPIA DINÁMICA

En la actualidad se utilizan los arcos de escopia para evaluar el mecanismo de inserción de los diversos tipos

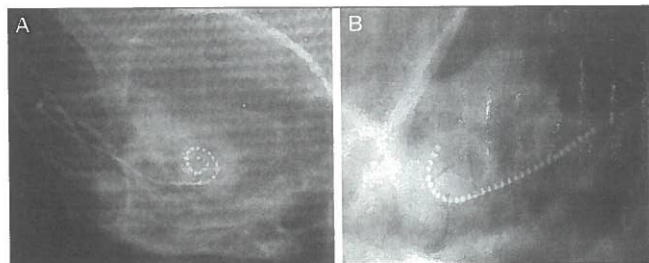


Figura 1. Radiografía simple en la que podemos observar un caso de inserción completa (A) y uno de inserción parcial en un paciente con hipoplasia coclear (B).

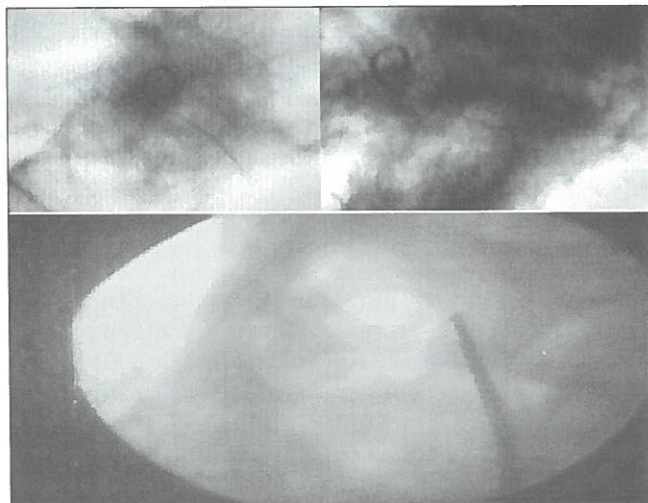


Figura 2. Estudio de la inserción del electrodo Nucleus Contour mediante fluoroscopia.

de electrodos en los diversos sistemas de implante coclear. Este sistema se encuentra muy difundido en relación con los estudios de desarrollo de los diversos tipos de electrodos (fig. 2), aunque no en la clínica diaria.

Una variante que se extiende en su uso es la escopia estática intraoperatoria, que, aunque no mejora a la radiografía simple, dado su facilidad de manejo se utiliza durante el acto quirúrgico.

TOMOGRAFÍA AXIAL COMPUTARIZADA DE ALTA RESOLUCIÓN

Importancia de la tomografía axial computarizada de alta resolución en el estudio preoperatorio del implante coclear

La TC ha mejorado sustancialmente el estudio de los pacientes candidatos a una implantación coclear. Las apariciones en el mercado que permiten reconstrucciones de alta definición, sistemas helicoidales que reducen tanto el tiempo como la cantidad de radiación, han hecho que este estudio sea esencial en el paciente antes de la intervención quirúrgica.

En general se considera necesario que los estudios aporten cortes tanto axiales como coronales. Hasta hace poco se consideraba muy útil realizar los cortes en pro-



Figura 3. Imagen de tomografía axial computarizada de alta resolución en la que se observan las estructuras de oído medio normales.

yección de Stenvers, pero con los nuevos sistemas de reconstrucción y captura de imagen se pueden reconstruir las proyecciones en función del tipo de estudio que se necesite. No es necesario, a la hora de estudiar una implantación coclear, la utilización de contrastes. Los cortes se realizan con programa de “ventana ósea” en cortes de 1 mm y con desplazamiento de 1 mm.

Respecto a la interpretación de las imágenes es necesario en primer lugar observar las posibles modificaciones de la cortical mastoidea (importantísimo en casos de los niños pequeños, donde esta zona se encuentra muy poco desarrollada y puede orientarse hacia un posible problema a la hora de colocar el estimulador receptor. Seguidamente es necesario la evaluación de las estructuras de oído medio, incluido el nervio facial y su trayecto (fig. 3) y la mastoides. En este punto es necesario conocer el estado de neumatización de la mastoides, así como, en caso de niños pequeños, su desarrollo.

Las imágenes del oído interno permiten estudiar las posibles lesiones o anomalías de la cápsula ótica. Ésta en condiciones normales es uniformemente opaca (fig. 4). Dentro de las anomalías anatómicas más importantes destacan:

- Malformaciones congénitas.
- Alteraciones obliterantes del oído interno.



Figura 4. Imagen radiológica (tomografía axial computarizada) de la cóclea de configuración normal.

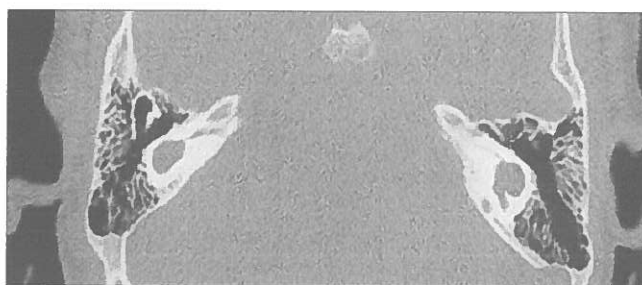


Figura 5. Tomografía axial computarizada de alta resolución de paciente con “cavidad común” bilateral.

La TC es importante en el diagnóstico de las malformaciones congénitas de oído interno, en especial de las alteraciones del laberinto óseo y membranoso (3), que pueden dar como resultado modificaciones de la propia técnica quirúrgica (4), como ya veremos posteriormente en el capítulo sobre la cirugía de las malformaciones de oído interno (figs. 5 y 6). Así, en el caso de la malformación de Mondini, se observa la disminución en el número de vueltas, asociada a un acueducto coclear ensanchado en muchos de los casos.

La TC también es de ayuda en el estudio de las modificaciones cocleares que cursan con obliteración de la luz coclear. Las obliteraciones pueden cursar con o sin depósito cálcico (áreas de fibrosis); en el caso de estas últimas es posible que las lesiones pasen desapercibidas. Por ello, tanto en el caso de sospecha de malformación como de problemas obliterantes de la cóclea se recomienda realizar una RMN.

Las osificaciones secundarias a meningitis pueden observarse rápidamente, y afectan generalmente a la espira basal (fig. 7). Esta laberintitis osificante puede afectar a toda la cóclea. En el caso de otosclerosis, se define un lesión denominada “cóclea en capas de cebolla” (5), en relación directa con los focos otoscleróticos cocleares que dan aspecto de doble membrana (fig. 8). Otras modificaciones están en relación con traumatismos cocleares o alteraciones autoinmunes.



Figura 6. Tomografía axial computarizada de alta resolución en la que se muestra una S de Mondini (alteración congénita de la partición).

Importancia de la tomografía axial computarizada de alta resolución en el estudio postoperatorio del implante coclear

La TC no se utiliza de forma habitual en el control postoperatorio del implante coclear. En primer lugar, el propio dispositivo crea una serie de artefactos de la señal radiológica que son de difícil manejo. En segundo lugar, la radiología simple nos da toda la información necesaria.

En casos excepcionales, como malformaciones y osificaciones, la TC podría ser de utilidad en el estudio de la disposición del portaelectrodo en la cóclea (fig. 9).

RESONANCIA MAGNÉTICA NUCLEAR

La RMN ha permitido completar el estudio radiológico de los pacientes en el programa de implante coclear. Su importancia viene dada por el hecho de que nos permite el estudio de los elementos "blandos" del oído (VII y VIII par, líquidos laberíntico, etc.).

Aunque su realización no se desarrolla de forma sistemática en todos los centros, está especialmente indicada en casos en los que existan dudas sobre las estructuras del oído interno: presencia o ausencia de líquidos laberínticos (fig. 10), o en casos de malformación congénita, en los que la necesidad de identificar las estructuras neurales es vital (fig. 11).

En la actualidad son los sistemas con 1,5 teslas los que más se utilizan. Se necesitan cortes finos de 1 mm. Las



Figura 7. Tomografía axial computarizada de alta resolución en la que se observa un caso de osificación coclear secundaria a meningitis.



Figura 8. Tomografía axial computarizada de alta resolución en la que se observa un caso de osificación coclear secundaria a otosclerosis

imágenes potenciadas en T_1 nos permite identificar los elementos grasos, siendo las imágenes potenciadas en T_2 las que permiten identificar los líquidos. En el estudio convencional del implante coclear no precisa la utilización de gadolinio. Los sistemas de secuencias rápidas (*fast spin echo*) y los sistemas CISS (*current interlevel sample*) permiten identificar las estructuras neurales con una alta definición (fig. 12).



Figura 9. Tomografía axial computarizada de alta resolución en la que se observa un caso de inserción de la guía de electrodos en un caso de osificación coclear secundaria a otosclerosis, donde se realizó la inserción a través de la escala vestibular.

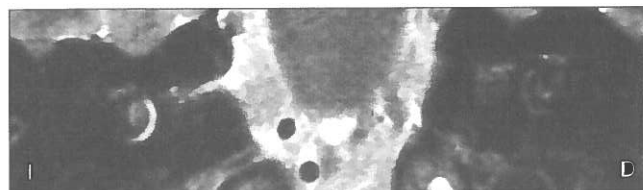


Figura 10. Resonancia magnética nuclear en la que se muestra una disminución de la señal, en el lado derecho, de los líquidos laberínticos en relación con una osificación coclear.



Figura 11. Resonancia magnética nuclear en la que se muestran cavidades comunes bilaterales.

Hay que tener en cuenta que la mayoría de los sistemas implantables tienen entre sus componentes elementos magnéticos, que impiden el desarrollo adecuado de la RMN; es importante su realización como elemento de referencia diagnóstica.

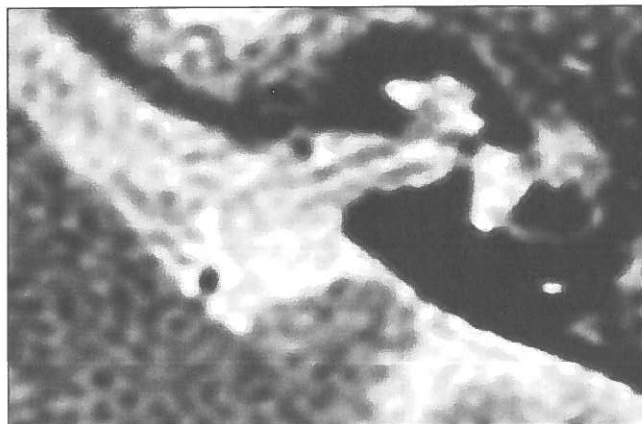


Figura 12. Resonancia magnética en T₂ (T₂ weighted gradient-echo imaging [3dft-ciss]), en la que se observa con perfecta claridad los pares craneales que ocupan el conducto auditivo interno.



Figura 13. Reconstrucción en 3D del oído interno y su relación con la arteria carótida (resonancia magnética nuclear).



Figura 14. Reconstrucción en 3D del oído interno y situación del portaelectrodo (tomografía axial computarizada).

SISTEMAS DE RECONSTRUCCIÓN

Tanto la RMN como la TC permiten la realización de estudios de reconstrucción en dos o tres dimensiones. Aunque su utilización clínica no está clara, desde un pun-

to de vista de investigación nos aporta datos de la situación del electrodo en el oído interno (figs. 13 y 14).

CONCLUSIONES

Los sistemas de estudio por la imagen son de gran utilidad en el manejo del paciente incluido en un programa de implante coclear.

Nuevos estudios, como la resonancia magnética funcional o PET (tomografía por emisión de positrones) abren una perspectiva de análisis funcional que hasta la fecha no hemos contado.

BIBLIOGRAFÍA

1. Xu J, Xu SA, Clark GM. Cochlear view: postoperative radiography for cochlear implantation. *Am J Otol* 2000; 21(1): 49-56.
2. Cohen LT, Xu J, Xu SA, Clark GM. Improved and simplified methods for specifying the position of the electrode bands of a cochlear implant array. *Am J Otol* 1996; 17(6): 859-865.
3. Jackler RK, De la Cruz A. The large vestibular aqueduct syndrome. *Laryngoscope* 1989; 99: 1238-1243.
4. Eisenman AJ, Ashbough C, Zwolan TA, Arts HA, Telian SA. Implantation of the malformed cochlea. *Otol Neurotol* 2001; 22: 834-841.
5. Damsma HG, De Groot JA, Zonneveld. CT of cochlear otosclerosis. *Radiol Clin North Am* 1984; 22: 37-43.

INTRODUCCIÓN

En la actualidad cualquier persona afectada por una hipoacusia neurosensorial periférica de grado profundo a grave es candidata a una implantación coclear para restituir su función auditiva. La técnica quirúrgica en la cirugía del implante coclear se basa en un acceso de la cóclea a través de un abordaje mastoideo y de una timpanotomía posterior, sin que difiera de cualquier otra cirugía otológica clásica. Tan sólo la realización de la cocleostomía y la posterior inserción del electrodo necesitan un entrenamiento específico.

Dada la existencia de diferentes dispositivos, se podrán ajustar a pequeñas variaciones quirúrgicas, sin alterar sustancialmente la técnica estándar.

El candidato a una implantación coclear debería relacionarse previamente con pacientes implantados, así como también debe suministrársele la información necesaria sobre el implante coclear, encuadrando su caso particular dentro de los resultados aceptables, para que se encuentre más motivado y su cooperación sea la más adecuada en el preoperatorio y en el periodo de rehabilitación subsiguiente, etapas en las que la familia ejerce un importante papel.

RADIOLOGÍA

Durante el período de evaluación y estudio clínico el candidato se someterá a diferentes exploraciones médicas y audiológicas para determinar su idoneidad a una implantación coclear. Tendrán desde el punto de vista quirúrgico una importancia relevante las pruebas radiológicas.

Tomografía computarizada

Permite la evaluación del componente óseo del hueso temporal así como de malformaciones o alteraciones de la cápsula ótica, valorando la permeabilidad coclear (fig. 1). Presentará una ayuda importante junto a la monitorización intraoperatoria en malformaciones asociadas a trayectos aberrantes del nervio facial.

Resonancia magnética nuclear

Permite contrastar la permeabilidad de los líquidos laberínticos con la tomografía computarizada (TC) y

valorar procesos fibróticos que pueden haber pasado inadvertidos en la TC. Asimismo, permite objetivar agenesias del nervio coclear, lo cual significaría una contraindicación absoluta en la implantación coclear (fig. 2).

MONITORIZACIÓN INTRAOPERATORIA

1. Monitorización de las funciones neurológicas del paciente (pares craneales) (fig. 3):

a) *Monitorización del nervio facial.* La utilización de un sistema de electromiografía continua de la musculatura facial permitirá conocer el estado del nervio facial durante el acto quirúrgico. Dicha técnica no se contempla imprescindible en una cirugía estándar, pero aporta una información muy valiosa en caso de malformaciones, oídos reintervenidos o en programas de formación de residentes, mencionando aparte tienen las connotaciones medicolegales que puedan darse en el futuro.

b) *Monitorización del nervio coclear.* Se utiliza para conocer si la estimulación del implante presenta una respuesta auditiva central eficaz, y se verifica la funcionalidad de la vía auditiva, así como el funcionamiento del dispositivo. Se realiza una vez que ha finalizado la inserción del electrodo intracoclear.

2. *Telemetría intraoperatoria.* En los últimos años la evaluación de la telemetría en la implantación coclear a dado un gran salto cualitativo gracias a las actuales técnicas de NRT (*neural response telemetry*), al aportar información detallada de la respuesta del nervio coclear a la estimulación eléctrica en diferentes zonas de la cóclea.

Asimismo, constata el correcto funcionamiento del dispositivo implantado, y determina los parámetros de estimulación durante la programación, de gran importancia en los niños.

Existen diferentes tipos de telemetría intraoperatoria: reflejo estapedial, EABR, EchoG, impedancia, complianza, NRT.

TÉCNICA QUIRÚRGICA

La preparación del paciente incluye antibioticoterapia según protocolo de quimioprofilaxis de cada centro.

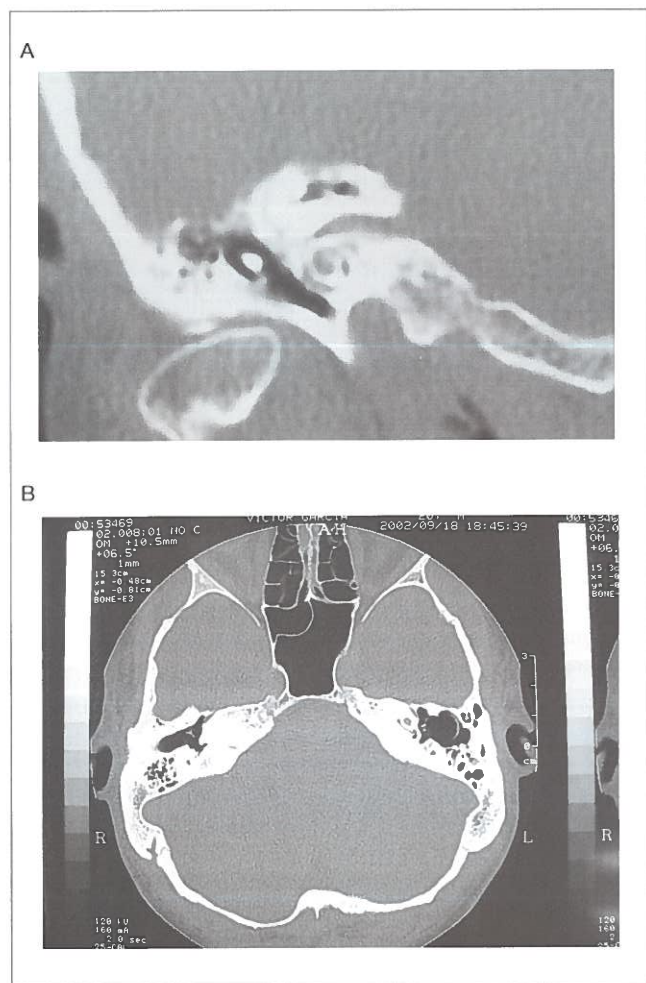


Figura 1. Tomografía computarizada. A) Osificación coclear parcial. B) Osificación coclear completa en el oído derecho.

La operación se realiza bajo anestesia general con una duración media de 90 min aproximadamente.

Incisión

Preparación del área quirúrgica con rasurado y enjabonado del cuero cabelludo unos 3 cm alrededor del pabellón auricular. Infiltración de un vasoconstrictor minutos antes de realizar la incisión para facilitar la hemostasia. La incisión busca un cómodo acceso a la mastoides y permite la adaptación de la bobina a nivel subperióstico en la zona temporoparietal.

Pueden realizarse, según las preferencias del cirujano, diferentes tipos de incisiones adaptándolas a las determinadas características de cada tipo de implante; cualquiera que sea la forma de incisión debe respetar siempre los márgenes de seguridad de 2 a 3 cm entre la incisión y la bobina receptora, contemplando un buen aporte vascular del colgajo cutáneo. Se han descrito diferentes tipos de incisiones (fig. 4), en la actualidad posiblemente la que

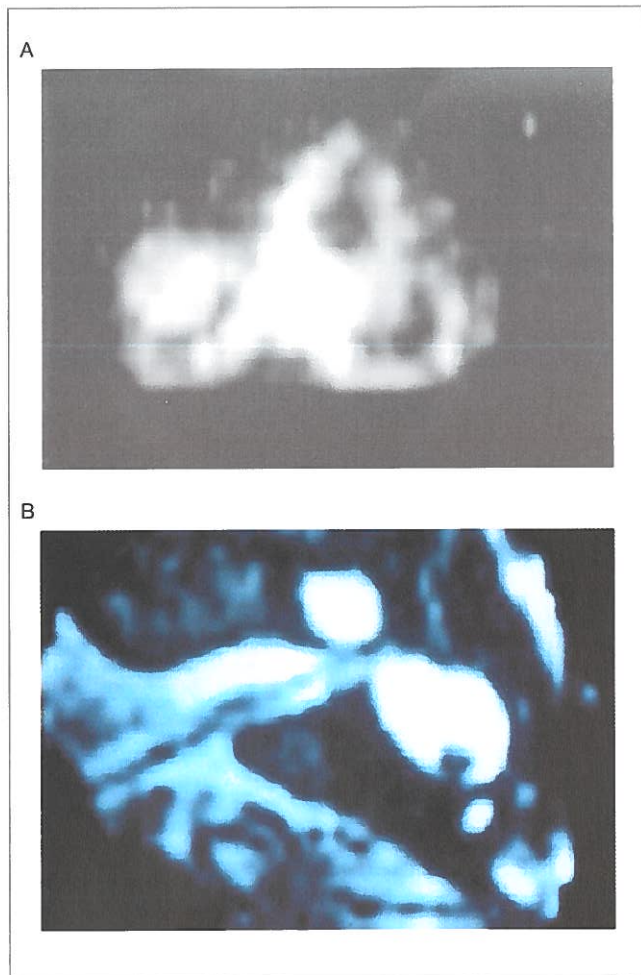


Figura 2. Resonancia magnética nuclear. A) Estenosis coclear incompleta. B) Agenesia del nervio coclear.

más se usa, por su reducido tamaño, es la incisión retroauricular con una pequeña prolongación posterosuperior, que permite un cómodo acceso mastoideo, así como una adecuada adaptación de la bobina receptora.

El borde anterior de la bobina externa debe guardar una distancia de unos 3 cm con el surco retroauricular, siguiendo una dirección que forme un ángulo de 30 a 45 grados, respecto a la horizontal que determina el conducto auditivo externo (CAE). Ello permitirá el alojamiento del micrófono y de los sistemas retroauriculares, además de darnos el espacio suficiente para la mastoidectomía. En el niño, la orientación de la bobina puede ser algo más verticalizada para tener un mejor apoyo de ésta sobre la curvatura del cráneo (fig. 5).

Colgajos

Una vez que se ha realizado la incisión cutánea, se disecciona el plano subcutáneo del muscular, y se obtiene de esta manera un abordaje suficientemente amplio que



Figura 3. Ordenador para monitorización de la función coclear y electromiografía facial.

permita la realización de un segundo plano de colgajos musculoperiostícos temporales, con un pedículo anterior que respete la vascularización del músculo temporal a través de la arteria temporal (fig. 6). En la región posterior (temporoparietal), se realiza un despegamiento subperiostíco, y se prepara un “bolsillo” entre el hueso y el periostio, donde quedará alojada y estabilizada la antena de la bobina.

La dimensión del colgajo ha de ser tal que evite la extrusión de la bobina; se aconseja que el grosor no exceda los 6 mm para una correcta fijación electromagnética de la bobina exterior. En el niño, dado que el implante es del mismo tamaño que el del adulto, la superficie abarcada por la incisión respecto a la superficie total del cráneo es mayor, lo que conlleva que la demanda de flujo sanguíneo del colgajo sea proporcionalmente mayor.

Mastoidectomía

La mastoidectomía debe proveer una cavidad con espacio suficiente para permitir un cómodo acceso a la timpanotomía posterior y alojar la porción del cable extracoclear.

Se inicia la mastoidectomía por detrás de la espina de Henle, se profundiza y amplía hacia los lados perfilando la pared posterior del CAE, y se deja como límite superior el tegmen mastoideo (fosa media). Inferiormente será suficiente fresar hasta la cresta digástrica, punto de referencia para la localización del nervio facial. El límite posterior debe permitir un cómodo acceso a la tercera porción del nervio facial y a la timpanotomía posterior. En la

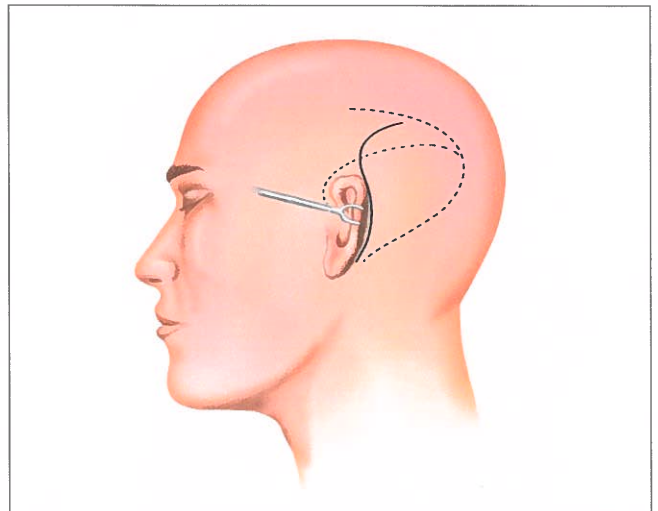


Figura 4. Incisiones cutáneas más utilizadas para la colocación del implante coclear.



Figura 5. Implante coclear.

situación de que exista un seno lateral anterior o procedente, puede realizarse una descompresión y depresión de éste para ganar acceso. Desde el punto de vista del antro y ático, hay que exponer prácticamente el yunque y visualizar el conducto semicircular lateral. La pared lateral del CAE se adelgaza para obtener un buen acceso a la timpanotomía posterior. En profundidad, se debe visualizar por transparencia el nervio facial, en el segundo codo y hasta el punto de emergencia de la cuerda timpánica (fig. 7).

Cuando existen antecedentes de cirugía del oído medio por un tratamiento de otitis crónica, puede realizarse la implantación tras la previa reconstrucción de éste.

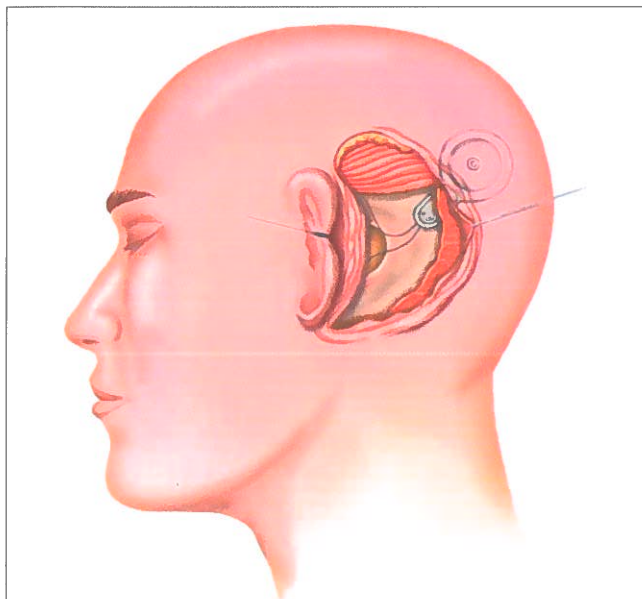


Figura 6. Colgajo muscular.

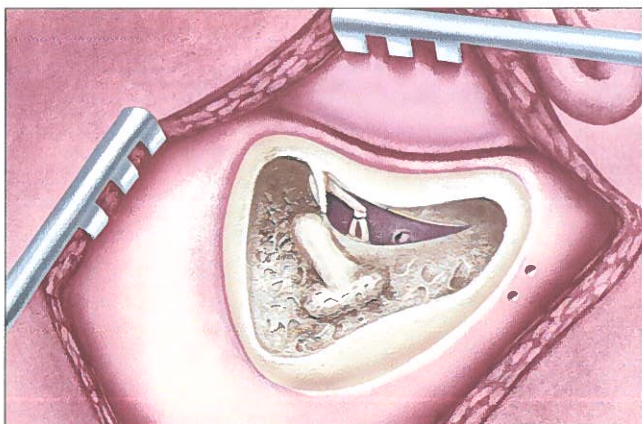


Figura 7. Mastoidectomía con timpanotomía posterior

Lecho óseo

Unos centímetros por detrás del margen posterior de la mastoidectomía se realiza un labrado óseo en la cortical temporal donde quedará alojada la bobina del implante. Esto es necesario debido al grosor que presentan en algunas zonas estos dispositivos, que en caso contrario producirían protrusiones cutáneas, y pueden llegar a provocar necrosis por decúbito.

Dependiendo de cada dispositivo y utilizando una muestra de ellos, suministrada por las compañías, se labrarán los espacios óseos adaptándolos a sus formas (fig. 8).

En adultos y niños de mayor edad la porción lateral del cráneo es lo bastante gruesa para permitir un tama-



Figura 8. Lecho óseo con bobina del implante.

ño de cavidad adecuado. Sin embargo, en niños pequeños, en quienes el cráneo es mucho más delgado, para realizarse una cavidad con la profundidad suficiente puede fresarse una isla circular de hueso previamente adelgazado hasta que quede una fina capa, que se deprime hacia la duramadre con la introducción de la bobina interna, lo que proporciona un mayor grado de protección de las estructuras subyacentes. Es conveniente fijar la bobina para evitar su extrusión así como una posible migración de ésta. Esta maniobra debe realizarse invariablemente en el niño pequeño dado el tamaño de la bobina y el grosor del cráneo.

A continuación se fresa un conducto para el paso del electrodo desde el lecho receptor hasta la mastoides, para lo que puede realizarse un canal o túnel.

Con los primeros implantes cocleares se solían utilizar puntos de dacrón en la pared posterior del CAE y de la punta de la mastoides para poder estabilizar el electrodo y evitar extrusiones. En la actualidad se tiende a no utilizar este tipo de suturas, ya que en algunos casos provocaron reacciones de cuerpo extraño en el CAE. En los niños, debido al crecimiento de la mastoides y sobre todo de la punta, se podrían provocar migraciones indeseables

del haz del electrodo, por lo que se utiliza un solo punto de dacrón en la zona posterior del tegmen mastoideo para estabilizar el electrodo.

Timpanotomía posterior

La exposición coclear se realizará a través de un abordaje por timpanotomía posterior de la caja del tímpano, entre la tercera porción del nervio facial y la cuerda del tímpano; en casos en la que la exposición coclear no sea suficiente, se extenderá la timpanotomía sacrificando la cuerda del tímpano hasta el marco timpánico, siendo el *anulus* fibroso el límite anterosuperior. La dimensión de la timpanotomía no será exclusivamente hasta exponer la ventana redonda, sino suficiente para poder introducir y trabajar a través de ella en el momento de la inserción de los electrodos intracocleares (fig. 9).

Se realiza utilizando fresa diamantada siguiendo la disección del nervio facial hasta verlo por transparencia, pero respetando el canal de Falopio. Por arriba se descubrirá la apófisis corta del yunque y por debajo el origen de la cuerda timpánica, que debe visualizarse en todo su recorrido, ya que es el límite superior de la timpanotomía. A través de la timpanotomía se observa la apófisis larga del yunque, el estribo, el promontorio, la ventana redonda y el hipotímpano. En este punto hay que mencionar que las dimensiones del nicho del facial en el niño son similares a las que se encuentran en el adulto, por lo que la dificultad es similar.

Cocleostomía

Este tiempo es particularmente crítico ya que, además del riesgo de dañar el electrodo y/o las estructuras de la cóclea, la facilidad de la introducción del electrodo dependerá de la orientación y el diámetro adecuados de la cocleostomía.

Pueden seguirse dos sistemas: ampliar la ventana o realizar una fenestración a ésta. Esto dependerá de factores, como la anatomía particular de cada caso y el tipo y grosor del implante que se vaya a insertar. En el caso del implante Nucleus, aunque maleable, es preferible realizar una fenestración de la cóclea debido a su diámetro, lo que dará un acceso muy directo a la rampa timpánica. La entrada a la escala timpánica de la cóclea se logra mejor a través de una cocleostomía, que se hace anterior e inferior al borde de la membrana de la ventana redonda (fig. 9). La perforación es ligeramente mayor que el electrodo que se desea implantar, por lo común 0,5 mm. Se realiza con fresa diamantada hasta observar una "línea azul" y visualizar la membrana de endostio. Ésta se retira con puntas pequeñas o escarificadores manuales para evitar al máximo cualquier posible traumatismo. En este paso resulta de gran ayuda la información que nos proporciona la TC, tanto respecto al estado de la cóclea misma como a la orientación de la fenestración, si

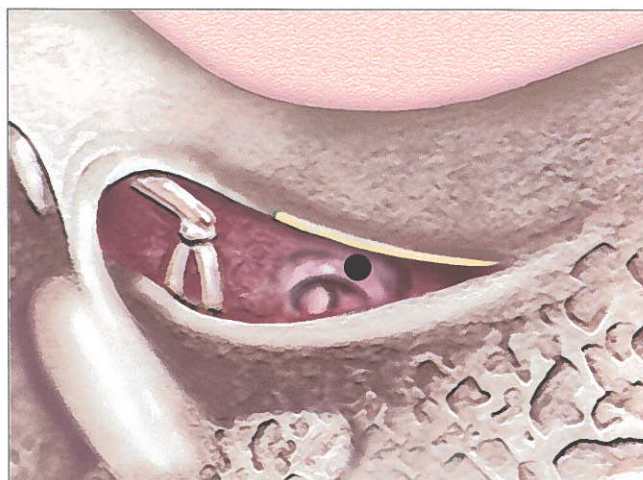


Figura 9. Timpanotomía posterior y sus límites (fosa incudis, nervio facial y cuerda del tímpano).

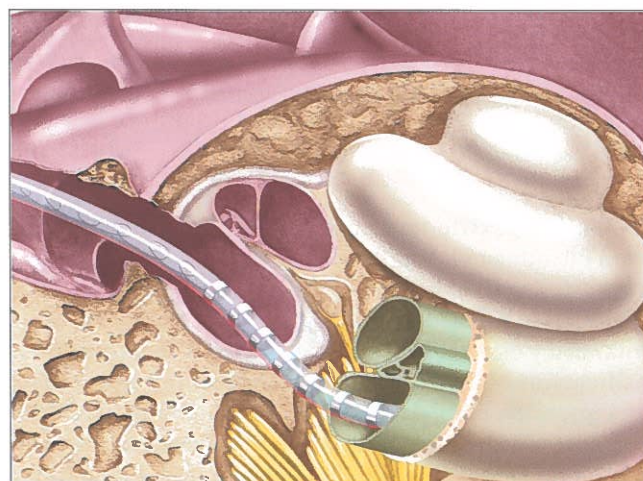


Figura 10. Introducción del implante coclear en la rampa timpánica. La introducción debe realizarse suavemente evitando la utilización de maniobras forzadas.

bien existe la posibilidad en casos muy seleccionados de ayudarse de imágenes TC helicoidal en tres dimensiones (3D).

La inserción de los electrodos activos se practica introduciendo el implante de 17 a 25 mm, dependiendo del tipo del electrodo, evitando forzar las maniobras y el pliegue sobre sí mismo. Dicha introducción debe realizarse suavemente con la ayuda de un tenedor o bien una pinza sin dientes, que únicamente deberán guiar el electrodo sin pinzarlo. Si las maniobras resultan difíciles al final de la introducción de los electrodos, es mejor no forzar su entrada (fig. 10).

En la actualidad existen diferentes tipos de electrodos: rectos, perimodiolares, dobles, con posicionador, etc., por lo que cada uno presentará características de inserción propias (fig. 11).

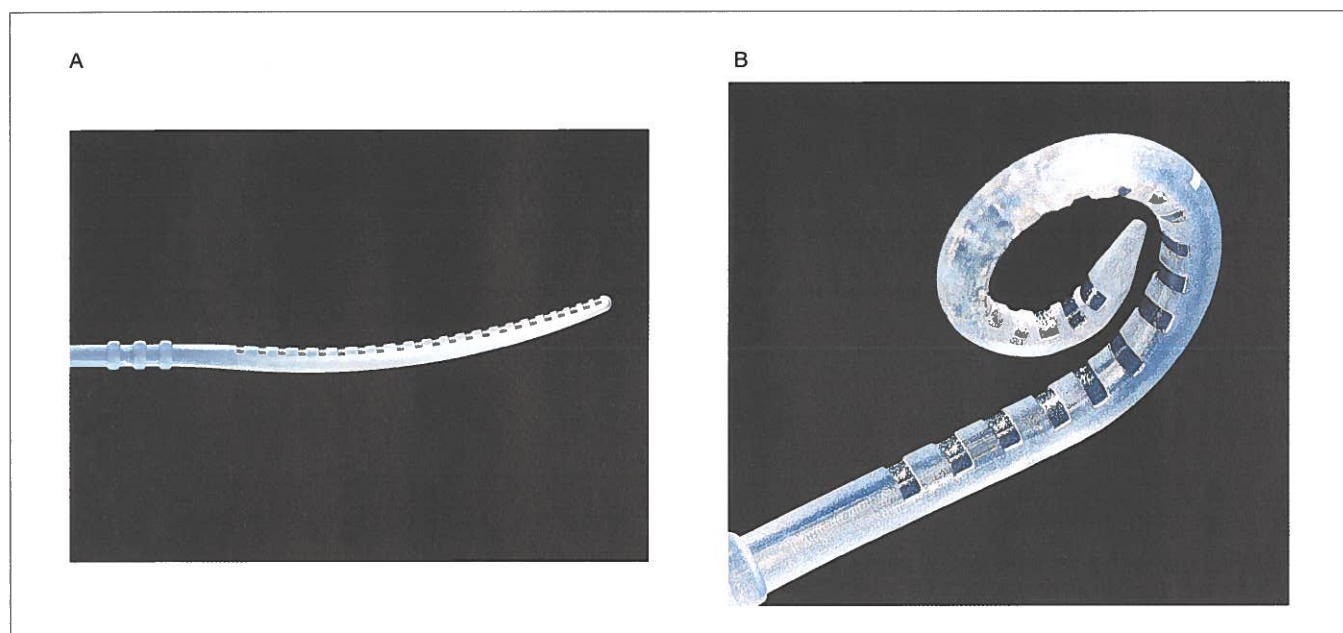


Figura 11. A) Electrodo recto. B) Electrodo perimodiolar.

Cuando existe una anomalía coclear, la estrategia para introducir el conjunto de electrodos durante la cirugía varía según el grado de obstrucción. Cuando la osificación es mínima, con frecuencia puede extirparse en su totalidad y es posible introducir todos los electrodos. Si la osificación es más extensa, generalmente sólo se logra una inserción parcial de los electrodos, debiendo realizar con anterioridad una extirpación por fresado de la osificación de la vuelta basal de la cóclea introduciendo el mayor número de electrodos posibles. Un procedimiento más enérgico es realizar un fresado completo del caracol según lo describe Gantz, otra técnica sería la realización de cocleostomías dobles para la introducción de dos electrodos en la luz coclear, con lo que se evita la zona osificada.

Fijación del dispositivo

Se coloca entonces el receptor interno sobre su lecho, sujetándolo con suturas sobrepuestas ancladas en el hueso adyacente. Esta fijación es especialmente importante en el niño para evitar toda posible extrusión ocasionada por el grueso de la piel. La estabilización del electrodo se completa colocando un pequeño trozo de músculo temporal junto con cola de fibrina para sellar la fenestración coclear. Es fundamental que la porción proximal del conjunto de electrodos quede contenida totalmente dentro de la cavidad mastoidea, esto reduce el riesgo de desplazamiento de la prótesis fuera del caracol durante el proceso de cicatrización y permite un movimiento libre limitado en caso de que crezca la cabeza.

En el niño, según sea su edad, hay que cuidar que la porción proximal de los electrodos quede con la libertad de movimiento necesaria, para evitar el desplazamiento de su porción distal fuera del caracol como consecuencia del crecimiento posterior de la cabeza.

En el caso del Nucleus, el electrodo adicional en forma de bola se inserta por debajo del músculo temporal. Además, éste es el momento adecuado para verificar intraoperatoriamente el funcionamiento de los electrodos mediante la telemetría que se ha descrito anteriormente.

Cierre

Se procede a cerrar la cavidad. En este momento, cualquier punto sangrante debe tratarse con mucho cuidado con la pinza de coagulación bipolar a baja intensidad y sin actuar cerca del implante. La sutura se realiza por planos, de forma que mantenga la estabilidad del receptor en su lecho: primero se cierra el músculo y la aponeurosis, y después la piel.

Es conveniente tomar una radiografía simple transorbitaria para verificar la correcta posición del implante.

Postoperatorio

Una vez que haya finalizado la intervención, el paciente permanecerá en reposo absoluto en las horas siguientes, con la administración de líquidos y el tratamiento farmacológico habitual (ATB según profilaxis del centro, analgésicos y si fuera necesario antieméticos y antivertiginosos).

Tanto en niños como en adultos el alta hospitalaria será entre las 24-48 h, y el paciente se controlará a la semana, aproximadamente, tras la cual se le retirarán los apósitos y se realizará el control de la zona quirúrgica.

El paciente se citará al mes para la activación y primera programación del dispositivo.

BIBLIOGRAFÍA

- Arts HA, Garber A, Zwolan TA. Cochlear implants in young children. *Otolaryngol Clin North Am* 2002; 35(4): 925-943.
- Au G, Gibson W. Cochlear implantation in children with large vestibular aqueduct syndrome. *Am J Otol* 1999; 20(2): 183-186.
- Balkany TJ, Hodges AV, Eshraghi AA, Butts S, Bricker K, Lingvay J et al. Cochlear implants in children—a review. *Acta Otolaryngol*. 2002; 122(4): 356-362.
- Berrettini S, Forli F, Neri E, Segnini G, Franceschini SS. Scala vestibuli cochlear implantation in patients with partially ossified cochleas. *J Laryngol Otol* 2002; 116(11): 946-950.
- Colletti V, Fiorino FG, Saccetto L, Giarbini N, Carner M. Improved auditory performance of cochlear implant patients using the middle fossa approach. *Audiology* 1999; 38(4): 225-234.
- El-Kashlan HK, Arts HA, Telian SA. Cochlear implantation in chronic suppurative otitis media. *Otol Neurotol* 2002; 23(1): 53-55.
- Harker LA, Vanderheiden S, Veazey D, Gentile N, McCleary E. Multichannel cochlear implantation in children with large vestibular aqueduct syndrome. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 1999; 177: 39-43.
- Hodges AV, Villasuso E, Balkany T, Bird PA, Butts S, Lee D et al. Hearing results with deep insertion of cochlear implant electrodes. *Am J Otol* 1999; 20(1): 53-55.
- Laszig R. Cochlear implants in children (soft surgery). *Adv Otorhinolaryngol* 2000; 57: 87-89.
- Lenarz T, Lesinski-Schiedat A, Von der Haar-Heise S, Illg A, Bertram B, Battmer RD. Cochlear implantation in children under the age of two: the MHH experience with the clarion cochlear implant. Medizinische Hochschule Hannover. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 1999; 177: 44-49.
- MacArdle BM, Bailey C, Phelps PD, Bradley J, Brown T, Wheeler A. Cochlear implants in children with craniofacial syndromes: assessment and outcomes. *Int J Audiol* 2002; 41(6): 347-356.
- Moore A, Cheshire IM. Multi-channel cochlear implantation in patients with a post-traumatic sensorineural hearing loss. *J Laryngol Otol* 1999; 24: 34-38.
- Slattery WH 3rd, Fayad JN. Cochlear implants in children with sensorineural inner ear hearing loss. *Pediatr Ann* 1999; 28(6): 359-363.
- Waltzman SB, Cohen NL, Green J, Roland JT Jr. Long-term effects of cochlear implants in children. *Otolaryngol Head Neck Surg* 2002; 126(5): 505-511.
- Waltzman SB, Scalchunes V, Cohen NL. Performance of multiply handicapped children using cochlear implants. *Am J Otol* 2000; 21(3): 329-335.

Técnica quirúrgica en casos de cócleas alteradas: osificaciones y malformaciones

A. Ramos Macías, A. Osorio Acosta, J.R. Vasallo Morillas y D. Pérez Plasencia

INTRODUCCIÓN

La cirugía para la colocación del implante coclear debe realizarse según los criterios anatómicos específicos en cada paciente. De aquí que debamos distinguir como diferente ciertos rasgos específicos entre adultos y niños, sobre la base de las diferencias en el desarrollo anatómico en las distintas edades, así como otras situaciones especiales que necesiten una modificación en la técnica quirúrgica.

En este capítulo presentaremos las modificaciones quirúrgicas para adaptar el implante coclear a las alteraciones relacionadas con la normal configuración de la cóclea: malformaciones congénitas y osificaciones cocleares.

Los primeros planteamientos que nos debemos hacer en estas alteraciones cocleares son:

1. ¿Es posible un abordaje quirúrgico satisfactorio de la cóclea?
2. ¿Es posible realizar una estimulación de los restos neurales de la cóclea?

En este punto debemos tener en cuenta que estas alteraciones llevan asociadas lesiones de la población neural; además, en muchos casos la propia técnica quirúrgica produce alteraciones de la estructura coclear que puede derivar en alteraciones en la estimulación.

3. ¿Es posible conseguir buenos resultados tras la implantación coclear en estos casos?

CIRUGÍA DEL IMPLANTE COCLEAR EN MALFORMACIONES CONGÉNITAS

Clasificación de las malformaciones de oído interno

Las malformaciones de oído interno están presentes entre el 15 y el 20% de los pacientes que presentan una hipoacusia neurosensorial grave-profunda. En 1791 Mondini describe la que es reconocida como la primera malformación congénita de oído interno. Ésta se caracterizaba por una cóclea con sólo una vuelta y media y una alteración en la partición de las diversas escalas, asociada a un vestíbulo ensanchado y a un acueducto vestibular también dilatado.

Las malformaciones de oído interno han recibido diversas clasificaciones. Sin entrar a discutir sus características,

Tabla 1. Malformaciones del laberinto óseo y membranoso

Aplasia completa del laberinto

Anomalías cocleares

Aplasia coclear
Hipoplasia coclear
Partición incompleta
Cavidad común

Anomalías laberínticas

Displasia de canales semicirculares
Aplasia de canales semicirculares

Anomalías del acueducto

Acueducto vestibular ensanchado
Acueducto coclear ensanchado

Anomalías del conducto auditivo interno

Conducto auditivo interno estrecho
Conducto auditivo interno ancho

seguiremos la que realizó Jackler, dado que es la que mayor número de referencias bibliográficas presenta (1).

Jackler divide las malformaciones en dos grandes grupos:

- Malformaciones limitadas al laberinto membranoso.
- Malformaciones del laberinto membranoso y óseo (tabla 1).

De ellas, las de mayor interés en la cirugía son las alteraciones del laberinto membranoso y óseo. La aplasia se define como la ausencia completa de la cóclea. Las alteraciones de la partición hacen referencia a la pérdida del septo interescalar entre las espiras apical y media. La hipoplasia coclear hace referencia a la disminución del número de espiras, en diversos grados. Por último, la cavidad común se caracteriza por una pérdida del septo interescalar y la formación de una cavidad única que unifica la cóclea y el vestíbulo. Respecto a las posibilidades quirúrgicas, en relación con la implantación coclear, las podemos clasificar en tres grupos:

1. Contraindicaciones quirúrgicas. En este grupo se encuentran las malformaciones que tienen su apari-

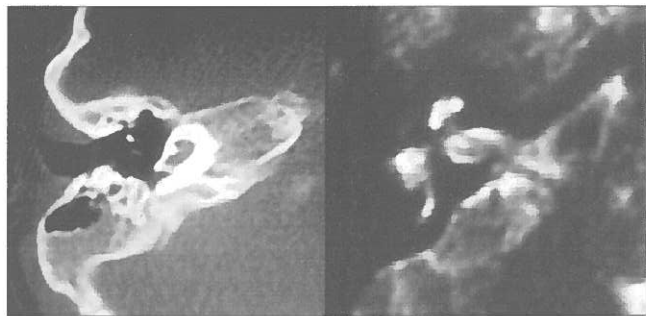


Figura 1. Tomografía axial computarizada y resonancia magnética de un caso de malformación de Mondini.

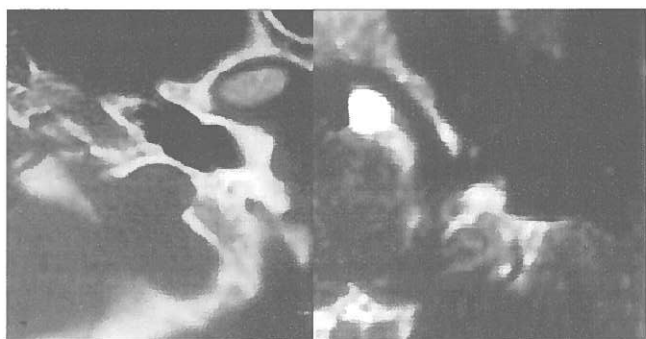


Figura 2. Tomografía axial computarizada y resonancia magnética de un caso de agenesia coclear.

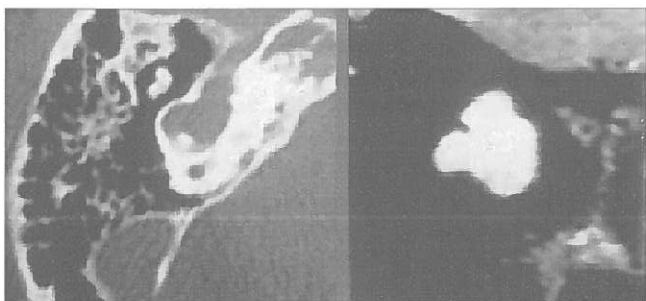


Figura 3. Tomografía axial computarizada y resonancia magnética de un caso de cavidad común. Se observa la comunicación con el líquido cefalorraquídeo.

ción en los estadios madurativos precoces del niño: aplasia coclear, hipoplasias muy graves y anomalías del conducto auditivo interno (CAI) asociadas con agenesia del nervio coclear.

2. Malformaciones mayores. En ellas el riesgo quirúrgico se encuentra muy elevado y es difícil predecir la evolución y el resultado. Entre ellas se encuentran la cavidad común y las hipoplasias graves.
3. Malformaciones menores. El riesgo quirúrgico, aunque mayor que en la cirugía de la cóclea normoconformada, es el menor del grupo. Aquí se encuentran las alteraciones de la partición, las hipoplasias leves, las alteraciones del acueducto y las alteraciones del vestíbulo.

aciones de la partición, las hipoplasias leves, las alteraciones del acueducto y las alteraciones del vestíbulo.

No obstante se ha de considerar cada caso de forma individualizada, y realizar un planteamiento personalizado en cada caso.

Evaluación preoperatoria

La mayor parte de las alteraciones congénitas del oído interno se diagnostican basándose en el estudio de las modificaciones del laberinto óseo y membranoso, de aquí la importancia del estudio por imagen.

Evaluación por imagen

Ante toda sospecha de malformación de oído interno es fundamental el estudio mediante tomografía axial computarizada de alta resolución (TC) y resonancia magnética nuclear (RMN). Esto nos permite evaluar, por un lado, las alteraciones del laberinto óseo y las modificaciones de los líquidos cocleares, ausencia de estructuras y estudio de la vía auditiva central (figs. 1 y 2).

Tras este estudio podemos, en primer lugar, clasificar el tipo de malformación, y en segundo lugar, hacer un planteamiento de las posibilidades quirúrgicas. Dos elementos deben evaluarse de forma exquisita en el estudio radiológico: la posibilidad de un trayecto anómalo del nervio facial (posteriormente realizaremos un análisis de este problema) y la posibilidad de una fístula del líquido cefalorraquídeo (LCR), generalmente en relación con los acueductos ensanchados y la presencia de la cavidad común (fig. 3).

En el estudio mediante TC se recomienda usar el algoritmo de ventana ósea con cortes finos (cortes de 1 mm x 1 mm de sección). Respecto a la RMN, es importante realizar el estudio convencional en T₁ y T₂ (uso de contraste de Gadolinio), así como incorporar el estudio en potenciación en T₂ con 3D-CISS (*constructive interference in steady state sequences*).

Estudio neurofisiológico preoperatorio

Como hemos comentado anteriormente, las alteraciones morfológicas de la cóclea durante el desarrollo embrionario pueden llevar acompañadas alteraciones de la población neural, incluso de la vía auditiva. En casos como la cavidad común es normal encontrar una distribución de los elementos neurales situados en la superficie de la propia cavidad, sin organización tonotópica. Por otro lado, en casos con hipoplasia o estrechez del CAI, los estudios por imagen son incapaces de determinar a ciencia cierta la existencia de los distintos componentes neurales del CAI (2).

Por todo ello, en muchos casos se hace necesario el estudio de pruebas que nos permitan determinar el esta-

do de la población neural. (Revisar el capítulo “Telemetría en implantes cocleares”).

Estas evaluaciones pueden realizarse en la fase preoperatoria. Las que más se utilizan son:

1. Potenciales evocados eléctricamente estimulados. Se realizan tras la estimulación en ventana redonda. Su registro no siempre es posible por la cantidad de artefactos que ocasiona.
2. Electrocoileografía. Aunque se utiliza menos, presenta un gran índice de falsos negativos.
3. Test promontorial. Sólo es posible en pacientes adultos colaboradores.

A pesar de todo ello, en algunos casos no podemos confirmar las respuestas evocadas eléctricamente, y es fundamental en estos casos la realización intraoperatoria, tras la colocación de la guía de electrodos, y la evaluación de la estimulación del implante coclear. Para ello contamos con dos pruebas:

- Telemetría de respuesta neural
- Potenciales evocados eléctricamente estimulados

Con todo ello podremos obtener datos suficientes para la evaluación y programación posterior. A pesar de todo, es muy difícil garantizar una estimulación totalmente adecuada y sin complicaciones (estimulación de otras estructuras vecinas como el VII par) en este tipo de pacientes.

Cirugía de las malformaciones congénitas menores

En este grupo se incluyen: alteraciones de la partición, hipoplasias leves, alteraciones del acueducto y alteraciones del vestíbulo.

El abordaje quirúrgico en estos pacientes es similar al que se realiza en la cirugía convencional, aunque deben hacerse algunas precisiones.

Durante la preparación quirúrgica es necesario realizar, en todos los casos donde se sospeche una malformación congénita de oído interno, una monitorización del nervio facial. Como ya veremos posteriormente, las alteraciones del trayecto del nervio facial se encuentran asociadas a las malformaciones en un alto porcentaje de pacientes. Por tanto, es necesario informar al equipo anestésico sobre el control de la miorrelajación durante el acto operatorio (fig. 4). También es preciso una profilaxis antibiótica, con antimicrobianos que atraviesen la barrera hematoencefálica, debido al riesgo elevado que pueden presentar estos pacientes de meningitis.

Respecto a la incisión, no recomendamos usar incisiones mínimamente invasivas en estos pacientes, ya que la posibilidad de complicaciones, como veremos más adelante, es elevada, y es necesario el control adecuado en todo momento.



Figura 4. Preparación preoperatoria. Cabe destacar la utilización de monitorización del VII par.

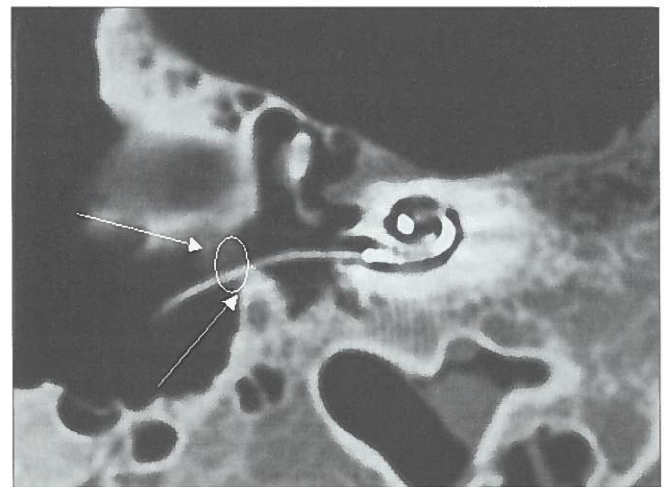


Figura 5. Imagen en la que se observa la importancia de la realización de una amplia cocleostomía en relación con la adecuada exposición del promontorio (flechas).

En estos casos, está recomendado el abordaje transmastoides del receso facial hacia la región promontorial. La identificación de la apófisis corta del yunque y el *butress* es importante en estos pacientes, donde en casos de hipoplasias de canales semicirculares esta referencia anatómica pierde su validez. El adelgazamiento de la pared posterior del conducto auditivo externo debe efectuarse en todos los casos. La apertura del receso facial tiene que realizarse con cuidado tras la realización de una timpanotomía posterior amplia, que permita exponer de forma adecuada la región promontorial (fig. 5). La visión en este punto debe permitir observar tanto la región hipotimpánica, la ventana redonda y controlar la región de entrada de la trompa de Eustaquio, ya que en casos de salida del LCR (Gusher) es necesario bloquear dicha estructura para conseguir el control y sellado de dicha fistula. Por ello, en muchos casos es necesario sacrificar la cuerda del tímpano y la extracción del yunque (algunos autores lo realizan sistemáticamente antes de

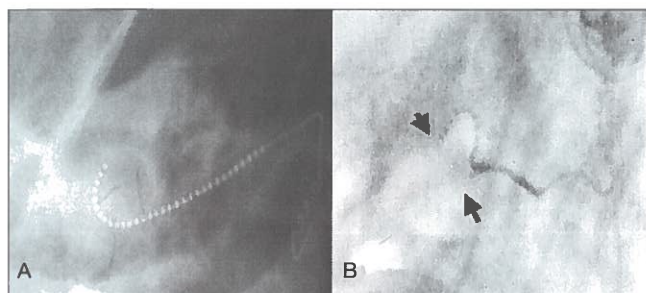


Figura 6. A) Radiografía de un control de inserción de portaelectrodos en un caso de hipoplasia coclear. B) Fluoroscopia intraoperatoria de inserción en un caso de cavidad común (flechas).

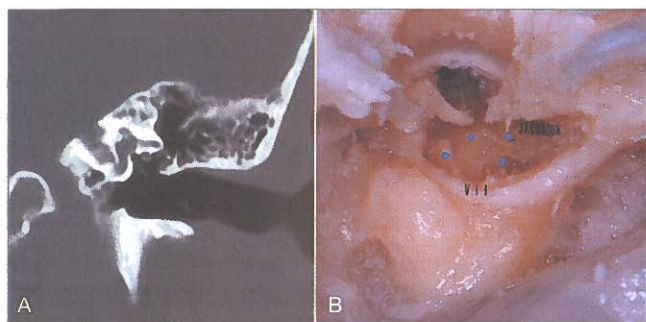


Figura 7. A) Tomografía computarizada de una anomalía en el trayecto del nervio facial. B) En la imagen del hueso temporal se localizan las áreas donde se sitúa el VII par en los casos de trayectos anómalos.

la cocleostomía, y otros sólo en caso de la fístula tras realizar la cocleostomía) (3).

Una vez completado el abordaje, se realiza la cocleostomía con fresa diamantada de 1-1,5 mm de diámetro mayor. En muchos casos el nicho de la ventana redonda se encontrará escondido bajo el proceso piramidal, por lo que se debe proceder al fresado cuidadoso en sentido anterior hasta exponer la rampa timpánica. En los casos de malformaciones menores es raro la aparición de complicaciones (se tratarán posteriormente).

La inserción de la guía de portaelectrodos se debe realizar con mucho cuidado, sin forzar la inserción en ningún momento. Es necesario en todos los casos la comprobación radiológica o por fluoroscopia intraoperatoria (fig. 6). Una vez realizada la estabilización de la guía de portaelectrodos, se procede al cierre y cuidados postoperatorios habituales en los casos en los que no se observaron ninguna complicación.

Cirugía de las malformaciones congénitas mayores

Como hemos visto anteriormente, en el caso de las malformaciones menores la técnica quirúrgica convencional es la que debemos utilizar, con algunas modifica-

ciones de orden menor ya mencionadas. En el caso de las malformaciones mayores, en especial en el abordaje de la cavidad común, debemos contemplar la posibilidad altamente probable de la aparición de complicaciones, por ello su conocimiento previo puede favorecer su resolución (4).

Respecto a la preparación prequirúrgica, como el abordaje de estos casos, es similar a la anterior, aunque es necesario un buen control tanto transmastoides como en ocasiones asociado transcanal, en este caso bajo control endoscópico de todas las estructuras. En todos estos casos está indicada la extracción del yunque y la realización de la timpanotomía posterior mayor que anatómicamente nos sea posible. En casos excepcionales se han llegado a realizar técnicas *canal wall down* para el control de las estructuras durante la cocleostomía e inserción, al no poder realizarse el control de la forma combinada transmastoides-transcanal.

Realización de la cocleostomía

En los casos de malformaciones graves, teniendo como máximo representante la cavidad común, es necesario una amplia exposición mastoidea, en la que se expondrá el receso lateral y el área del conducto semicircular lateral, que se corresponde en estos pacientes con la pared lateral de la cavidad común, que engloba tanto a la cóclea como al vestíbulo. En un gran número de casos es muy difícil diferenciar el área de la cavidad, al encontrar una morfología del promontorio muy distorsionada y "aplanada". La cocleostomía debe realizarse en la región más lateral de la cavidad (equivalente a la posición original del canal semicircular lateral). Se debe hacer con fresa diamantada que no exceda de 1,5 mm de diámetro.

Problemas relacionados con la realización de la cocleostomía

En primer lugar se debe hacer mención a la posibilidad de lesión del nervio facial, al encontrarse éste en posición anómala (fig. 7). Es importante destacar la importancia de los estudios radiológicos preoperatorios y la necesidad de monitorizar intraoperatoriamente el nervio. La movilización del yunque facilita visualizar el área más "segura", el segmento timpánico. Las localizaciones más frecuentemente que se describen son: región anterior de la ventana oval, promontorio y región anterior de la ventana redonda.

En segundo lugar, debemos tener en cuenta la presencia de una fístula de LCR. En casos de malformaciones graves, se observa la comunicación entre el CAI y la propia malformación, además de encontrarnos que la espira basal o su resto y la lámina cribiforme se encuentran ausentes (5). En la mayoría de los casos se observa en el estudio radiológico un acueducto vestibular muy ensan-

chado. En casos en los que la salida de líquido es escasa, un taponamiento y sellado de la cocleostomía es suficiente. En casos de salida masiva es necesario la obliteración de todo el oído medio y la trompa de Eustaquio, utilizando para ello elementos hemostáticos, como Surgicel y cola de fibrina. En casos en los que no es posible es necesario la colocación de drenajes lumbares para permitir el sellado de las estructuras, por lo que debe tenerse en cuenta la posibilidad de mantener al paciente en reposo absoluto 24-48 h, para lo cual se necesitan cuidados intensivos y sedación del paciente en el caso de niños de corta edad que son incapaces de mantener este reposo.

Inserción de electrodos

En estos casos es difícil encontrar inserciones completas, principalmente porque el espacio dentro de la cóclea queda reducido (fig. 8). El problema fundamental que se puede observar es la inserción excesiva del electrodo. En caso de cóclea hipoplásica se encontraría una compresión de la guía de electrodos, lo cual se observaría en la imagen intraoperatoria y requeriría su reposición. En caso de cavidad común, el problema mayor radica en la posibilidad de que al conectar la propia cavidad con el espacio del CAI, se pueda introducir la guía de electrodos hacia el propio CAI. Como hemos comentado, la cocleostomía debe realizarse en la región más lateral de la cavidad, que es equivalente a la posición original del canal semicircular lateral. Se debe hacer con fresa diamantada, y en ocasiones puede ser algo mayor de lo convencional para poder controlar el sistema de inserción del electrodo. Asimismo, hay que tener en cuenta que los elementos neurales no se encuentran en la región más interna de la cóclea (modiolo), sino que se disponen en la región más externa, con los problemas que se derivan del sistema de estimulación de los propios electrodos.

Para mejorar las condiciones de la inserción se han diseñado diversos electrodos, algunos de forma específica y otros de uso general. En primer lugar hay que desestimar los electrodos rectos y rígidos, al no poder controlar su situación. En el caso de las cavidades comunes, los electrodos que presentan configuraciones precurvadas permiten controlar en cierta medida el hecho de que se dirija hacia el CAI. Así, podemos ver en la figura 9 cómo el electrodo de la compañía Nucleus, "Contour", en una imagen de la inserción (dos fases), se va curvando en su inserción evitando deslizamientos hacia el CAI. Existe otro tipo de electrodos en el mercado que pueden comprimirse en dicha guía, y consiguen en menos espacio colocar todos el sistema de estimulación. Para ello se realiza una medición del diámetro mayor de la cavidad tras el estudio radiológico y se solicita el desarrollo de dicho electrodo.

Una vez controlada la inserción y el perfecto sellado de la cocleostomía, utilizando fascia y músculo, es preciso

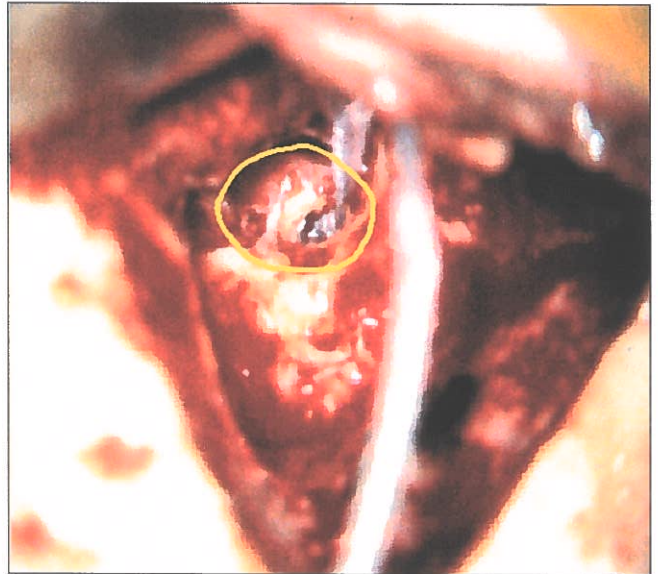


Figura 8. Inserción de un haz de electrodo en un caso de cavidad común (el círculo limita el área de localización de la cavidad).

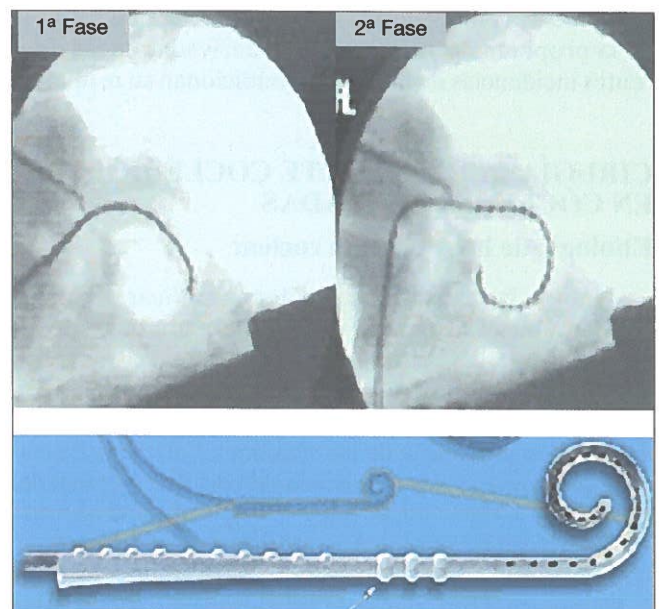


Figura 9. Sistema de inserción precurvado del electrodo "Contour" del sistema Nucleus.

realizar las pruebas neurofisiológicas para su evaluación y la observación cuidadosa del lecho quirúrgico.

Cuidados postoperatorios

Básicamente son los mismos que en el resto de pacientes que reciben implante coclear, aunque en estos casos se recomienda un control hospitalario de al menos 72 h, y verificar la ausencia de una posible fístula del

LCR y un control antibiótico. Estos pacientes presentan un riesgo de meningitis superior a la población, incluso antes de la intervención, por lo que es recomendable la vacunación antineumocócica previa a la intervención y un control exhaustivo de los procesos inflamatorios del oído medio posteriormente.

Resultados de la cirugía del implante en malformaciones congénitas

La mayoría de autores coinciden en que los resultados en casos de malformaciones cocleares menores es similar al que se obtiene en pacientes con cócleas normoconformadas. En la mayor parte de los pacientes con malformaciones congénitas existe una disminución del número de células ganglionares (6), así como una alteración en la disposición de éstas. Clásicamente se considera que es en la región basal y medial de la cóclea donde se localizan el mayor número de células ganglionares, por ello en las malformaciones menores, donde estas estructuras se conservan, es posible una estimulación adecuada.

El pronóstico es distinto en casos de malformaciones congénitas mayores, donde las diferentes variables, ya sea de la propia malformación como derivadas de las diferentes incidencias de la cirugía, condicionan su resultado.

CIRUGÍA DEL IMPLANTE COCLEAR EN CÓCLEAS OSIFICADAS

Etiología de la osificación coclear

Uno de las causas que pueden modificar de forma considerable el sistema de estimulación por parte de los electrodos, en la implantación coclear, son las alteraciones obliterativas de la cóclea. En su mayor parte se deben a la presencia de material fibroso en el interior de la cóclea, asociado en gran parte de las ocasiones a un depósito cálcico, que puede dar la apariencia de perfecto "caracol del marfil".

Dentro de las etiologías más frecuentes destacan:

1. *Meningitis*. Gran parte de las meningitis bacterianas pueden ser causa de hipoacusia profunda en alrededor del 5% de los casos. La osificación se produce entre los cuatro y los seis meses de postmeningitis. Generalmente la infección bacteriana alcanza el oído interno a través del propio CAI y al acueducto coclear. En estos casos se produce una reacción antígeno anticuerpo con reacción inflamatoria y un depósito de calcio en las estructuras del oído interno. Las formas de afectación intracoclear pueden ser diversas: en ocasiones la lesión osificante tiene lugar sólo en la escala timpánica, y afecta inicialmente desde la región basal hasta la apical, lo que permite una escala vestibular libre de osificación. En otras ocasiones encontramos una osificación de todas las escalas en grado y profundidad variable,

de tal forma que podemos encontrar pacientes con afectación fundamentalmente fibrosa de la región basal y otros con afectación total y cálcica de toda la cóclea. En ocasiones extremas, la afectación osificante es tan extensa que alcanza a la región modiolar con lesión de la región de las células ganglionares, por lo que sería imposible la estimulación. Debido al carácter agresivo de esta enfermedad, es necesario controlar mediante un estudio radiológico a todo niño con diagnóstico de meningitis bacteriana. En ocasiones sería importante valorar la implantación bilateral temprana en estos casos, puesto que la obliteración puede ser tan grave que el resultado tras un tratamiento precoz puede ser de gran eficacia.

2. *Otosclerosis*. La afectación coclear de la otosclerosis puede derivar en el desarrollo de una obliteración coclear, y afectar principalmente a la pared externa de la cóclea y en mayor medida a la escala timpánica también.
3. *Enfermedades inflamatorias del oído interno*. Cabe destacar en este grupo las alteraciones locales que puedan derivar en laberintitis, así como las enfermedades de origen autoinmune relacionadas con procesos inflamatorios de oído interno (S Cogan, Panarteritis, etc.).
4. *Traumatismos del hueso temporal*. Las fracturas con desplazamientos de las escalas pueden derivar en áreas de fibrosis y obliteración.

Evaluación de las cócleas obliteradas

Los pacientes en los que se sospecha la presencia de cócleas osificadas pueden obtener un resultado inferior al resto de la población, debido principalmente a tres circunstancias:

1. Presencia de un deterioro de la población neural secundaria a la propia degeneración osificante.
2. Dificultad y daño producido durante la inserción de la guía de portaelectrodos.
3. Aumento de la impedancia (resistencia a la estimulación eléctrica), al carecer de líquidos laberínticos y ser sustituidos éstos por material cálcico.

Por todo ello, es necesario de nuevo realizar un estudio de imagen en aquellos casos que se sospeche de la presencia de osificación.

En primer lugar es necesaria la realización de una TC de alta resolución (fig. 10). La TC no siempre es suficiente, incluso una TC normal no descarta de forma absoluta la presencia de una obliteración coclear, ya que en muchos casos la presencia de calcio es baja y pasa desapercibida. Por ello, es siempre necesario realizar una RMN, en la que principalmente en secuencias potenciadas en T₂ se observaría la presencia o ausencia de líquidos laberínticos, siendo este último supuesto característico de la obliteración coclear (fig. 11).

En todos los casos que se sospeche tras los resultados radiológicos, es necesario la obtención de respuestas positivas en test neurofisiológicos, como ya se describió anteriormente.

La indicación quirúrgica se establece en aquellos casos en los que tras el diagnóstico de una obliteración coclear se obtengan respuestas neurofisiológicas positivas.

Técnicas quirúrgicas en la obliteración coclear

Las diferentes técnicas se utilizarán en función del tipo de obliteración:

- Obliteración parcial menor de 8 mm. Afecta a la ventana redonda o al segmento inferior de la espira basal
- Obliteración parcial mayor de 8 mm. Afecta al segmento superior de la espira basal
- Obliteración total de la cóclea.

Técnicas en casos de obliteración parcial menor de 8 mm

El fin fundamental de la cirugía del implante coclear es la inserción en la escala timpánica de un haz de electrodos, de forma que permita estimular las células ganglionares de la cóclea. Esto es muy dificultoso en casos de osificación coclear.

Cuando la afectación afecta al segmento inferior de la espira basal (menor de 8 mm), es posible realizar las dos técnicas siguientes (fig. 12).

Tunelización (Drill Out) de la escala timpánica de la espira basal

Descrita inicialmente por Cohen (7), se realiza un fresado con fresa diamantada en 1,5 mm, que posteriormente puede ampliarse en diámetro, desde el límite anterior del nicho de la ventana redonda. Siguiendo el trayecto de la escala timpánica, se realiza un fresado entre 4 y 6 mm, en el que se puede distinguir de la cápsula ótica un tejido, en ocasiones fibroso y en otras blanquecino y muy duro, que corresponde al área obliterada. Debemos tener la orientación suficiente del sentido y dirección de la escala timpánica, puesto que la arteria carótida se encuentra a 1-3 mm de la región de fresado (fig. 13). No se debe exceder de 8 mm en esta técnica, puesto que podemos destruir en el fresado no controlado áreas de la espira media, que en estudio radiológico se han demostrado útiles para su estimulación. Una vez se ha encontrado la luz de la espira libre de lesiones, se realiza la inserción del portaelectrodos hasta que se observe una resistencia a su paso. El electrodo posteriormente se fija al lecho o túnel que se ha realizado, colocando un sistema de cemento compatible o bien fijado con tejido fibroso (fascia-músculo) y cola de fibrina. Es fundamental fijar bien el portaelectrodos para evitar que se mueva posterior-

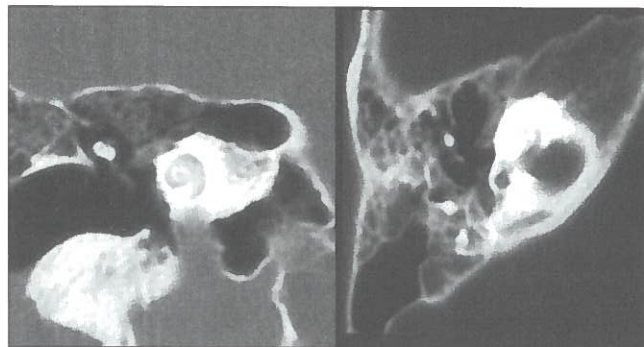


Figura 10. Osificación difusa coclear, secundaria a meningitis.

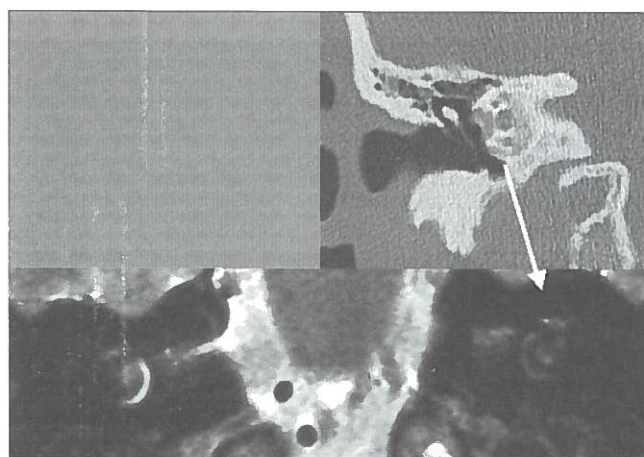


Figura 11. Tomografía computarizada de osificación coclear y estado de los líquidos laberínticos tras resonancia magnética nuclear (T_2) (flecha).

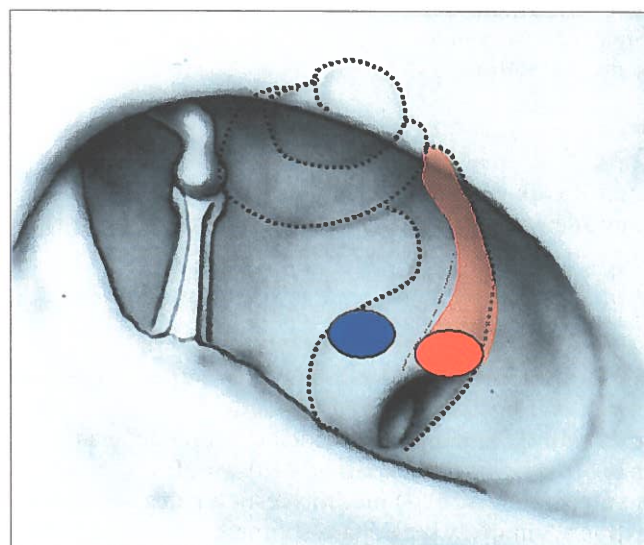


Figura 12. Esquema en el que observamos el canal del abordaje de la espira basal a través de la escala timpánica (en rojo) y el área de la cocleostomía en el abordaje por la escala vestibular (en azul).

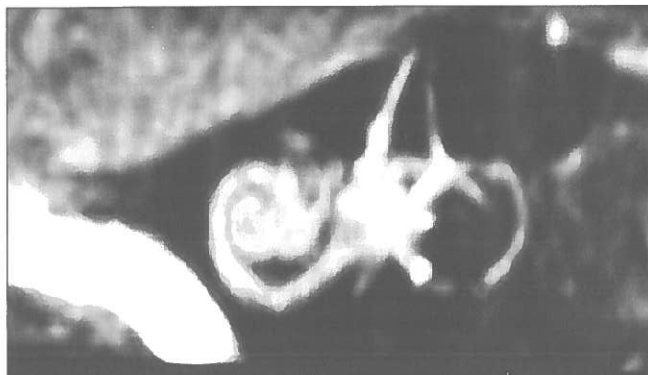


Figura 13. Resonancia magnética en la que se observa la relación entre la cóclea y la arteria carótida.

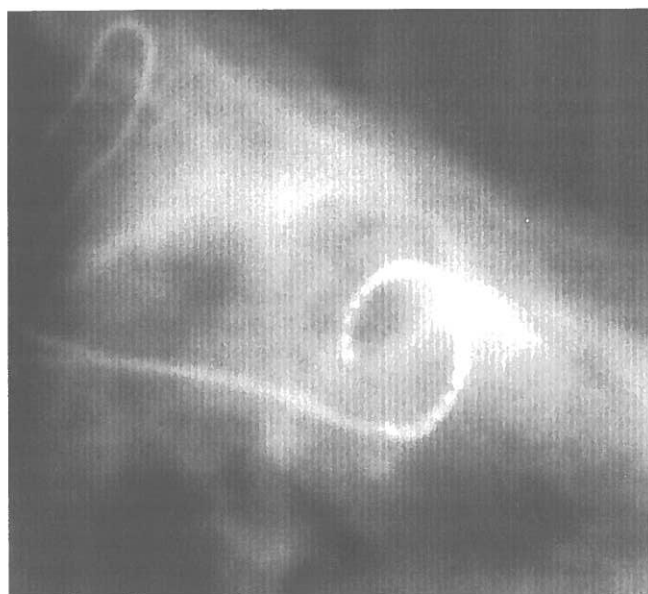


Figura 14. Inserción completa en un caso de osificación del segmento inferior.

mente. Con esta técnica podemos alcanzar inserciones muy adecuadas y la estimulación de la cóclea (fig. 14).

Tunelización o abordaje de la escala vestibular de la espira basal

En ciertos casos la escala vestibular no se ve afectada por la osificación, por lo que puede utilizarse para la inserción de electrodos. La coceleostomía debe situarse más próxima hacia la ventana oval, anterior y superiormente. Steenerson (8) modifica esta técnica, y para ello extrae el yunque y secciona la supraestructura del estribo para tener acceso a la región anterior de la ventana oval, y realizar el abordaje en dicha área. En los casos en los que esta vía pueda utilizarse, la inserción puede ser completamente normal y el paciente no presenta ninguna

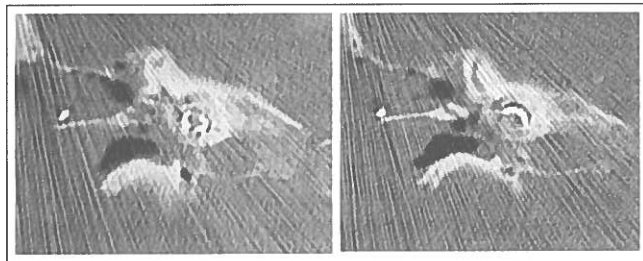


Figura 15. Tomografía computarizada de inserción de portaelectrodo utilizando la escala vestibular.



Figura 16. Inserción parcial en un caso de osificación coclear completa.

estimulación vestibular durante el funcionamiento del sistema (9) (fig. 15).

Técnicas en casos de obliteración parcial mayor de 8 mm

En estos casos es imposible realizar una apertura de la luz del segmento superior de la espira basal a través de la exposición que ofrece el abordaje transmastoides: receso facial. Los límites vienen dados por la presencia del segmento timpánico del nervio facial, la estructura de la espira media y anteriormente por la arteria carótida. En estos casos estamos ante una situación en la que sabemos que a partir de la espira media existe luz, pero la obliteración en la región basal impide su aproximación.

Tunelización (Drill Out) de la escala timpánica de la espira basal

Se realiza de la misma forma que se ha descrito antes. En estos casos la guía de electrodos quedaría sólo en la región donde se ha realizado el lecho (fig. 16). Esta región

basal es la más rica en cuanto a células ganglionares, por lo que su estimulación es muy importante para la percepción lingüística. Asimismo, podemos colocar guías de electrodos que son más cortas y en la que se reduce el espacio entre cada uno de los electrodos, como ya vimos en los casos de la cavidad común (fig. 17A).

Utilización de implantes de doble guía (fig. 17B)

Ante estas osificaciones en la región basal parece sensato disponer de un doble haz de electrodos; el primero de ellos para situarlo en la región basal y estimular dicha zona, tras realizar el fresado de un túnel, como se ha descrito anteriormente, y por otro lado disponer en el mismo sistema de otra guía que se colocase en la espira media a través de una cocleostomía, para acceder a la zona libre de osificación. De esta forma evitaríamos el traumatismo y agresión que se derivaría del abordaje mediante el fresado de dicha zona.

Este sistema está indicado en aquellos casos en los que el número de electrodos útiles en la región basal sea muy bajo, por ejemplo menor de 10 electrodos en el sistema de Nucleus.

En la actualidad existen dos sistemas que incorporan este dispositivo de doble haz de electrodos: Med El y Nucleus (fig. 18).

Para su colocación, en primer lugar se realiza el túnel para el alojamiento del portaelectrodo en localización basal. Posteriormente se retira el yunque tras eliminar el *butress* y la supraestructura del estribo, para tener acceso a la espira medial. Se realiza la cocleostomía justo delante de la crura anterior e inmediatamente por debajo de la inserción del tensor del tímpano, y se fresa inferiormente a la apófisis cocleariforme (fig. 19).

Una vez realizado el doble abordaje, se coloca el primer portaelectrodos en la región basal y el segundo en la cocleostomía medial. Este segundo portaelectrodos puede situarse de forma anterógrada o retrógrada, en dirección hacia o contra la región basal (fig. 20).

Con este sistema se consigue una mejor preservación anatómica de la cóclea que con los sistemas de tunelización en las áreas mediales. Por otro lado, parece que se consigue una mejor discriminación tras la estimulación del portaelectrodos basal que si utilizamos solamente el apical. La estimulación de ambos electrodos aporta un mayor beneficio para el paciente (10).

Abordaje por fosa media

Aunque realmente no sea una técnica que haya tenido una gran difusión, ciertos autores la han usado en osificaciones de la espira basal para acceder a la espira medial. Su abordaje presenta varios problemas: en primer lugar, al poder colocar solamente un haz de electrodos, éste no permite estimular la región basal (fig. 21), por lo que no se podrá estimular el área ganglionar que

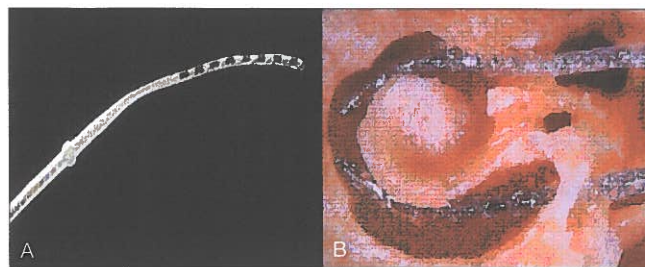


Figura 17. A) Portaelectrodos con separación reducida de los electrodos para disminuir la superficie de inserción. B) Sistema de doble electrodo (Med El).

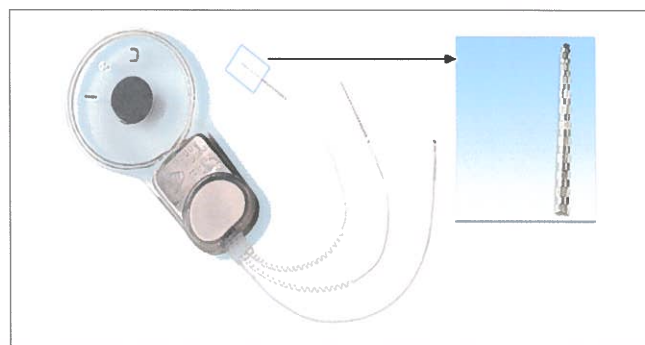


Figura 18. Sistema de doble electrodo Cochlear corp.

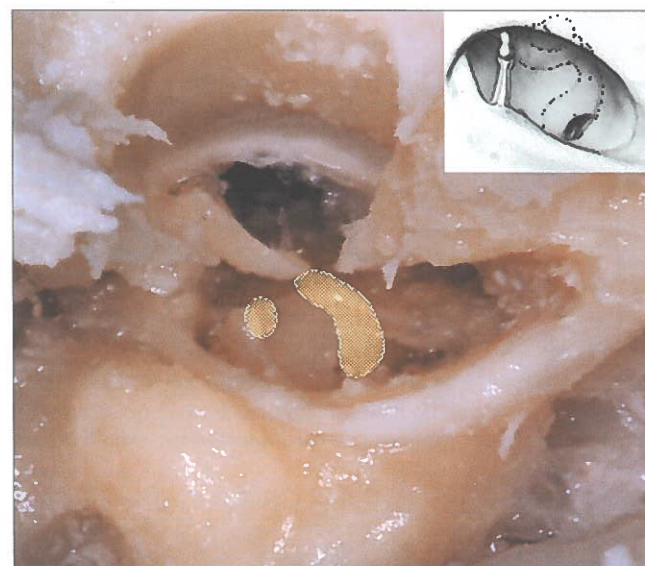


Figura 19. Esquema en el que se detallan las áreas de localización de la doble cocleostomía: apical y basal, necesarias para la inserción del doble haz de electrodos.

mayor información aporta en la discriminación del lenguaje. En segundo lugar, no permite el uso de sistemas de doble electrodo. Aunque es un abordaje extradural, los riesgos de posibles infecciones al colocar un sistema externo deben tenerse en cuenta.



Figura 20. Imagen fluoroscópica intraoperatoria tras la colocación de un sistema de doble haz de electrodos.

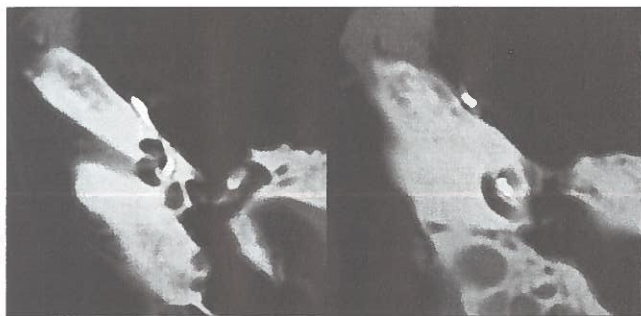


Figura 21. Inserción de electrodos por la fosa media. Se puede apreciar que existe una falta de estimulación de toda la espira basal.

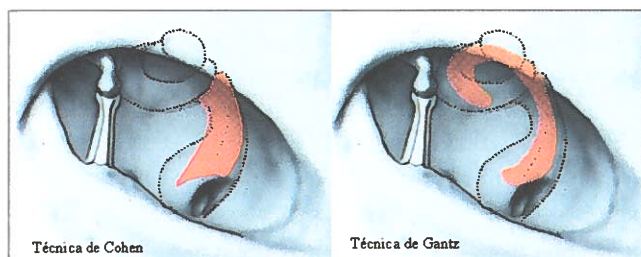


Figura 22. Técnicas de inserción en casos de cócleas totalmente osificadas.

Teniendo la posibilidad de las técnicas anteriores, con buenos resultados, consideramos que esta técnica debería hacerse en casos de no poder realizar alguna de las anteriores.

Técnicas en casos de obliteración completa

Hasta ahora hemos visto cómo se han podido aplicar ciertas técnicas en cócleas que tenían parte libre de osificación; en este apartado cualquier sistema va dirigido a estimular sobre un túnel o lecho realizado sobre el promontorio. Estos casos, además, presentan el peor pronóstico, pues si bien podemos colocar un haz de electrodos que permita la estimulación, el estado de la cóclea, elementos celulares, se encuentran muy alterados y deficitarios, por lo que el resultado no es comparable con los anteriores. Las técnicas que podemos aplicar en estos casos son las siguientes (fig. 22):

1. Tunelización (*Drill Out*) de la escala timpánica de la espira basal. Se realiza de la misma forma que se ha descrito anteriormente. En estos casos la guía de electrodos quedaría también sólo en la región donde se ha realizado el lecho (fig. 16).
2. Fresado perimodiolar de Gantz (11). Se describe un canal espiral bordeando y respetando el modiolos. Esta técnica precisa retirar la pared posterior del conducto auditivo externo y controlar las estructuras anteriores: trompa, región carotídea y estructuras superiores, principalmente el segmento timpánico del nervio facial. La fijación del haz de electrodos se realiza mediante la utilización de fascia de músculo temporal, polvo de hueso y cola de fibrina. Se procede asimismo al cierre definitivo del CAE. Esta técnica actualmente está en desuso, ya que no aporta elementos de mejoría en resultados que la técnica anterior; además, se corre el riesgo de alterar las estructuras neurales restantes en la realización del lecho o túnel.

CONCLUSIONES

La implantación coclear se puede realizar tanto en casos de malformación congénita como de osificación coclear. Los resultados dependerán del grado de lesión y del estado del componente celular ganglionar relacionado con la patología de base.

BIBLIOGRAFÍA

1. Jackler RK, Luxford WH, House WF. Congenital malformations of the inner ear: A classification based on embryogenesis. *Laryngoscope* 1987; 97 (3 Pt 2, Supl 40): 2-14.
2. Luntz M, Balkany T, Hodges AV. Cochlear implants in children with congenital inner ear malformations. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg* 1997; 123: 974-977.

3. Jackler RK, De la Cruz A. The large vestibular aqueduct syndrome. *Laryngoscope* 1989; 99: 1238-1243.
4. Eisenman AJ, Ashbough C, Zwolan TA, Arts HA, Telian SA. Implantation of the malformed cochlea. *Otol Neurotol* 2001; 22: 834-841.
5. Zheng Y, Schachern PA, Djalilian HR, Paparella MM. Temporal Bone histopathology related to cochlear implantation in congenital malformation of the bony cochlear. *Otol Neurotol* 2001; 23: 181-186.
6. Linthicum FH, Fayad J, Otto SR, Galey FR, House WF. Cochlear implant histopathology. *Am J Otol* 1991; 12: 245-311.
7. Cohen NL, Waltzmann SB. Partial insertion of the nucleus multichannel implant: technique and results. *Am J Otol* 1993; 14: 357-361.
8. Steenerson RL, Gary LB, Wynens MY. Scala vestibuli cochlear implantation for labyrinthine ossification. *Am J Otol* 1990; 11: 360-363.
9. Bacciu S, Bacciu A, Pasanisi E. Nucleus Multichannel cochlear implantation in partially ossified cochleas using the Steenerson procedure. *Otol Neurotol* 2002; 23: 341-345.
10. Lenarz T, Helsinki-Schiedat A, Weber BP. The Nucleus double array cochlear implant: A new concept for the obliterated cochlea. *Otol Neurotol* 2001; 22: 24-32.
11. Gantz BJ, McCabe BF, Tyler RJ. Use of multichannel cochlear implants in obstructed and obliterated cochleas. *Otolaryngol Head Neck Surg* 1988; 98: 72-87.

INTRODUCCIÓN

Entre los procedimientos a seguir en un paciente implantado, la programación o adaptación del procesador del implante coclear tiene una gran importancia. La programación consiste, básicamente, en establecer en el sistema de implante coclear los parámetros que, dadas las características específicas del paciente, del dispositivo implantado y el procesador utilizado, proporcionan la mejor representación posible de la señal acústica, que permite extraer información del sonido que se percibe. La programación está directamente relacionada con la calidad con que el paciente oye y va a incidir de forma decisiva en su capacidad de discriminación.

Este capítulo está dedicado a los aspectos relacionados con la programación del procesador del implante coclear. Se van a analizar los parámetros que es necesario programar en los principales sistemas de implante coclear y su efecto sobre la percepción, además de describir los procedimientos de programación que se utilizan en la actualidad. Por último, se harán algunas consideraciones con respecto al uso de las medidas objetivas como método para obtener información complementaria para la programación.

PAPEL DE LA PROGRAMACIÓN EN EL FUNCIONAMIENTO DEL IMPLANTE COCLEAR

Para entender el papel de la programación en el implante coclear es necesario conocer sus principios básicos de funcionamiento. Como es bien conocido, el implante intracoclear multicanal proporciona al paciente una sensación auditiva mediante la estimulación eléctrica del nervio auditivo a distintos niveles (1). Dicha estimulación es generada por un conjunto de electrodos alojados en el interior de la cóclea durante la intervención quirúrgica. El patrón de actividad eléctrica de los electrodos es controlado por el procesador. En la mayoría de los implantes cocleares empleados actualmente las formas de estimulación se realiza teniendo en cuenta tanto la teoría tonotópica de la percepción auditiva como el principio de codificación temporal. Según la teoría tonotópica, la sensación de tono se percibe a través del lugar a lo largo de la cóclea en el que se produce la estimulación. Según el principio de codificación temporal, las variaciones temporales de las características del sonido se perci-

ben a través del patrón temporal de actividad en las fibras del nervio auditivo. Por ello, los implantes separan el sonido en canales o bandas de frecuencia, correspondiendo cada banda a uno o varios electrodos intracocleares, de modo que los canales de frecuencias más graves dan lugar a una estimulación en los electrodos más apicales, y los canales de las frecuencias más agudas producen la estimulación en los electrodos más basales, de acuerdo con la teoría tonotópica. Además, la estimulación generada por cada electrodo varía en el tiempo de acuerdo con la energía que hay en cada instante de tiempo en la correspondiente banda de frecuencia, y permite la percepción de la evolución temporal de las características del sonido, tal y como establece el principio de codificación temporal. En resumen, el implante proporciona, por cada canal y en cada instante de tiempo, una corriente eléctrica cuya intensidad depende de la energía acústica en la banda de frecuencias correspondiente y el instante considerado (2). La calidad que obtiene el paciente del implante coclear va a depender de la resolución espectral, temporal y en intensidad que le proporciona el sistema. Todos estos parámetros los podemos variar durante la programación, incluida la asignación de bandas de frecuencias a determinados electrodos.

Resolución espectral

La resolución espectral o capacidad para distinguir la frecuencia de los sonidos está, en principio, relacionada con el número de canales en el implante (mayor resolución cuanto mayor es el número de canales), si bien hay otros factores que influyen también considerablemente, como la separación entre los electrodos activos (menor resolución cuanto más próximos están), o el modo de estimulación (los modos bipolares proporcionan peor resolución que el modo monopolar de estimulación), debido a que los campos eléctricos generados por los electrodos no están confinados en el espacio (3). La resolución espectral que proporcionan los implantes cocleares, independientemente de la marca y el modelo, es mucho menor que la que obtiene el oído sano, y ésta es la principal limitación con que se encuentran los implantes en cuanto a la calidad que proporcionan (4). La falta de resolución espectral no afecta significativamente a la inteligibilidad de la voz; hay experimentos que muestran que a partir de cuatro electrodos se obtiene un buen rendimiento en reconocimiento de voz, y a partir de ocho electrodos se produce una saturación en los resultados,

sin que se obtengan mejoras por el hecho de aumentar el número de electrodos (5). Sin embargo, la reducida resolución espectral afecta a la percepción de la voz en condiciones de ruido, así como a la percepción de la música, que pierde mucha calidad en comparación con la audición normal (6). A pesar de lo dicho, un mayor número de electrodos permite seleccionar los más útiles y una asignación más efectiva de bandas de frecuencia.

Resolución temporal

La resolución temporal es la capacidad de percibir cambios temporales en las propiedades de la señal de audio. La resolución temporal está limitada, por parte del implante, por la tasa de estimulación o número de pulsos por segundo que genera cada uno de los electrodos. También está limitada por el período refractario de las neuronas del nervio auditivo, o tiempo que necesitan para repolarizarse tras una descarga, que es de unos 2 ms. Por ello, si la evolución temporal de la señal acústica es lenta, dicha evolución queda representada por el patrón temporal de actividad neural, pero si la evolución es demasiado rápida, la actividad neural no se puede sincronizar con la señal. Aunque depende de la estrategia de codificación de un determinado implante, es importante que la tasa de estimulación en cada electrodo sea mayor que 1.000 pulsos por segundo, ya que de este modo la actividad neural no se sincroniza con los pulsos de estimulación del implante, sino con los picos de energía en la señal de audio, lo que proporciona una buena resolución temporal para la señal de audio. La resolución temporal es importante para la percepción del tono fundamental o para la identificación de fonemas caracterizados por su rápida evolución temporal, como las consonantes oclusivas (4,6).

Resolución en intensidad

La resolución en intensidad determina la capacidad de percibir diferencias de intensidad de dos sonidos. Una percepción adecuada requiere que los sonidos débiles se perciban débilmente y los fuertes con una intensidad mayor, de modo que se puedan distinguir claramente distintos niveles de intensidad. Un error común en la programación de implantes y de audífonos es primar la sensibilidad, habilidad de percibir sonidos débiles, frente a la resolución en intensidad, habilidad de distinguir sonidos de intensidades diferentes. Resulta relativamente fácil con los implantes cocleares conseguir que un paciente detecte sonidos débiles, por ejemplo de 20 o 25 dB, con una cierta intensidad. Esto haría que el paciente presentara un audiograma tonal con una pérdida poco importante. Sin embargo, también haría que percibiera con mucha intensidad tanto los sonidos débiles como los fuertes, y le sería difícil distinguir dos sonidos de intensidad parecida, por ejemplo, distinguir 55 dB de 70 dB.

Esta pérdida de resolución en intensidad dificulta la inteligibilidad de la voz, a pesar de facilitar la detección de presencia-ausencia de sonido (7). Además, en condiciones de ruido de fondo moderado, si la resolución en intensidad es pobre, el paciente va a percibir un sonido de fondo de alta intensidad que le va a resultar, cuando menos, desconcertante. La resolución en intensidad depende, fundamentalmente, del estado de las terminaciones nerviosas; es mejor para un mayor porcentaje de terminaciones supervivientes. Los audioprotesistas están familiarizados con la importancia de un buen rango dinámico, nos referimos a la diferencia entre el umbral de audición y el de la máxima intensidad confortable, en la programación de los audífonos. En el caso del implante, el rango dinámico eléctrico es menor que con la estimulación auditiva, y el programador transforma el rango dinámico acústico de cada banda espectral en el rango dinámico eléctrico en el correspondiente electrodo.

Este proyecto debe establecerse de forma específica para cada electrodo de cada paciente, además de ser una de las principales operaciones a realizar durante la programación del implante coclear.

El objetivo de la programación es, por tanto, realizar los ajustes necesarios para adaptar el sistema de implante coclear a las características de respuesta del paciente y de cada uno de sus electrodos, con la finalidad de obtener niveles adecuados de resolución espectral, temporal y en intensidad. Además, la calidad de la percepción con el implante coclear deberá estar orientada, fundamentalmente, a la inteligibilidad de la voz.

NECESIDAD DE PROGRAMAR EL PROCESADOR

El primer encendido o primera programación se realiza, normalmente, alrededor de cuatro semanas después de la intervención quirúrgica. La programación incluye, por una parte, la determinación de parámetros directamente relacionados con la estimulación, entre ellos qué electrodos deben encenderse o apagarse, los niveles de estimulación que requiere el paciente para cada electrodo; y por otra parte, un conjunto de parámetros que determinan cómo se realiza el procesamiento de la señal, como la estrategia de codificación y modo de estimulación, el rango espectral y la tasa de estimulación (2,8).

La programación es necesaria especialmente por el primer grupo de parámetros, con el objeto de adaptar el procesador a las características del paciente, ya que de otro modo el implante produciría una estimulación que resultaría insuficiente o excesiva. El segundo grupo de parámetros ayuda a flexibilizar las posibilidades del implante para obtener los mejores niveles posibles de resolución espectral, temporal y en intensidad, dadas las características específicas del paciente. La adaptación de los primeros parámetros es muy similar en todos los modelos

de implante coclear, y debe ser el principal objetivo de la programación del implante coclear. Por otra parte, un ajuste fino de los parámetros del segundo grupo requiere un conocimiento detallado del dispositivo de implante coclear, las técnicas de procesamiento de señal que realiza y de las posibilidades que ofrecen para mejorar determinados aspectos de la percepción (2,8).

Un aspecto fundamental a tener en cuenta durante la programación del procesador es el hecho de que las principales diferencias entre los distintos modelos se deben a compromisos que surgen en el diseño de los implantes cocleares. Por ejemplo, para realizar estimulación continua o simultánea es necesario configurar la estimulación en modo bipolar, mientras que si se quiere hacer estimulación monopolar, es necesario realizar estimulación secuencial pulsátil. Un aumento del número de canales reduce la tasa de estimulación o requiere estimular sólo algunos de ellos en cada ciclo, mientras que estimular todos los canales en cada ciclo con una alta tasa de estimulación exige utilizar un número reducido de canales. Hay modelos de implantes que ofrecen una gran versatilidad en cuanto a las opciones de programación; en estos casos es muy importante conocer detalladamente cómo se usan dichas opciones o, en su defecto, atender a las recomendaciones del fabricante. Algunas de las opciones están disponibles con una finalidad exclusivamente experimental y se contraindican para su uso habitual en los programas del procesador. La estrategia óptima para un implante es, por lo general, precisamente la que recomienda el fabricante. Así, la estrategia más recomendable en un implante Nucleus 24 es usualmente ACE, en un Combi 40+ la estrategia CIS+, o la estrategia SAS en un HiFocus. Cuando se modifica algún parámetro de la programación con respecto a las recomendaciones del fabricante, debe tenerse claro qué se gana y qué se pierde con dicha modificación, ya que normalmente una mejora en un aspecto implica renunciar a calidad en otro aspecto (9).

Para realizar la programación del procesador, se conecta éste a un ordenador personal a través de un *interface*, proporcionado por el fabricante del implante. Mediante un programa informático desarrollado a tal efecto, se controla el procesador y se acceden a los distintos parámetros configurables.

En la mayoría de los casos, la adaptación del procesador está basada en las respuestas subjetivas a la estimulación que proporciona el paciente. Durante la programación, el paciente sitúa el transmisor sobre el implante, y el audiólogo envía estímulos haciendo uso del programa informático. Este procedimiento, naturalmente, se ve dificultado cuando el paciente proporciona pocas respuestas, o éstas no son coherentes, como ocurre con los pacientes de menor edad o aquellos que presentan más limitaciones para transmitirnos la información que le pedimos.

PARÁMETROS DE CONFIGURACIÓN DE LA ESTRATEGIA

Aunque los valores de este conjunto de parámetros no se deben modificar con respecto a la configuración por defecto que proporciona el fabricante, a menos que se tenga un conocimiento detallado de su efecto, hemos preferido analizarlos en primer lugar, pues los niveles de estimulación deben estimarse una vez que se ha configurado la estrategia. Esto es muy importante porque los niveles de estimulación varían considerablemente al modificarse el modo de estimulación (para modos bipolares son significativamente mayores que para modos monopoles), y se pueden ver afectados también por la tasa de estimulación o la estrategia de codificación. Entre los parámetros más relevantes nos encontramos con el modo de estimulación, la estrategia de codificación, la tasa de estimulación y la configuración del banco de filtros.

Modo de estimulación

El modo de estimulación determina la configuración eléctrica de los electrodos. Para insertar corriente es necesario utilizar dos electrodos, uno activo y uno de referencia. Cuando se utiliza un electrodo de referencia extracoclear se habla de modo de estimulación monopolar. Si los electrodos activos y de referencia son intracocleares, se habla de estimulación bipolar. La estimulación bipolar tiene como principal característica que el campo de corriente disminuye muy rápidamente al alejarnos de los electrodos que definen el dipolo. El modo monopolar tiene el inconveniente de no ser compatible con una estimulación simultánea en varios canales, pues la suma de campos produciría corrientes no controladas entre los distintos electrodos activos, fenómeno conocido como efecto de suma de campos. Sin embargo, tiene la ventaja de ser mucho más eficiente, y requiere niveles de estimulación más bajos que el bipolar. Este modo tiene el inconveniente de que cuando la distancia entre los electrodos y las terminaciones nerviosas es menor que la separación entre electrodos, el campo de corrientes que llega a las terminaciones está muy disperso, se reduce la resolución espectral, y es de muy baja magnitud. Requiere niveles de estimulación muy altos (3), por lo que no es aconsejable utilizar configuraciones bipolares cuando es grande la distancia entre la guía de electrodos y las terminaciones supervivientes, en caso de sorderas prolongadas o lesiones extensas de la cóclea. Por esta razón, el uso de dispositivos perimodiolares y posicionadores mejora el rendimiento en el caso del modo bipolar de estimulación, si bien deben considerarse las nuevas lesiones intracocleares que el uso de éstos puede ocasionar. Para mejorar el rendimiento del modo de estimulación bipolar se puede incrementar la distancia entre los electrodos del dipolo: surgen así los modos de estimulación bipolar +1,

bipolar +2, etc., en los cuales cada canal se define dejando 1, 2, etc., electrodos inactivos entre el electrodo activo y el de referencia. Estas configuraciones mejoran el rendimiento de la estimulación, pero reducen la resolución espectral al haber un mayor solapamiento entre los campos de corriente asociados a los distintos canales (3). Otra posibilidad es la configuración en tierra común (*common ground*) implementada en los implantes Nucleus, o la disposición Enhanced Bipolar Electrode Array de Clarion. En cuanto al modo de estimulación que resulta más apropiado para la programación, deberá considerarse el uso de modos bipolares únicamente cuando lo permita la distancia entre la guía de electrodos y las terminaciones supervivientes, y sólo si se va a realizar una estimulación simultánea en todos los canales. De este modo, la introducción de los modos de estimulación monopares en el Nucleus 24 –con respecto al Nucleus 22, que sólo admitía modos bipolares– supone una evolución importante en este implante. El implante Combi 40+ no implementa modos de estimulación bipolares, ya que utiliza estrategias de estimulación secuenciales pulsátiles.

Estrategia de codificación

La estrategia de codificación determina el conjunto de operaciones que se realizan con la señal de audio para generar los estímulos en los distintos electrodos del implante. Un aspecto común a todas las estrategias es la separación de la señal de audio en varias bandas de frecuencia mediante un banco de filtros. Las estrategias de codificación se pueden clasificar en dos grupos: analógicas y pulsátiles. En el primer caso, se presenta en cada electrodo una corriente que varía de forma ininterrumpida, de acuerdo con la señal a la salida del filtro correspondiente. En el caso de las pulsátiles, para cada canal se estima la envolvente, para determinar la energía que hay en cada instante de tiempo, y en cada electrodo se generan pulsos bifásicos cuya intensidad depende de la envolvente. De este modo, presentando pulsos breves se pueden estimular los distintos electrodos de forma secuencial, es decir, de modo que en cada instante de tiempo sólo haya un electrodo activo (2,8). Las principales ventajas de las estrategias analógicas son la simplicidad del procesamiento de señal y la representación temporal con todas las características temporales de la señal de audio. Sin embargo, la actividad de las células ciliadas es pulsátil, de modo que esta estrategia altera el procedimiento natural de estimulación de las terminaciones nerviosas. Por otra parte, los inconvenientes de las estrategias pulsátiles se han superado, ya que el desarrollo de la electrónica permite la implementación de algoritmos de estimulación complejos y con altas tasas de estimulación, de modo que en la actualidad la resolución temporal se ve limitada, no por la tasa de estimulación, sino por el periodo refractario de las neuronas. Entre las estrategias pulsátiles, dejando atrás las estrategias FOF2, FOF1F2, MPEAK,

etc., en la actualidad nos encontramos con un compromiso entre el número de electrodos y la tasa de estimulación. El número total de pulsos que puede generar un implante está limitado por el diseño electrónico. Este número de pulsos debe repartirse entre el número de electrodos activos en cada ciclo de estimulación, ya que, como se ha visto, en las estrategias pulsátiles se debe realizar una estimulación secuencial. Los implantes con un alto número de electrodos, como el Nucleus 22 y el Nucleus 24, realizan la estimulación, en cada ciclo, únicamente de una parte de los electrodos, seis en la estrategia SPEAK o un número configurable en la estrategia ACE. En estos casos, los electrodos seleccionados en cada ciclo para ser activados son los asociados a las bandas de frecuencia en los que hay más energía. En los implantes con un menor número de electrodos y una elevada tasa de estimulación, como el Combi 40+, se pueden estimular todos los electrodos manteniendo una tasa de estimulación por electrodo alta. Esto tiene la ventaja de mantener activos los electrodos con menor energía en cada ciclo de estimulación, sin suprimir esta información al paciente. A la hora de seleccionar la estrategia de codificación más apropiada conviene, ante todo, como se ha indicado, seguir las recomendaciones del fabricante, ya que el diseño de cada implante se ha optimizado para cada estrategia (9). Cuando se selecciona una estrategia en la que se puede establecer el número de canales activados en cada ciclo, como la ACE o la N-of-M, conviene activar el máximo número de canales en cada ciclo de estimulación, para mejorar la resolución en intensidad y presentar la máxima cantidad posible de información al paciente, pero es importante comprobar que la tasa de estimulación no cae por debajo de 800 o 1.000 pulsos por segundo, pues de otro modo se va a perder resolución temporal.

Tasa de estimulación

La tasa de estimulación es el número de pulsos por segundo que suministra cada electrodo, y está directamente relacionado con la resolución temporal que proporciona el implante. En las estrategias analógicas carece de significado, puesto que los electrodos no generan pulsos, sino que producen corrientes eléctricas de forma ininterrumpida. Es importante que la tasa sea superior a 800 o 1.000 pulsos por segundo para evitar que la actividad neural se sincronice con la tasa de estimulación. Si esto ocurre, el paciente percibe un seudotono asociado al patrón de estimulación del implante, que lo percibe a través del patrón temporal de actividad neural, lo que le dificulta percibir el tono y las características temporales de la señal de audio (4,6). Como se ha visto antes, la tasa de estimulación está relacionada con el número de electrodos activos en cada ciclo de estimulación. La mayoría de los implantes obtienen los distintos niveles de estimulación combinando intensidad eléctrica con la duración

del pulso, de este modo, para aumentar la sensación de volumen podemos incrementar la intensidad o la duración, lo que es necesario cuando hemos alcanzado el máximo de intensidad que permite el dispositivo. Naturalmente, la duración de los pulsos afecta a la duración total del ciclo de estimulación, y cuanto mayor es ésta, menor es la tasa de estimulación. Por ello, cuando se hace necesario incrementar la duración de los pulsos, es importante observar la tasa de estimulación. Para reducir la duración del ciclo de estimulación a veces conviene apagar electrodos, con lo que se reduce la resolución espectral, se incrementa la tasa de estimulación y mejora la resolución temporal.

Configuración del banco de filtros

La configuración del banco de filtros viene determinada por el rango espectral procesado por el procesador y por la distribución de los filtros en dicho rango. En cuanto a éste, debe considerarse que la finalidad principal del implante es la representación adecuada de la voz, y que ésta ocupa el rango de frecuencias entre 250 Hz y 6.000 Hz aproximadamente; la línea telefónica transmite únicamente la banda entre 350 Hz y 3.500 Hz. Se puede obtener una calidad razonable restringiendo el rango a la banda 300 Hz-5.000 Hz. Si reducimos la parte alta del rango, podemos dificultar la percepción de los fonemas fricativos; si se amplía el rango espectral, se permite al paciente percibir algunos sonidos de alta frecuencia. El rango se puede extender, pero es importante que en el de 350-3.500 Hz haya, al menos, cuatro canales activos (5). Si disponemos de un número muy elevado de electrodos, podemos procesar una banda más ancha, pero en caso de un número muy reducido de electrodos se deberá reducir el rango espectral para mantener una resolución espectral razonable en las frecuencias correspondientes a la voz. Los procesadores son, por lo general, muy flexibles en cuanto a la definición de las frecuencias de corte de los filtros. Por defecto, en todos los casos la distribución de frecuencias de corte sigue un escalado aproximadamente logarítmico, de acuerdo con criterios perceptuales y la distribución de los formantes de los distintos fonemas. Cuando se activa o desactiva un canal, se redefinen las frecuencias de los filtros, de modo que el rango espectral definido se reparte entre el número de canales activos.

PARÁMETROS RELACIONADOS CON EL NIVEL DE ESTIMULACIÓN

Una vez establecida la configuración de la estimulación, que, insistimos, en principio será la configuración por defecto proporcionada por el fabricante, habrá que determinar los parámetros relacionados con los niveles de estimulación. Entre éstos podemos destacar la activa-

ción o desactivación de cada uno de los electrodos, los umbrales (niveles T) y los máximos niveles de confort (niveles C).

Activación y desactivación de electrodos

La activación de electrodos es una operación que se suele realizar durante la primera sesión de programación. Son varias las causas que pueden hacer recomendable la desactivación de uno o varios electrodos. Si debido a dificultades durante la inserción de la guía nos encontramos con un electrodo fuera de la cóclea, éste no se deberá activar, pues no va a proporcionar una estimulación adecuada del nervio auditivo. Estos electrodos se pueden identificar mediante una exploración radiológica. Podemos encontrarnos también con electrodos cuya activación origina una estimulación colateral del nervio facial, que producen movimiento involuntario de músculos o sensaciones táctiles, o del nervio vestibular, lo que ocasiona vértigos al paciente, en cuyo caso deberán desconectarse, ya que de otro modo producirán una estimulación colateral incontrolada ante la presencia de determinados sonidos. Otra situación frecuente es la presencia de electrodos que, al estar insertados en la cóclea, no proporcionan una estimulación auditiva adecuada, debido a que están alojados en una región donde el índice de supervivencia neuronal es muy bajo. Estos electrodos no producen ninguna respuesta auditiva, o bien ésta es muy pobre. Se observan umbrales con niveles muy altos y un rango dinámico muy reducido, lo que da lugar a una resolución en intensidad muy pobre. En estos casos conviene también desconectar estos electrodos. Por lo general, estos problemas suelen presentarse para los electrodos más basales, ya que la región basal es la que se ve más afectada por las lesiones en el caso de las sorderas neurosensoriales.

Ajuste de niveles T y niveles C

Una vez determinados los electrodos que se van a activar, es necesario determinar el rango dinámico eléctrico para cada uno de ellos, de modo que el rango dinámico acústico en cada banda espectral se transforme en dicho rango dinámico eléctrico, de acuerdo con una ley de proyecto y unos niveles de referencia. Éstos, para cada electrodo, son el umbral (*threshold*, en inglés, o nivel T), que se define como la mínima estimulación eléctrica que el paciente puede detectar, y el máximo nivel de comodidad (o nivel C), que se define como la máxima estimulación que tolera sin experimentar una sensación molesta (9). Dichos niveles se deben estimar de forma independiente para cada electrodo, y utilizando el mismo modo de estimulación, estrategia de codificación y tasa de estimulación que se usarán cuando se active el procesador. La ley de proyecto determina cómo se transforma el rango dinámico acústico en el rango dinámico eléctrico. Por lo

general, introduce una compresión, pero es conveniente que el factor de compresión no sea excesivo, pues de otro modo se ganará sensibilidad a costa de perder resolución en intensidad.

PRIMER ENCENDIDO DEL PROCESADOR

La primera sesión de programación es, por lo general, la que más tiempo requiere. En esta sesión se suele explicar el funcionamiento del procesador, se configura la estrategia de codificación y se determinan los niveles de estimulación adecuados para el paciente. Una vez programado el procesador, éste se activa, y el paciente comienza a percibir el sonido.

Programación de adultos poslocutivos

El primer encendido del procesador resulta diferente dependiendo de las características del paciente. El caso de los adultos poslocutivos es el que resulta más sencillo, gracias a que el paciente tiene un nivel aceptable de comunicación y comprende fácilmente las instrucciones que le da el audiólogo, y por otra parte, los estímulos que percibe los interpreta fácilmente como sensaciones auditivas, por lo que proporciona información coherente cuando se le pregunta si percibe o no un sonido o se le pide que compare dos estímulos. El procedimiento de programación en estos casos requiere, en primer lugar, el estudio de la radiografía del implante, para determinar qué electrodos están insertados. A continuación, se le proporciona estimulación en uno de los electrodos, preferentemente de los más apicales, y aumenta el nivel hasta que indique que percibe el estímulo. Usando este nivel como referencia, se hace un chequeo rápido de todos los electrodos para confirmar cuáles deben permanecer encendidos y conocer el nivel aproximado de estimulación en cada uno de ellos. A continuación se indican los umbrales y finalmente se determinan los máximos niveles de confort para cada electrodo. Esto último que resulta generalmente difícil para el paciente, por lo que es más conveniente balancear los niveles C presentando parejas de estímulos y pidiendo al paciente que compare su intensidad. Una vez establecidos los niveles T y los niveles C, se activa el procesador, con un volumen reducido para prevenir la posibilidad de unos niveles C sobreestimados, y el volumen se incrementa hasta que el paciente lo perciba de forma cómoda. En estas condiciones el paciente debe detectar sin dificultad la presencia y ausencia de sonido, y ser capaz de realizar discriminaciones sencillas sin apoyo visual, como distinguir las vocales /a/ /i/, distinguir monosílabos de bisílabos, etc. Al principio el paciente se sentirá desconcertado porque oye hablar pero no entiende nada, y dependiendo de la evolución de la pérdida auditiva así como de sus habilidades y características, a medida que adquiera experiencia durante la propia

sesión de programación será capaz de identificar algunas palabras.

Programación en niños

La programación en el caso de niños resulta más complicada, especialmente cuando la edad es menor. En este caso la información que podemos obtener de las respuestas subjetivas es muy limitada. Durante la programación debe tenerse clara la limitada capacidad de atención de los niños. Será conveniente disponer de juegos diversos que permitan atraer su atención. Teniendo en cuenta esta limitación, y puesto que los niveles T no afectan excesivamente a la calidad de la percepción –diversos trabajos ponen de manifiesto que afectan mucho menos que los niveles C (10,11)–, se dedicará el esfuerzo, en la primera sesión de programación, a la determinación de los canales que se deben activar y al balanceo de canales. Para determinar la activación de canales se hará uso de la radiografía y se observará con atención la reacción del niño ante la estimulación. En la medida en que el niño haya recibido un entrenamiento y esté condicionado para proporcionar una respuesta a un estímulo, esto resultará más o menos fácil. Una vez determinados los niveles aproximados para los que hay una respuesta auditiva confortable para alguno de los canales, la atención se concentrará en los canales más basales, que son susceptibles de que se desconecten. En todo momento se será muy prudente al aumentar el nivel de estimulación, para evitar una sensación molesta en el paciente y el consiguiente rechazo hacia el implante. Una vez determinados los electrodos que se tienen que activar, se intentará balancear los niveles C de los distintos canales, aunque a un nivel inferior a su máximo nivel de comodidad; el balanceo se realizará a un nivel cómodo y luego, en todo caso, se incrementarán de forma global todos los niveles C. En el caso de los modos de estimulación monopolar, hay estudios que indican que hay un ligero incremento de los niveles de estimulación, tanto niveles T como niveles C, hacia los electrodos basales, y además, los niveles varían suavemente entre los electrodos adyacentes, de modo que a partir de las estimaciones en algunos electrodos se pueden interpolar los niveles para el resto (11,12). Esto, sin embargo, no es aplicable para los modos de estimulación bipolares. Para una configuración monopolar, en el peor de los casos, una vez determinados los canales que se tengan que activar, se pueden fijar los niveles T a un nivel muy bajo, fijar los niveles C a un nivel razonable, que no resulte molesto al paciente, con un incremento suave de los niveles hacia los electrodos basales. Se puede activar el procesador en estas condiciones con un volumen reducido, que se incrementaría poco a poco hasta observar una respuesta auditiva del paciente, por ejemplo, reacción ante juguetes sonoros o un reflejo palpebral cuando se produce un sonido fuerte, siempre evitando una estimulación que resulte excesiva.

De este modo, se conseguiría un primer mapa de programación que, si bien aún es mejorable, permite comenzar la rehabilitación auditiva del paciente y, a partir de la observación de sus habilidades, obtener nueva información para mejorar progresivamente la programación del paciente en sesiones posteriores.

Programación de adultos prelocutivos

En el caso de adultos prelocutivos nos encontramos con una situación intermedia. Usualmente este paciente tiene limitadas sus capacidades comunicativas, aunque no resulta tan complicado como en los niños pequeños. La principal dificultad en estos casos suele ser la importante degeneración retrógrada que sufre el nervio auditivo. El porcentaje de fibras nerviosas supervivientes es, por lo general, más reducido, y esto hace que disminuya el rango dinámico eléctrico para la mayor parte de los electrodos. Los pacientes prelocutivos pasan rápidamente del nivel T al nivel C y muestran, como consecuencia, una escasa resolución en intensidad. Esto limita fuertemente la calidad con que perciben con respecto a la mayoría de los pacientes implantados. Es importante, en estos casos, identificar los electrodos con un mayor rango dinámico.

Activación del procesador

Existen situaciones en las que se plantea la necesidad de distribuir el primer encendido en varias sesiones de programación, para activar progresivamente los distintos canales. La activación progresiva de los electrodos tiene sentido en los implantes de muchos electrodos bajo estimulación bipolar. En tal caso no es posible aplicar resultados de interpolación, y la determinación de los niveles para todos los electrodos sería imposible en una sesión si el paciente no es capaz de mantener la atención durante mucho tiempo, ya que serían necesarias varias sesiones para completar el mapa de programación. Esto es un inconveniente, ya que la rehabilitación no comenzaría de forma efectiva hasta que el procesador no estuviera razonablemente programado. Esto se evita fácilmente con el procedimiento de programación descrito, para el caso de modos de estimulación monopolar. Es conveniente, en la medida de lo posible, que el paciente esté percibiendo de forma inequívoca y con un nivel apropiado desde la primera sesión de programación, lo que se supone que es suficiente para determinar claramente la presencia o ausencia de sonido, pero sin que resulte molesto para el paciente.

En la primera sesión de programación se explica al paciente o a sus familiares las instrucciones de uso y mantenimiento del equipo de implante coclear. Se explican los cuidados, la sustitución de baterías, los controles y uso de éstos, etc. Se debe dedicar especial interés al control del volumen, con el objeto de que el paciente se encuentre siempre percibiendo con un nivel apropiado.

REVISIONES DE LA PROGRAMACIÓN

Las revisiones de la programación tienen una doble misión. Por una parte, deben completar el trabajo realizado durante la primera programación. En muchos casos, el resultado de la primera programación es incompleto y mejorable, debido a la falta de concentración del paciente o por la escasa información proporcionada por éste. En las primeras revisiones, se extrae nueva información que contribuye a mejorar la programación, y se puede utilizar también información derivada de las observaciones que se realizan en las sesiones de rehabilitación. Por otra parte, las revisiones de la programación sirven para adaptar el procesador a los cambios fisiológicos que experimenta el paciente como consecuencia de la estimulación continuada con el implante coclear. Los niveles T son, en la primera programación, relativamente elevados, debido al largo período en el que el paciente se ha visto privado de audición, y los niveles C suelen ser relativamente bajos, debido a que la privación de audición hace que no tolere niveles fuertes. A medida que utiliza el implante, el paciente va consiguiendo más sensibilidad a la estimulación eléctrica, por la reactivación de las vías auditivas, y por otra parte, tolera cada vez estímulos más intensos, de modo que los niveles T tienden a disminuir y los niveles C a aumentar, es decir, aumenta el rango dinámico eléctrico, lo que mejora, por otra parte, su resolución en intensidad. Por otra parte, la impedancia eléctrica de los electrodos evoluciona lentamente desde el momento de la implantación. Las revisiones de la programación son necesarias para acomodar el procesador a estos cambios de origen, fundamentalmente, fisiológico, que son muy rápidos al principio, y tienden a estabilizarse en un período de entre seis meses y un año después de la primera programación (13,14).

La evolución de los niveles de estimulación determina el calendario de programación. En nuestra clínica, durante la primera semana, el paciente se programa varias veces, de acuerdo con sus necesidades, y se realizan pequeños ajustes para integrar información de las sesiones de rehabilitación, con el fin de garantizar una buena percepción tras esta primera semana. También en esta semana, el paciente y sus familiares son instruidos en el uso y mantenimiento del procesador. Posteriormente, se realizan revisiones a las dos semanas, al mes, a los tres meses, a los seis meses y revisiones periódicas anuales para un chequeo técnico y una revisión de la programación, en la que se realizan también tests de seguimiento de las habilidades perceptuales y lingüísticas de los pacientes.

USO DE MEDIDAS OBJETIVAS

Las medidas objetivas, si bien no suponen una herramienta que sustituya la programación basada en respues-

tas subjetivas, proporcionan información complementaria que puede ser de gran utilidad para detectar problemas y como apoyo para la programación. Entre las más destacadas se encuentran la telemetría de impedancias, que proporciona una comprobación técnica de la integridad del implante, la telemetría de respuesta neural, que permite comprobar el funcionamiento de los electrodos y en algunos casos identificar los potenciales de acción del nervio auditivo, los potenciales del tronco cerebral, que permiten identificar la actividad nerviosa en el tronco cerebral como respuesta a la estimulación con el implante, y el test de reflejo estapedial, que mide el reflejo del músculo estapedial como respuesta a un estímulo en el nervio auditivo. Los tres últimos se han estudiado, tanto en modalidad intraoperatoria como postoperatoria, como métodos para proporcionar los niveles T y los niveles C. Si bien no proporcionan una estimación precisa de los niveles de estimulación, permiten identificar una respuesta auditiva a la estimulación con cada uno de los electrodos, y proporcionan información sobre la funcionalidad de éstos. Algunas de estas medidas, adecuadamente procesadas, pueden ser útiles también para balancear los niveles de estimulación asociados a los distintos electrodos (15).

CONCLUSIONES

En este capítulo se han descrito los principales criterios que deben considerarse para realizar un ajuste adecuado de los sistemas de implante coclear, y se ha analizado el papel que ejercen los distintos parámetros sobre la calidad con que se percibe el sonido mediante el implante coclear. También se han descrito los procedimientos a seguir para programar los procesadores en los distintos grupos de pacientes. En la mayoría de los casos, las indicaciones proporcionadas resultan útiles para conseguir una programación adecuada del procesador.

BIBLIOGRAFÍA

1. Wilson B, Finley C, Lawson D, Wolford R, Eddington D, Rabinowitz W. Better speech recognition with cochlear implants. *Nature* 1991; 352: 236-238.
2. Loizou PC. Mimicking the human ear. *IEEE Signal Processing Magazine* 1998; 101-130.
3. De la Torre A, Sainz M, Roldán C. Influence of placement and configuration of the electrodes over the perception using cochlear implants. 6th Eur Symp on Paediatric Cochlear Implantation, 2002.
4. Sainz M, De la Torre A, Roldán C. Frequency resolution in cochlear implant patients. 6th Eur Symp on Paediatric Cochlear Implantation, 2002.
5. Brill S, Gsöttner W, Helms J, Ilberg C, Baumgartner W, Müller J et al. Optimization of channel number and stimulation rate for the fast continuous interleaved sampling strategy in the Combi-40+. *Am J Otol* 1997; 18: S104-106.
6. De la Torre A, Roldán C, Rosales P, Sainz M. Percepción del tono fundamental en pacientes con implante coclear. II Jornadas en Tecnologías del Habla, 2002.
7. Cosendai G, Pelizzone M. Effects of the acoustical dynamic range on speech recognition with cochlear implants. *Audiology* 2001; 40: 272-281.
8. Wilson B, Lawson D, Zerbi M. Advances in coding strategies for cochlear implants. *Head Neck Surg* 1995; 9: 105-129.
9. Manuales de programación: Cochlear Audiologist Handbook. Combi40+ System Audiologist's Manual. Clarion Device Fitting Manual.
10. Dawson PW, Skok M, Clark GM. The effect of loudness imbalance between electrodes in cochlear implant users. *Ear Hear* 1997; 18: 156-165.
11. Sainz M, De la Torre A, Roldán C, Ruiz JM, Vargas JL. Analysis of programming maps and its application for balancing multichannel cochlear implants. *International Journal of Audiology*. [En prensa (aceptado en abril de 2002)].
12. Sainz M, De la Torre A, Roldán C, Ruiz JM, Vargas JL. Distribution along the cochlea of the stimulation levels in cochlear implanted patients. 6th Eur Symp on Paediatric Cochlear Implantation, 2002.
13. De la Torre A, Sainz M, Roldán C, Ruiz JM, Vargas JL. Evolution and stability of the programming parameters in the Combi40+ cochlear implant. 6th Eur Symp on Paediatric Cochlear Implantation, 2002.
14. Schmidt M, Griesser A. Long-term stability of fitting parameters with the Combi-40+. *Am J Otol* 1997; 18: S109-110.
15. Ruiz JM. Potenciales de tronco cerebral evocados mediante estimulación eléctrica en pacientes con implante coclear. Tesis Doctoral: Universidad de Granada, noviembre de 2002.

Empleo de la telemetría en los implantes cocleares

A. Ramos Macías, L. Goenaga Andrés, J. Rivero Suárez y C. Castillo Requena

INTRODUCCIÓN

Desde hace unos años, y tras la introducción de nuevos sistemas de implantación coclear en el mercado, se han ido incorporando sistemas de control de este tipo. Por un lado, permiten obtener información sobre el funcionamiento y el sistema de estimulación del propio sistema implantado, y por otro, obtener información del propio paciente, fundamentalmente de la respuesta neural tras la estimulación eléctrica. En general se define la telemetría como la determinación bidireccional automática de datos desde el dispositivo externo de estimulación del propio implante hasta la parte implantada y, en sentido contrario, desde el implante al sistema externo (1). Este sistema de flujo de datos, para estimular el sistema y que se obtienen de la respuesta, se realiza en tiempo real, de tal forma que el propio dispositivo tiene una función de diagnóstico y regulación que aporta datos para su control y manejo.

Los sistemas de trabajo basados en la telemetría se pueden aplicar en cualquier momento en el paciente, por lo que pueden aportar datos desde el primer momento intraoperatorio, que posteriormente puedan utilizarse como ayuda en la programación o como estudio control posterior (fig. 1).

Los aspectos fundamentales que pueden estudiarse con estos sistemas son:

1. *Aspectos dependientes del paciente.* Principalmente es de gran interés el estudio de la población ganglionar y

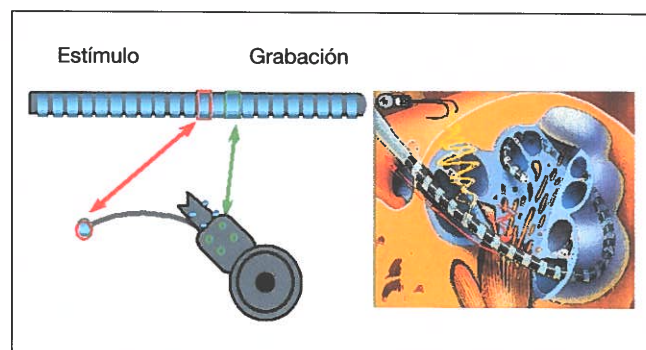


Figura 1. Esquema general de funcionamiento de los sistemas de evaluación telemétrica en implantes cocleares.

Tabla 1. Clasificación de los sistemas telemétricos en implantación coclear

Estudio del reflejo estapedial eléctricamente estimulado
Sistema de telemetría de impedancia.
Sistema de telemetría de complianza
Sistema de telemetría de campo eléctrico
Sistema de telemetría de respuesta neural
Sistema de registro de potenciales evocados eléctricamente estimulados
Test de integridad del sistema

su integridad, las características de la estimulación neural y la respuesta al estímulo eléctrico.

2. *Aspectos del dispositivo.* Fundamentalmente, su adecuado funcionamiento, análisis del estado de los electrodos, características de la estimulación eléctrica (cortocircuitos, etc).
3. *Aspectos relacionados con la cirugía del sistema.* Evaluación del posicionamiento y estudio de las modificaciones intracocleares (traumatismos, etc.) durante la inserción de electrodos.

Los sistemas que en la actualidad disponemos se muestran en la tabla 1. Pasamos a describir cada uno de ellos.

REFLEJO ESTAPEDIAL ELÉCTRICAMENTE ESTIMULADO

La base de esta prueba reside en la observación mediante microscopio de la contracción del músculo del estribo, tras estimular eléctricamente la cóclea con el implante coclear (fig. 2). Este test que refleja de forma indirecta el funcionamiento coclear puede estudiarse en diversas condiciones:

1. *Intraoperatoriamente.* Tras observación microscópica del tendón del músculo del estribo durante la estimulación eléctrica, una vez insertado los electrodos. En algunos casos se han descrito técnicas de obtención de la respuesta mediante un registro eléctrico-miográfico con aguja.



Figura 2. Timpanotomía posterior. Observación microscópica del tendón del músculo del estribo durante la realización del reflejo estapedial eléctricamente estimulado.

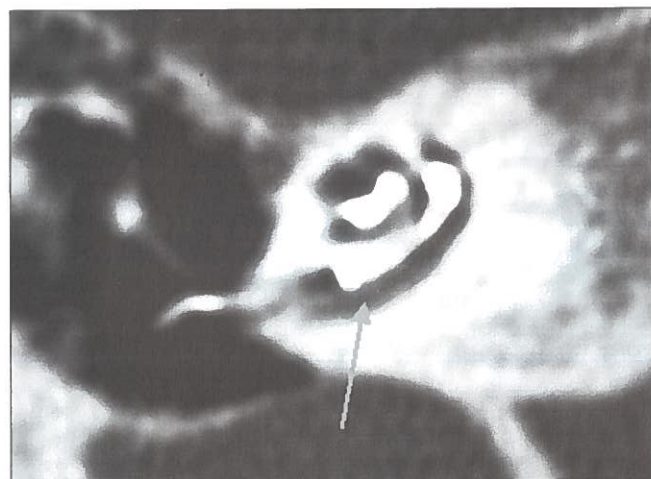


Figura 3. Área de fibrosis intracoclear observada mediante tomografía computarizada de alta resolución.

2. Postoperatoriamente. Mediante un registro convencional ipsi y contralateral.

La aplicación de este sistema está extendido en todos los sistemas de implantes cocleares por su sencillez. Para su realización se necesita la unidad de programación (para producir el estímulo). Durante la cirugía el test se realiza antes del cierre quirúrgico; generalmente se empieza por la estimulación de electrodos apicales y con estímulos “medios” en intensidad. Ésta se va incrementando de forma gradual hasta que se observa la contracción del tendón del músculo del estribo. Finalmente se aplican de forma gradual estímulos de menor intensidad hasta conseguir el umbral. Posteriormente el test se realiza alternando electrodos basales y apicales hasta obtener una respuesta. Es importante seleccionar el modo de estimulación que posteriormente se utilizará en la progra-

mación, monopolar, bipolar, etc. Respecto al tipo de estímulo, es habitual realizar un pulso bifásico (*burst*) de 1 s, con una frecuencia de 250 Hz, con un intervalo interestímulo de 1 s.

Existe una diversidad de factores que pueden interferir en la respuesta; en primer lugar el miorelajante. Debe utilizarse sólo en la inducción anestésica, y es importante monitorizar el estado de relajación del paciente durante el procedimiento quirúrgico. Respecto al uso de anestésicos, es importante destacar que algunos no interfieren con el umbral de respuesta, como el midazolam y el metohexital. Sin embargo, tienden a aumentar el umbral de la respuesta los siguientes anestésicos: anestésicos volátiles (halotano, isoflurano) y algunos no volátiles, como el propofol y el tiopental (2).

El test de reflejo estapedial eléctricamente estimulado es sencillo y no interfiere en exceso con el procedimiento quirúrgico. Presenta una especificidad y sensibilidad alta, y alcanza hasta un 90% de respuesta en la mayor parte de los casos.

La ausencia de respuesta puede estar en relación con diversas situaciones: en primer lugar una mala realización de la técnica o por interferencia con anestésicos, como ya se ha comentado. Las alteraciones cocleares, principalmente la presencia de osificación coclear o malformación congénita, no permiten obtener respuesta en todos los casos. Pero también existe un grupo (menor del 5% de los casos) en el que no se consigue una respuesta adecuada, y sin embargo no hay ninguna alteración en el rendimiento del implante y en el audiológico del paciente, por lo que queda sin explicar.

La aplicación fundamental de los umbrales de estimulación que se obtienen con el test de reflejo estapedial eléctricamente estimulado es durante la programación, especialmente en el caso de los niños (1,3). El umbral se correlaciona con los umbrales confortables de estimulación (niveles C), aunque se deben aplicar ciertos factores de corrección. En la mayor parte de sistemas el factor de corrección se sitúa entre un 20-25% del umbral del reflejo, aunque existen modificaciones también debidas al modo de estimulación que se utiliza. Por tanto, una reducción alrededor del 20% del umbral intraoperatorio es un margen de seguridad suficiente durante la programación del niño.

TELEMETRÍA DE IMPEDANCIA ELÉCTRICA

Este sistema de telemetría está disponible en todos los sistemas de implantación coclear. En este sistema de medición automática se emplea un conversor de señal analógica/digital que analiza el estado de cada electrodo. La duración del test es de sólo unos segundos, y ofrece información limitada sobre circuitos abiertos y de la impedancia o resistencia del estímulo en la región a esti-

mular. Esta medición se debe realizar antes de la inserción del portaelectrodos, y se utiliza como test básico de integridad de los electrodos.

Los factores que pueden modificar la respuesta son la disposición de los electrodos dentro de la cóclea, de tal forma que los valores se modifican en función de la disposición perimodiolar o no de los electrodos (4), y en segundo lugar la presencia de alteraciones intracocleares como ocurre intraoperatoriamente (burbujas, polvo de hueso), y lo que es altamente frecuente, la presencia de fibrosis intracoclear postoperatoria que se localiza generalmente en la espira basal (fig. 3).

La telemetría bidireccional de impedancia eléctrica es el sistema más extendido y de sencillez de uso. La información que facilita permite identificar áreas donde la impedancia se encuentre alta, que indica que el sistema necesita mayor energía para estimular esa zona. Por otro lado, permite identificar áreas de circuitos abiertos, aunque esta situación se analiza mejor mediante sistemas telemétricos que estudian el campo eléctrico.

TELEMETRÍA DE COMPLIANCIA

La base en la que se sustenta esta prueba radica en el análisis del nivel de señal emitida y comparar con los niveles de salida de cada electrodo. En aquellos casos en los que se encuentra un desorden en los niveles de impedancia y el sistema no es capaz de proporcionar la corriente adecuada, el paciente no podrá percibir las diferencias al aumentar los niveles de estimulación del implante.

El sistema de telemetría de compliancia "avisa" cuando se registra una situación fuera de la capacidad de estimulación del sistema (*out of compliance*), en esta situación sería necesario una modificación del sistema y de las condiciones del programa para evitar esta zona y mejorar la estimulación global.

TELEMETRÍA DE CAMPO ELÉCTRICO

Este nuevo sistema se encuentra incorporado en fase todavía de investigación en los sistemas de implantes Clarion (*Electric Field Imaging*) y Cochlear (*Spread of Excitation*). Este sistema permite analizar el área de estimulación que produce un electrodo y cuyo análisis se recoge en el resto de ellos. Este sistema permite el análisis de las interacciones entre canales y representa un sistema de evaluación del área que se estimula en cada momento. Asimismo, nos facilita información de cómo es la situación eléctrica en las diversas áreas de estimulación intracoclear, por lo que se pueden reconocer problemas derivados del propio sistema de estimulación (cortocircuitos, alteración en la disposición de los electrodos intracocleares, etc.) así como de diferentes alteraciones intracocleares (osificaciones, fibrosis, etc.).

En este sistema, durante la estimulación de un electrodo, los potenciales se registran simultáneamente en el resto de electrodos. De esta forma se registra la "difusión" de la corriente que produce ese electrodo en toda la cóclea. El estímulo utiliza un estímulo monopolar de corriente sinusoidal. Se realiza posteriormente por el sistema un registro digital de los valores absolutos y una integración de la señal.

En la figura 4 observamos dos casos bien distintos; en el primero de ellos se observa uno de inserción normal (Clarion CII), con una disposición del registro normal. En el segundo se observa una inserción dificultosa en una cóclea osificada (Clarion CII). El registro en este caso revela un alto voltaje en el contacto 11, así como una distribución anómala de la corriente en el contacto 2. Estos datos están en relación con la anormal situación de la cóclea por la osificación.

Se ha demostrado, en nuestra experiencia, que las alteraciones globales de percepción auditiva del paciente con implante coclear se deben a alteraciones puntuales en ciertos canales, lo cual permite diagnosticarse con este sistema, y tras la anulación de los electrodos en cuestión mejorar el nivel de estimulación. En otros casos puede ser útil en el manejo de la estimulación del nervio facial.

TELEMETRÍA DE RESPUESTA NEURAL

Este sistema en nuestra opinión es el que más utilidad puede ofrecer en un futuro dentro de los sistemas de telemetría en implantes cocleares. Hasta ahora todos los test no ofrecen datos sobre el sistema de estimulación y el estado de la cóclea, en relación con dicha estimulación. La telemetría de respuesta neural nos aporta el estudio de la respuesta del sistema neural (población ganglionar) a la estimulación eléctrica intracoclear, a través del análisis del potencial de acción neural.

C. Brown y P. Abbas describen en 1990 en un paciente con implante coclear Ineraid el potencial de acción neural eléctricamente estimulado a través del propio implante (5). En la actualidad este sistema se encuentra completamente desarrollado en el implante coclear Nucleus 24, (Neural Response Telemetry V3.0) y en fase de desarrollo en el implante coclear Clarion CII (Neural Response Imaging).

El método original de Brown y Abbas (5) desarrolla un paradigma de sustracción que incluye una secuencia de tres estímulos: 1) prueba; 2) prueba + enmascaramiento, y 3) enmascaramiento, realizando el resultante de respuesta según (1)-(2-3). La respuesta que se obtiene es un potencial de acción que presenta una amplitud entre 300 y 400 microvoltios, formado por una onda negativa (N1) con una latencia entre 0,2 y 0,4 ms, seguida de una positiva de menor amplitud con una latencia entre 0,5 y 0,9 ms (P1) (fig. 5).

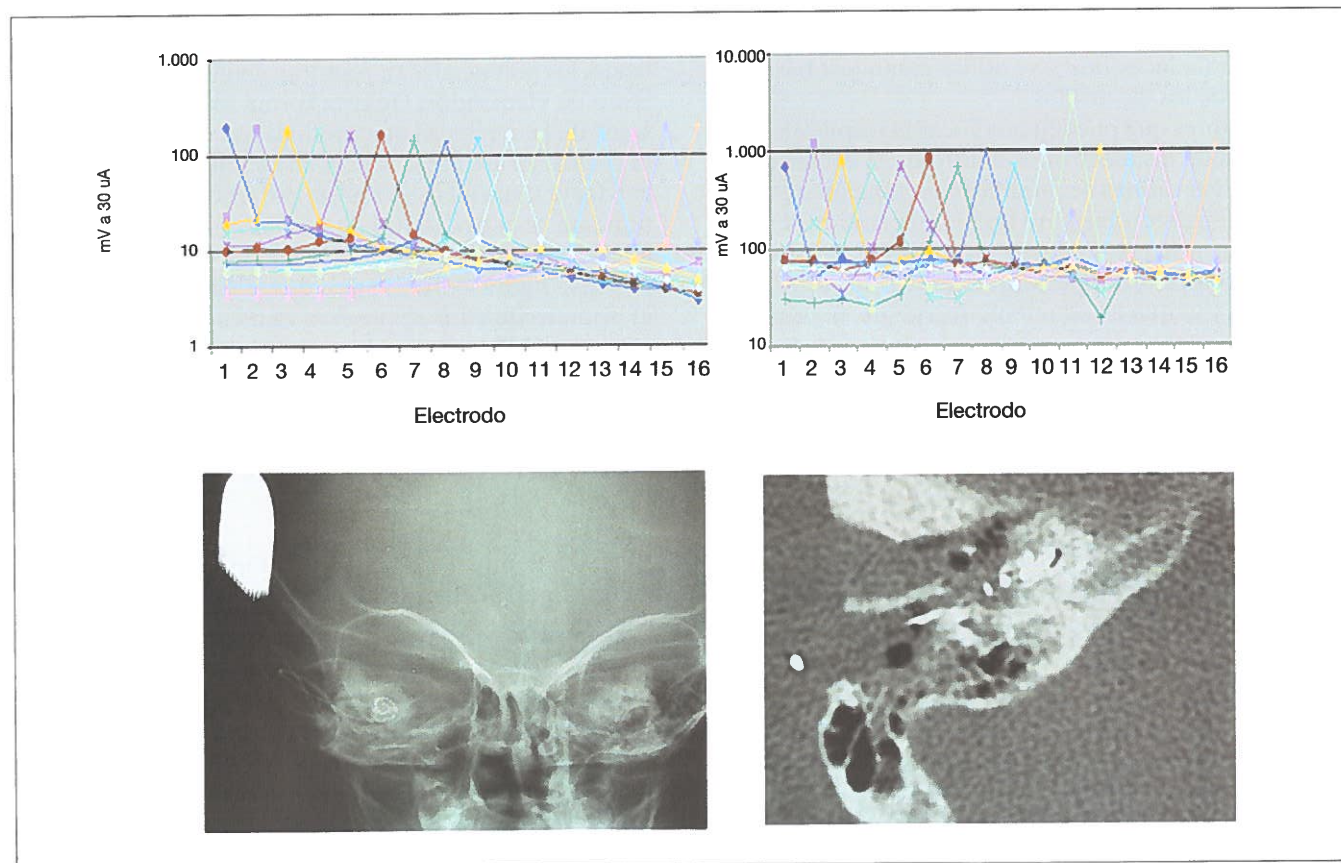


Figura 4. Imagen en campo eléctrico. Se observa un caso de inserción normal y respuesta normal, y se compara con un caso de inserción en cóclea osificada, donde existe una alteración de la respuesta del test, con una modificación de la respuesta basal y registros anómalos en diversos electrodos.

Este sistema a priori tiene una gran importancia en su aplicación en implantación coclear. Existen diversas evidencias que hay que considerar: las lesiones de la población neural no son homogéneas, así por ejemplo, sabemos que las alteraciones ganglionares relacionadas con las hipoacusias secundarias a meningitis son mayores que si las comparamos con alteraciones relacionadas con otras etiologías. Algo parecido ocurre con las alteraciones secundarias a enfermedades virales. Estas alteraciones además pueden afectar a distintas áreas tonotópicas dentro de las poblaciones ganglionares de forma “caprichosa” (6). Por otro lado, también se ha observado que no todas las estrategias de codificación del lenguaje las aceptan todos los pacientes, lo cual parece estar en relación con el estado de la población neural y la vía auditiva (7). Por tanto, parece lógico que la posibilidad de adaptar el tipo y calidad de estímulo, en las diversas áreas de la cóclea, en función al estado de su población ganglionar y su funcionamiento, podría derivar en un mayor beneficio para estos pacientes.

La latencia y amplitud de las ondas que se obtienen son variables, así como su morfología. Las respuestas que forman las ondas N1-P1 son las más frecuentes (90%).

También pueden encontrarse ondas con “doble pico” en la fase P (P1-P2); para muchos autores se relaciona con la actividad “ganglionar” por un lado y “dendrítica” por otro. Es una respuesta poco frecuente y se relaciona con la estimulación de electrodos apicales.

Varios factores pueden alterar los resultados, entre ellos destacamos la disposición perimodiolar del electrodo, las lesiones de los restos neurales, la anatomía coclear y el sistema de estimulación (modo, velocidad, etc.).

Para poder realizar el estudio de las funciones neurales se han incorporado una serie de funciones al sistema de telemetría de respuesta neural:

1. *Función de incremento de la amplitud* (fig. 6). Permite un análisis indirecto de la capacidad de estimulación y respuesta en un área de la cóclea. Se realiza un estudio de la capacidad de respuesta a los incrementos del estímulo y su adaptación a las diversas condiciones. En esta prueba se registran los potenciales de acción en un mismo electrodo utilizando estímulos de distinta intensidad.
2. *Función del período refractario*. Esta función permite estudiar el período refractario analizando la amplitud de la respuesta tras modificar la estimulación (enmas-

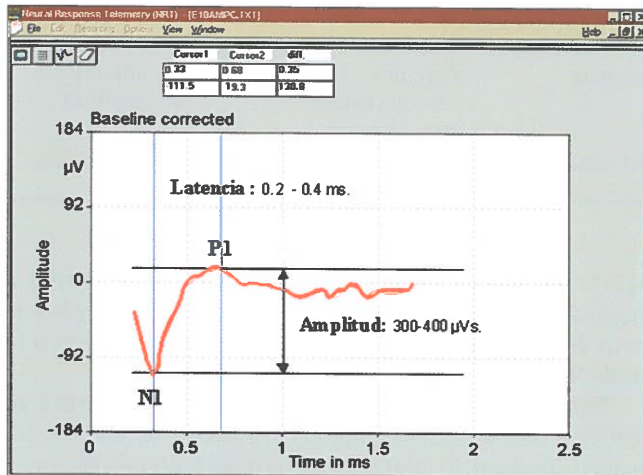


Figura 5. Potencial de acción normal obtenido mediante el test de telemetría de respuesta neural (Cochlear).

caramiento-estímulo y delay). Su aplicación en el estudio de la velocidad de estimulación y su respuesta pueden mejorar el rendimiento de la estrategia que se utilice.

Este test se puede realizar intraoperatoriamente, y se ha observado una modificación, respecto a umbrales (t-NRT) de menos de 10 unidades de estimulación eléctrica (UCL) (5).

Respecto a las aplicaciones de este test destacamos la estimación de niveles T y C que se apliquen durante la programación.

Este punto es fundamental dentro de las aplicaciones prácticas de este sistema. Diversos autores han presentado diversas fórmulas de cálculo o estimación de niveles C durante la programación con el implante Nucleus 24, basados en los datos de los umbrales intraoperatorios de la respuesta neural obtenida mediante telemetría de respuesta neural (8,9). En nuestra experiencia y en un estudio prospectivo dirigido a 50 niños implantados con implante Nucleus 24, hemos observado que existe una correlación entre los niveles C de la programación y los denominados t-NRT (umbrales de respuesta neural), de tal forma que después primer de la primera programación existe una correlación de 0,8 entre ambos umbrales (fig. 7).

Este sistema de estimación de umbrales C/T en el sistema Nucleus, obtenido de la telemetría de respuesta neural, es un arma importante de ayuda en la programación de poblaciones especiales (niños muy pequeños, niños con dificultades asociadas, mala respuesta al estímulo, etc.). Aquí estriba su interés, incluso existen sistemas de programación (R126-V2.0) que permiten importar directamente los datos que se obtienen con la telemetría de respuesta neural y obtener un mapa "automático", que orientaría en la programación.

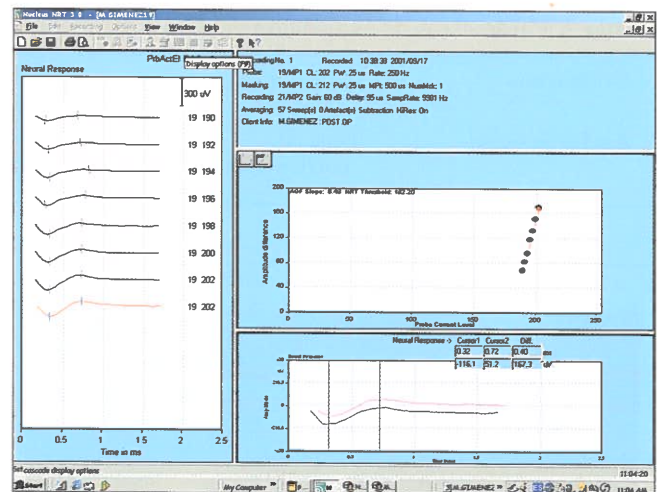


Figura 6. Imagen de la pantalla de programación del test de respuesta neural (NRT) en el que se observa el test de función de incremento de la amplitud.

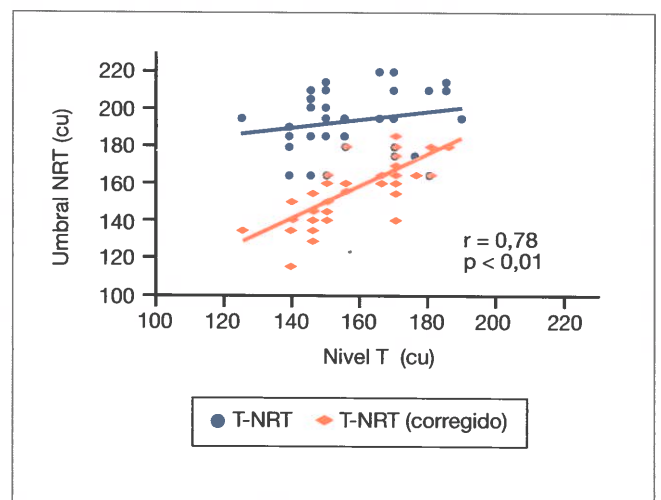


Figura 7. Correlación entre los niveles de estimulación obtenidos mediante la telemetría de respuesta neural intraoperatoria y los niveles de confort y audibles (C y T) durante la programación.

Otra aplicación (posteriormente se comentará) se lleva a cabo en la monitorización intraoperatoria de los implantes del tronco cerebral.

Los estudios dirigidos al conocimiento de los lugares óptimos de estimulación intracoclear no ofrecen todavía unos resultados que permitan su selección de forma objetiva. El desarrollo del test de incremento de la amplitud (AGF) dentro del sistema de telemetría de respuesta neural podría ayudar en este sentido.

El hecho de conocer mejor la respuesta neural abre la esperanza de alcanzar, tras el mejor conocimiento del sistema y su función, un mejor manejo del implante coclear.

Tabla 2. Parámetros de evaluación en el test de integridad del implante coclear

Calibración	Continuidad	Radiofrecuencia	Circuito de electrodos	Crecimiento de amplitud
Ancho de pulso	Fuga de corriente interna	Señal de salida aberrante	<i>Tone decay/</i> fatiga auditiva	Rango de transmisión

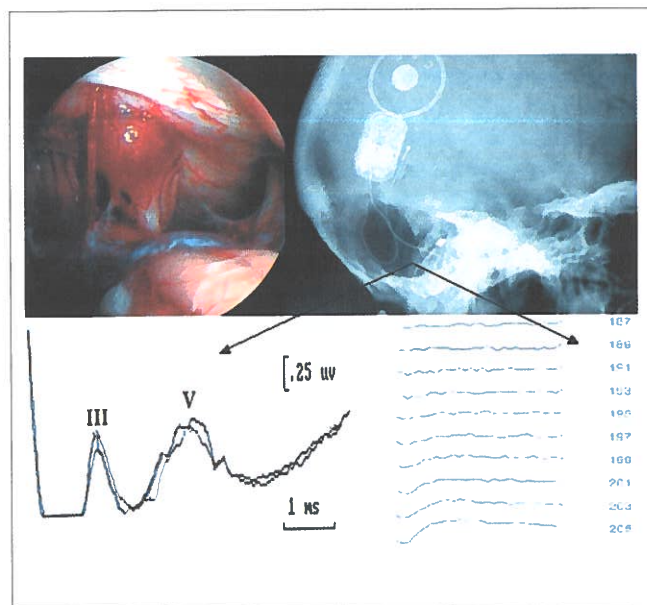


Figura 8. Registro de potenciales evocados eléctricamente en un caso de implante de tronco cerebral.

POTENCIALES EVOCADOS ELÉCTRICAMENTE ESTIMULADOS

Los potenciales evocados eléctricamente estimulados a través del implante coclear precisan un sistema de registro sincronizado al estímulo del implante coclear. En muchos casos esta prueba presenta muchos artefactos por ruidos o alteraciones musculares. A pesar de los problemas técnicos que pueda presentar, y que resulta más lenta que otras (telemetría de respuesta neural), es de elevada utilidad en casos con dudas sobre la estimulación y percepción del paciente, así como en casos de estudio de integridad. También hemos utilizado los potenciales evocados en casos de pacientes con otras alteraciones neurológicas como sistema de control evolutivo.

Sin embargo, en la monitorización intraoperatoria y en las primeras sesiones de programación del implante del tronco cerebral, la realización de potenciales evocados es fundamental (10). En estos pacientes intraoperatoriamente se practica una estimulación bipolar a través del implante y se efectúa un registro con electrodos colocados en el vértex (Cz) y en el cuello (C7). En estos pacientes la primera onda que observamos correspondería a la onda

III de los potenciales auditivos de tronco cerebral. La segunda onda se sitúa a una latencia de 1,2-1,5 ms, y la tercera de aparición inconstante estaría en relación con la onda V, que presenta una latencia de 2,1-2,3 ms.

Este sistema nos indicaría en cuántos electrodos se obtiene una respuesta auditiva, y no de otra zona del tronco cerebral, lo cual permite por un lado reposicionar adecuadamente el portaelectrodo, hasta conseguir un número adecuado de electrodos útiles, y postoperatoriamente permite obtener información de los electrodos que pueden ser activos. Todas estas pruebas también se complementan con los datos que se obtienen de la telemetría de respuesta neural (fig. 8).

En la actualidad también se está desarrollando la aplicación de potenciales evocados en estado estable en los implantes cocleares, aunque aún son controvertidos los resultados y su aplicación, su desarrollo se espera en breve.

TEST DE INTEGRIDAD

Los tests de integridad son diversas pruebas neurofisiológicas dirigidas al diagnóstico de posibles fallos del dispositivo implantado. Aunque no es en sí misma una prueba telemétrica, podemos considerarla dentro de este grupo. Este test se debe realizar ante aquellas sospechas clínicas de alteración del implante coclear, en las que la comprobación de las partes externas es normal; el programa informático informa de errores en los modos de estimulación o falta de respuesta del paciente (11).

El protocolo de trabajo ante un examen de integridad pasa por una primera fase en la que se realizan los test telemétricos antes descritos (telemetría de impedancia, de respuesta neural, etc.). Posteriormente el test de integridad tiene una serie de parámetros que se estudian (11,12). En el caso del sistema Nucleus se presentan en la tabla 2.

CONCLUSIONES

El desarrollo de los diversos sistemas de diagnóstico telemétrico posibilita mejorar el rendimiento de los implantes cocleares. Hoy en día ya no sólo debemos quedar tranquilos ante una inserción adecuada durante la cirugía; la cantidad de datos sobre el tipo de estimulación y las respuestas ante el estímulo del paciente son tan evidentes que los hacen necesarios.

Los desarrollos de estos sistemas van asociados a nuevos programas informáticos que los hacen más sencillos de manejar, más rápidos en su realización y, por tanto, sin perder su eficacia, más cómodos.

BIBLIOGRAFÍA

1. Macías R, Acosta O, Suárez R. Valoraciones telemétricas. En Manrique Rodríguez, Huarte Irujo. *Implantes Cocleares*. Barcelona: Masson, 2002; p. 267-274.
2. Battmer R, Laszig R, Lehnhardt E. Electrically elicited stapedius reflex in cochlear implant patients. *Ear Hear* 1990; 11: 370-374.
3. Van den Borne B, Snik A, Mans L. Stapedius reflex measurements during surgery for cochlear implantation in children. *Am J Otol* 1996; 17: 554-558.
4. Ramos A, García-Ibáñez L, Manrique M, Morera C, Juan E. Preliminary results with the nucleus contour cochlear implant system. A radiological and neurophysiological correlation study. En: Kubo T, Takahashi Y, eds. *Cochlear Implants an update*. Kugler Pub: The Hague, 2002; p. 313-315.
5. Brown C, Abbas P, Gantz BL. Electrically evoked whole nerve action potential: Data from human cochlear implant users. *J Acoust Soc Am* 1990; 88: 1385-1391.
6. Linthicum FH, Fayad J, Otto SR, Galey FR, House WF. Cochlear implant histopathology. *Am J Otol* 1991; 12: 245-311.
7. Wilson BS, Finley CC, Farmer JC. Comparative studies of speech processing strategies for cochlear implant. *Laryngoscope* 1988; 98: 1069-1077.
8. Hughes ML, Brown CJ, Abbas PJ, Wolaver AA, Gervais JP. Comparison of EAP thresholds with MAP levels in the Nucleus 24 cochlear implant: data from children. *Ear & Hearing* 2000; 21(2): 164-174.
9. Kawano A, Shuimizu A, Hagiwara A. Examination of EAP thresholds during nucleus 24 cochlear implant operations. En: Kubo T, Takahashi Y, eds. *Cochlear Implants an update*. Kugler Pub: The Hague, 2002; p. 59-68.
10. Ramos A, Manrique M, García-Ibáñez E. Implantes auditivos de tronco cerebral. En: Suárez Nieto C, ed. *Libro del Año. Otorrinolaringología*. Saned, 1999; p. 197-209.
11. Hose B, Moller C, Juan E. Detección de fallos en implantados cocleares. En: Manrique Rodríguez, Huarte Irujo, eds. *Implantes Cocleares*. Barcelona: Masson, 2002; p. 275-288.
12. Battmer RD, Gnadeberg D, Lahnhardt E, Lenarz T. An integrity test battery for the Nucleus Mini 22 Cochlear Implant System. *Eur Arch Otorhinolaryngol* 1994; 251: 205-209.

Fallos técnicos del implante coclear: signos de alarma

A. Huarte Irujo

INTRODUCCIÓN

Los implantes cocleares están diseñados para permanecer implantados en el paciente durante toda su vida y funcionar con efectividad. Hay que considerar que más del 60% de las personas implantadas son niños, y en el momento de la implantación más del 10% de los pacientes implantados son menores de 2 años de edad (1). Ello exigirá por tanto un correcto funcionamiento del sistema durante un prolongado período de tiempo. Esta exigencia conlleva la prevención de los fallos en el sistema, lo que debe iniciarse desde el momento en que se inicia la fase de diseño y desarrollo del dispositivo. En esta fase se debe lograr un equilibrio perfecto entre la flexibilidad de los componentes para realizar su función, aún sometidos a deformación, la rigidez connatural de los elementos del sistema y, por último, la compatibilidad de dichos materiales con los tejidos del cuerpo humano. Una vez que se han fabricado dichos dispositivos se someten a diferentes pruebas de control de calidad y de funcionalidad del sistema, con el fin de que en el momento de colocar el dispositivo en el paciente durante la cirugía se verifique la correcta ubicación de los electrodos y su funcionalidad; por ello se realizan los tests intraoperatorios pertinentes.

A pesar de todas las acciones preventivas disponibles, existen diversas causas por las cuales algunos dispositivos dejan de funcionar tras períodos más o menos prolongados de funcionamiento normal. ¿Cómo saber que un dispositivo determinado tiene más o menos probabilidades de funcionar correctamente que otro? Para ello se debe recurrir a los datos de fiabilidad de los diferentes sistemas disponibles en el mercado (2-6). El concepto de *fiabilidad* se define como la probabilidad del buen funcionamiento de los dispositivos; la fiabilidad varía según la compañía fabricante de implante coclear, con cada modelo de implante coclear y con cada usuario de dicho aparato, bien sea niño o adulto. Este factor debe considerarse determinante en la selección del dispositivo, tanto por las autoridades sanitarias (7-10), facultativos y familiares como por el propio paciente.

Una forma de expresar la fiabilidad a largo plazo de los sistemas biomédicos implantables es por medio del porcentaje de supervivencia acumulada. Éste es un factor recomendado por las agencias internacionales de evaluación de la calidad (6,7), y consiste en un porcentaje de dispositivos en funcionamiento después de un período

específico de tiempo tras la implantación, que habitualmente viene expresado en períodos de seis meses a un año. En la actualidad el porcentaje de supervivencia acumulada para los implantes cocleares es mayor del 97%, de modo que la tasa de fallo acumulado del sistema se aproxima a un 2% (11) o un 3% (12), siendo la incidencia de fallos en los componentes internos del sistema más alta en niños que en adultos (13). Esta cifra baja no debe hacernos olvidar los inconvenientes que genera una reimplantación en la persona afectada por dicho fallo.

CLASIFICACIÓN DE LOS FALLOS TÉCNICOS

En la práctica clínica diaria, los pacientes portadores de un implante coclear pueden presentar un mal funcionamiento de alguno de los elementos de que consta dicho dispositivo. Este fallo puede ser temporal o definitivo y parcial o completo, lo que obliga a mantener una actitud vigilante y expectante, sobre todo en niños que no son capaces de facilitarnos la información precisa en caso de fallo intermitente.

El fallo técnico definitivo del sistema se determina cuando se comprueba que la parte interna no funciona y el usuario del implante coclear no obtiene ningún beneficio del mismo, entonces se recomienda la explantación (14). Las causas que determinan un fallo definitivo del sistema incluyen defectos en la fabricación del implante coclear, traumatismos durante la inserción de los electrodos, una ubicación incorrecta de los electrodos, el mal funcionamiento del receptor estimulador, o la rotura de la carcasa del receptor estimulador como consecuencia de un traumatismo externo.

Se determina la presencia de un fallo parcial cuando el funcionamiento incorrecto se limita a alguna de las partes externas del sistema o al fallo aislado de alguno de los electrodos implantados; en estos casos no es necesaria la explantación del dispositivo (15,16).

Signos de alarma y detección de fallos técnicos definitivos del sistema

En un estudio realizado en niños por Bertram et al (17), se indica que en un 81% de los casos son los propios pacientes y sus familiares los que primero perciben el

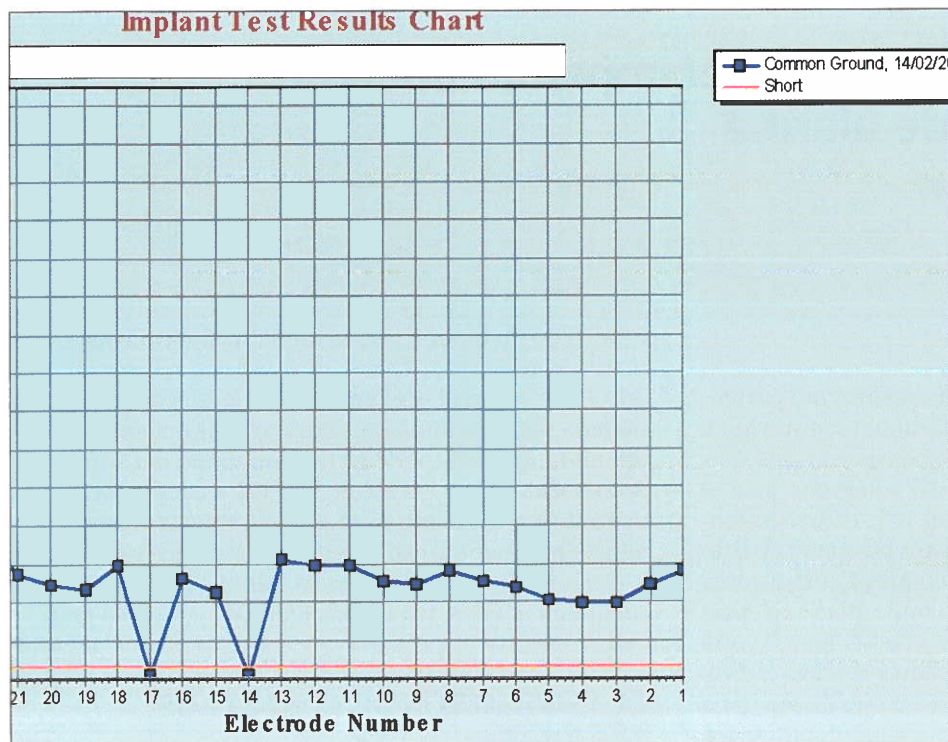


Figura 1. Telemetría de impedancias. En el eje de abscisas se representan los diferentes electrodos que dispone el sistema. En el de ordenadas, la impedancia medida en kOhm. Se observa a lo largo de la gráfica el comportamiento de los distintos electrodos en relación con su impedancia. En los electrodos 17 y 14 se aprecia un nivel inferior a 0,565 kOhm, indicativo de un cortocircuito en estos electrodos.

fallo, y únicamente un 9% es detectado por los profesionales. La mayor limitación que observaron los padres fue la interrupción de la comunicación, y tanto padres como niños se vieron afectados psicológicamente por esta situación de fallo técnico definitivo del sistema.

El signo ineludible que presentan ante dicho fallo técnico es la ausencia total de audición con o sin que exista una causa determinante, una vez comprobada con certeza que las partes externas del sistema funcionan correctamente.

Los exámenes que debe realizar el equipo médico son:

1. Estudio radiológico que analice la ubicación de los diferentes electrodos, y en el que se descarte la migración de la guía de los electrodos fuera de la cóclea.
2. Valoraciones telemétricas objetivas, que proporcionan la información sobre las partes internas del implante coclear. Dicha información se refiere principalmente al funcionamiento de la parte implantada, a la comprobación de la comunicación entre la parte interna y externa del dispositivo y por último a la verificación de la capacidad de estímulo de los electrodos (18).

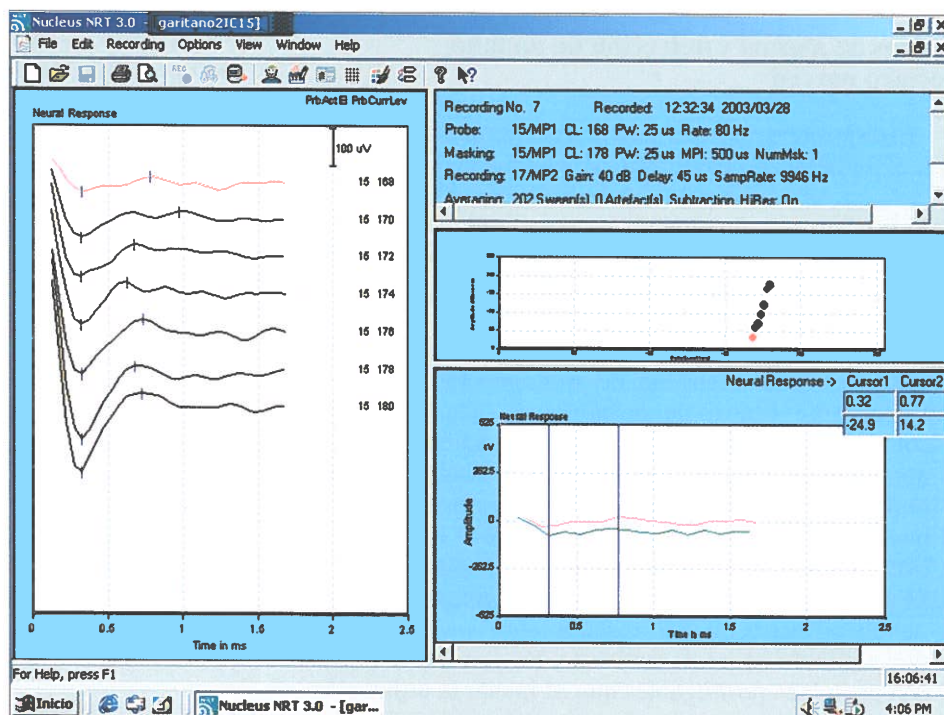
Las pruebas telemétricas de las que se disponen en la actualidad son:

1. *Telemetría de impedancias.* En ella se analizan cada uno de los electrodos, empleando un conversor de señal

analógica/digital y una monitorización de la señal, que comunica la parte implantada con los componentes externos. Asimismo, ofrece información sobre la posible presencia en el haz de electrodos de cortocircuitos o circuitos abiertos, así como los niveles de impedancia de los electrodos. Esta prueba se lleva a cabo automáticamente y su duración oscila entre varios segundos a 1-2 min; es el sistema de telemetría más extendido en la actualidad (fig. 1).

2. *Telemetría de compliancia.* Permite analizar los niveles de señal emitidos y compararlos con los niveles de salida en cada uno de los electrodos; esto informa sobre la resistencia determinada de cada electrodo al paso de la corriente, indicando la falta de correlación entre el incremento de la señal percibida por el paciente y el incremento del nivel de estimulación en el implante coclear. Dicha prueba también se realiza automáticamente.
3. *Telemetría de respuesta neural.* A partir de 1990, en que Brown et al (19) obtuvieron un potencial de acción neural eléctrico inducido a través del implante coclear, se ha desarrollado el primer sistema de telemetría por respuesta neural en el implante coclear Nucleus 24. La información que se obtiene por esta medición, en el caso de fallo completo del sistema, es nula, al no existir ninguna respuesta, aunque la ausencia de respuesta neural no es por sí sola una evidencia de mal funcionamiento técnico del implante coclear (20). Sin embargo, la presencia de respuesta neural indica que objeti-

Figura 2. Telemetría de respuesta neural en un electrodo determinado a diferentes intensidades de estimulación. Se determina el umbral a partir de la depresión N_1 seguida de la onda positiva P_1 .



vamente el implante coclear está funcionando y que las células del ganglio espiral están siendo estimuladas (fig. 2).

4. Estudio del reflejo estapedial inducido eléctricamente.

En esta prueba se estudia la aparición del reflejo estapedial tras estimular eléctricamente la cóclea a través del implante coclear. Habitualmente se realiza durante el procedimiento quirúrgico, y la respuesta se evidencia con visión a través del microscopio operatorio de la contracción del músculo del estribo; también puede efectuarse un registro impedanciométrico posquirúrgico en el oído contralateral. Esta prueba proporciona información sobre la integridad de la vía auditivo-facial; en caso de un fallo definitivo del implante, la respuesta en esta prueba estará ausente.

5. Potenciales evocados auditivos inducidos eléctricamente.

Se efectúan generalmente durante el postoperatorio, utilizando un estímulo eléctrico a través del implante coclear sincronizado con un sistema de registro de potenciales evocados. La información que proporciona es útil en el estudio de la vía auditiva del paciente, sin que haya respuesta en los potenciales evocados cuando existe un fallo completo del sistema.

Por último, una vez efectuadas las pruebas clínicas propiamente dichas, es conveniente realizar un test de integridad. Dicha prueba suele requerir la presencia de un especialista clínico de la compañía fabricante del sis-

tema, que evalúa y verifica la funcionalidad correcta de las partes internas del dispositivo (21), e informa a la compañía fabricante de la situación concreta del dispositivo, con el fin de tomar las medidas necesarias.

En un estudio publicado por Cervera-Paz et al (22), relativo a los fallos técnicos que se observaron en el programa de implantes cocleares de la Universidad de Navarra con sistemas implantables de la compañía Cochlear, el porcentaje de fallos técnicos completos fue de 2,17%, en un período de valoración que transcurrió entre 1989 y 1997, siendo la incidencia superior en niños que en adultos, y sin que existiera ninguna causa aparente desencadenante del fallo, como traumatismos. Las causas de dichos fallos, según informó la compañía Cochlear, fueron en un caso un deterioro del circuito integrado, en otro caso un condensador defectuoso y en el tercer caso daño en la guía de los electrodos. La supervivencia acumulada de los IC Nucleus 22 fue hasta 1993 de un 96,3%, y a partir de esta fecha, en que se llevaron a cabo diferentes modificaciones en el diseño del sistema, ascendió a 99,2% (4). El sistema Nucleus 24, que se está utilizando desde el año 2000, presenta una supervivencia acumulada a los dos años de implantación del 99,6% en adultos y del 97,6% en niños (6).

Otros autores, como Bertram et al (17), han comunicado un 10% de fallos técnicos completos del implante Clarion en un período de valoración de 1994 a 2000, que se debieron a fallos electrónicos y a la rotura del receptor-estimulador.

Signos de alarma y detección de un fallo técnico parcial

El dispositivo funciona pero no correctamente, de modo que el portador de un implante coclear puede presentar:

1. Dolor intenso al conectar las partes externas, que le obliga a retirarlo rápidamente. Ello exige un estudio telemétrico de las impedancias con el objetivo de evaluar cada uno de los electrodos, dado que probablemente alguno de ellos estará dañado y exigirá su anulación a través del sistema de programación.
2. El paciente usuario de un implante coclear presenta contracción del labio y cierre del párpado ante determinados sonidos. La causa de dicho síntoma es la estimulación del nervio facial; para corregir esta situación hay que anular el electrodo que provoca la estimulación mediante la reprogramación del sistema.
3. El paciente refiere la aparición de un acúfeno continuo de inicio brusco, que se presenta tanto con el procesador activado como desactivado. En general lo padecen pacientes poslinguales que, al iniciar la utilización del procesador, se someten a un exceso de estimulación sonora, una "sobreestimulación", tal y como puede ocurrir en fiestas, trabajo en ambiente ruidoso, etc. Para corregir esta situación hay que limitar el número de horas de uso del procesador en ambientes excesivamente ruidosos y hacer una incorporación paulatina a los mismos. Además, deberá reprogramarse el procesador de la palabra. En el caso de que el implante coclear sea un Nucleus 24, los datos que suministra la telemetría de respuesta neural pueden ser de gran utilidad en dicha reprogramación.
4. En ocasiones, niños y adultos usuarios de un implante coclear desarrollan bruscamente un tic en el cuello, girándolo hacia un lado determinado. La causa de ello radica generalmente en un mal funcionamiento de los cables. Sustituyéndolos se elimina dicho tic.
5. En ocasiones el paciente relata un sonido parásito (*crash, crash*) cuando mueve la cabeza. La causa también es el mal funcionamiento de los cables, y la solución su sustitución.
6. En determinadas situaciones el usuario de un implante coclear refiere que el sonido "va y vuelve", y a veces presionando sobre la bobina el sonido se escucha correctamente. En ocasiones no se consigue oír, lo que se debe a un mal funcionamiento del transmisor; para corregirlo hay que reemplazarlo.
7. En los adultos y niños que realizan deportes, se puede observar una menor respuesta a los sonidos, y dan la impresión de que no responden a los mismos sonidos a los que respondían antes. Para evitar esta situación es aconsejable introducir el micrófono en la bolsa antihumedad cada vez que se produce una excesiva sudoración, a fin de desecar los elementos del sistema y conseguir su correcto funcionamiento.

8. En el centro escolar, los profesores deben observar el comportamiento de los niños implantados en el aula. Los que se distraen excesivamente en clase, o que dicen que no oyen bien, o que hablan a un volumen superior al habitual pueden tener un mal funcionamiento del micrófono.

Las pruebas de las que se dispone para verificar el funcionamiento de los elementos externos del sistema son:

1. *Test de escucha con auriculares.* Por medio de auriculares conectados al procesador se analiza el funcionamiento de los cables y el micrófono.
2. *Test de radiofrecuencia.* Es una prueba de fácil realización, en la que se comprueba que la información externa que suministra el procesador y el transmisor se envía y se recoge correctamente mediante el receptor estimulador interno. Es un sistema sencillo, incorporado en todos los sistemas de implantación coclear.

CONCLUSIONES

El estudio de los fallos técnicos del sistema ayuda a prevenirlos, en las fases de diseño, desarrollo y fabricación de los implantes cocleares.

Los actuales sistemas de monitorización de los implantes cocleares ayudan en la práctica clínica diaria, y deben continuar perfeccionándose para ser lo más fiables y fáciles de manejar. La disponibilidad de mejores herramientas de diagnóstico de los fallos repercutirá en un mayor beneficio de las personas que utilizan un implante coclear.

El seguimiento de los pacientes con un implante coclear es esencial para detectar y subsanar precozmente cualquier desviación en su correcto funcionamiento. Para ello es recomendable establecer un calendario de revisiones que en los niños debe tener una periodicidad no superior a seis meses.

BIBLIOGRAFÍA

1. Hose B, Möller CC, Juan Pastor E. Detección de fallos en implantados cocleares. En: Manrique M, Huarte A, eds. Barcelona: Masson, 2002; p. 275-288.
2. Von Wallenberg EL, Brinch J, Money DK, West R, Avunduk K. Comparative reliability of cochlear implants. En: Frayssse B, Deguine O, eds. Cochlear implants: New perspectives. Adv Otorhinolaryngol 1993; 48: 79-84.
3. Von Wallenberg EL, Brinch J. Cochlear implant reliability. Ann Otol Rhinol Laryngol 1995; Supl 166: 441-443.
4. Von Wallenberg EL, Brinch J, Kinsbergen J. Ten years warranty-the benefit of proven reliability. En: Clark GM, ed. Cochlear Implants. Bologna: Monduzzi, 1997; p. 63-67.
5. Lenhardt M, Von Wallenberg EL, Brinch JM. Reliability of the Nucleus CI22 and CI24M cochlear implants. Ann Otol Rhinol Laryngol 2000; 185: 14-16.

6. Von Wallenberg EL, Brinch J. Long Term Reliability of Nucleus Cochlear Implants. 5 European Symposium on Pediatric Cochlear Implantation. 4-7 de junio. Antwerp 2000.
7. International Standard: Implants for surgery: cardiac pacemakers. Part 2: Reporting of the clinical performance of populations of pulse generators. ISO 5841/2, 1986.
8. EN45502-1:1997, Active Implantable Medical Devices-Part 1: General requirements for safety, marking and for the information to be provided by the manufacturer.
9. European Guidelines on a Medical Device Vigilance System. MEDDEV 1998; 2.12/1, Marzo-rev. 3.
10. Medical Device Reports of the FDA. Marzo de 2000.
11. Wyatt JR, Niparko JK, Rothman ML, deLissovoy G. Cost effectiveness of the multichannel cochlear implant. *Am J Otol* 1995; 16: 52-62.
12. Wyatt JR, Niparko JK, Rothman ML, De Lissovoy G. Cost utility of the multichannel cochlear implant in 258 profoundly deaf individuals. *Laryngoscope* 1996; 106(7): 816-821.
13. Parisier SC, Chute PM, Popp AL. Cochlear implant mechanical failures. *Am J Otol* 1996; 17: 730-734.
14. Mens LHM, Oostendorp T, Van der Broek P. Implant generated surface potentials and (partial) device failures of the Nucleus Cochlear Implant. En: Fraysse B, Deguine O, eds. *Cochlear Implants: new perspectives*. Adv Otolaringol. Basel: Karger, 1993; p. 75-78.
15. Mens LHM, Oostendorp T, Van der Broek P. Identifying electrode failures with cochlear implant generated surface potentials. Current spread side effects. *Ear Hear* 1994; 15: 339-345.
16. Carter P. Determining electrode faults using different stimulation modes. En: Clarck GM, ed. *Cochlear Implants Bologna: Monduzzi*, 1997; p. 69-73.
17. Bertram B, Meier V, Lenarz T, Battmer RD, Weber BP, Junge F. Re-implantation from a Parent's Perspective. 5 th European Symposium on Paediatric Cochlear Implantation. Bélgica: Ant-werp, 2000.
18. Ramos A, Osorio A, Rivero J. Valoraciones Telemétricas. En: Manrique M, Huarte A, eds. *Barcelona: Masson*, 2002; p. 267-274.
19. Brown C, Abbas PJ, Gantz BJ. Electrically evoked whole nerve action potential: Data from human cochlear implant users. *J Acoustic Soc Am* 1990; 88: 1385-1391.
20. Dillier N, Lai WK, Almquist B, Frohne C, Deile J, Stecker M et al. Measurement of the electrically evoked compound action potential (ECAP) via a neural response telemetry (NRT) system. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 2001.
21. Battmer RD, Gnadeberg D, Lehnhardt E, Lenarz T. An integrity test battery for the Nucleus Mini 22 Cochlear Implant System. *Eur Arch Otorhinolaryngol* 1994; 251(4): 205-209.
22. Cervera-Paz FJ, Manrique M, Huarte A, García FJ, Quesada JL, García-Tapia R. Surgical complications and equipment failures of the University of Navarra cochlear implant programm. En: Waltzman S, Cohen N, eds. *Nueva York: Thieme*, 2000; p. 176-177.

CAPÍTULO

C2.10

Resultados en implantados poslinguales

C2.10.1

Resultados en adultos implantados poslinguales

C. Morera Pérez, D. Collado Martín, L. Cavallé Garrido y J. Faus Cuñat

INTRODUCCIÓN

Los implantes cocleares se han convertido en el tratamiento de elección de los pacientes que presentan una hipoacusia neurosensorial bilateral y profunda. El grupo de adultos poslinguales son buenos candidatos, ya que alcanzan excelentes resultados audiológicos. Por otro lado, la experiencia con estos pacientes, con desarrollo audiológico previo, permite extender las indicaciones a otros grupos de pacientes.

El motivo de este capítulo es ver los resultados audiológicos en los pacientes adultos poslinguales implantados en el Hospital Universitario la Fe.

PACIENTES Y MÉTODOS

Población

Un total de 82 pacientes adultos se han implantado entre los años 1991 y 2001, de ellos 21 presentan una hipoacusia previa a la adquisición del lenguaje y los 61 restantes pertenecen al grupo de los hipoacúsicos poslinguales. La media de edad de los pacientes es de 43,5 años, con un rango que oscila desde los 18 a los 72 años. Un 41% son varones y el 59% restante mujeres. La aparición de la hipoacusia profunda es de forma brusca en cuatro de ellos, lo que supone un 6,56% de los casos, y en el resto, el 93,4%, la instauración es de forma progresiva. En cuanto al tiempo de sordera profunda se encuentran en un rango de dos años hasta los 19 años.

La etiología de la hipoacusia en nuestra serie es del 70,3% desconocida, un 8,2% meningitis, otro 11,5% por ototóxicos, un 5% de causa infecciosa, un 3,3% por traumatismo craneoencefálico y un 1,7% neuropatía auditiva (fig. 1).

Todos ellos presentaban un umbral auditivo medio o superior a 80 dB HL en las frecuencias de 500 a 4.000 Hz, y no superaban el 46% de las respuestas correctas en la audiometría vocal con bislabos a una intensidad de 65 dB HL, con el máximo rendimiento de los audífonos.

En la totalidad de los pacientes implantados el 40,2% no utilizaba el audífono de forma regular, al no obtener una buena ganancia auditiva con ellos; un 4,4% no ha usado ningún tipo de prótesis auditiva en el momento de

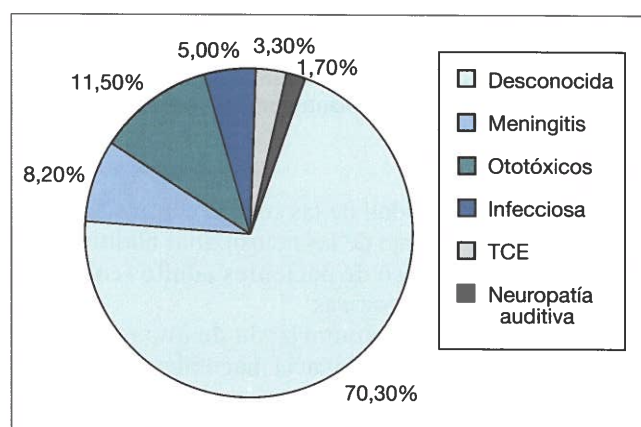


Figura 1. Etiología de la hipoacusia.

la consulta, y el resto, un 55,4%, sí las empleaban de forma sistemática.

El período de seguimiento abarca desde los seis meses hasta los 11 años, aunque nos referiremos a los cinco años como máximo. Las estrategias de codificación no fueron homogéneas; variaron de manera adecuada a cada tipo de implante y de paciente.

Metodología

Selección

A todos los candidatos previamente a la cirugía se les realizó:

1. Exploración clínica otorrinolaringológica.
2. Estudio audiológico mediante audiometría tonal y vocal de forma convencional y en campo libre, con y sin audífonos.
3. Potenciales auditivos de tronco cerebral; se observó en la mayoría de los casos un trazado plano sin poder evidenciar una onda V valorable a 130 dB. En algunos de ellos se observa un trazado de onda V en intensidades de 100 a 110 dB HL.
4. Desde 1998 se realizan otoemisiones acústicas provocadas y productos de distorsión acústica con el sistema ILO 92 de la empresa Otodynamic, que nos permi-

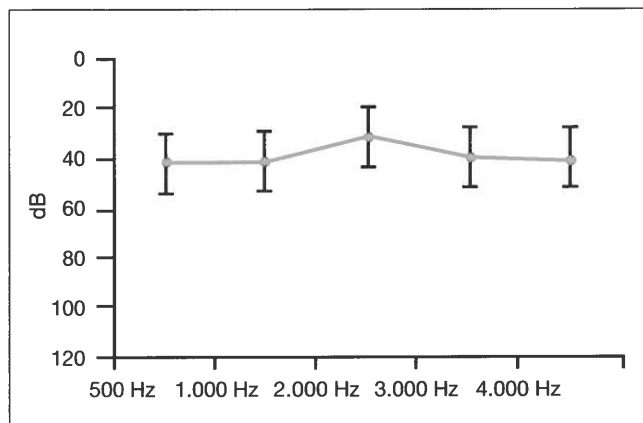


Figura 2. Media de los umbrales auditivos en la audiometría tonal en campo libre con el implante coclear a lo largo del tiempo.

te valorar la integridad de las células ciliadas externas así como el despistaje de las neuropatías auditivas. No tenemos ningún caso de pacientes adultos con otoemisiones acústicas positivas.

5. Tomografía axial computarizada de alta resolución desde el comienzo y resonancia magnética nuclear desde el año 1999.
6. Valoración psicológica y psiquiátrica para descartar la existencia de trastornos psiquiátricos y valorar las expectativas y las condiciones psicológicas del paciente y su entorno familiar y social.
7. Estudio logopédico.
8. Valoración de otros profesionales sanitarios. Según las características del paciente, puede requerirse la participación de neurólogos, internistas u oftalmólogos, entre otros, como es habitual en el medio hospitalario (1).

Cirugía

La técnica que se ha utilizado ha sido la clásica, con la realización de una mastoidectomía simple y una timpanotomía posterior. La coceleostomía se realizó en el promontorio en todos los casos, y la inserción de la guía de electrodos fue completa en el 98,4% de los pacientes, mientras que en un caso de fractura de peñasco no lo fue.

En un 44,3% se implantó el oído izquierdo y en el 55,7% el derecho. Los criterios que determinaron la selección del oído fueron tanto características audiológicas como anatómicas.

En nuestra población estudiada encontramos cuatro casos de reimplantación, lo que supone el 4,87% del total de adultos; tres de ellos por fallo del implante y uno por infección.

Seguimiento y valoración

Todos los pacientes implantados se evaluaron a los 6 y 12 meses y de forma anual. Se utilizaron las pruebas

audiométricas de valoración de la audición y del lenguaje en lengua española en un programa de implante coclear (1).

En primer lugar se realizó la audiometría tonal en campo abierto con el implante, en la que se promediaron las frecuencias comprendidas entre 500 y 4.000 Hz. Posteriormente se realizó un conjunto de tests de valoración del lenguaje:

- Test de identificación de vocales y consonantes
- Test de bislabas
- Test de monosílabos
- Test de frases sin apoyo (CID) en silencio y con ruido (-10 dB SNR)

Las distintas pruebas se realizaron en una cabina insonorizada, con los altavoces localizados a 1 m y 0° azimuth del paciente. La voz se presentó al paciente mediante CD y a una intensidad de 65 dB SPL; el ruido aparecía a 55 dB SPL, y la diferencia señal ruido fija era de 10 dB SPL.

RESULTADOS

En el umbral auditivo que se obtuvo en la audiometría tonal liminar en campo libre con audífono se observa un aumento de la detección de sonidos desde la primera programación. Esta mejoría del umbral auditivo en las frecuencias 500 a 4.000 Hz se ven mantenidas a lo largo del todo el período de seguimiento de los pacientes. El umbral PTA (Pure Tone Average) en nuestra serie es de 40 dB, lo que les permite la detección de la voz humana a estas intensidades (fig. 2).

En los resultados que se consiguieron en la población de pacientes poslinguales empleando la lista de vocales, una serie de palabras cotidianas, bislabas y frases sin apoyo (CID) se evidencia un claro beneficio audiológico (figs. 3-6). En cualquiera de las pruebas que se realizaron se observa una ganancia significativa entre los resultados que se obtuvieron previos al implante y los que se consiguieron tras los primeros seis meses y el primer año en algunos pacientes después de la primera programación. El tiempo de rehabilitación auditiva necesario para alcanzar el máximo rendimiento audiológico del implante no es el mismo para cada paciente; influyen distintos aspectos que posteriormente analizaremos.

La mayoría de los autores observan cómo los pacientes poslinguales alcanzan el rendimiento logoaudiológico máximo en los primeros 12 meses postimplantación (2). Observamos en nuestra serie que entre los seis meses y el primer año tras la programación se alcanzan los mejores resultados, que se mantienen a lo largo del período de seguimiento.

La rapidez en alcanzar unos resultados audiológicos satisfactorios en la mayoría de los pacientes poslinguales

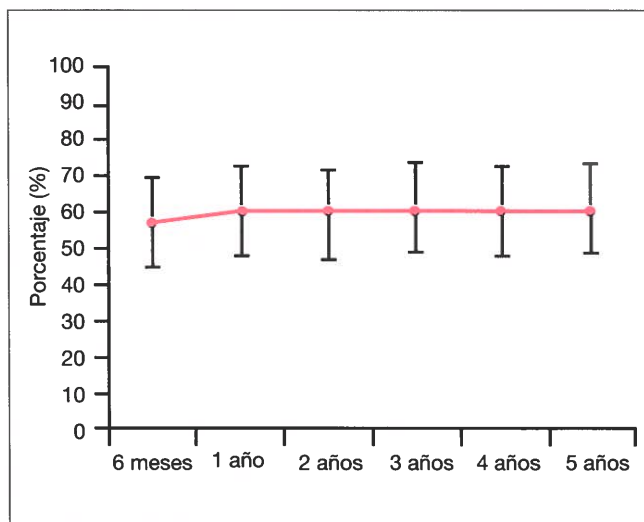


Figura 3. Valor medio del test de reconocimiento de bislabos en la población estudiada.

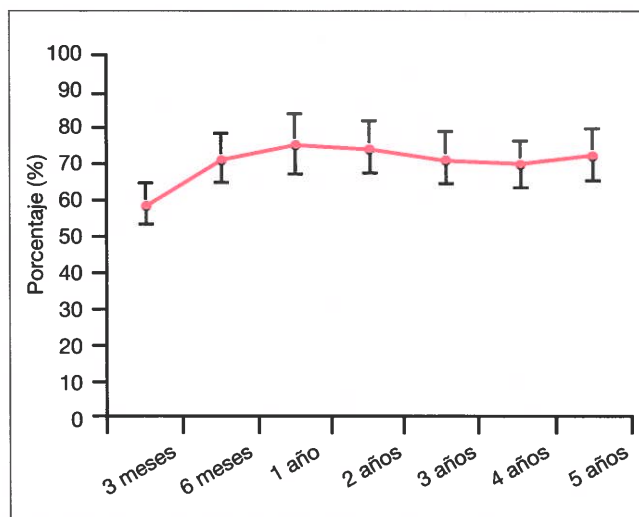


Figura 5. Test de frases en silencio en relación con el tiempo.

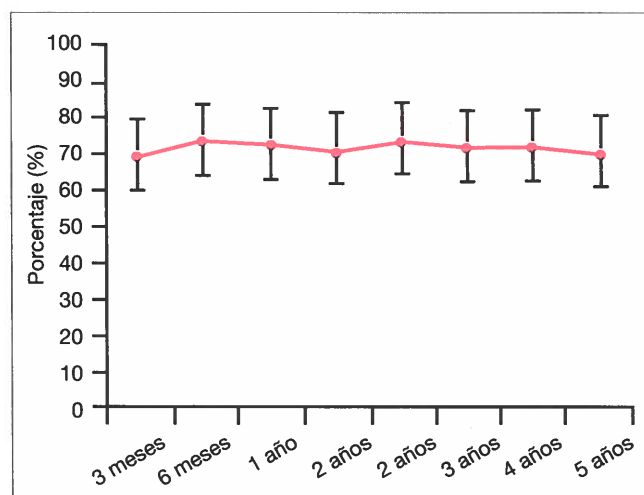


Figura 4. Test de reconocimiento de monosílabos.

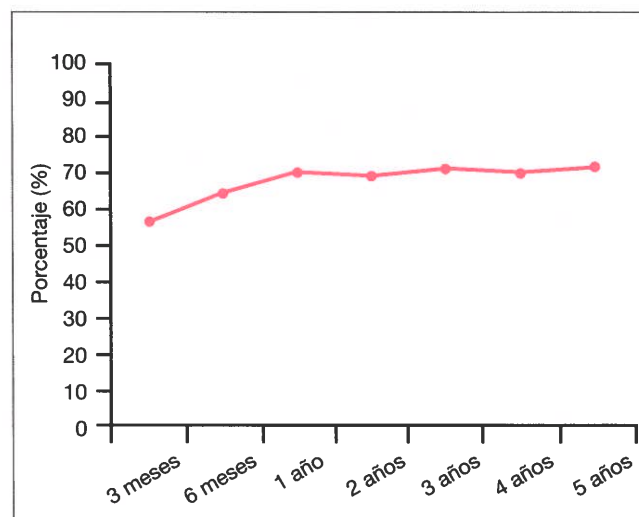


Figura 6. Resultados del test de frases con ruido.

en comparación con el grupo de prelinguales se explica por la existencia de una memoria auditiva en aquellas personas que en algún período más o menos largo de su vida ha oído, así como la similitud que existe entre el mensaje hablado y el percibido a través del implante coclear (3).

Esta evolución audiológica se mantiene a lo largo del período de seguimiento de los pacientes.

DISCUSIÓN

Los factores que influyen en los resultados son numerosos, entre ellos las características personales, sociales, culturales y familiares del paciente; de aquí que en todo estudio de preimplante se solicite uno psicológico y psi-

quiátrico del paciente así como de las expectativas que esperan de este tipo de cirugía (4).

No todos los autores están de acuerdo en considerar la duración de la hipoacusia en los pacientes poslinguales como factor pronóstico (5). En nuestra serie hemos encontrado que aquellos pacientes con sordera mayor de 15 años requieren un mayor tiempo de rehabilitación auditiva, y alcanzan los mejores resultados logoauditivos alrededor del año tras la primera programación, sin evidenciar diferencias estadísticamente significativas con el resto de la población (fig. 7).

La edad no supone una contraindicación para la implantación coclear (6). Ninguno de los autores consultados consideran el envejecimiento como factor limitante para obtener unos buenos resultados postimplanta-

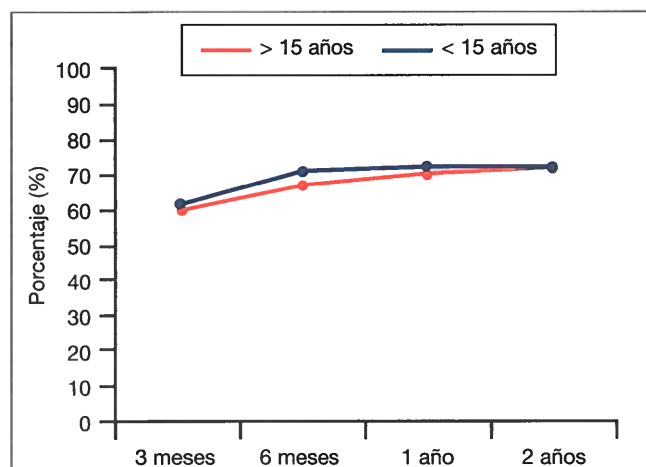


Figura 7. Resultados en función de la duración de la sordera (mayor o menor de 15 años).

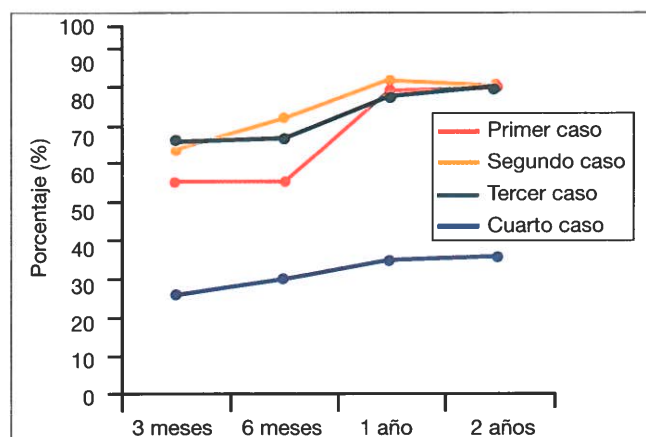


Figura 8. Evolución de cuatro pacientes que han presentado una hipoacusia de comienzo brusco. El período de seguimiento ha sido desde los tres meses hasta los dos años.

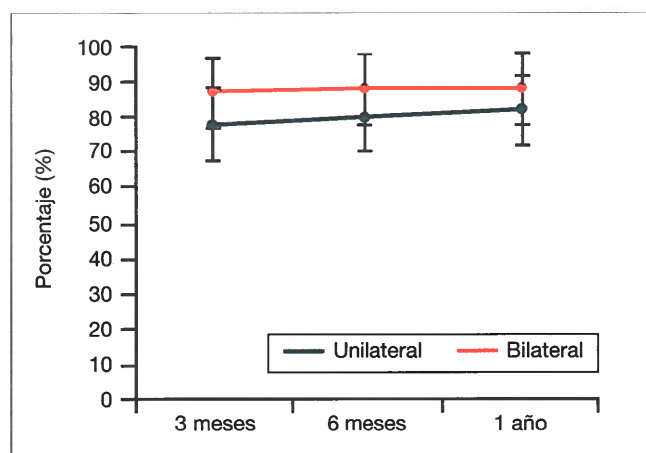


Figura 9. Resultados del test de frases en *open set* con ruido comparando la utilización de un implante o los dos a la vez.

ción, siempre que ésta se realice sin largos períodos de privación auditiva (7). De los pacientes implantados en el programa de nuestro hospital encontramos nueve pacientes con sordera profunda mayores de 60 años; con un rango de edad entre los 60-72 años encontramos unos resultados en los distintos tests, como el de frases cotidianas sin apoyo CID del 68%; en el reconocimiento de palabras bisílabas fue del 71%.

Tampoco hemos observado que la etiología de la hipoacusia sea un factor determinante en los resultados postimplantación; sí que lo es en cuanto al planteamiento quirúrgico en aquellos casos que provoquen una obliteración de la cóclea que dé lugar a una inserción parcial de los electrodos (8). Entre nuestros pacientes, en un caso se realizó una inserción parcial, al presentar una obliteración por traumatismo con fractura de peñascos previa con buenos resultados.

Hubo cuatro pacientes con la instauración de la hipoacusia de forma brusca o progresiva en nuestra serie, un 6,5% del total; en dos la causa fue un traumatismo craneoencefálico; uno por ototóxicos, y el último de causa idiopática. Los resultados que se obtuvieron tras la implantación en ellos es satisfactoria, salvo en el paciente de etiología desconocida, donde el rendimiento audiológico es más pobre, sin que se sepa la causa del mismo (fig. 8). En su serie, Deguiné no encuentra diferencias significativas en un grupo de 50 pacientes implantados (9).

En cuanto a la elección del oído, se consideraron aspectos anatómicos, tiempo de privación auditiva, utilización de audífonos, y la existencia de restos auditivos se escogió para implantar el oído peor. En el 44,3% de los pacientes se implantó el oído izquierdo y en el resto el derecho.

Cuatro adultos poslinguales recibieron un implante coclear bilateral en dos tiempos. El seguimiento ha sido de un año y la valoración auditiva se realizó con test de bisílabos y frases cotidianas sin apoyo (CID), y se observó una mejoría significativa en ambiente ruidoso. Dos de los pacientes localizaron el sonido en mayor o menor grado y refirieron la sensación de estar "centrados" (fig. 9).

En cuanto al tipo de implante coclear, en nuestra experiencia hemos utilizado tres modelos N22, N24M, de la compañía Cochlear, y el modelo Combi 40 y Combi 40+, de la compañía Med-El. En la serie que hemos analizado no encontramos diferencias estadísticamente significativas entre ellos, y se han alcanzado unos resultados auditivos en test de palabras bisílabas y frases sin apoyo similares con la rehabilitación auditiva adecuada a cada paciente (10).

BIBLIOGRAFÍA

1. Morera C, Cavallé L. Estructura de un programa de implantes cocleares. *Implantes Cocleares*. Barcelona: Masson, 2002; p. 63-71.
2. Huarte A, Molina M, Manrique M, Olleta I et al. Protocolo para la valoración de la audición y el lenguaje, en lengua española, en un

- programa de implantes cocleares. *Acta Otorrinolaringolog Esp* 1996; 47 (Supl 1): 1-14.
3. Waltzman SB, Cohen NL, Shapiro WH. Long-term effects of multichannel cochlear implant usage. *Laryngoscope* 1996; 96: 1083-1087.
4. Manrique M, Huarte A, Molina M. Percepción auditiva en poslinguales. *Implantes Cocleares*. Barcelona: Masson, 2002; p. 301-311.
5. McKenna L. The assessment of psychological variables in cochlear implants patients. En: Cooper H, ed. *Cochlear implants. A practical guide*. Londres: Whurr, 1991; p. 125-145.
6. Battmer RD, Gupta SP, Allum-Mecklenburg, Lenarz T. Factors influencing cochlear implant perceptual performance in 132 adults. *Ann Otol Rinol Laringol* 1995; 165: 185-187.
7. Horn KL, Mc Mahon NB, Mc Mahon DC, Lewis JS, Barker M, Gherini S. Functional use of the Nucleus 22-channel cochlear implant in the elderly. *Laryngoscope* 1991; 101: 284-288.
8. Woodworth GG, Knutson JF, Abbas PJ, Tyler RS. Multivariate predictors of audiological success with multichannel cochlear implants. *Ann Otol Rhinol Laryngol*. 1993; 102: 909-916.
9. Deguine O, Fraysse B, Uziel A, Cochard N, Reuillard-Artieres F, Piron JP et al. Predictive factors in Cochlear Implant Surgery. *Adv Otorhinolaryngol* 1993; 48: 142-145.
10. Gantz B, Tyler RS, Knutson JF, Woodworth G, Abbas P, Maccabe BJ et al. Evaluation of five different Cochlear Implants designs. Audiologic assessment and predictors of performance. *Laryngoscope* 1988; 98: 1100-1106.

CAPÍTULO

C2.10

Resultados en implantados poslinguales

C2.10.2

Resultados en implantados poslinguales

M. Sainz Quevedo

INTRODUCCIÓN

Al igual que en la mayoría de los centros implantadores, en nuestro servicio de ORL (Hospital Universitario San Cecilio [Granada]) analizamos de forma sistemática los resultados que obtienen los pacientes implantados, a través de un programa de seguimiento de la evolución de la capacidad perceptual y comunicativa. El análisis de estos resultados es importante para establecer los factores pronóstico y determinar las expectativas de un nuevo paciente candidato a un implante coclear. Quizá uno de los grupos en los que resulta más fácil analizar los factores pronóstico es el de los adultos afectados por hipoacusias poslocutivas. En este capítulo presentamos los resultados más destacados de un análisis realizado sobre un grupo de adultos poslocutivos implantados en nuestro servicio. Nos vamos a centrar en las sorderas poslocutivas de instauración progresiva.

PACIENTES Y MÉTODOS

El estudio incluye 31 pacientes implantados (17 hombres y 14 mujeres), todos ellos afectados por hipoacusia neurosensorial bilateral profunda, de instauración progresiva poslingual. La selección de este grupo se basó en que teníamos documentada la evolución de la hipoacusia, y se pudo analizar el factor tiempo y las características de dicha progresión. Todos ellos se implantaron con el dispositivo Combi40+ y utilizan la estrategia de codificación CIS+. La edad de implantación estaba comprendida entre 18 y 70 años. La duración promedio de la sordera es de 28 años (varía entre 2 y 50 años). En promedio, los pacientes se han visto afectados por la hipoacusia durante el 61,4% de sus vidas (ha aparecido en edades comprendidas entre los 7 y los 55 años), y en promedio, los pacientes han sufrido una sordera profunda sin funcionalidad de las prótesis auditivas durante el 14,2% de sus vidas. Entre la población estudiada, el nivel académico del 75% de los pacientes se limitaba a estudios primarios, el 16% de los pacientes tenían estudios secundarios y sólo el 9% contaba con estudios superiores.

La evaluación de las habilidades de los pacientes está basada en varios tests: identificación de vocales, identifi-

cación de consonantes, monosílabos, bisílabos, frases cotidianas en contexto abierto sin apoyo visual y el test de lectura labial de Utley. Los tests se han realizado durante la exploración previa a la implantación y en diversas sesiones tras la implantación (a los 3, 6 meses, 1 año y 2 años). Además de estos tests, se ha evaluado la incidencia de acufenos y se ha medido la audiometría tonal.

RESULTADOS

De los 31 pacientes, 21 presentaban acufenos antes de la implantación, y tras ésta, los acufenos desaparecieron en ocho casos y se redujeron sensiblemente en otros ocho. La mejora se manifestó tanto en el oído implantado como en el contralateral. En ningún caso se produjo un aumento en la intensidad del acufeno.

La audiometría promedio, en el rango espectral cubierto por el procesador del implante, pasó de 108 dB de pérdida, antes de la implantación, a 40 dB al cabo de tres meses, y llegó a 37 dB seis meses después de la operación, sin que se observaran modificaciones posteriormente.

Los resultados de los tests de vocales y consonantes, monosílabos y bisílabos y de frases cotidianas sin y con apoyo visual se muestran en las figuras 1 a 6. Las barras de error representan la media más-menos la desviación estándar. En todos los casos se observa un rendimiento muy pobre antes de la implantación, salvo en las frases con apoyo visual, para las que en condiciones preimplante se obtiene una puntuación próxima al 50%. Tras la implantación, en tan sólo tres meses se alcanzan mejoras muy importantes en todos los tests, que aumentan a medida que los pacientes acumulan más experiencia en el uso del implante coclear. En el test de vocales se alcanzan puntuaciones próximas al 100% por tratarse de una tarea sencilla. En el de consonantes las puntuaciones son mucho menores, debido al elevado número de confusiones que se producen entre fonemas parecidos, sobre todo entre consonantes oclusivas, ya que corresponden a ejecuciones fonéticas sin contexto, sílabas sin significado. En el caso de los monosílabos y los bisílabos las puntuaciones se sitúan en torno al 70-80% tras la rehabilitación, también por la ausencia de contexto. Es en el test de frases cotidianas donde, gracias a la suplencia mental, los

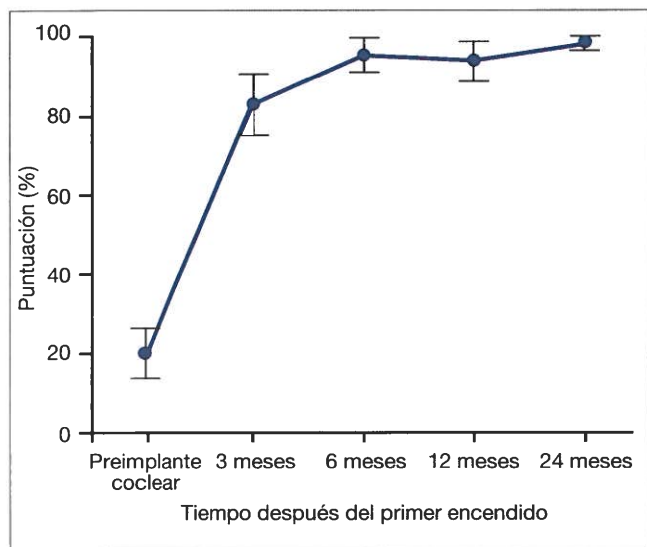


Figura 1. Test de identificación de vocales.

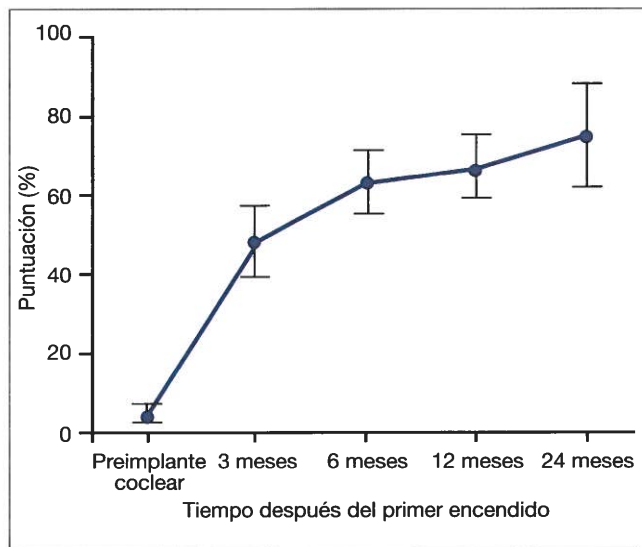


Figura 3. Test de bislabios.

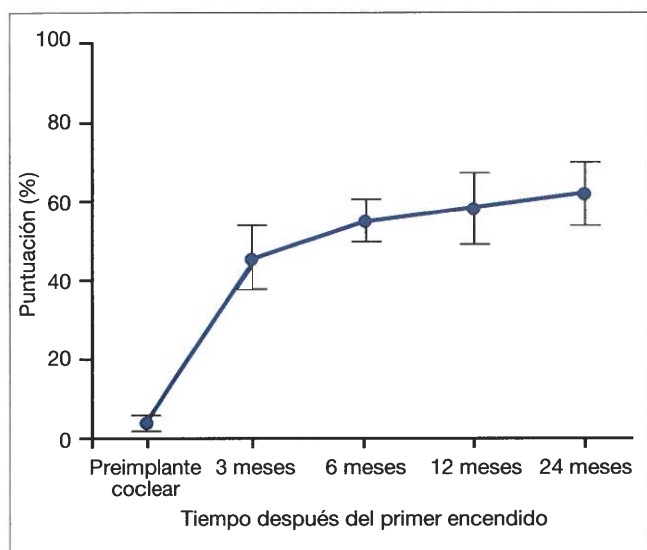


Figura 2. Test de identificación de consonantes.

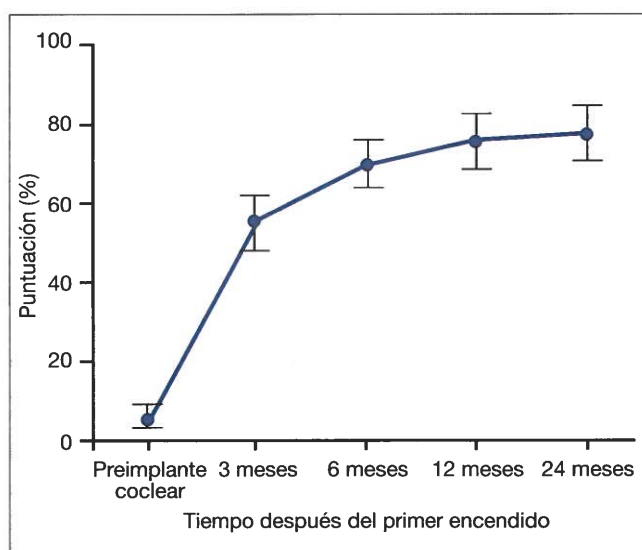


Figura 4. Test de monosílabos.

adultos poslocutivos alcanzan los mejores resultados, y llegan a puntuaciones del 90% en el caso de frases sin apoyo visual y muy próximas al 100% cuando el paciente combina la información auditiva y la visual.

DISCUSIÓN

Los resultados analizados revelan que los pacientes adultos poslocutivos con hipoacusias progresivas obtienen un beneficio significativo del implante coclear tras un período de rehabilitación auditiva relativamente breve, aproximadamente seis meses. La evolución de las

habilidades es muy rápida en los tres primeros meses, y la tendencia a la mejora se mantiene incluso al cabo de un año. El desarrollo de habilidades auditivas y comunicativas queda manifiesto por la capacidad de utilización del teléfono, que muestra cerca del 90% de estos pacientes, con distintos grados de competencia.

En los resultados analizados se observa una gran dispersión interindividual. Los principales factores que dan lugar a una reducción en las puntuaciones de los tests son la duración de la sordera y la presencia de osificación coclear. De forma estadísticamente significativa, los pacientes que han obtenido una funcionalidad del uso del audífono presentan mejores resultados que los que

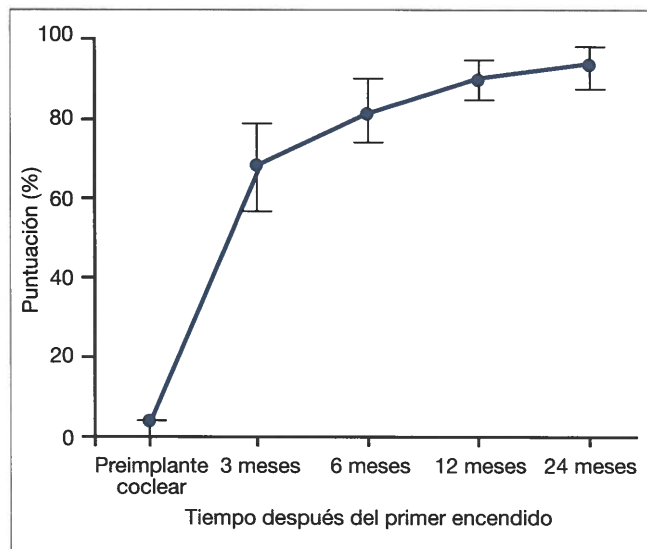


Figura 5. Test de frases sin apoyo visual.

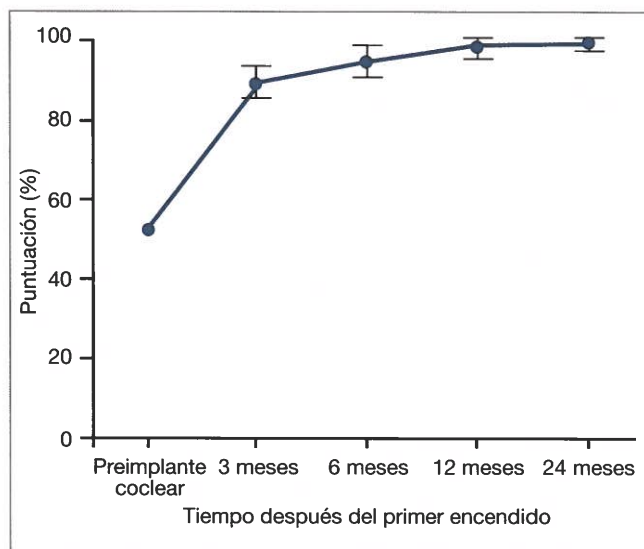


Figura 6. Test de lectura labial de Utley

no lo han hecho, considerando casos con duraciones similares de la hipoacusia.

CONCLUSIONES

Por lo que respecta a los pacientes adultos poslocutivos afectados por hipoacusias progresivas, el implante

coclear constituye una ayuda excelente para su reintegración en el entorno laboral, familiar y social. Los resultados obtenidos de los tests logaudiométricos en contexto abierto indican una recuperación de la competencia comunicativa en estos pacientes. La evolución de los pacientes afectados por factores adversos muestra un desarrollo más lento de las habilidades perceptuales y comunicativas.

INTRODUCCIÓN

El doctor Gareth Williams, especialista en otorrinolaringología del Hospital Universitario de Gales, en el año 2000 comenzó una conferencia sobre implantes cocleares bilaterales con la siguiente cuestión: ¿Están ustedes de acuerdo en indicar un segundo implante coclear? ¿Sí? ¿No? ¿No lo sé?

Me pregunto, al igual que él, si después de este texto les habré ayudado a tomar la decisión correcta.

Las razones para considerar la colocación de un segundo implante coclear pueden ser las siguientes:

1. La posibilidad de capturar el oído auditivamente mejor.
2. Mejorar la localización de los sonidos.
3. Evitar el efecto de “sombra” de la cabeza.
4. Mejorar la percepción de la palabra en ambiente de ruido.
5. Alcanzar una estimulación bilateral de las vías y centros auditivos durante el período de mayor plasticidad neural.

Antes de abordar estas cuestiones, me gustaría recordar que el sistema auditivo, anatómico y funcionalmente, en condiciones normales está preparado para recibir estímulos desde el exterior a partir de los dos oídos (1). La intervención de las vías y centros que conforman este sistema confiere a la percepción auditiva binaural una serie de ventajas sobre la audición monoaural. Por ello, es generalmente aceptado que, en casos de deficiencias auditivas bilaterales, se utilicen audífonos en los dos oídos, se aconseje, si existen restos auditivos suficientes, el uso de audífono e implante coclear, y ahora nos planteemos la colocación de implantes cocleares en los dos oídos.

CAPTURA DEL OÍDO AUDITIVAMENTE MEJOR

Cuando se va a llevar a cabo una implantación en un solo oído, la elección del mismo se realiza basándose en una serie de criterios:

1. El primero es de índole anatómicoquirúrgica. Se tiende a elegir el oído, y especialmente la cóclea, que presenta una anatomía normal, y se rechaza inicialmente el oído con alteraciones de los espacios del oído medio, osificaciones en su cóclea o con malformaciones congénitas.
2. El segundo es de tipo audiológico. Si bien sobre este punto existen opiniones contrapuestas entre los diferentes centros que trabajan en implantes cocleares, se suele elegir para la implantación el oído auditivamente peor.
3. El tercer criterio hace referencia a la duración de la hipoacusia en cada uno de los dos oídos, de forma que se selecciona aquel oído que ha estado sometido a un menor período de tiempo de privación auditiva.

No obstante, es frecuente encontrar candidatos que presentan las mismas características en los dos oídos. En esta situación, los autores tienden a implantar el oído derecho en las personas diestras y el izquierdo en las zurdas.

Bruce Gantz, de la Universidad de Iowa, publica un trabajo (2) basado en el análisis de la evolución de 10 pacientes adultos poslocutivos que fueron implantados bilateralmente, en el mismo acto quirúrgico. Seis de ellos presentaban unos rasgos simétricos preoperatorios en los dos oídos, que atendían a los criterios mencionados sobre anatomía, intensidad de la hipoacusia y duración de la misma, por lo que cabría esperar unos resultados similares en los dos oídos. Sin embargo, un año después de los implantes, tres de ellos presentaban diferencias relevantes en los resultados que obtuvieron en uno y otro oído, utilizando el implante coclear de forma monoaural.

La implantación bilateral necesariamente captura o pone en evidencia el oído con mejores resultados monoaurales. Antes de la operación es difícil predecir qué oído tendrá mejores resultados después de la colocación de un implante coclear, por lo que aquellos pacientes implantados en los dos oídos se benefician de la ventaja de contar con la audición del mejor oído. En todo caso, creemos que en determinados casos se podría plantear una implantación bilateral a fin de mejorar la situación auditiva de

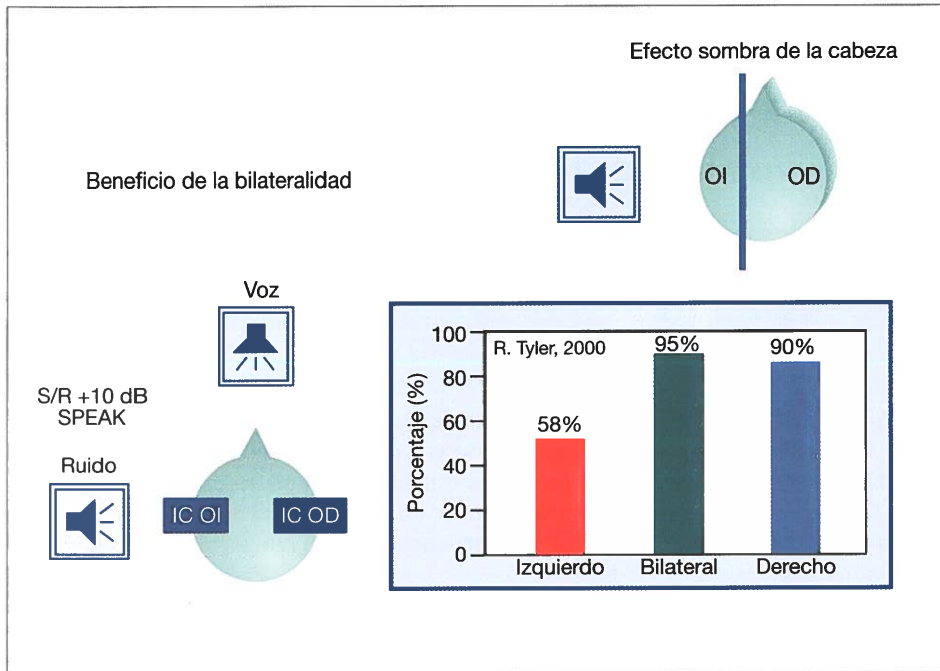


Figura 1. Aprovechamiento de la mejor relación señal/ruido a través de una implantación bilateral.

pacientes con pobres resultados después de una implantación unilateral, como puede ocurrir en ciertas situaciones de osificación bilateral o en aquellas en las que no se han obtenido, sin justificación aparente, una evolución satisfactoria.

LOCALIZACIÓN DEL SONIDO

Localizar sonidos representa la capacidad para ubicar e identificar la posición de la persona que habla o la procedencia de un sonido situado en el entorno.

Los dos mecanismos que intervienen en la localización de los sonidos ubicados en el plano horizontal se basan en el análisis que el sistema auditivo central hace sobre las diferencias del tiempo que emplea un sonido en alcanzar los dos oídos, diferencias interaurales de tiempo, y el análisis de las diferencias en intensidad que produce un sonido en cada uno de los dos oídos, diferencias interaurales de intensidad (3,4).

Las personas normoyentes tienen una excelente capacidad para localizar los sonidos, de forma que son capaces de distinguir en el plano horizontal dos sonidos separados 1-2. En este grupo de normalidad, la detección de diferencias interaurales de tiempo puede ser tan pequeña como 10 μ s y la detección de diferencias interaurales de intensidad tan bajas como 0,5-1 dB.

Estudios preliminares realizados en personas implantadas bilateralmente muestran que eran capaces de captar diferencias interaurales de tiempo en el rango de 50 μ s a 1 ms. Recordar que para alcanzar una localización de sonidos separados 1-2 se requieren diferencias interaurales

de tiempo menores de 10 μ s. Sin embargo, estos mismos estudios indican que estas personas fueron capaces de distinguir diferencias interaurales de intensidad tan pequeñas como una unidad de corriente, que equivaldría a 0,2 dB (5). Por lo tanto, dado que algunos implantados bilaterales presentan una pobre discriminación interaural de tiempo, se puede establecer que el mecanismo principal por el que son capaces de localizar los sonidos está basado en la discriminación interaural de las intensidades.

Diversos trabajos sobre la localización de sonidos, que se han llevado a cabo en condiciones rigurosas de estudio, empleando diferentes altavoces colocados en una cabina insonorizada y anecoica, muestran que los pacientes portadores de dos implantes son capaces de distinguir la procedencia de dos sonidos separados no más de 10°. No es necesario señalar la importante mejora que esto representa en comparación con los resultados que alcanzan las personas que sólo emplean un implante coclear (2,6).

EVITAR EL EFECTO DE “SOMBRA” DE LA CABEZA

Uno de los beneficios que conlleva la bilateralidad es la capacidad de oír empleando el oído con la mejor relación señal/ruido. Cuando la voz (señal) y el ruido proceden de diferentes lugares, la relación señal/ruido es diferente en los dos oídos a causa del efecto de “sombra” que produce la cabeza (fig. 1). Las personas con una audición normal habitualmente usan el oído con la mejor relación señal/ruido.

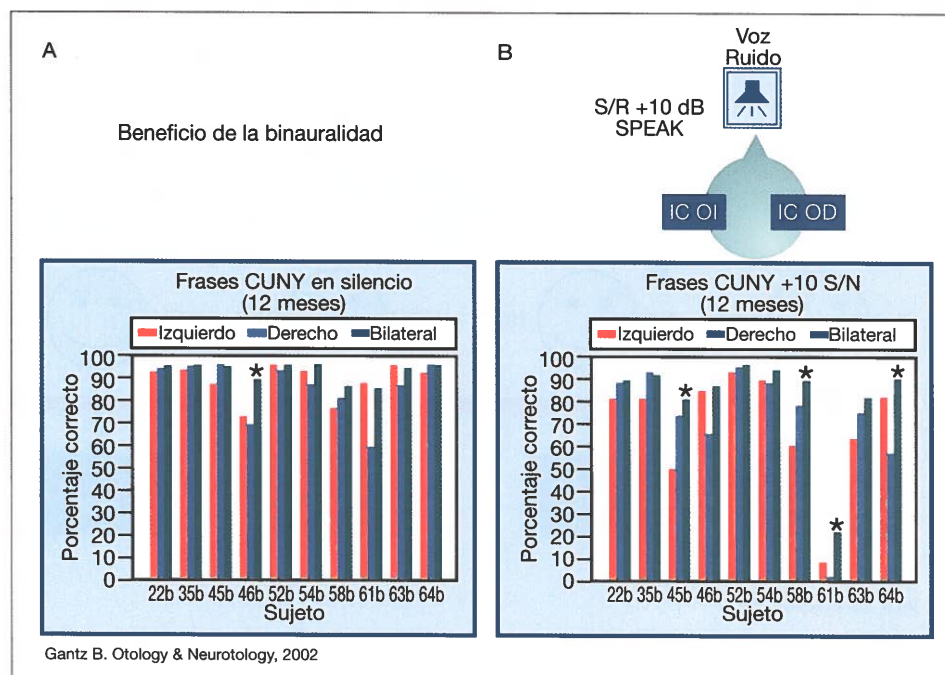


Figura 2. Beneficios de la implantación bilateral en ambientes de silencio (A) y ruido (B).

do, y las que tienen implantes bilaterales supuestamente también obtienen este beneficio de la binauralidad.

Los resultados de estudios preliminares llevados a cabo en la Universidades de Iowa (7), Manchester, Freiburg y Hannover (8) indican que casi todos los pacientes portadores de implantes bilaterales fueron capaces de, selectivamente, usar el oído implantado con la relación señal/ruido más favorable y obtener así el beneficio de la binauralidad.

En la figura 1 se observan los resultados que alcanza una persona bilateralmente implantada, cuando se le somete al reconocimiento de frases CUNY presentadas 10 dB por encima de la intensidad del ruido. El ruido procedía de un altavoz situado en el lado izquierdo y la voz de otro altavoz ubicado enfrente del paciente. El oído derecho implantado, que tenía la mejor relación señal/ruido, alcanzó los mejores resultados en condiciones de monoauralidad. El oído izquierdo implantado, con la peor relación señal/ruido, obtuvo los peores resultados. Con el empleo de los dos implantes al mismo tiempo los resultados fueron muy similares a los que se alcanzaron exclusivamente con el oído derecho, lo cual indica que esta persona empleó el oído con la relación señal/ruido más favorable.

MEJORAR LA PERCEPCIÓN DE LA PALABRA EN AMBIENTE DE RUIDO

Otra gran ventaja de escuchar con dos oídos implantados es el procesamiento central de la señal a partir de dos canales de entrada independientes. Se ha sugerido

que el cerebro podría así alcanzar una óptima representación del ruido y de la voz, y ser capaz de diferenciarlos mejor.

Estos datos proceden de la Universidad de Iowa (2). El test de frases CUNY se presentó a una intensidad de 70 dB en ambiente de silencio (fig. 2A). Todas las personas implantadas se estudiaron en situaciones de monoauralidad y binauralidad. Uno de los diez obtuvo significativos mejores resultados en situación de binauralidad. En la figura 2B se representan los datos del mismo test, cuando éste se pasó en ambiente de ruido, con una relación señal/ruido de +10 dB. La voz y el ruido se presentaron desde altavoces localizados enfrente de los sujetos estudiados. Al añadir el ruido, los resultados disminuyeron en nueve de los diez implantados respecto a los datos que se recogieron en ambiente de silencio (fig. 2A), pero cuatro de ellos, marcados con asteriscos, alcanzaron resultados significativamente mejores cuando emplearon los dos implantes que cuando utilizaron uno solo.

Estos resultados apuntan al potencial beneficio que una audición binaural tiene en la discriminación de la palabra hablada en ambiente de ruido. En el mundo de hoy, donde una gran parte de nuestra vida se desarrolla en ambiente ruidoso, este beneficio debe tenerse en gran consideración. En el caso concreto de los niños en el entorno escolar esto puede adquirir una especial relevancia. Si bien las emisoras de frecuencia modulada, adaptadas a los implantes cocleares, contribuyen a mejorar la recepción de lo que dice el profesor, los niños tienen menor información sonora de lo que ocurre en el resto de la clase. Aunque no existen estudios al respec-

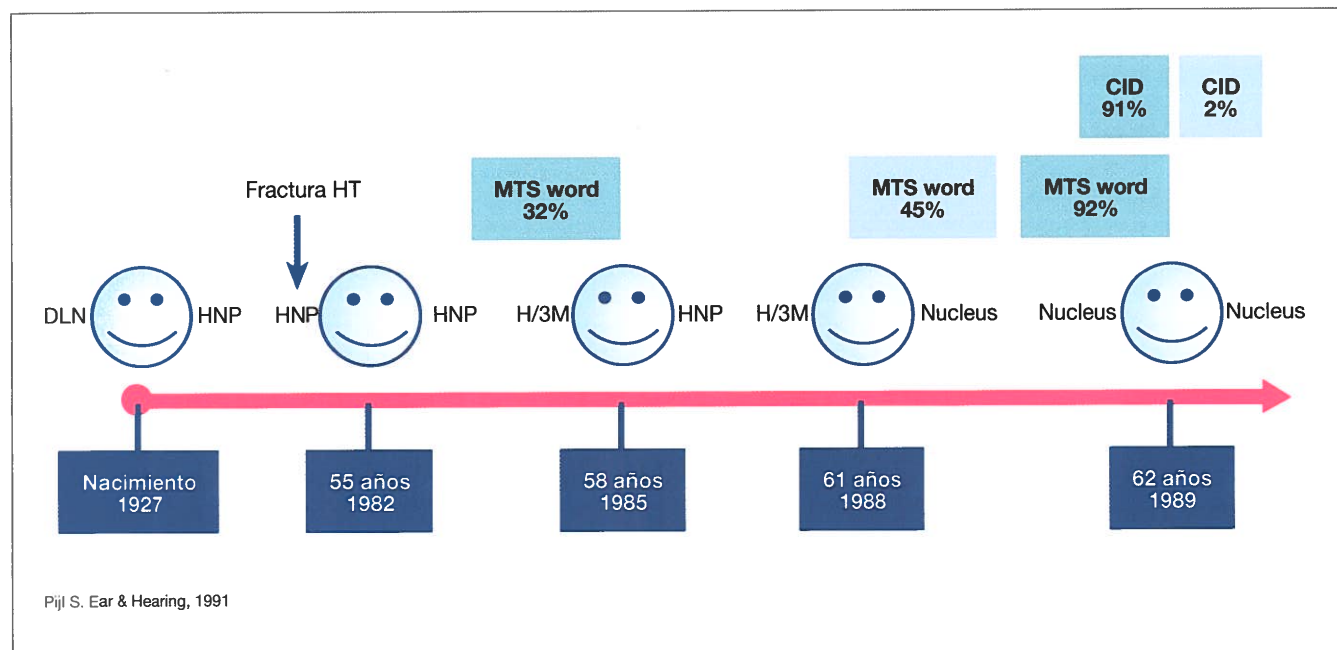


Figura 3. Estudio de un caso clínico a propósito de la plasticidad neuronal auditiva.

to, hipotéticamente el empleo de implantes cocleares bilaterales podría cumplir ambos objetivos, y favorecer una integración más natural en el ambiente escolar.

PLASTICIDAD NEURONAL AUDITIVA

Pijl, en un artículo publicado en 1991 en la revista científica *Hear and Hearing* (9), describe la historia de un paciente varón de 55 años de edad, representado en la figura 3, que tenía una hipoacusia grave-profunda en el oído izquierdo de origen congénito y una audición normal en el oído derecho. Este oído permaneció normal hasta que en 1982 sufrió una pérdida total de audición a consecuencia de una fractura de hueso temporal. En 1985 se implantó el oído derecho con un dispositivo monocanal de la marca House/3M. En el reconocimiento de palabras monosílabas (MTS word test) alcanzaba un 32% de respuestas correctas. Con la introducción de los implantes cocleares multicanales, en 1988 se le colocó un implante Nucleus en el oído izquierdo, un oído congénitamente sordo. Los resultados, incluso después de un año de evolución, fueron pobres. En 1989, se le retiró el implante coclear monocanal House/3M y un implante Nucleus colocado en el oído derecho, cambio que proporcionó una notable mejoría en los resultados; alcanzó un 91% de respuestas en el test de frases CID y un 92% en el reconocimiento de palabras monosílabas MTS.

Este caso, junto a otros dos más de parecidas características a los que hemos tenido acceso, pone de manifiesto que la estimulación unilateral ejerce modificaciones

irreversibles sobre el desarrollo de los sectores más altos de la vía auditiva. Al igual que existe un período crítico auditivo en niños con sorderas bilaterales de origen congénito (10,11), también existe un período crítico auditivo ante la ausencia congénita de estimulación por uno de los dos oídos. Esta situación, que hemos observado en casos de sordera unilateral congénita, con audición normal en el otro oído, mantenida durante un largo período de la vida, puede extrapolarse a los niños que en la actualidad están recibiendo un solo implante coclear, en edades inferiores a los dos años, y que a través del otro oído permanecen sin recibir ningún estímulo.

Este factor, de estimulación de los centros auditivos superiores durante el período de mayor plasticidad auditiva, puede ser, a nuestro juicio, un argumento a favor de la implantación bilateral en el caso de los niños con una sordera congénita bilateral.

¿De cuanto tiempo disponemos entre la primera y la segunda implantación? Si bien no tenemos una respuesta definitiva a esta pregunta, la buena evolución de chicos que, de forma congénita, presentaban una hipoacusia neurosensorial grave en un oído, tratada tempranamente con un audífono, y una pérdida profunda en el otro, en el que se llevó a cabo una implantación a la edad de 14 años, nos orienta sobre la posibilidad de contar con un período crítico, que hemos denominado unilateral, más extenso que el de 5 años, constatado en una situación de sordera bilateral congénita (10,11). Por otra parte, estudios sobre el desarrollo madurativo de la corteza auditiva en humanos, llevados a cabo por Moore (12,13),

demuestran que la maduración de los axones de las capas corticales 2 y 3 comienzan después de los 5 años y finalizan hacia los 12 años de vida, factor que es esencial para el establecimiento de conexiones corticocorticales, interhemisféricas y con otras áreas corticales asociadas a la audición. Estos hechos neuroanatómicos coinciden con el perfeccionamiento que experimentan los chicos, entre los 5 y 12 años de edad, en la recepción de sonidos y palabras en ambiente de ruido (14-16) y en la percepción de la palabra distorsionada por cambios binaurales, interrupción, filtrado o degradación espectral (17-19). Por ello, resulta lógico restablecer la estimulación bilateral en aquel período de la vida en el que están madurando las bases neuroanatómicas responsables de una serie de funciones auditivas determinadas como las que acabamos de citar.

En conexión con la anterior cuestión se nos plantea una nueva pregunta: ¿Debe preservarse un oído para futuros desarrollos, como tratamientos de regeneración de las células ciliadas de la cóclea? Estos tratamientos están comenzando a investigarse y probablemente tarden un largo período de tiempo en ofrecer una solución eficaz al problema o los problemas, pues pueden ser diferentes las causas, que conducen a una lesión coclear con resultado de una hipoacusia profunda. Por otra parte, es preciso tener en cuenta que las nuevas técnicas de cirugía atraumática para la inserción de los electrodos del implante coclear (20) y la estimulación que han aportado ofrecen la posibilidad de reducir lesiones intracocleares y mantener las aferencias neuronales de la cóclea en un mejor estado de conservación, como señala Patricia Leake (21). Estos avances de los implantes cocleares, en vez de limitar la aplicación en un futuro de tratamientos regeneradores, podrían contribuir a favorecer su empleo incrementando su eficacia.

Officiers (22) muestra, en una experiencia de siete niños implantados bilateralmente, la capacidad plástica del cerebro para integrar o combinar satisfactoriamente diferentes informaciones auditivas procedentes de distintos implantes cocleares, Laura y Nucleus, con estrategias CIS y ACE respectivamente, colocados en uno y otro oído. Señala en su trabajo que los resultados eran mejores al emplear simultáneamente ambos sistemas que con cada uno de ellos por separado.

OTRAS CONSIDERACIONES

Como cuestión final me gustaría plantear la siguiente pregunta: ¿Está justificado el costo económico de un segundo implante coclear? Hoy en día conocemos que el empleo de un único implante coclear es capaz de ofrecer unos resultados comunicativos satisfactorios tanto a implantados poslocutivos (23) como prelocutivos (24), cuando estos últimos se tratan tempranamente. Por otra parte, como se ha expuesto a lo largo de este documen-

to, también resulta claro que una implantación bilateral aporta una serie de beneficios. ¿La consecución de estos beneficios justifica el gasto económico de una segunda implantación? A mi juicio sí, pero si la financiación de estos costos ha de hacerse a cargo de fondos de la sanidad pública, desde un punto de vista ético resulta lógico pensar que sólo deberán desviarse estos recursos hacia una segunda implantación, cuando el Sistema Público de Salud haya cubierto todas las necesidades que planteen sus afiliados en el acceso a un primer implante coclear.

NUESTRA EXPERIENCIA

Hasta el momento, en nuestro programa de implantes cocleares de la Universidad de Navarra se han llevado a cabo 365 implantaciones unilaterales. En el último año han sido especialmente frecuentes las consultas de los padres sobre la posibilidad de colocar un segundo implante coclear en sus hijos. Generalmente se ha tratado de niños implantados dentro del período crítico auditivo, antes de los 5 años de edad, con buenos resultados en cuanto a percepción auditiva y desarrollo del lenguaje. El planteamiento que se ha seguido ha sido el de exponer, a través de una o varias entrevistas personales, los beneficios, problemas y las dudas que existían sobre la colocación de un segundo implante, basándonos en la información que se aporta en este documento. A lo largo del año 2002 hemos practicado ocho implantaciones bilaterales, todas ellas en niños con hipoacusias neurosensoriales profundas bilaterales de origen prelocutivo. La edad media de implantación del primer implante fue de 3,2 años (rango 1-7 años), y la del segundo implante de 8,4 años (rango: 4-10 años). En ningún caso hemos registrado problemas o complicaciones de índole quirúrgico. La programación del segundo implante se ha realizado considerando la programación del primero, tratando de balancear los mapas auditivos y de mantener la misma estrategia de estimulación en ambos implantes. Este proceso se ha llevado a cabo sin relevantes dificultades, empleando un tiempo menor que en la primera programación, gracias a la experiencia auditiva ya adquirida en los niños implantados. Si bien ha transcurrido un corto período de seguimiento después de la segunda implantación, son varias las apreciaciones que se pueden citar:

1. Los niños que se han sometido a un nuevo proceso quirúrgico han vivenciado con menor estrés la segunda cirugía de colocación de un implante coclear. Muchos de ellos han mostrado interés hacia la posibilidad de oír también por el "otro oído".
2. Después de la activación del segundo implante, automáticamente no se alcanza un nivel de comprensión como el que se obtiene con el primer implante. Existe un período de aprendizaje más rápido que el que proporciona el primer implante, aunque todavía, tras

menos de un año de seguimiento, los beneficios que se alcanzan individualmente con el segundo implante no son equiparables a los del primero.

3. A pesar de no obtener en los primeros días de la activación del segundo implante una comprensión de la palabra, los niños han valorado positivamente la experiencia, sin rehusar a utilizar el segundo implante al mismo tiempo que el primero. En sus propias palabras los niños decían que "oían por todo".
4. Una vez finalizada la programación de los dos implantes, se ha recomendado su uso simultáneo. Respecto a recomendaciones en el ámbito logopédico es aconsejable trabajar el segundo implante de forma aislada, iniciando las distintas fases de la reeducación auditiva: detección, discriminación, identificación, reconocimiento y comprensión. Asimismo, en la vida cotidiana, se debe estimular la única utilización del nuevo implante en situaciones determinadas, con el objetivo de progresar y optimizar más rápidamente los beneficios que aporta dicho dispositivo.

CONCLUSIONES

Los implantes cocleares bilaterales ayudan a localizar la procedencia de los sonidos y plantean un enorme beneficio en la discriminación de la palabra en ambientes de silencio y de ruido. En el caso de las sorderas prelocutivas, la estimulación binaural asegura un satisfactorio aprovechamiento de la plasticidad neural auditiva, y es preciso analizar con más detalle la repercusión que ejerce sobre ella la estimulación monoaural con el empleo de implantes cocleares colocados en un solo oído.

BIBLIOGRAFÍA

1. Bajo VM, Sánchez M, Merchán MA. Estructura y función de la vía auditiva. En: Suárez C, ed. Tratado de otorrinolaringología y cirugía de cabeza y cuello. Guadalajara: Proyectos médicos, 1999; p. 775-801.
2. Gantz B, Tyler R, Rubinstein JT, Wolaver A, et al. Binaural cochlear implants placed during the same operation. *Otol Neurotol* 2002;23: 169-180.
3. Van Hoesel RJM, Tong YC, Hollow RD, Clark GM. Psychophysical and speech perception studies: a case report on a binaural cochlear implant subject. *J Acoust Soc Am* 1993; 94: 3178-3189.
4. Van Hoesel RJM, Clark GM. Psychophysical studies with two binaural cochlear implant subjects. *J Acoust Soc Am* 1997; 102: 495-507.
5. Lawson D, Wilson B, Zerbi M, Finley C. Speech processors for auditory prostheses. Fourth Quarterly progress Report, July-September 1999; NIH project N01-DC-8-2105; Center for Auditory Prosthesis Research, Research Triangle Institute, USA.
6. Müller-Dile J. Can recipients localise sound and hear timing and level differences between the ears? En: Scientific proceedings from the European Nucleus Outcomes Seminar II, 2001; p. 25.
7. Tyler R, Parkinson A, Wilson B et al. Binaural cochlear implants and hearing aids and cochlear implant: speech perception and localization. Comunicación presentada en el 6th International Cochlear Implant Conference, Miami, EE.UU.: febrero de 2000.
8. Ramsden R. Can bilaterally implanted recipients obtain a head shadow benefit? En: Scientific proceedings from the European Nucleus Outcomes Seminar II, 2001; p. 20.
9. Pijl S. Single-Channel versus bilateral multichannel cochlear implant results: a case report. *Hear & Hearing* 1991; 12: 431-433.
10. Manrique M, Cervera-Paz FJ, Huarte A, Pérez N, Molina M, García-Tapia R. Cerebral auditory plasticity and cochlear implants. *Int J Pediatric Otorhinolaryngol* 1999; 49 (Supl): 193-197.
11. Manrique M. Edad y momento de aparición de la sordera. En: Manrique M, Huarte A, eds. *Implantes cocleares*. Barcelona: Masson, 2002; p. 167-174.
12. Moore JK. Maturation of human auditory cortex: implications for speech perception. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 2002; 111: 7-10.
13. Moore JK, Guan Y. Cytoarchitectural and axonal maturation in human auditory cortex. *JARO* 2001; 2: 297-311.
14. Schneider BA, Trehub SE, Morrongiello BA, Thorpe LA. Developmental changes in masked thresholds. *J Acoust Soc Am* 1989; 86: 1733-1742.
15. Elliott LL. Performance of children aged 9 to 17 years on a test of speech intelligibility in noise using sentence material with controlled word predictability. *J Acoust Soc Am* 1979; 66: 651-653.
16. Hartley DE, Wright BA, Hogan SC, Moore DR. Age-related improvements in auditory backward and simultaneous masking in 6- to 10 year-old children. *J Speech Lang Hear Res* 2000; 43: 1402-1415.
17. Palva A, Jokinen K. Undistorted and filtered speech audiometry in children with normal hearing. *Acta Otolaryngol (Stockh)* 1975; 80: 383-388.
18. Marshall L, Brandt JF, Marston LE, Ruder K. Changes in number and type of errors on repetition of acoustically distorted sentences as a function of age in normal children. *J Am Aud Soc* 1979; 4: 218-225.
19. Eisenberg LS, Shannon RV, Martinez AS, Wygonski J, Boothroyd A. Speech recognition with reduced spectral cues as a function of age. *J Acoust Soc Am* 2000; 107: 2704-2710.
20. Lehnhardt E. Intracochleäre plazierung der cochlear-implant elektroden in soft surgery technique. *HNO* 1993; 41: 356-359.
21. Leake PA, Hradek GT, Snyder RL. Chronic electrical stimulation by a cochlear implant promotes survival of spiral ganglion neurons after neonatal deafness. *J Comp Neurol* 1999; 412: 543-562.
22. Offeciers E. Can recipients combine the input from two different devices and strategies? En: Scientific proceedings from the European Nucleus Outcomes Seminar II, 2001; p. 26.
23. Manrique M, Huarte A, Molina M. Percepción auditiva en poslinguales. En: Manrique M, Huarte A, eds. *Implantes cocleares*. Barcelona: Masson, 2002; p. 301-312.
24. Manrique M, Huarte A, Molina M. Percepción auditiva en prelinguales. En: Manrique M, Huarte A, eds. *Implantes cocleares*. Barcelona: Masson, 2002; p. 313-324.

CAPÍTULO

C2.11

Resultados en implantados prelinguales

C2.11.1

Implantación coclear en el período crítico auditivo

M.J. Manrique Rodríguez, A. Huarte Irujo, F.J. Cervera-Paz, M. Molina Hurtado y F. Vázquez de la Iglesia

INTRODUCCIÓN

La aplicación clínica de los implantes cocleares viene practicándose desde la década de 1960, y en los últimos 10 años ha alcanzado una mayor difusión. A lo largo de este tiempo se han ido produciendo avances tecnológicos que han influido decisivamente en los resultados clínicos obtenidos con esta técnica. Ello ha dado lugar a cambios en las indicaciones, que han afectado especialmente a los criterios audiométricos y a la edad de implantación, especialmente cuando se trata de la población con una hipoacusia prelingual.

Diversos trabajos que se han realizado en poblaciones con hipoacusias prelinguales tratadas con un implante coclear demuestran que sus resultados en el reconocimiento de la palabra hablada y la producción de lenguaje son mejores en la medida en que la implantación se realiza con mayor precocidad, especialmente dentro del período crítico auditivo, que según algunos autores abarca los primeros 5-6 años de vida (1-5).

Sin embargo, se duda que existan diferencias en los resultados alcanzados entre los niños implantados dentro del período crítico auditivo y que, además, compensen las dificultades que plantea el establecer un diagnóstico de certeza de hipoacusia en niños pequeños, menores de 2 años de edad, además de los problemas añadidos relacionados con la cirugía y la programación del implante coclear. Todo ello ha hecho que sea infrecuente y cuestionada la indicación de un implante coclear en niños de edades menores a los dos años (6-8).

Los objetivos que se persiguen en este capítulo son los siguientes:

1. Determinar los resultados alcanzados en la percepción y producción del lenguaje en niños afectos de una sordera congénita, y tratados con un implante coclear antes de los 6 años de vida; concretamente, comparar la evolución en niños tratados antes de los 2 años de edad y entre los 2 y 6 años de edad.
2. Determinar las complicaciones surgidas en el proceso de selección, implantación quirúrgica, programación y seguimiento de estos grupos de población.

PACIENTES Y MÉTODOS

En función a la edad de implantación, se ha dividido la población prelingual estudiada en dos grupos, uno formado por niños implantados entre 0 y 2 años, y otro por niños que lo fueron entre los 2 y 6 años de edad.

El trabajo se ha llevado a cabo en el Programa de Implantes Cocleares de la Universidad de Navarra, con los pacientes tratados a partir del año 1991. En todos los casos, la recogida de datos se ha practicado de una forma prospectiva; para ello se ha contado con una hoja de recogida de datos que regularmente se ha ido introduciendo en una base de datos, con la posibilidad de tratarlo estadísticamente (SPSS).

Población prelingual implantada antes de los 2 años de edad

Se ha estudiado un grupo de 36 niños que padecían una hipoacusia neurosensorial profunda bilateral de origen coclear y naturaleza prelingual, a los que se les colocó un implante coclear. De estos 36 niños, 15 (41,7%) eran varones y 21 (58,3%) mujeres, con una media en la edad de implantación de 0,94 años (rango: 0-1).

La etiología de la hipoacusia fue genética en siete niños (19,4%), infección prenatal en uno (2,8%), por ototoxicidad en uno (2,8%), de causa desconocida en 15 niños (41,7%), por infección postnatal en tres (8,3%) y por otras causas distintas a las mencionadas en seis niños (16,7%).

En la totalidad de este grupo de niños prelinguales implantados, 10 no llegaron a utilizar audífonos, mientras que 26 si que los empleaban regularmente antes de ser implantados.

El tipo de comunicación que utilizaban era total en cinco pacientes (13,9%), y gestual en los 31 restantes (86,1%).

Varias fueron las exploraciones complementarias llevadas a cabo en la fase preoperatoria. En toda la población implantada, al menos en dos ocasiones se realizaron potenciales evocados auditivos de tronco cerebral (PEATC), y se apreciaron indicios de onda V a intensidades de estimulación de 100 dB en 10 de los pacientes

(27,8%), y sin ningún trazado de dicha onda en 26 (72,2%). Al menos en tres ocasiones se llevó a cabo un estudio de la audición mediante audiometría tonal liminar conductual. El umbral auditivo medio en el oído que posteriormente se implantó, promediando las frecuencias de 500, 1.000, 2.000 y 4.000 Hz, fue de 115,91 dB HL.

Todos los niños se estudiaron mediante tomografía axial computarizada (TC) con técnica de alta resolución, con cortes superpuestos de 2 mm cada 1 mm, y se realizaron de forma estándar secciones en posición axial. Por lo general, en estos niños menores de 2 años de edad se realizó una sedación para poder practicar esta prueba. Cuando se evidenció alguna alteración, como malformación u osificación, se complementó este estudio mediante una resonancia magnética. En esta serie, solamente en un caso se apreció una malformación congénita (hipoplasia coclear aguda), sin que se evidenciara en el resto alteraciones morfológicas en el oído interno correspondientes a otro tipo de malformaciones, osificaciones, etc.

El implante se colocó en el oído izquierdo en tres niños (8,3%) y en el oído derecho en los 33 restantes (91,7%). El tipo de incisión fue endaural, que se amplió superiormente en 35 de los niños (97,2%), y retroauricular en uno de ellos (2,8%). La apertura de la cóclea se realizó a través de una cocleostomía promontorial en todos los casos. Se encontró una osificación coclear únicamente en un paciente (2,8%), que afectó solamente a los primeros 4 mm de la rampa basal de la cóclea, medidos a partir de la ventana redonda. La longitud media de inserción del implante fue de 22,07 mm, que correspondía a 28 anillos de la guía de electrodos de los implantes Nucleus 22 o Nucleus 24. Para la estabilización del implante se utilizó Dacron® más Tisucol® en 32 pacientes (88,9%), Dacron® más Tisucol® más sutura del receptor-estimulador al lecho óseo en dos pacientes (5,6%), Dacron® más cemento Ionocen® en un paciente (2,8%) y de otro tipo en un paciente (2,8%).

En relación con tipo de implante coclear empleado, 33 niños recibieron un implante Nucleus 24 M o K (91,7%), uno (2,8%) un implante Nucleus 22, uno (2,8%) un implante Contour y otro niño (2,8%) un modelo Medel 40+. Con respecto a la estrategia de estimulación inicial que se utilizó con estos implantes cocleares, en un niño (2,8%) se programó la estrategia MPEAK, en 21 la estrategia SPEAK (58,3%), en uno se utilizó CIS (2,8%) y en los 13 restantes se programó la estrategia ACE (36,1%). Con posterioridad, en función de la evolución que se observó, se introdujeron cambios en la selección de la estrategia, y un relevante número de niños pasó de la estrategia SPEAK a la ACE.

Población prelingual implantada entre los 2 y los 6 años de edad

Se ha estudiado un grupo de 94 niños que padecían una hipoacusia neurosensorial profunda bilateral de ori-

gen coclear y de naturaleza prelingual, a los que se les colocó un implante coclear. De estos 94 niños, 53 (56,4%) eran varones y 41 (43,6%) mujeres, con una media en la edad de implantación de 3,30 años (rango: 2-6) y una duración media de la hipoacusia de 3,0 años (rango: 0-6).

La etiología de la hipoacusia fue genética en 26 niños (27,7%), infección prenatal en dos (2,1%), por ototoxicidad en uno (1,1%), de causa desconocida en 42 (44,7%), por infección postnatal en 12 (12,8%) y por otras causas, distintas a las mencionadas, en 10 niños (10,6%).

En la totalidad de este grupo de niños prelinguales implantados, 11 no llegaron a utilizar audífonos, mientras que 83 si que los empleaban regularmente antes de la implantación.

El tipo de comunicación que utilizaban antes de llevar a cabo la implantación era oral en 15 casos (16%), total en 55 (57,6%), gestual en 23 (25%) y dactilológica en uno de los niños (1,1%).

Las exploraciones complementarias que se llevaron a cabo en la fase preoperatoria fueron varias. En los potenciales evocados auditivos de tronco cerebral (PEATC) se apreciaron indicios de onda V a intensidades de estimulación de 100 dB en 31 niños (33%), y sin evidencia de dicha onda en 63 (67%). El umbral auditivo medio en el oído que posteriormente se implantó, que promedió las frecuencias de 500, 1.000, 2.000 y 4.000 Hz, fue de 115,44 dB HL.

En 85 niños (90,4%) el resultado de la TC fue normal, en dos (2,1%) se encontró osificación parcial, en cinco (5,3%) se descubrieron malformaciones congénitas (una compartimentación incompleta de la cóclea, dos hipoplasias cocleares leves y dos acueductos vestibulares dilatados), y en uno (1,1%) el hallazgo fue de otro tipo.

El implante se colocó en el oído izquierdo en 30 niños (31,9%) y en el derecho en los 64 restantes (68,1%). El tipo de incisión fue endaural, que se amplió superiormente en 88 de los niños (93,6%), y retroauricular en seis de ellos (6,4%). La apertura de la cóclea se realizó a través de una cocleostomía promontorial en 88 casos (93,6%) y en seis en la ventana redonda (6,4%). Se encontró una osificación coclear en los primeros 4 mm de la rampa basal de la cóclea, medidos a partir de la ventana redonda, en tres pacientes (3,2%), mayor de 4 mm en dos (2,1%), y en uno más la osificación tuvo un carácter total. La longitud media de inserción del implante fue de 22,58 mm, que correspondía a 29 anillos de la guía de electrodos de los implantes Nucleus 22 o Nucleus 24. Para la estabilización del implante se utilizó Dacron® más Tisucol® en 61 pacientes (64,9%), Dacron® más Tisucol® más sutura del receptor-estimulador al lecho óseo en seis pacientes (6,4%), Dacron® más cemento Ionocen® en 19 pacientes (20,2%), y Dacron® más cemento Ionocen® más sutura al lecho óseo en siete (7,4%).

En relación con el tipo de implante coclear que se empleó, 58 niños recibieron un implante Nucleus 24 M o K

(61,7%), 35 (37,2%) un implante Nucleus 22 y uno (2,8%) un implante Contour. Con respecto a la estrategia de estimulación inicial que se utilizó con estos implantes cocleares, en 16 niños (17%) se programó la estrategia MPEAK, en 52 la estrategia SPEAK (55,3%) y en 26 pacientes la estrategia ACE (27,6%). Con posterioridad, en función de la evolución que se observó, se introdujeron cambios en la selección de la estrategia. Principalmente se realizaron cambios de la estrategia MPEAK a SPEAK, y de esta última a ACE.

Metodología de valoración de los resultados auditivos

Todos los pacientes implantados se evaluaron a intervalos de un año con posterioridad al momento en el que se llevó a cabo la programación inicial. Para ello se utilizaron pruebas audiométricas pertenecientes al *Protocolo de valoración de la audición y lenguaje*, que describieron Huarte et al (9). De ellas, se emplearon las siguientes: audiometría tonal liminar, test de identificación de vocales, series de palabras cotidianas, test de bislabas y test de frases adaptadas a niños CID (Central Institute for Deaf). Dado que para pasar las pruebas logoaudiométricas es preciso que exista un cierto desarrollo del lenguaje oral, el cual está vinculado, entre otros factores, a la propia maduración de los niños, estas pruebas no pudieron testarse durante todos los momentos del seguimiento en todos ellos. Por esta razón, se verá en el capítulo de resultados que en función de la dificultad de la prueba, en los primeros años de vida, se obtendrá una colaboración variable para su realización.

Metodología de valoración del lenguaje

La producción de la palabra y del lenguaje está directamente relacionada con el aprendizaje auditivo. Por ello, su análisis constituye una de las formas más importantes para valorar la evolución de un niño sordo congénito o prelingual. En este trabajo se han empleado la prueba de vocabulario de imágenes "Peabody" (10) y la escala general para la valoración de la capacidad expresiva del lenguaje oral de Reynell (11). Los resultados de estas pruebas se expresan en años y meses, y deben ayudar a decidir si la habilidad del niño corresponde a su edad cronológica o si se sitúa en niveles superiores o inferiores a ella.

Tiempo de seguimiento

Los niños que se incluyen en este estudio se implantaron de manera escalonada a lo largo del tiempo. Si bien un grupo de ellos concluyó el período de seguimiento de cinco años, otros se evaluaron durante un tiempo parcial. En las figuras que ilustran este trabajo se indica el número de sujetos que se testaron en cada prueba.

Tratamiento estadístico

Se empleó la base de datos SPSS 9.0. La comparación de medias se realizó mediante el estudio de la *t* de Student para muestras independientes o relacionadas; se adoptó como criterio significativo estadístico cuando el valor de *p* fue inferior a 0,05.

RESULTADOS

Se exponen los resultados auditivos, los relacionados con el desarrollo del lenguaje oral y las complicaciones que surgieron en el estudio de las mencionadas poblaciones prelinguales implantadas antes de los 2 años y entre los 2 y 6 años de edad.

Evolución de los resultados auditivos en el tiempo

Población prelingual implantada antes de los 2 años de edad

El estudio de los datos que se recogen en la audiometría tonal liminar, practicada en la población prelingual implantada antes de los 2 años de edad (fig. 1), pone de manifiesto que se produce una mejoría significativa ($p < 0,001$) en el umbral de detección de sonidos puros comprendidos entre 0,5 y 4 kHz, antes de la implantación con respecto a cualquiera de los momentos evaluados en el período postimplantación. Asimismo, se puede afirmar que los umbrales auditivos que se alcanzaron se mantuvieron estables durante los cinco años de seguimiento con el implante.

Dada la edad a la que se implantó este grupo de población, fue imposible testar las distintas pruebas logoaudiométricas antes de la cirugía de colocación del implante. Por ello, no se pueden presentar estudios comparativos de los datos logoaudiométricos obtenidos antes y después de la realización de esta técnica. No obstante, se puede apreciar una clara progresión positiva si estudiamos la evolución de los resultados que se obtuvieron en los cinco años posteriores a la implantación en las pruebas logoaudiométricas testadas en un contexto cerrado: vocales y series de palabras cotidianas (figs. 2 y 3), con una ganancia estadísticamente significativa ($p < 0,05$) cuando se comparan las medias de los resultados que se registraron en la prueba de vocales, en el primer y tercer año postimplantación, y los que se alcanzaron en la prueba de series de palabras cotidianas en el segundo y cuarto año postimplantación. También en las pruebas logoaudiométricas de contexto abierto, bislabas y frases CID (figs. 4 y 5), se apreció una progresión de los resultados en el tiempo, con ganancias estadísticamente significativas ($p < 0,05$) en el reconocimiento de frases CID entre el segundo, tercer y cuarto año postimplantación.

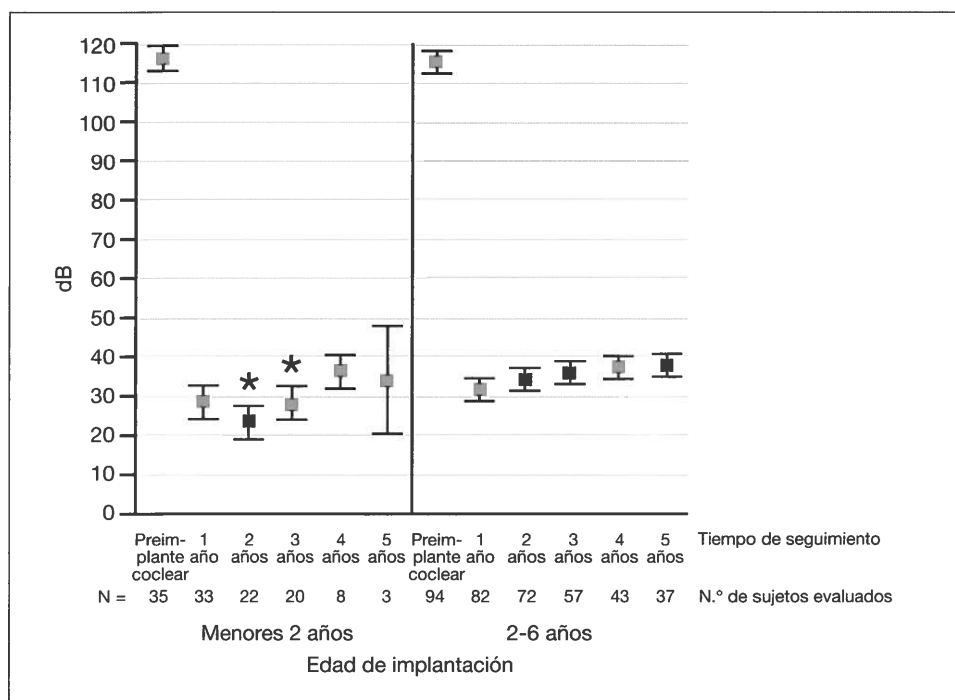


Figura 1. Valores de los umbrales medios, $\pm$ dos desviaciones estándar, obtenidos en la audiometría tonal liminar después de promediar los umbrales auditivos conseguidos en las frecuencias de 500, 1.000, 2.000 y 4.000 Hz, antes de llevar a cabo la colocación del implante coclear y durante los 5 años de seguimiento, con posterioridad al inicio de su activación. Se comparan los resultados entre el grupo de niños implantados antes de los 2 años de edad y los que lo fueron entre los 2 y los 6 años de edad. Se indica mediante un *asterisco* aquellos valores con diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,05$).

Población prelingual implantada entre los 2 y 6 años de edad

El estudio de los datos que se recogieron en la audiometría tonal liminar, que se practicó en la población prelingual implantada entre los 2 y 6 años de edad (fig. 1), pone de manifiesto que se produce una mejoría significativa ($p < 0,001$) en el umbral de detección de sonidos puros comprendidos entre 0,5 y 4 kHz, antes de la implantación con respecto a cualquiera de los momentos evaluados en el período post-implantación. Asimismo, se puede afirmar que los umbrales auditivos que se alcanzaron se mantuvieron estables durante los cinco años de seguimiento con el implante.

Los resultados que se recogen en las pruebas logoaudiométricas de contexto cerrado muestran una mejoría estadísticamente significativa ($p < 0,001$) antes y después de la implantación (figs. 2 y 3). Asimismo, se apreció una progresión de los resultados a lo largo de los cinco años posteriores a la implantación, con incrementos significativos cada año. En las pruebas de contexto abierto (figs. 4 y 5) se observó una evolución similar, con una mejoría estadísticamente significativa de los resultados que se registraron antes y después de la implantación, así como una progresión de éstos en el período de estimulación con el implante, con incrementos significativos cada año.

Resultados auditivos en función de la edad de implantación

Entre los dos grupos, antes de la implantación, no se detectaron diferencias estadísticamente significativas en

los umbrales auditivos. Después de la implantación, los umbrales fueron ligeramente inferiores en el grupo de niños implantados antes de los 2 años de edad, en el que se alcanzaron diferencias significativas ($p < 0,05$) a los dos y tres años de evolución respecto al grupo de niños implantados más tardíamente (fig. 1).

En la prueba de identificación de vocales, a lo largo de los cinco años de seguimiento, se apreciaron resultados ligeramente superiores en el grupo de niños implantados antes de los 2 años de edad, si bien éstos sólo tuvieron un carácter estadísticamente significativo ($p < 0,05$) en el control que se realizó al cuarto año de evolución (fig. 2).

En la prueba de reconocimiento de palabras cotidianas, también se observó que el grupo de niños implantados antes de los 2 años de edad, en todo momento, presentó niveles superiores a los que alcanzó el grupo de niños implantados más tardíamente. Estos niveles fueron significativamente mayores en los controles logoaudiométricos que se realizaron en el primer y cuarto año de evolución (fig. 3).

En la prueba de reconocimiento de bisílabas, los resultados fueron superiores en el grupo de niños implantados antes de los 2 años de edad. Se apreciaron en todo momento diferencias más amplias, respecto al grupo de niños implantados entre los 2 y 6 años de edad, que las que se observaron en las pruebas precedentes testadas en un contexto cerrado. Estas diferencias alcanzaron un valor estadísticamente significativo ($p < 0,05$) en los controles logoaudiométricos que se realizaron en el tercer y quinto año de evolución (fig. 4).

Figura 2. Comparación de los resultados obtenidos en la identificación de vocales entre el grupo de niños implantados antes de los 2 años de edad y los que lo fueron entre los 2 y los 6 años de edad, durante los 5 años de seguimiento con posterioridad a la activación del implante coclear. Se indica mediante un asterisco aquellos valores con diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,05$).

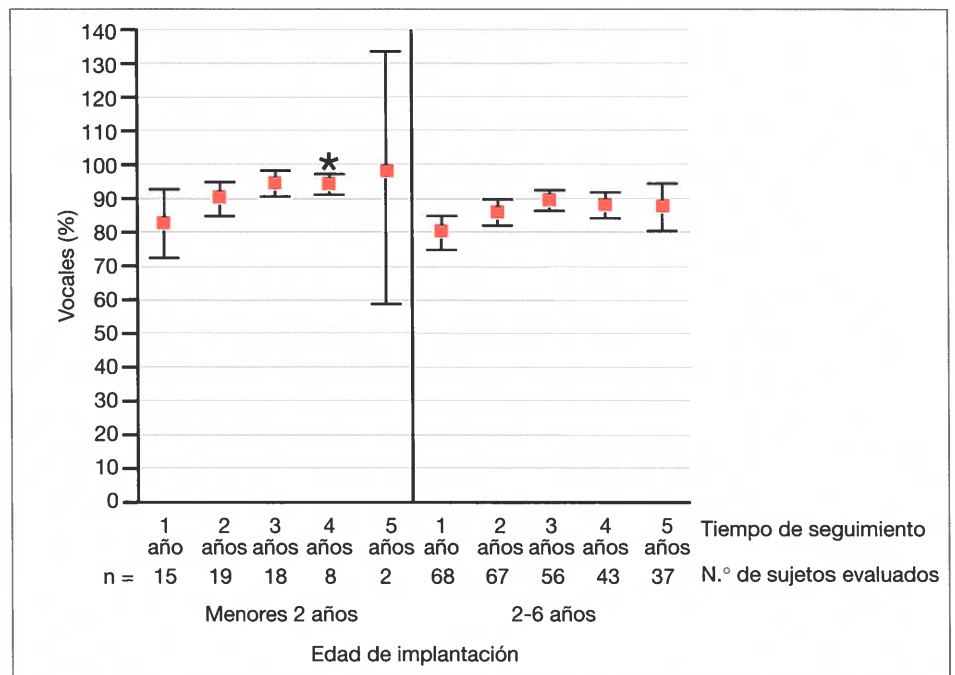
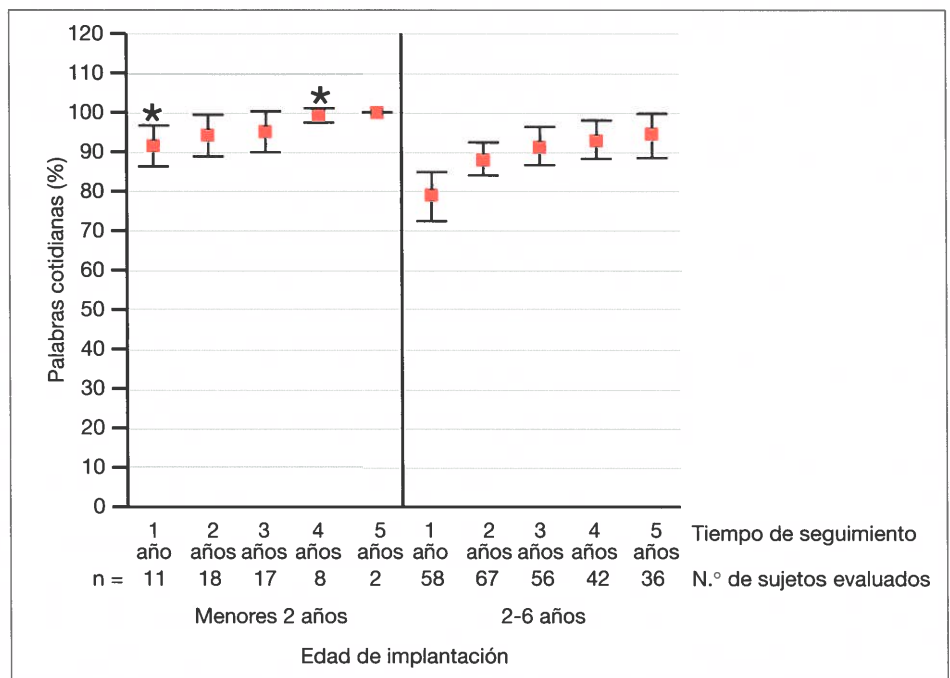


Figura 3. Comparación de los resultados obtenidos en el reconocimiento de series de palabras cotidianas entre el grupo de niños implantados antes de los 2 años de edad y los que lo fueron entre los 2 y los 6 años de edad, durante los 5 años de seguimiento, con posterioridad a la activación del implante coclear. Se indica mediante un asterisco aquellos valores con diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,05$).



También los resultados fueron superiores en el grupo de niños implantados antes de los 2 años de edad en la prueba de reconocimiento de frases CID. Igualmente, las diferencias, respecto al grupo de niños implantados más tardíamente, fueron más amplias, y tuvieron un carácter estadísticamente significativo ($p < 0,05$) en los controles logoaudiométricos que se efectuaron en el tercer y quinto año de evolución (fig. 5).

Para analizar con más detalle el impacto que provocó la privación de audición dentro del período crítico auditivo, se han estudiado las diferencias registradas en la percepción de la palabra en niños que fueron implantados con edades comprendidas entre 1 y 6 años (fig. 6). Los resultados más altos y los que más rápidamente adquirieron se apreciaron en los niños más tempranamente implantados, lo cual subraya la importancia de ini-

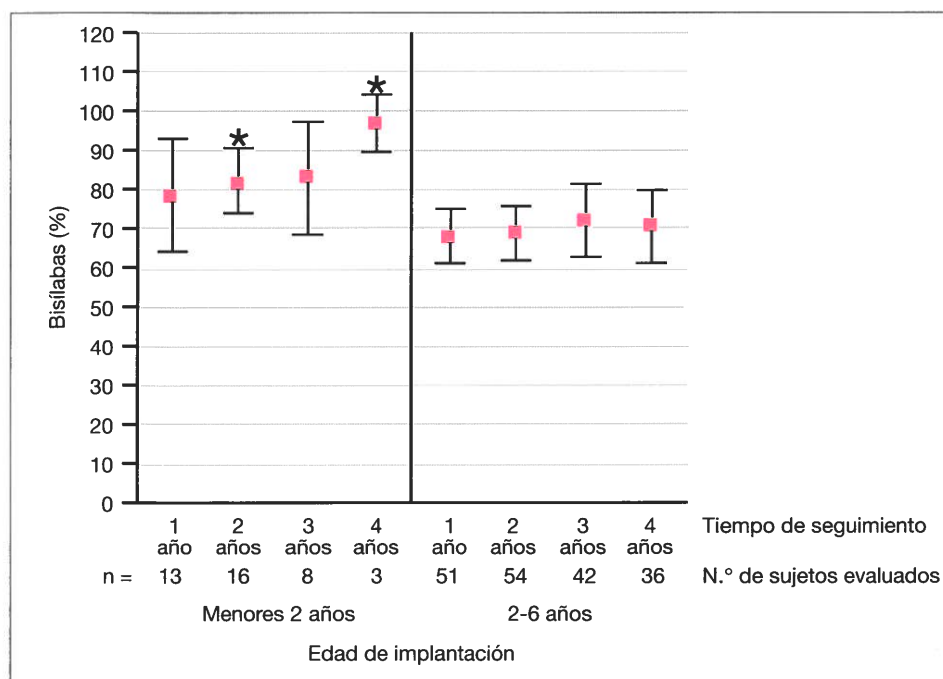


Figura 4. Comparación de los resultados obtenidos en el reconocimiento de bislabas entre el grupo de niños implantados antes de los 2 años de edad y los que lo fueron entre los 2 y los 6 años de edad, durante los 5 años de seguimiento, con posterioridad a la activación del implante coclear. Se indica mediante un *asterisco* aquellos valores con diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,05$).

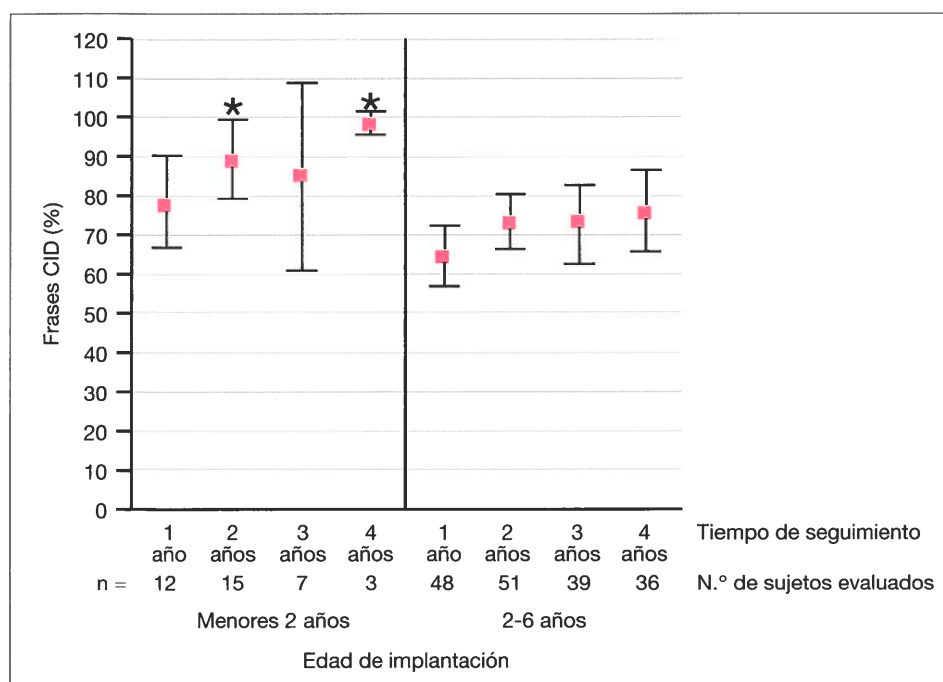


Figura 5. Comparación de los resultados obtenidos en el reconocimiento de frases CID entre el grupo de niños implantados antes de los 2 años de edad y los que lo fueron entre los 2 y los 6 años de edad, durante los 5 años de seguimiento, con posterioridad a la activación del implante coclear. Se indica mediante un *asterisco* aquellos valores con diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,05$).

ciar un tratamiento de la hipoacusia lo antes posible, incluso dentro del denominado período crítico auditivo.

Evolución del lenguaje

La figura 7 tiene como objeto correlacionar la edad cronológica con la edad de adquisición del vocabulario

ofrecida por la prueba de imágenes de vocabulario "Peabody". En una población normal, dicha correlación se representa por la línea diagonal discontinua, trazado que sirve de referencia para analizar la evolución de los grupos que se estudian en este trabajo. En este sentido, los niños implantados antes de los 2 años de edad siguen un ritmo de adquisición de vocabulario semejante al que alcanza la

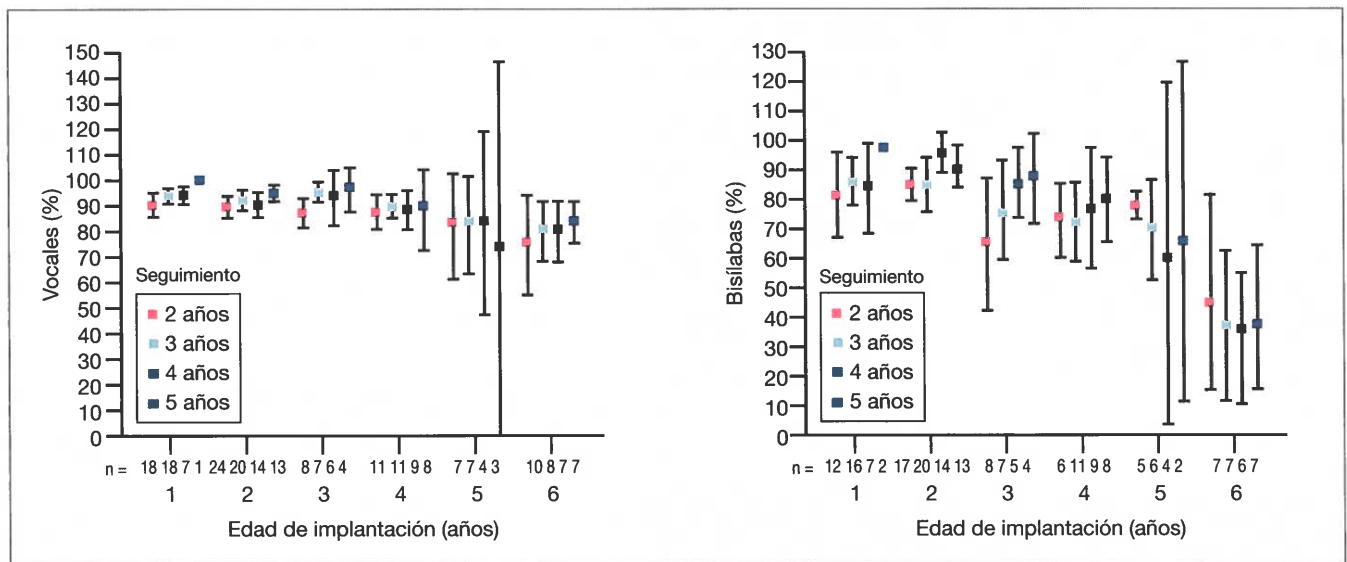


Figura 6. Identificación de vocales y reconocimiento de palabras bislabas en niños implantados dentro de los seis primeros años de edad. Se recogen los resultados alcanzados en estas pruebas por niños implantados con edades comprendidas entre 1 y 6 años, entre el segundo y quinto año de empleo del implante coclear. Se expresa la media del porcentaje de aciertos que se obtuvieron, $\pm$ dos desviaciones estándar. Se indica, justo por debajo del eje de las abscisas, el número de niños que participaron en la realización de los tests en cada momento del seguimiento.

población normal; y en los niños implantados entre los 2 y 6 años de edad se produce un desajuste de aproximadamente 2 años con respecto a la población normal.

En la figura 8 se correlaciona la edad cronológica con la edad determinada según la aplicación de la escala expresiva de Reynell. Al igual que en la figura 7, una diagonal representa la trayectoria que sigue la población normal. El grupo de niños implantados antes de los 2 años de edad muestra, al tercer año de evolución, un decalaje aproximado de un año respecto a la población normal, y el grupo de niños implantados entre los 2 y 6 años, en dicho momento del seguimiento, una diferencia de tres años, y tiende a realizar una progresión más lenta que los niños implantados a una edad menor.

Complicaciones

Según Hoffman y Cohen las complicaciones de los implantes cocleares pueden clasificarse en graves y leves (12). Estos autores consideran que son complicaciones graves la aparición de una meningitis o una parálisis facial tras la implantación, cualquier complicación preoperatoria grave de índole médica o cualquier complicación postoperatoria cuya naturaleza exija una hospitalización o precise de una revisión quirúrgica para su resolución. En este grupo se incluye también la cirugía de reimplantación debida a un fallo completo del implante u otra causa. Por otro lado, consideran como complicaciones leves aquellas cuya naturaleza permita que puedan resolverse mediante tratamiento conservador aplicado

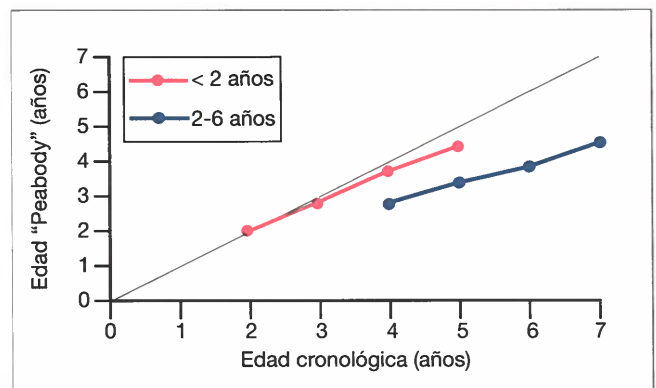


Figura 7. Relación de la edad cronológica con la edad puntuada en la prueba de vocabulario de imágenes "Peabody" para cada uno de los grupos de niños que se estudiaron. Como referencia, se representa con la línea de puntos la evolución de una población normal.

de modo ambulatorio u otras actuaciones, como la reprogramación del implante.

En el grupo de niños implantados antes de los 2 años de edad, no se registró ninguna complicación grave durante los cinco años de seguimiento de este estudio. Por el contrario, en el grupo de niños implantados entre los 2 y 6 años de edad, se apreciaron cuatro complicaciones graves. Una de ellas estuvo relacionada con la ulceración del colgajo cutáneo que recubría el receptor-estimulador y la antena. Preciso la práctica de una nueva cirugía para desarrollar un colgajo de rotación a fin

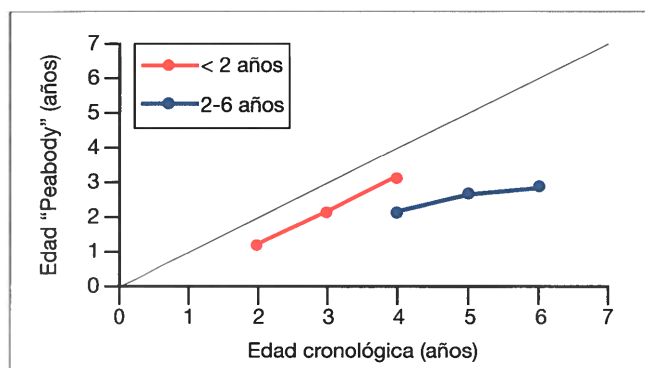


Figura 8. Relación de la edad cronológica con la edad puntuada en la escala de Reynell para cada uno de los grupos de niños que se estudiaron. Como referencia, se representa con la línea de puntos la evolución de una población normal.

de proteger las zonas expuestas del implante (13). Las otras tres complicaciones se debieron al fallo técnico de la parte que se implantó, que precisó la explantación y reimplantación de nuevos implantes. Estas complicaciones surgieron en los tres primeros años de evolución, con un tiempo medio de presentación de 1,2 años después de que se realizara la primera cirugía de implantación.

DISCUSIÓN

El análisis de los resultados que se extrajeron de la audiometría tonal liminar claramente revela que la capacidad de estos niños para detectar la presencia de sonidos, dentro del espectro conversacional, mejora significativamente con posterioridad a la implantación coclear. Este hecho permite a estos niños detectar con facilidad la mayor parte de los sonidos que les rodean, ya que se encuentran comprendidos en intensidades sonoras que van desde los 30 a los 120 dB HL. De una forma especial, les posibilita el acceso a aquellos sonidos relacionados con la voz humana, al escuchar sonidos a partir de intensidades de 30-40 dB HL, que corresponderían a una voz emitida a baja intensidad.

Los umbrales auditivos después de la programación inicial del implante coclear tendieron a mantenerse estables a lo largo del tiempo, con independencia de la edad a la que se llevó a cabo la implantación (fig. 1). Destaca este hecho en la población implantada antes de los 2 años de edad, pues refleja, entre otras cosas, que las programaciones iniciales que se practicaron en niños no colaboradores por razones de edad proporcionaron unos niveles de audición satisfactorios, en las principales frecuencias conversacionales, que no variaron respecto a los que aportaron en posteriores programaciones, cuando los niños presentaban un mayor grado de adiestramiento y

edad. La programación en niños implantados antes de los dos años de edad es más compleja que a edades más avanzadas de la vida, lo cual no significa que sea una tarea irrealizable. Esto es posible a través de un entrenamiento auditivo previo a la programación (14), la valoración de la respuesta a la estimulación auditiva, provocada por el implante coclear por medio de la observación de su conducta frente al estímulo (15), y la utilización de medidas electrofisiológicas, como los potenciales evocados auditivos de tronco cerebral (16-18), potenciales evocados de estado estable (19), respuesta del reflejo estapedial (20,21) y la valoración por telemetría de la respuesta neural (22).

Los resultados logaudiométricos expuestos por diferentes autores (1,2,4,5,23) claramente revelan que la evolución de la población prelingual implantada es mejor, en la medida en que la edad de implantación es menor y se circunscribe al período de la vida en el que la plasticidad neural auditiva es mayor. Solamente cuando la implantación y estimulación auditiva se produce dentro de los primeros seis años de vida puede alcanzarse un reconocimiento del lenguaje oral en un contexto totalmente abierto. Este período crítico de tiempo se corresponde con el momento en que el sistema nervioso central, en sus áreas de representación auditiva, tiene la mayor capacidad para variar su patrón de desarrollo, de acuerdo a los estímulos auditivos que provienen del ambiente (24,25). Existen datos experimentales, basados en el estudio de los efectos producidos tras la privación auditiva de distintas especies animales, que ilustran de una forma muy clara la existencia de estos períodos críticos de tiempo de alta plasticidad neural auditiva (26-32).

Dentro de este período crítico auditivo, ubicado en los seis primeros años de vida, la comparación entre los grupos implantados antes de los 2 años y entre los 2 y 6 años de edad, en las pruebas logaudiométricas exploradas, demuestra que la evolución es más rápida y se alcanzan mejores resultados en la medida que la implantación se realiza más precozmente, especialmente cuando se consideran los resultados recogidos en aquellas pruebas de mayor dificultad, como las testadas en un contexto abierto (bisílabas y frases CID) (figs. 4 y 5). Estos resultados coinciden con los de otros autores (33,34). No obstante, es de resaltar que nuestra serie estudia prospectivamente un mayor número de casos durante un período de seguimiento mayor. Sobre este último aspecto, llama la atención que, tras cinco años de evolución con un implante coclear, el grupo de niños implantados entre 2 y 6 años de edad no llega a obtener tan buenos resultados como los que alcanzaron los niños implantados más tempranamente, antes de los 2 años de edad. Si bien se podría pensar que la dispersión de edad en el grupo de 2 a 6 años es mayor y podría actuar de sesgo en los resultados, no hay que olvidar que la edad media de implantación en este grupo fue de 3,3 años, edad muy próxima a la

de los niños implantados antes de los 2 años de edad. Por todo ello, se entiende que estos datos ponen de manifiesto la trascendencia de la estimulación precoz del sistema auditivo, con posibles efectos irreversibles sobre la evolución ante la falta de una adecuada estimulación, más o menos prolongada, durante los seis primeros años de vida.

Estas diferencias, entre las dos poblaciones de niños, son aún más evidentes cuando se analizan los resultados que se alcanzaron en las pruebas que estudian el desarrollo del lenguaje oral. Tanto en la adquisición de vocabulario (fig. 7) como en la escala expresiva de Reynell (fig. 8), se aprecia cómo los niños implantados antes de los 2 años de edad mantienen una evolución casi semejante a la de una población normal, con diferencias cronológicas en el desarrollo del lenguaje respecto a ella, al cabo de tres años de uso del implante coclear, no superiores a un año. Los resultados en los niños implantados entre los 2 y 6 años fueron también satisfactorios; se apreció una clara progresión en el tiempo, pero con un ritmo de adquisición del lenguaje más lento y diferencias cronológicas más amplias respecto al desarrollo del lenguaje de los niños implantados antes de los 2 años y la población normal. Estos datos, que ya se observaron en estudios preliminares (7,35), deberán valorarse en seguimientos más amplios, dado que el período de adquisición del lenguaje oral abarca al menos un tiempo de cinco años.

Hasta el momento, el número de complicaciones graves, quirúrgicas y postoperatorias, ha sido inferior en el grupo de niños implantados antes de los 2 años de edad. No obstante, hay que considerar que tres de las cuatro complicaciones graves que se recogieron estuvieron vinculadas a fallos técnicos de los componentes internos del implante coclear, complicación que, en ausencia de traumatismos externos graves, no se estima que esté relacionada con el factor edad. Tampoco se recogieron diferencias relevantes entre los dos grupos de edad estudiados respecto a la profundidad de inserción de las guías portadoras de electrodos, ni al número de electrodos alojados en la cóclea. La cirugía para la colocación de implantes cocleares en niños menores de 2 años difiere, en algunos pasos, de la que se desarrolló en adultos o en niños de mayor edad. Estas diferencias están relacionadas con las variaciones anatómicas que experimentan el oído y el cráneo a lo largo de la infancia, y son totalmente salvables al introducir una serie de modificaciones quirúrgicas (36) que, con un adecuado adiestramiento, no añaden mayores riesgos, ni alteran el grado de inserción de los electrodos en la cóclea, ni alargan más el tiempo al empleado en la cirugía convencional que se lleva a cabo en niños de mayor edad o adultos.

Los excelentes resultados que alcanzó el grupo de implantados más tempranamente (antes de los 2 años), que superan incluso a los de los poslinguales, en las mismas pruebas de bisílabos y de frases CID (37), así como

el excelente desarrollo del lenguaje oral, revelan la capacidad que tienen los implantes cocleares para promover una satisfactoria y plena integración del niño prelingual implantado en un entorno social oralista, siempre y cuando la estimulación se introduzca en los primeros años de vida.

Todo ello corrobora la existencia de un período crítico auditivo, que básicamente se extiende a lo largo de los primeros seis años de vida, con una época de excelente plasticidad en los dos primeros años (4).

CONCLUSIONES

1. Los resultados no dejan duda sobre el claro beneficio que un implante coclear proporciona a las personas con una hipoacusia profunda bilateral prelingual.
2. En los pacientes con hipoacusias prelinguales, la implantación coclear debe efectuarse tan pronto como se ratifique el diagnóstico de sordera. En la mayor parte de los casos, cuando los implantes cocleares se colocan precozmente, antes de los seis años de vida, los resultados son altamente positivos, y se puede pronosticar que el niño podrá integrarse satisfactoriamente en un entorno oralista. Dentro de este grupo de edades, los resultados mejoran significativamente cuando la implantación se practica antes de los dos años de edad.
3. No existen impedimentos quirúrgicos o técnicos para llevar a cabo una implantación y la programación del implante coclear en los primeros años de la vida de un niño. No obstante, es preciso considerar que se ha de contar con un centro de implantación cualificado y con un programa especializado en niños.

BIBLIOGRAFÍA

1. Miyamoto RT, Osberger MJ, Toodd SL et al. Variables affecting implant performance in children. *Laryngoscope* 1994; 104: 1120-1124.
2. Fryauf-Bertschy H, Tyler RS, Kelsay DMR, Gantz BJ, Woodworth GG. Cochlear implant use by prelingually deafened children: the influences of age at implant use and length of device use. *J Speech Hear Res* 1997; 40: 183-199.
3. Leake PA, Hradek GT, Snyder RL. Chronic electrical stimulation by a cochlear implant promotes survival of spiral ganglion neurons after neonatal deafness. *J Comp Neurol* 1999; 412: 543-562.
4. Manrique M, Cervera-Paz FJ, Huarte A, Pérez N, Molina M, García-Tapia R. Cerebral auditory plasticity and cochlear implants. *Intern J Pediatric Otorhinolaryngol* 1999; 49(Supl): 193-197.
5. Dowell R, Blamey P, Clark G. Factor affecting outcome in children with cochlear implants. En: Clark G, ed. *Cochlear Implants: Proceedings of the XVI World Congress*. Sydney: Monduzzi Editore, 1997; p. 297-303.
6. Waltzman S, Cohen NL. Cochlear implantation in children younger than 2 years old. *Am J Otol* 1998; 19: 158-162.
7. Molina M, Huarte A, Cervera-Paz FJ, Manrique M, García-Tapia R. Development of speech in 2-year-old children with cochlear implant. *Intern J Pediatric Otorhinolaryngol* 1999; 47: 177-179.

8. Manrique M, Huarte A, Molina M, Cervera J, Espinosa JM. Tratamiento de la sordera en el niño menor de dos años. *An Esp Pediatr* 1997; 97: 95-98.
9. Huarte A, Molina M, Manrique M, Olleta I et al. Protocolo para la valoración de la audición y el lenguaje, en lengua española, en un programa de implantes cocleares. *Acta Otorrinolaringol Esp* 1996; 47 (Supl 1): 1-14.
10. Dunn LM. Test de vocabulario en imágenes "Peabody". Madrid: Mepsa; 1981.
11. Edwards S, Fletcher P, Garman M, Hughes A, Letts C, Sinka I. The Reynell developmental Language Scales III. Windsor, UK: Nfer-Nelson, 1997.
12. Hoffman RA, Cohen NL. Complications of cochlear implant surgery. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 1995; Supl 166 (2 Pt 2): 420-422.
13. Manrique MJ, Paloma V, Cervera-Paz FJ, Ruiz de Erenchun I, García-Tapia R. Treatment of cutaneous ulceration after cochlear implantation surgery. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 1995; 104(9) Supl 166 (2 Pt 2): 422-425.
14. Molina M, Huarte A. Preentrenamiento auditivo y programación de un implante coclear. En: Manrique M, Huarte A, eds. *Implantes cocleares*. Barcelona: Masson, 2002; p. 259-266.
15. Huarte A. Aspectos básicos en la programación de los implantes cocleares. En: Manrique M, Huarte A, eds. *Implantes cocleares*. Barcelona: Masson, 2002; p. 251-258.
16. Brown CJ, Abbas PJ, Fryauf-Bertschy H, Kelsay D, Gantz B. Intraoperative and postoperative electrically evoked auditory brainstem responses in nucleus cochlear implant users: implication for the fitting process. *Ear Hear* 1994; 15: 168-176.
17. Kileny PR. Use of electrophysiologic measures in the management of children with cochlear implants: Brainstem, middle latency and cognitive (P300) responses. *Am J Otol* 1991; 12: 37-42.
18. Shallop JK, Van Dyke L, Goin D, Mischke R. Prediction of behavioral thresholds and comfort values for Nucleus 22 channel implant patients from electrical auditory brain stem response test results. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 1991; 100: 896-898.
19. Carrera B, Savio G, Manrique M, Huarte A, Pérez-Abalo MC, Artieda J. Application of multiple auditory steady-state responses in cochlear implant users. *Clin Neurophysiol* 2000; 111: 2347-2358.
20. Battmer RD, Laszig R, Lenhardt E. Electrically elicited stapedius reflex in cochlear implant patients. *Ear Hear* 1990; 5: 370-374.
21. Jerger J, Jenkins H, Fifer R, Mecklenburg D. Stapedius reflex to electrical stimulation in a patient with a cochlear implant. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 1986; 95: 151-157.
22. Ramos A, Osorio A, Rivero J. Valoraciones telemétricas. En: Manrique M, Huarte A, eds. *Implantes cocleares*. Barcelona: Masson, 2002; p. 267-274.
23. Manrique M. Edad y momento de aparición de la sordera. En: Manrique M, Huarte A, eds. *Implantes cocleares*. Barcelona: Masson, 2002; p. 167-174.
24. Moore JK. Maturation of human auditory cortex: implications for speech perception. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 2002; 111: 7-10.
25. Moore JK, Guan Y. Cytoarchitectural and axonal maturation in human auditory cortex. *JARO* 2001; 2: 297-311.
26. Hashisaki G, Rubel EW. Effects of unilateral cochlear removal on anteroventral cochlear nucleus neurons in developing gerbils. *J Comp Neurol* 1989; 283: 465-473.
27. Trune DR. Influence of neonatal cochlear removal on the development of mouse cochlear nucleus. I. Number, size and density of its neurons. *J Comp Neurol* 1982; 209: 409-424.
28. Moore DR. Auditory brainstem of the ferret: early cessation of developmental sensitivity to cochlear removal in the cochlear nucleus. *J Comp Neurol* 1990; 302: 810-823.
29. Pasic TR, Rubel EW. Rapid changes in cochlear nucleus cell size following blockage of auditory nerve electrical activity gerbils. *J Comp Neurol* 1989; 283: 474-480.
30. Steward O, Rubel EW. Afferent influences on brainstem auditory nuclei of the chicken: cessation of aminoacid incorporation as an antecedent to age-dependent transneuronal degeneration. *J Comp Neurol* 1985; 231: 385-395.
31. Perier O, Alegria J, Buyse M, D'Alimonte G et al. Consequences of auditory deprivation in animals and humans. *Acta Otolaryngol (Stockh)* 1984; (Supl 411): 60-70.
32. Born DE, Rubel EW. Afferent influences on brain stem auditory nuclei of the chicken: presynaptic action potentials regulate protein synthesis in nucleus magnocellularis neurons. *J Neurosci* 1988; 8: 901-919.
33. Baumgartner WD, Pok SM, Egelier B, Franz P, Gstottner W, Hamzavi J. The role of age in pediatric cochlear implantation. *Int J Pediatr otorhinolaryngol* 2002; 62: 223-228.
34. Lenarz T, Lesinki-Schiedat A, Haar-Heise S, Illg A, Bertram B, Battmer RD. Cochlear implantation in children under the age of two: The MHH experience with the Clarion cochlear implant. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 1999; 108: 44-50.
35. Serry TA, Blamey PJ. A 4-year investigation into phonetic inventory development in young cochlear implant users. *J Speech Lang Hear Res* 1999; 42: 141-154.
36. Manrique M, Schwartzman J. Bases de la cirugía del implante coclear en niños. En: Manrique M, Huarte A, eds. *Implantes cocleares*. Barcelona: Masson, 2002; p. 209-214.
37. Manrique M, Huarte A, Molina M. Percepción auditiva en prelinguales. En: Manrique M, Huarte A, eds. *Implantes cocleares*. Barcelona: Masson, 2002; p. 313-324.

CAPÍTULO

C2.11

Resultados en implantados prelinguales

C2.11.2

Resultados en implantados prelinguales

M. Sainz Quevedo

INTRODUCCIÓN

Cuando se habla de una hipoacusia prelingual se entiende que el paciente está afectado por una pérdida auditiva previa a la adquisición del lenguaje. Sin embargo, la categorización de las hipoacusias en prelinguales y poslinguales debe realizarse con cierta prudencia, ya que estos grupos pueden resultar muy heterogéneos, especialmente el de los prelinguales en cuanto a las características de los pacientes, las expectativas y la evolución una vez que son implantados.

El adulto prelingual es un paciente en el que suele coincidir una experiencia auditiva escasa o inexistente con un desarrollo muy precario del lenguaje. Además, en el caso de ser implantados, los adultos prelocutivos no disponen de la plasticidad cerebral de los niños, por lo que los resultados, al menos en cuanto a discriminación del lenguaje hablado, suelen ser muy limitados en estos casos. Dentro del grupo de adultos prelocutivos hay que destacar la existencia de pacientes oralistas, en que se puede dar la circunstancia, coincidente con el empleo del lenguaje oral como modalidad principal de comunicación, de disponer de una buena lectura labiofacial, un vocabulario más o menos extenso y, en algunos casos, de una mejor entonación y articulación. Sin entrar en discusiones sobre la superioridad de unos métodos de rehabilitación sobre otros, estos pacientes suelen obtener beneficios muy importantes del implante coclear a pesar de ser adultos prelocutivos.

La situación del niño prelocutivo es muy distinta. El niño, a pesar de no disponer de un lenguaje estructurado en la mayoría de los casos en el momento de la implantación, dispone de una mayor plasticidad cerebral que disminuirá lo largo de los años. Esto hace que los niños hipoacúsicos prelocutivos implantados lleguen a alcanzar niveles de oralización comparables a los del sujeto normoyente, en el que la edad de implantación, por la plasticidad cerebral, constituye el principal factor que condiciona las posibilidades de estos pacientes.

La clasificación de los pacientes prelocutivos en niños y adultos, o la consideración de la edad de implantación como principal factor condicionante, resulta aún incompleta. El propio término “prelingual” hace referencia al

momento en que aparece la sordera en relación con el nivel de desarrollo lingüístico. Sin embargo, en muchos casos la sordera no “aparece”, sino que evoluciona de forma progresiva, por lo que en los pacientes se observa un entorpecimiento en el desarrollo lingüístico, pero no una interrupción o estancamiento de éste. La intervención logopédica en los colegios de sordos ha contribuido también a que el proceso de desarrollo comunicativo y educativo no se bloquee por la aparición de la pérdida auditiva.

Todos estos factores deben considerarse a la hora de analizar los resultados que obtienen los hipoacúsicos prelinguales implantados. Normalmente, la mayor parte de los pacientes prelinguales implantados son niños. El motivo de esto es doble; por una parte, la disponibilidad limitada de recursos hace que se priorice la implantación de niños prelocutivos frente a los adultos prelocutivos, ya que un retraso en la implantación de los niños va a suponer una limitación irreversible en las posibilidades que puede obtener del implante, y en general, en su desarrollo comunicativo, educativo y social. Por otra parte, los adultos prelocutivos generalmente no se encuentran muy motivados con respecto al uso del implante coclear; es reducido el porcentaje de pacientes que lo solicitan. Un caso distinto es el de la asociación de la hipoacusia con una pérdida de capacidad visual, ya que normalmente los pacientes están más motivados y constituyen un grupo específico en que los beneficios de la implantación hay que considerarlos en un contexto más amplio. Por ello, en muchos centros la población de adultos prelocutivos implantados suele contener un porcentaje anormalmente alto de sordociegos.

En este capítulo analizamos los resultados que obtuvieron los pacientes prelinguales implantados en nuestro servicio de ORL (Hospital Universitario San Cecilio [Granada]). Hemos incluido únicamente niños con menos de 11 años, ya que el porcentaje de adultos prelocutivos es muy reducido, y estos últimos constituyen un grupo demasiado heterogéneo como para poder extraer conclusiones significativas. Se han analizado los principales factores que condicionan la evolución y resultados de los niños prelinguales implantados.

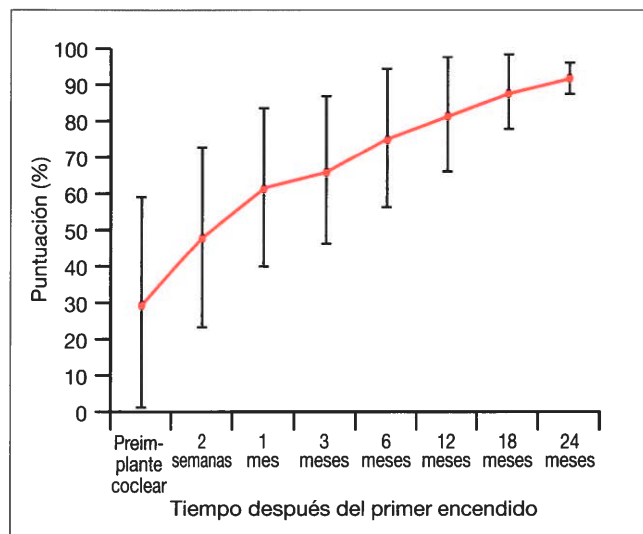


Figura 1. Resultados promedio del test LiP.

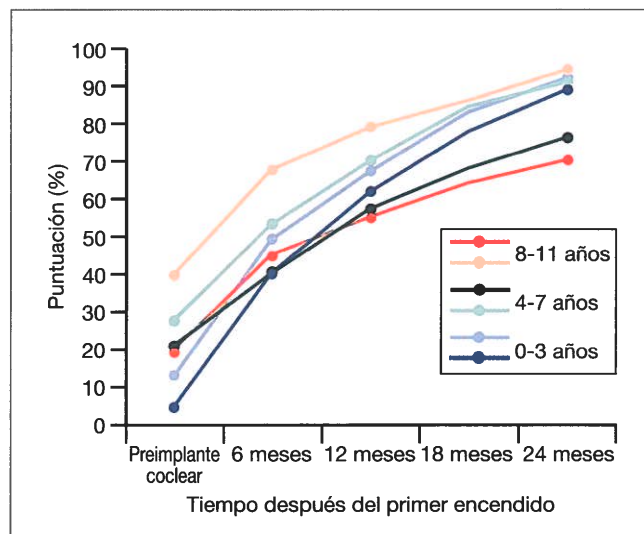


Figura 3. Resultados del test MTP (discriminación de fonemas en contexto cerrado).

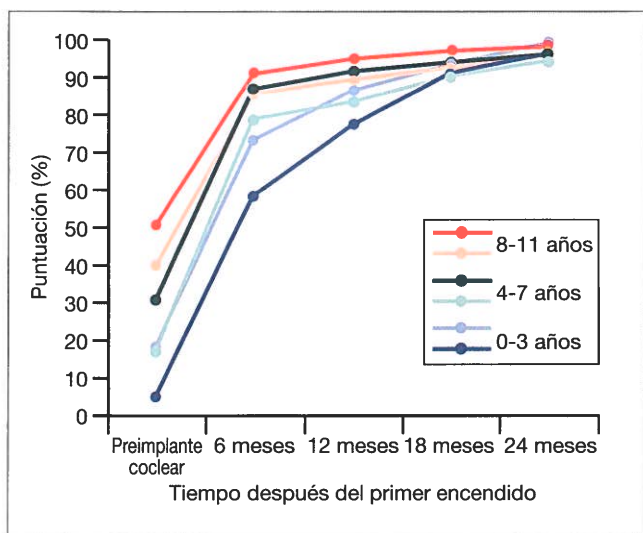


Figura 2. Resultados del test LiP (detección e identificación de sonidos cotidianos).

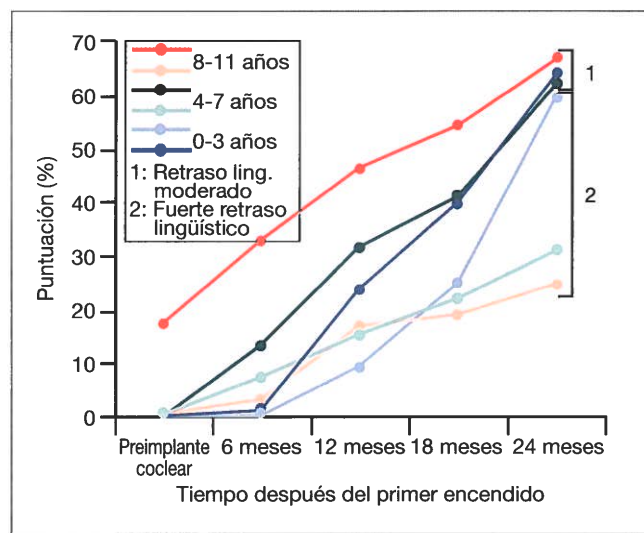


Figura 4. Resultados del test GASP (comprensión de frases en contexto abierto).

PACIENTES Y MÉTODOS

El estudio incluye 93 niños implantados en nuestro servicio de ORL con el dispositivo Combi 40+. De ellos, 43 tenían entre 0 y 3 años en el momento de la implantación, 27 tenían entre 4 y 7 años, y 23 entre 8 y 11 años. Cada grupo se ha dividido en dos subgrupos, teniendo en cuenta el retraso en el desarrollo del lenguaje que presentaban en el momento de la implantación con respecto al desarrollo de un sujeto normoyente. En el primer grupo de edad, 34 niños sufrían un retraso lingüístico muy importante, mientras que 9 disponían de un cierto vocabulario. En el segundo grupo, el retraso era importante en 17 pacientes y moderado en 10. En el ter-

cer grupo, 10 presentaban un retraso importante y 13 un retraso moderado. Los pacientes de los grupos de edad segundo y tercero que presentan un retraso moderado podrían categorizarse como perilocutivos.

La evaluación de los niños se ha realizado mediante el protocolo ERAS (Evaluation of Auditory Responses to Speech). Este protocolo incluye varios tests que evalúan diversos aspectos, entre ellos destacamos el LiP (Listening Progress), que evalúa habilidades básicas de percepción auditiva, como presencia-ausencia de sonido, o identificación de sonidos cotidianos; el MTP, que evalúa la discriminación fonética en contexto cerrado, y el GASP (Glendonald Auditory Screening Procedure), en el que se evalúa la comprensión de frases en contexto abierto y sin apoyo visual.

RESULTADOS

En las gráficas adjuntas se muestran los resultados para los distintos tests, desglosados para los grupos de pacientes que se han definido. En la figura 1, correspondiente al test LiP, las barras de error representan la media más-menos la varianza. Se observa una rápida evolución de las habilidades básicas de percepción del sonido, y todos los pacientes logran al cabo de 18-24 meses una puntuación muy alta. Estos resultados son compatibles con los que se obtuvieron en un estudio multicéntrico, que incluyó 440 niños de 27 clínicas.

Cuando se desglosan estos resultados del test LiP por grupos de pacientes (fig. 2), se observa que los niños implantados a menor edad presentan una evolución más lenta, debido, fundamentalmente, al grado de madurez que se requiere para realizar los tests, si bien todos los pacientes, independientemente de la edad de implantación y del nivel de desarrollo lingüístico, alcanzan valores muy altos.

Frente al test LiP, que abarca sonidos muy diversos, el test MTP se centra en la percepción de sonidos de la voz (fig. 3). Para este test se observan diferencias importantes asociadas al nivel de desarrollo lingüístico para los grupos de más edad. En el grupo de niños implantados entre 0 y 3 años, estas diferencias son mucho menos acusadas que en los otros dos grupos.

Para el test GASP (fig. 4), que evalúa habilidades básicas de comunicación, incluido el reconocimiento en contexto abierto y la comprensión de la frase, se observan diferencias muy significativas asociadas al nivel de desarrollo lingüístico para los grupos de más edad, y de nuevo estas diferencias son mucho menores para los niños implantados con menos de 4 años. Se observa también un retraso en la aparición de resultados en el caso de los niños más pequeños, que no alcanzan niveles elevados de competencia lingüística hasta los dos años desde la implantación.

DISCUSIÓN

Los resultados analizados muestran que todos los pacientes alcanzan niveles elevados, en el desarrollo de

habilidades auditivas básicas (test LiP), independientemente de la edad de implantación y del nivel de desarrollo lingüístico previo a la implantación. Sin embargo, en las habilidades perceptuales para señales de voz, que requieren, además de la capacidad para discriminar los sonidos, una cierta habilidad para identificar los fonemas al ritmo al que son pronunciados, se aprecian diferencias entre los distintos grupos. Estas diferencias son mucho más acusadas cuando se evalúan las habilidades comunicativas, reconocimiento de la voz en contexto abierto y comprensión del habla.

La edad de implantación se muestra como un factor determinante en las expectativas de los pacientes implantados. Cuanto menor es la edad de implantación, las expectativas son más favorables, si bien la aparición de resultados requiere cierto tiempo, pues debe ir acompañada de la maduración del paciente. A medida que la edad de implantación aumenta, los resultados se ven muy influidos por el nivel de desarrollo lingüístico previo a la implantación. Se encuentran limitaciones muy importantes en los pacientes de más edad con un desarrollo precario del lenguaje, que se deben a la falta de plasticidad cerebral que les limita.

Los pacientes adultos con un lenguaje más precario evolucionan significativamente en distintos aspectos: reconocimiento de ruidos ambientales, mejora de lectura labial, autocontrol de su propia voz, etc. Sin embargo, la evolución de las habilidades relacionadas con el reconocimiento y comprensión de voz en contexto abierto se ve bloqueado antes de que se alcancen niveles apropiados.

CONCLUSIONES

Los resultados analizados ponen de manifiesto la importancia de la intervención temprana en los casos en los que el implante sea necesario. Retrasar la implantación limita, de forma irreversible, las posibilidades potenciales de los niños afectados por hipoacusias graves y profundas. Por otra parte, en el caso de no ser posible la intervención temprana, es importante trabajar el desarrollo de habilidades lingüísticas, con objeto de mejorar las expectativas de los pacientes implantados.

CAPÍTULO

C2.11

Resultados en implantados prelinguales

C2.11.3

Resultados en implantados prelinguales

C. Morera Pérez, I. Ibáñez y L. Cavallé Garrido

INTRODUCCIÓN

Existe una elevada incidencia de sordera profunda prelingual congénita que oscila, según los autores, entre 1-3%. Se ha observado una mejoría en el reconocimiento de palabras en pruebas audiológicas en campo libre en niños sordos prelinguales implantados a edad temprana (1). La percepción auditiva es básica para la adquisición del lenguaje y el desarrollo de otras habilidades comunicativas, como el lenguaje oral y la progresión en otras áreas cognitivas, psicológicas, educativas y sociales.

El objeto de este trabajo es el estudio del desarrollo del lenguaje tras la implantación coclear en niños prelinguales, y averiguar si la edad de implantación es un factor decisivo en este proceso. Se trata de un estudio retrospectivo con un seguimiento medio de cinco años en niños con sordera profunda bilateral prelinguales implantados entre 1994 y 2002 en el Hospital Universitario La Fe de Valencia.

PACIENTES Y MÉTODOS

Población

Entre una población de 74 niños que padecía hipoacusia neurosensorial profunda bilateral, que se han implantado en nuestro servicio entre 1994 y junio de 2002, se realiza el estudio en 60 niños con más de seis meses de evolución tras la programación del implante, 58 con hipoacusia prelingual congénita, desde el nacimiento al primer año de vida, y dos presentan una hipoacusia prelingual tardía, entre el año y los tres años de vida. El tipo de implante que recibieron fue en 10 casos Nucleus 22, en 47 casos un Nucleus 24 y en tres casos un Combi 40+ de la marca Me Del. Se analizan los resultados el tiempo de seguimiento de cinco años de media.

En la población que se estudió había 26 niñas (43,3%) y 34 niños (56,7%), con una edad media de implantación de 4,99 años (límites 1,5-14 años), de forma que 19 pacientes (31,6%) tenían de 0 a 3 años, 26 (43,3%) de 4 a 6 años, 12 (20%) de 7 a 10 años y tres (5%) de 11 a 14 años. La edad media de aparición de la hipoacusia profunda bilateral fue de dos meses (límites,

0-24 meses) y la duración media de la hipoacusia profunda de 5,16 años (límites, 1,5-14,2 años). La edad de adaptación de los audífonos tuvo una media de 19,9 meses (límites 8-38 meses).

Todos ellos presentaban un umbral auditivo medio igual o superior a 90 dB HL en las frecuencias 250, 500, 1.000, 2.000, 3.000 y 4.000 Hz y no superaban el 30% de respuestas correctas en la audiometría verbal, en los casos que pudo realizarse, con bisílabos a una intensidad de 65 dB HL en las mejores condiciones de utilización de los audífonos.

La etiología de la hipoacusia (fig. 1) en nuestra serie fue desconocida en 23 casos (37%), de posible origen genético en 19 (32%), secundaria a meningitis en cuatro (7%), por malformaciones en dos (3%), por ototóxicos en uno (2%), por infección prenatal por rubeola en tres (5%), por CMV en uno (2%) y por otros factores de riesgo perinatales en siete (12%),

Metodología

Estudio preoperatorio

En todos los pacientes implantados se realizaron preoperatoriamente potenciales evocados auditivos de tronco cerebral (Synergy-Medelec), y se apreciaron a intensidades de estimulación de 100 dB trazados compatibles con una onda V en 28 pacientes. El resto de registros a esta intensidad fueron planos.

Desde 1998 se han realizado otoemisiones acústicas provocadas y productos de distorsión acústica (ILO-292) en 44 casos, para valorar la integridad de las células ciliadas externas, así como una detección de las neuropatías auditivas; fueron negativas en 42 casos y positivas en dos de ellos.

El estudio radiológico preoperatorio se hizo mediante tomografía computarizada (TC) con técnica de alta resolución y resonancia magnética, que necesitó sedación en niños menores de 5 años. En tres pacientes se observó una dilatación del acueducto vestibular, y en uno una malformación de tipo Mondini bilateral con estrechamiento del conducto auditivo externo (CAI) en uno de los lados. La resonancia magnética detectó una dilatación

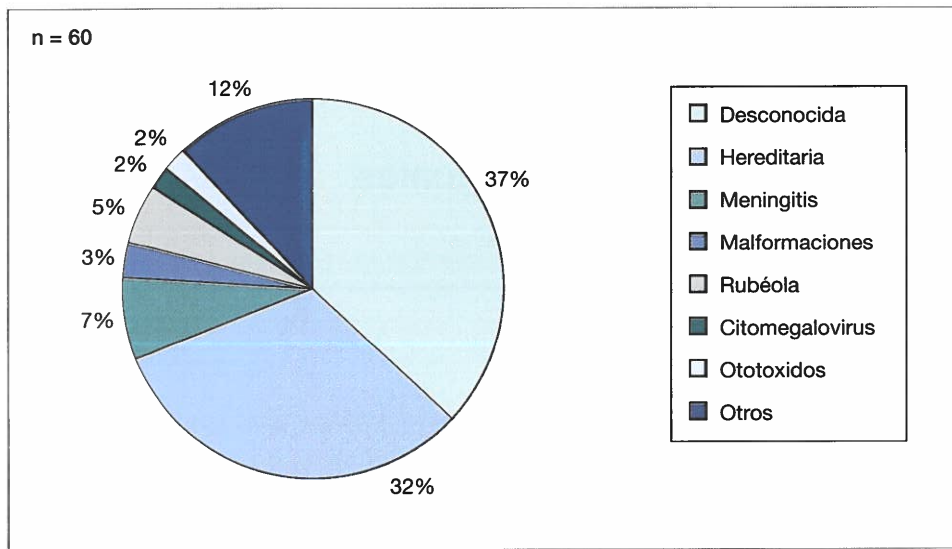


Figura 1. Etiología de la hipoacusia. Distribución según las causas.

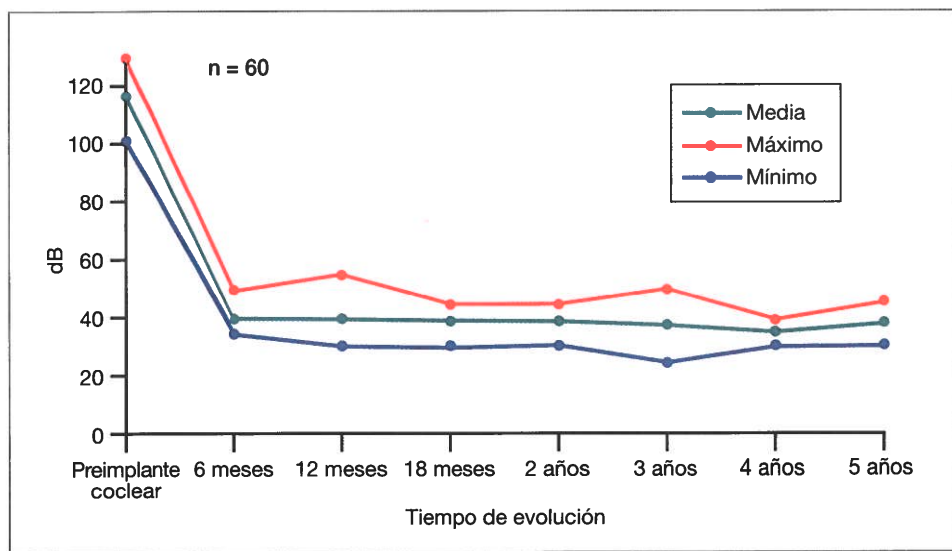


Figura 2. Audiometría tonal, resultados en el estudio preimplante y a lo largo del tiempo en los diferentes controles.

del saco en dos casos y una agenesia unilateral asociada a una malformación de tipo Mondini en un paciente.

En todos los pacientes se realizó un estudio psicológico y psiquiátrico para valorar la existencia de alguna patología y el desarrollo psicológico del niño, además de realizar una entrevista con los padres para determinar las expectativas y el entorno familiar y social del niño. A los pacientes implantados y familiares directos se les realizó un estudio genético.

La rehabilitación de los pacientes se inicia desde el momento del diagnóstico con programas de estimulación precoz y estudio logopédico por parte de foniatras y logopedas, que establecen el seguimiento del habla y del lenguaje.

Cirugía

El procedimiento quirúrgico se practicó de forma convencional en los 60 casos, con una mastoidectomía simple y una timpanotomía posterior. La apertura de la cóclea se realizó a través de una cocleostomía promontorial, y la inserción del implante fue completa en todos los casos. Se implantaron 36 oídos derechos y 24 izquierdos, siguiendo un criterio de selección audiológico basado en los restos auditivos, rendimiento de los audífonos y criterios anatómicos. Como complicaciones mayores hay que destacar la reimplantación en tres casos, dos por fallo del implante y uno debido a una osteonecrosis de probable origen infeccioso.

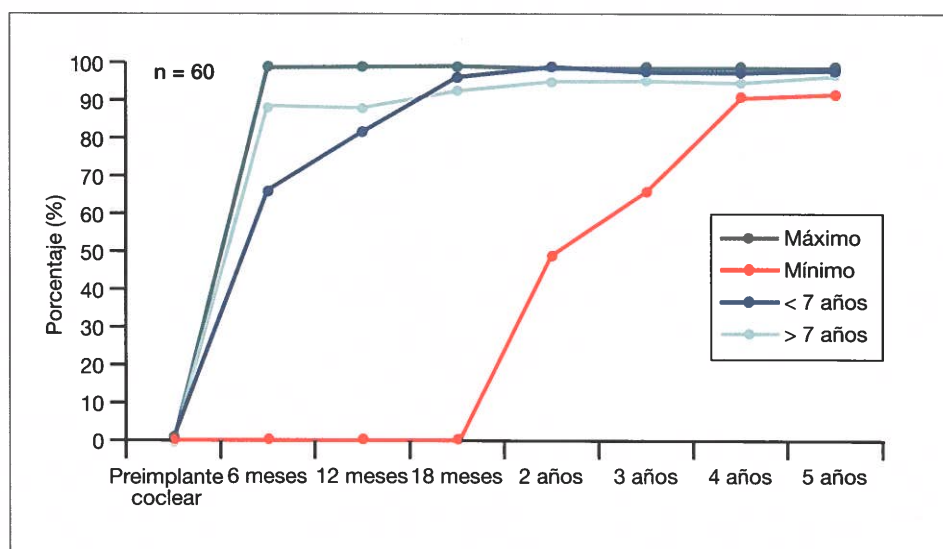


Figura 3. Resultados de identificación de patrones en el test de monosílabos-bisílabos-trisílabos realizado en niños menores y mayores de 7 años.

Seguimiento y valoración

La valoración de los resultados auditivos tras el implante se realizó a intervalos de seis meses durante los primeros dos años y después anualmente. El tiempo de seguimiento en los pacientes fue de cinco años de media.

Se realizaron las siguientes pruebas audiométricas en campo libre con el implante coclear: audiometría tonal liminar, series cerradas (test de monosílabos-bisílabos-trisílabos, test de bisílabos y de monosílabos) y series abiertas (test de bisílabos, test de frases comunes y test del señor Patata).

Las pruebas se realizaron en una cabina audiométrica colocando el altavoz a un metro de distancia y 0° azimuth del paciente. Las diferentes listas se emitían con un CD a una intensidad de 65 dB SPL en pacientes mayores de 10 años, mientras que en los niños menores de 10 años estas pruebas se pasaron a viva voz.

RESULTADOS

La audiometría tonal liminar que se practicó en todos los pacientes en el estudio audiológico preimplante, comparada con las audiometrías en campo libre que se practicaron en cada uno de los casos a lo largo del tiempo de evolución, pone de manifiesto una mejoría del umbral auditivo en todos los pacientes que se mantiene estable a lo largo del tiempo de evolución (fig. 2).

Los pacientes implantados son capaces de detectar la presencia de sonidos, dentro del espectro conversacional, y acceden a sonidos a partir de intensidades de 30-40 dB SPL.

Test de monosílabos, bisílabos, trisílabos (MBT): basado en el *Early Speech perception test* de Moog y Geers de

1990, valora tanto los patrones como la identificación de palabras en listas cerradas. Existen dos versiones: bajo nivel para niños mayores de 2 años, compuesto por tres palabras representadas por objetos, y cada palabra se presenta cuatro veces (el número de aciertos por azar en patrones o palabras es del 33%), y nivel estándar para niños mayores de 6 años, que contiene 12 palabras representadas por dibujos y cada palabra se presenta dos veces (el número de aciertos por azar en patrones es del 33% y en palabras del 8,3%).

Los resultados de las pruebas logaudiométricas testadas en un contexto cerrado MTB denotan una notable mejoría, comparada con las medias de las pruebas que se realizaron antes de la implantación desde los primeros seis meses de evolución en niños menores de 7 años. Se alcanzaron prácticamente resultados máximos los 12 meses en los patrones y un 80% de aciertos en la identificación de palabras. La progresión es más lenta en niños mayores de 7 años, sin que se alcancen valores máximos hasta los 18 meses de evolución en la identificación de patrones y hasta los dos años en palabras (figs. 3 y 4).

Los test de bisílabos y monosílabos, basados también en el *Early Speech perception test* de Moog y Geers de 1990, valoran la identificación de palabras bisílabos y monosílabos en listas cerradas. Existen diferentes versiones dependiendo de la edad: bajo nivel, para niños mayores de 2 años, compuesto por tres palabras representadas por objetos donde cada palabra se presenta cuatro veces (aciertos por azar 33%) y nivel estándar, para niños mayores de 6 años, compuesto por 12 palabras representadas por dibujos que se presentan dos veces (aciertos por azar 8,3%).

Los pacientes prelinguales implantados a edades precoces en estas pruebas logaudiométricas a los seis meses ya presentan un 50% de aciertos, y alcanzan niveles máximos

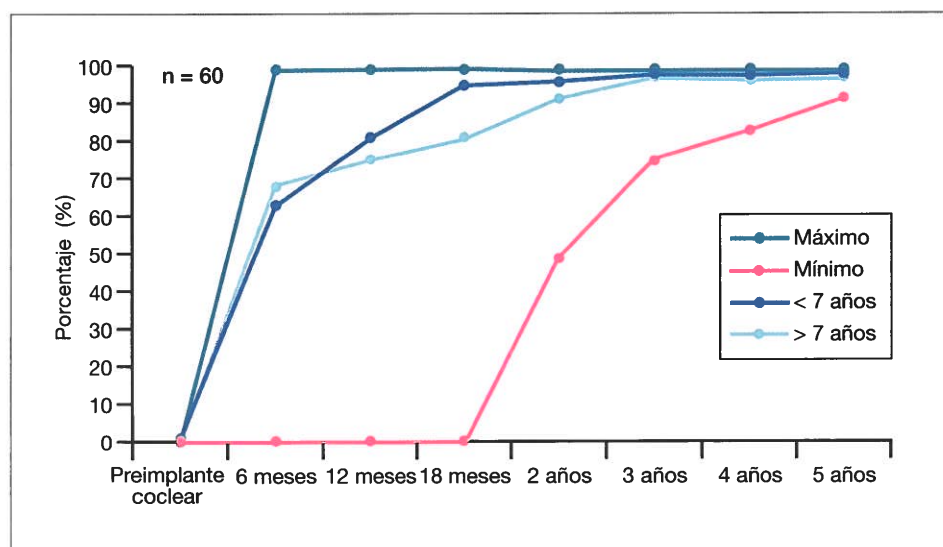


Figura 4. Resultados de identificación de palabras en el test de mono-sílabos-bisílabos-trisílabos realizado en niños menores y mayores de 7 años.

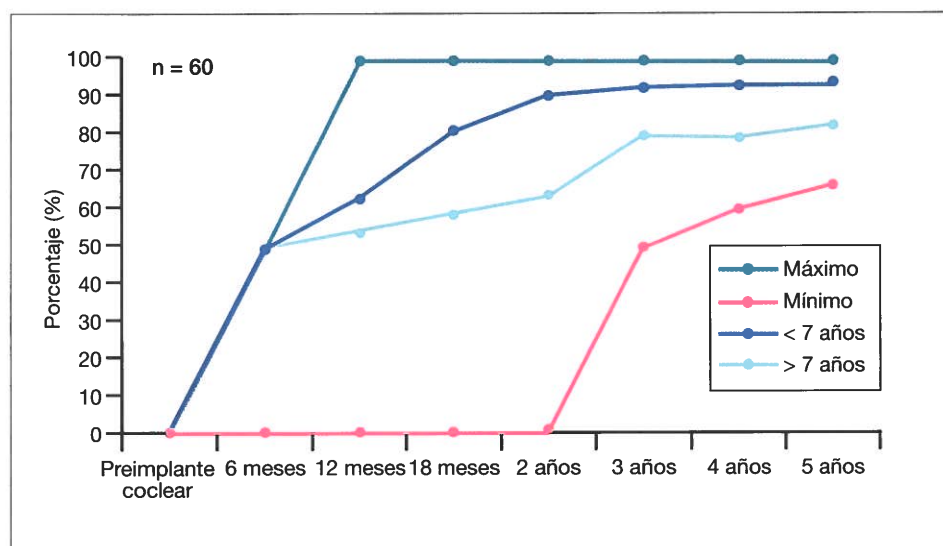


Figura 5. Resultados del test de identificación de bisílabos realizado en niños menores y mayores de 7 años.

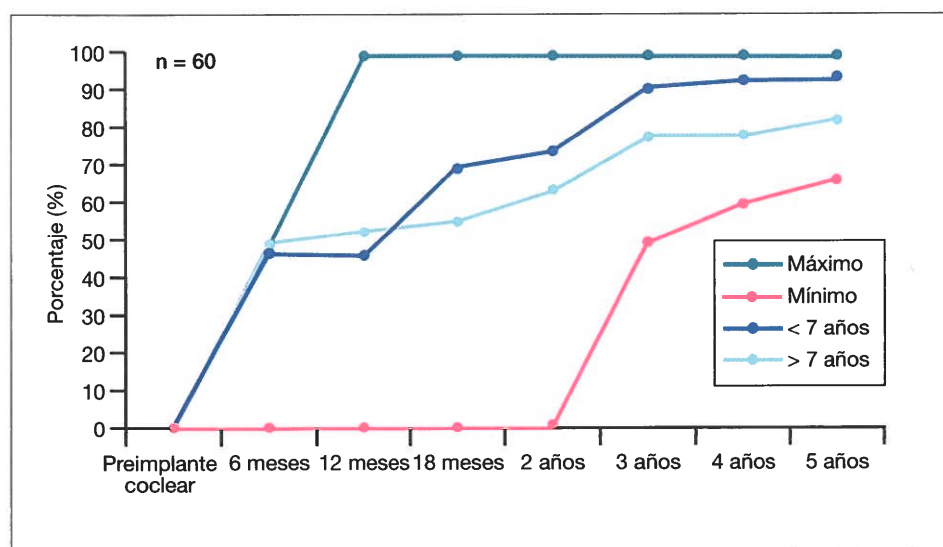


Figura 6. Resultados del test de identificación de monosílabos realizado en niños menores y mayores de 7 años.

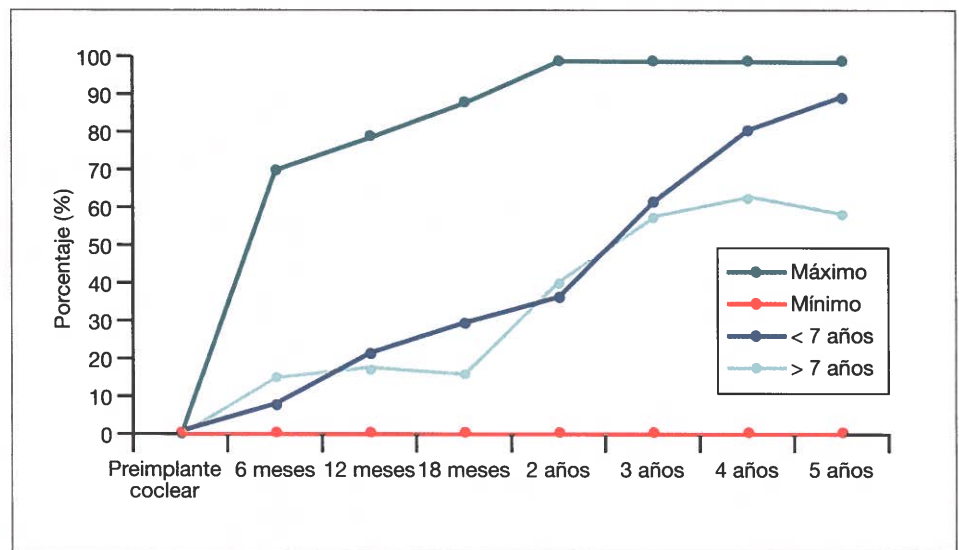


Figura 7. Resultados del test de frases realizado en niños menores y mayores de 7 años.

alrededor de los 18 meses de experiencia con el implante en los bisílabos y alrededor de los dos años en los monosílabos.

Las pruebas vocales que se realizaron en contexto cerrado en el grupo de mayores de 7 años demuestran una mejoría constante a lo largo de los primeros 2-3 años del estudio, a partir de entonces los resultados se mantienen estables, sin que se aprecie ninguna mejora a lo largo del tiempo (figs. 5 y 6).

Con respecto a las pruebas testadas en contexto abierto, se realizaron test de frases en dos versiones, dependiendo de la edad: test de frases cotidianas, desarrollado por Robbins, Renshaw y Osberger en 1995, para niños mayores de 7 años, que consiste en 10 frases con 50 palabras clave, y test del señor Patata, para niños menores de 7 años y a partir de los 2 a 3 años, donde se dan 10 órdenes relacionadas con la manipulación del juego de Mr. Potato Head, desarrollado por Robbins en 1994 (azar 0%, *open set*). Se puntúa por palabras clave.

En los niños menores de 7 años, los resultados de estas pruebas son pobres debido a su dificultad durante los primeros dos años y por la poca colaboración de los niños, sin embargo, a medida que adquieren experiencia con el implante, se obtiene una mejoría de los resultados y se alcanzan niveles máximos a partir de los 4 años (fig. 7).

En el grupo de niños mayores los resultados presentan una progresión lenta durante los primeros años de utilización del implante, y tampoco alcanzan los resultados de los pacientes implantados precozmente (fig. 7).

DISCUSIÓN

La población estudiada no presenta ningún predominio en cuanto al sexo de los pacientes implantados.

Hemos observado que la edad media de implantación, alrededor de los 5 años, ha disminuido en los últimos tres años, coincidiendo con la puesta en marcha del *screening* auditivo neonatal en nuestro hospital. El 75% de nuestros pacientes son niños menores de 6 años, los pacientes mayores sólo fueron implantados si mostraban un buen rendimiento con los audífonos en sus primeros años de vida. La edad media de aparición de la hipoacusia profunda bilateral fue de dos meses, lo que indica que la mayoría de los pacientes presentaban una hipoacusia congénita.

En cuanto a la etiología de la hipoacusia, nuestra población no difiere de otros estudios realizados (2). La causa más frecuente de la sordera es desconocida, aunque, a medida que obtenemos resultados del estudio genético, aumentan las hipoacusias de origen hereditario.

En el procedimiento quirúrgico de implantación presentamos en el postoperatorio inmediato complicaciones menores, como edema retroauricular y sensación de inestabilidad, que cedió en todos los pacientes a las tres semanas de la cirugía. Como complicaciones mayores (3) ha habido que reimplantar en tres ocasiones, en dos de ellas por fallo del implante y en una debido a una necrosis del lecho del implante, cuyo posible origen ha sido infeccioso.

Los pacientes implantados presentan la capacidad de detectar sonidos desde los primeros momentos de la implantación, como revela el estudio de los resultados de la audiometría. Los pacientes detectan sonidos dentro del espectro conversacional, y estos valores se mantienen estables a lo largo de todo el estudio coincidiendo con otros estudios revisados en la literatura (2,4,5).

La percepción auditiva muestra una mejora constante a lo largo del tiempo. Tras los primeros 6 a 12 meses se

empiezan a detectar y producir los elementos básicos del lenguaje, y se establece una diferenciación de los sonidos ambientales (6).

La habilidad de la comprensión de la palabra con el implante coclear requiere que las vías del centro auditivo codifiquen, procesen y organicen el modelo de la estimulación eléctrica en la percepción auditiva (7). Los resultados confirman estudios anteriores que indican la mejoría continuada del reconocimiento de la palabra a lo largo del tiempo en niños con sordera profunda bilateral prelinguales que han recibido un implante. La comprensión de la palabra en campo libre mejora tras el segundo año de experiencia con el implante coclear (5). En nuestro estudio, tras las pruebas vocales que se realizaron en contexto cerrado y abierto, se aprecia una mejora significativa durante los dos primeros años en los dos grupos de edad. Los pacientes implantados a una edad mayor de 7 años no llegan alcanzar valores máximos a lo largo del tiempo, lo que indica que existe un período crítico a partir del cual los resultados en las pruebas vocales no progresan, lo que sugiere que los niños jóvenes son mejores candidatos al implante coclear.

Este trabajo avala el concepto de que los pacientes menores de 7 años presentan mejores resultados en las

pruebas vocales. Cuando se analizan los resultados a partir de los cuatro años de experiencia se aprecian resultados máximos en niños implantados precozmente, que no alcanzan los niños mayores de 7 años a pesar de su mayor edad.

BIBLIOGRAFÍA

1. Lenarz T, Lesinski A, Vonder haar S. Cochlear implantation in children under age of two: The MHN experience with the Clarion cochlear implant. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 1999; 108: 44-49.
2. Manrique M, Huarte A. *Implantes Cocleares*. Barcelona: Masson, 2002; p. 313-324.
3. Waltzman SB, Cohen NL. Long-term results of early cochlear implantation in congenitally and prelingually deafened children. *Am J Otol* 1994; 15 (Supl 2): 9-13.
4. Nikolopoulos TP, O'Donoghue GM. Age at implantation: its importance in pediatric cochlear implantation. *Laryngoscope* 1999; 109(4): 595-599.
5. Hassanzadeh S, Fahardi M. The effects of age on auditory speech perception development in cochlear-implanted prelingually deaf children. *Otolaryngol Head Neck Surg* 2002; 126(5): 524-527.
6. Waltzman SB, Cohen NL et al. Open set speech perception in congenitally deaf children by using cochlear implants. *Am J Otol* 1997; 18: 342-349.
7. Ryugo D, Limb C, Redd E. *Cochlear Implants, Principles and Practices*. Baltimore: Williams & Wilkins, 2000; p. 33-56.

PARTE C3

Implantes auditivos de tronco cerebral

Organización morfofuncional del sistema auditivo

A. Viñuela Sánchez y E. Saldaña Fernández

INTRODUCCIÓN

El sistema auditivo es una de las obras maestras de la ingeniería del cuerpo humano. La comunicación entre las personas depende en buena medida de él, por eso la sordera puede llegar a ser más incapacitante socialmente que la ceguera. El sistema auditivo es esencial no sólo para el lenguaje, sino también para actividades como la música, una de las formas estéticamente más sofisticadas de la expresión humana.

En los animales terrestres, los sonidos se recogen del entorno mediante el oído externo que, a través del oído medio, los dirige hacia el oído interno. Ya en éste, la energía acústica, mecánica, se transforma en información bioeléctrica, que, por medio del nervio coclear, alcanza el sistema auditivo central y los distintos centros que lo constituyen la procesan.

A medida que aumenta el conocimiento sobre los sistemas auditivos periférico y central, los científicos van diseñando nuevas estrategias diagnósticas y terapéuticas con la esperanza de recuperar o reemplazar las funciones auditivas perdidas por enfermedad o lesión. Este trabajo pretende proporcionar una visión resumida de los conocimientos actuales sobre la estructura y la función del sistema auditivo de los mamíferos. En él se analizan con mayor detalle el sistema auditivo periférico y las porciones más periféricas del sistema auditivo central, ya que actualmente éstos son los únicos componentes auditivos susceptibles de actuación terapéutica directa.

EL SONIDO COMO ESTÍMULO SENSORIAL

El sonido es un estímulo mecánico, una onda de presión que se propaga por un medio determinado. Las ondas sonoras quedan definidas por su amplitud, frecuencia y forma. La amplitud y la frecuencia de un sonido dan origen a la percepción de su intensidad y su tono. La frecuencia viene dada por el número de ondas que pasan en un tiempo determinado por un punto concreto del medio por el que se propaga la onda, y se mide en ciclos por segundo o hercios (Hz). La intensidad del sonido está relacionada con la magnitud del desplazamiento de las partículas del medio por el que se propaga, y es una indicación de la cantidad de energía que transporta

la onda de presión; se mide utilizando una escala logarítmica cuya unidad es el decibelio (dB).

Aunque en el laboratorio pueden generarse tonos puros, sonidos de una única frecuencia, los sonidos naturales son complejos. Cada sonido natural consta de una frecuencia fundamental y un conjunto de frecuencias accesorias o armónicos. Cada fuente de sonido tiende a favorecer a unos armónicos determinados, y dota así a sus sonidos de una cualidad tonal característica denominada timbre. Además, la mayoría de los estímulos acústicos, la palabra, por ejemplo, consisten en ondas de formas complejas que se pueden descomponer en ondas sinusoidales simples. El oído interno actúa como una especie de prisma acústico, descomponiendo los sonidos complejos en un conjunto de tonos diferentes.

Los seres humanos pueden oír los sonidos cuyas frecuencias oscilan entre 20 Hz y 20 kHz. Los lactantes oyen frecuencias ligeramente superiores a 20 kHz, pero dejan de oír los tonos más agudos a medida que maduran. Los adultos apenas perciben los sonidos de más de 15 o 17 kHz. Las frecuencias de la voz humana se concentran entre los 300 y los 3.000 Hz.

OÍDO EXTERNO

El oído externo está compuesto por el pabellón auricular y el conducto auditivo externo. La oreja recoge la energía sonora y la dirige hacia el meato auditivo externo. Por su posición, tamaño y la forma de sus pliegues, la oreja humana es especialmente apta para captar y reflejar los sonidos de frecuencias comprendidas entre 1,5 y 7 kHz. Por su parte, el conducto auditivo externo se comporta como un tubo de resonancia que hace que determinados sonidos, sobre todo los de unos 3 kHz de frecuencia, alcancen la membrana timpánica con especial intensidad. Así, pues, el oído interno contribuye a amplificar los sonidos de determinadas frecuencias.

Una segunda función importante del pabellón auricular es filtrar las diferentes frecuencias de sonido para brindar señales acerca de la elevación de la fuente sonora. En función de su ángulo de incidencia, los sonidos de determinadas frecuencias se reflejan con mayor eficacia y alcanzan la membrana timpánica con mayor intensidad. Además, el pabellón actúa como pantalla, lo que

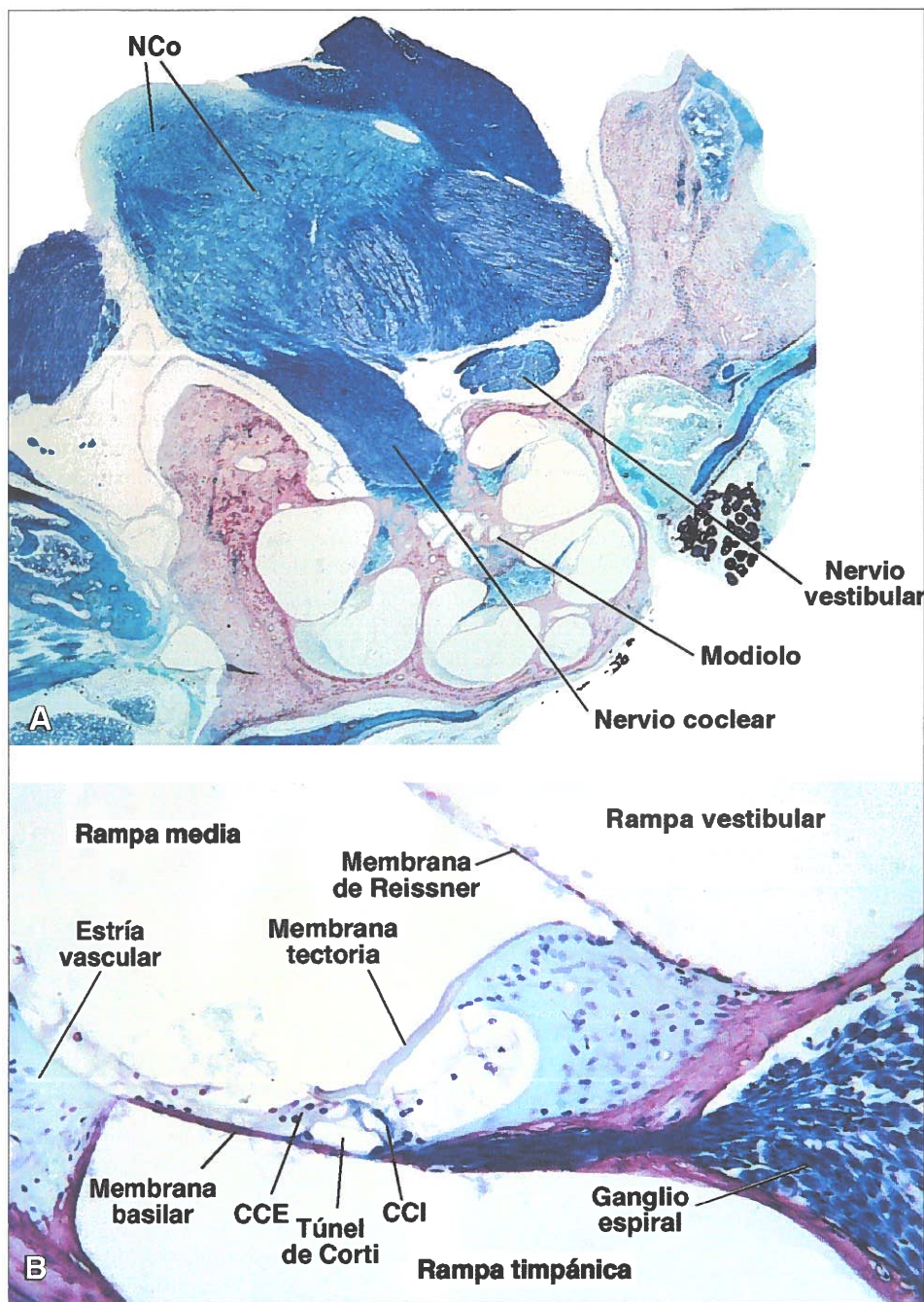


Figura 1. La cóclea. A) Sección parasagital del encéfalo y el hueso temporal de una rata adulta. La cóclea ha quedado seccionada longitudinalmente, de modo que se aprecian bien su eje central o modiolus y sus diferentes espiras. De la base del modiolus surge el nervio coclear, que llega hasta los núcleos cocleares (NCo). Sección teñida con el método de Klüver-Barrera, que colorea la mielina de azul. B) Microfotografía de una sección de una de las espiras de la cóclea, en la que pueden apreciarse sus distintos componentes. CCE: células ciliadas externas; CCI: células ciliadas internas. Método de Klüver-Barrera.

permite saber si la fuente de sonido está situada delante o detrás del oyente.

OÍDO MEDIO

El oído medio transmite la energía acústica desde la membrana timpánica hasta la cóclea mediante una cade-

na de tres huesecillos: el martillo, anclado en la membrana timpánica, el yunque, que actúa de bisagra, y el estribo, cuya base se encaja en la ventana oval de la pared de la cóclea. El diámetro de la membrana timpánica es mucho mayor que el de la ventana oval, con lo que toda la energía de la vibración timpánica se concentra en una superficie reducida de la pared coclear. Se consigue así vencer la enorme impedancia (resistencia a la propaga-

ción de las ondas) de los fluidos cocleares, que es unas cuatro mil veces mayor que la del aire. Por eso suele hablarse del oído medio como un auténtico “transformador de impedancia”.

La función del oído medio es modificada por dos pequeños músculos estriados de contracción refleja: el tensor del tímpano, que se inserta en el martillo, cerca de la membrana timpánica, y que es inervado por la rama mandibular del nervio trigémino, y el estapedio, que se inserta en el estibo y es inervado por el nervio facial. Su contracción es siempre bilateral y aumenta la rigidez de la cadena de huesecillos, lo que disminuye la eficacia de la transmisión, sobre todo la de los sonidos graves de menos de 1.500 Hz. Este mecanismo protege al oído de los traumas acústicos y ayuda a percibir mejor los sonidos de frecuencias altas.

OÍDO INTERNO: ESTRUCTURA DE LA CÓCLEA

La porción auditiva del oído interno está constituida por la cóclea o caracol. Se trata de una pequeña estructura espiral y hueca situada en el espesor del hueso temporal. Si se desenrollara, la cóclea humana sería alargada, estrecha, aproximadamente cónica y mediría unos 35 mm. La cóclea se encuentra recorrida en toda su longitud por dos tabiques, que delimitan tres compartimentos longitudinales: la rampa vestibular está separada de la rampa media por la membrana de Reissner, en tanto que la membrana basilar, más gruesa y fibrosa, separa a la rampa media de la rampa timpánica (fig. 1). Las rampas vestibular y timpánica están rellenas de perilinfa, un líquido de composición similar a la de los fluidos extracelulares; la rampa media está llena de endolinfa, cuya composición iónica se aproxima a la intracelular. Sobre la superficie de la membrana basilar se halla el órgano de Corti, en el que se alojan las células ciliadas, llamadas así porque en su superficie apical presentan un haz de estereocilios, y que son las responsables de la transducción mecanoelectrónica. Hay dos tipos de células ciliadas, internas y externas. En los seres humanos las células ciliadas internas forman una hilera a lo largo del órgano de Corti, y las externas tres hileras. El extremo libre de los estereocilios de las ciliadas externas está en contacto con la membrana tectoria, una masa gelatinosa que recubre al órgano de Corti.

En la base de la rampa vestibular se abre la ventana oval, en la que encaja la base del estribo, que se une a la pared coclear mediante un ligamento anular relativamente flojo. De este modo, puede moverse hacia dentro y hacia fuera con las vibraciones sonoras, y transmitir así a la perilinfa, y a través de ella a la membrana basilar, las vibraciones de la membrana timpánica. Cuando llega un sonido, se genera una onda que viaja por la membrana basilar; con ello se mueve el órgano de Corti con sus células ciliadas. Con este movimiento los estereocilios de las

células ciliadas internas, rodeados de líquido, se doblan, y esta deformación induce a la apertura de canales iónicos. Se produce así la auténtica transducción mecanoelectrónica auditiva.

Los cambios iónicos desencadenados por el desplazamiento de los cilios provocan la liberación del neurotransmisor (probablemente glutamato) en la base de las células ciliadas. Allí actúa sobre las primeras neuronas de la vía auditiva. Se trata de neuronas bipolares cuyo soma reside en el ganglio espiral (fig. 1B), alojado en una excavación del modiollo, que es el eje óseo central de la cóclea. Cada neurona ganglionar posee dos prolongaciones: la distal o dendrita establece contacto con las células ciliadas, que la inervan; la prolongación proximal o axón viaja hasta el tronco del encéfalo, donde termina en los núcleos cocleares. Los axones de las neuronas del ganglio espiral forman el nervio coclear o rama auditiva del VIII par craneal.

Cuando llega un sonido, se genera una onda de vibración que viaja por toda la membrana basilar. Sin embargo, esta membrana responde a las vibraciones de manera selectiva en función de la frecuencia del sonido. Con los sonidos graves vibra sobre todo la porción apical de la membrana, mientras que los sonidos agudos inducen la vibración de la porción basal. Lógicamente, los sonidos complejos producen un patrón de vibración equivalente a la superposición de las vibraciones generadas por los tonos individuales que los conforman. Esta selectividad, fundamental para la organización tonotópica del sistema auditivo, es atribuible en parte a la geometría de la membrana basilar, que es más ancha y más flexible en el extremo apical y más estrecha y rígida en el extremo basal, y en parte a las propiedades contráctiles de las células ciliadas externas. Con la llegada de cada onda, estas células pueden acortarse hasta un 5%, tirando así de la membrana tectoria, fenómeno activo que incrementa la sensibilidad coclear y mejora la selectividad en la percepción de frecuencias.

NERVIO COCLEAR

El nervio coclear o rama auditiva del VIII par craneal, integrado por los axones o prolongaciones proximales de las neuronas del ganglio espiral, inerva a los núcleos cocleares (fig. 1A). En ellos, cada fibra se bifurca en una rama ascendente y otra descendente e inerva a varios tipos neuronales distintos, formando especializaciones sinápticas de morfología y tamaño diferentes según el tipo neuronal postsináptico.

Las fibras del nervio coclear muestran una marcada actividad espontánea, que varía de unas fibras a otras en función de su umbral de respuesta a los estímulos sonoros: suelen ser más excitables las fibras con mayor actividad espontánea. Las respuestas de estas fibras al sonido, que son siempre excitadoras y se elevan por encima de

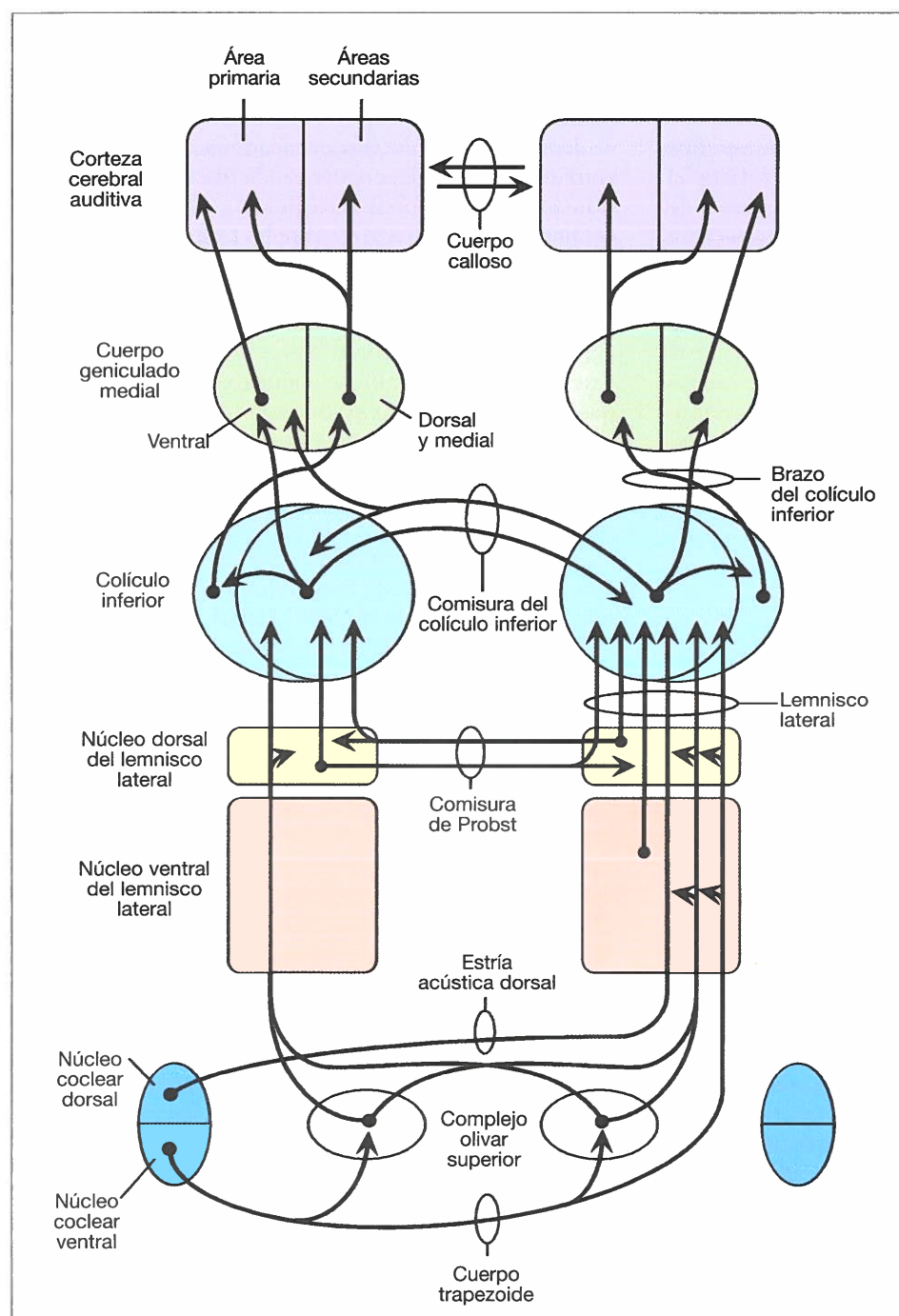


Figura 2. Vía auditiva ascendente. Este esquema ilustra el camino que sigue la información auditiva que llega al nervio coclear izquierdo. (Basado en un esquema de Saldaña y Merchán. Manual de Neurociencia. Madrid: Editorial Síntesis; 1998. p. 521.)

la actividad espontánea de la fibra, suelen ser máximas al comienzo del estímulo, y posteriormente se mantienen mientras dura éste.

Cada fibra responde sólo a estímulos de una estrecha gama de frecuencias, pero no a los de otras frecuencias, especificidad que viene dada por el lugar de la cóclea del que recoge información. Así, las neuronas primarias que inervan a células ciliadas de la base o del ápex coclear

procesan sonidos agudos y graves. La frecuencia para la que una fibra es más sensible, es decir, aquella que provoca la actividad de la fibra con la menor intensidad de estímulo, se denomina frecuencia característica.

Además de la frecuencia, cada fibra es sensible a una amplia gama de intensidades, y el código por el que se transmite al cerebro la información sobre la intensidad del sonido varía en función de la frecuencia característica

de la fibra. Las fibras de frecuencia característica más baja (< 400 Hz) ajustan el ritmo de sus potenciales de acción al ritmo de las ondas sonoras; de este modo, existe una sincronía exquisita entre una fase determinada de la onda y la descarga sináptica de la fibra, razón por la que este fenómeno se denomina sincronía de fase (equivalente al *phase-locking* inglés). Al aumentar la intensidad del estímulo, cada fibra sigue generando el mismo número de potenciales de acción, pero aumenta el número de fibras del nervio coclear que se activan. Esto sucede gracias a que cada célula ciliada interna está en contacto con la dendrita de varias neuronas primarias, y a que el umbral de respuesta varía de unas neuronas primarias a otras.

Las fibras de frecuencia característica mayor de 400 Hz apenas pueden seguir con su ritmo de descarga el ritmo de la onda sonora, pues difícilmente puede una neurona generar más de 400 o 500 potenciales de acción por segundo. Las neuronas de frecuencia característica comprendida entre 400 Hz y 5 kHz no generan potenciales de acción en todos los ciclos de la onda, aunque todos sus potenciales siguen estando sincronizados con una fase determinada del estímulo, de modo que la sincronía de fase se mantiene. Al aumentar la intensidad del estímulo, no sólo aumenta el número de fibras activas, sino que se incrementa también el número de potenciales de acción de cada fibra, sin dejar por ello de estar sincronizados con una fase del estímulo.

Las neuronas de frecuencias características más altas (> 5 kHz) responden generando potenciales de acción de forma aparentemente aleatoria, ya que no guardan relación con ninguna fase del estímulo. También en este caso un estímulo más intenso conlleva un incremento en el número de fibras activas y en la actividad de cada fibra.

De estos datos se desprende que ninguna fibra puede por sí sola transmitir al encéfalo una información completa sobre la frecuencia y la intensidad del sonido. Por lo tanto, la percepción de estas propiedades requiere la actividad conjunta de numerosas fibras y la combinación de sus patrones temporales de descarga.

SISTEMA AUDITIVO CENTRAL

La actividad sináptica de las fibras del nervio coclear transmite la información acerca de la intensidad y la frecuencia (información espectral) del sonido. Sin embargo, en el sistema nervioso central las neuronas auditivas deben utilizar esta información para descifrar además los aspectos espaciales, es decir, la posición de la fuente de sonido, y temporales del sonido. Este análisis requiere múltiples operaciones complejas, que se llevan a cabo en los diversos centros nerviosos que constituyen el sistema auditivo central. En cada uno de estos núcleos intervienen miles de neuronas que se comunican unas con otras y con las de núcleos más o menos distantes y que emple-

an neurotransmisores diversos, que a su vez pueden actuar sobre una gran variedad de receptores. Estas propiedades anatómicas, neuroquímicas y fisiológicas hacen que cada núcleo auditivo del cerebro posea una gran variedad de tipos neuronales diferentes, cada uno de ellos definido por un conjunto de características. La función coordinada de los diferentes tipos neuronales es la que permite al cerebro asignar a cada sonido su significado biológico.

En el sistema auditivo central se distinguen dos vías auditivas, una ascendente y una descendente. La ascendente procesa y transmite información de forma escalonada desde el nervio coclear hasta la corteza cerebral auditiva (fig. 2). Esta información pasa sucesivamente por los núcleos cocleares, el complejo olivar superior, los núcleos del lemnisco lateral, el colículo inferior, el cuerpo geniculado medial del tálamo y diversas áreas de la corteza cerebral. La vía descendente corre más o menos paralela a la ascendente y modela la actividad de ésta. Ambas vías están, pues, estrechamente relacionadas.

La actividad global de los diferentes componentes de la vía auditiva, fundamentalmente de los núcleos troncoencefálicos, puede registrarse en la superficie de la cabeza, con lo que se obtienen los potenciales provocados auditivos (*auditory evoked potentials*). Un típico registro de potenciales provocados muestra una serie de curvas, cada una de ellas asociada a la actividad de uno o más centros auditivos (fig. 3).

NÚCLEOS COCLEARES

En los núcleos cocleares, primera estación auditiva del sistema nervioso central, la información auditiva se procesada y distribuye hacia una serie de vías paralelas que terminan convergiendo en el colículo inferior. Anatómicamente, suelen distinguirse dos núcleos cocleares (figs. 1A y 4A-D): el ventral, por el que penetran las fibras del nervio coclear y situado en la cara lateral del bulbo raquídeo, y el dorsal, colocado sobre el ventral y que cabalga sobre la superficie dorsal del bulbo hasta llegar a hacer relieve en el suelo del cuarto ventrículo. La entrada del nervio coclear divide a su vez al núcleo coclear ventral en un núcleo anteroventral y otro posteroventral. Las ramas ascendentes de las fibras del nervio inervan sólo al núcleo anteroventral, en tanto que las descendentes se distribuyen por los núcleos posteroventral y dorsal.

Cada uno de los núcleos cocleares posee unos tipos neuronales característicos, y las funciones de algunos de ellos se conocen relativamente bien. Veamos algunos ejemplos.

Las neuronas esféricas (fig. 4F) y las neuronas globulares (fig. 4G) del núcleo coclear ventral reciben grandes sinapsis axosomáticas de las fibras del nervio coclear. Por ello, cada potencial de acción de una fibra del nervio se

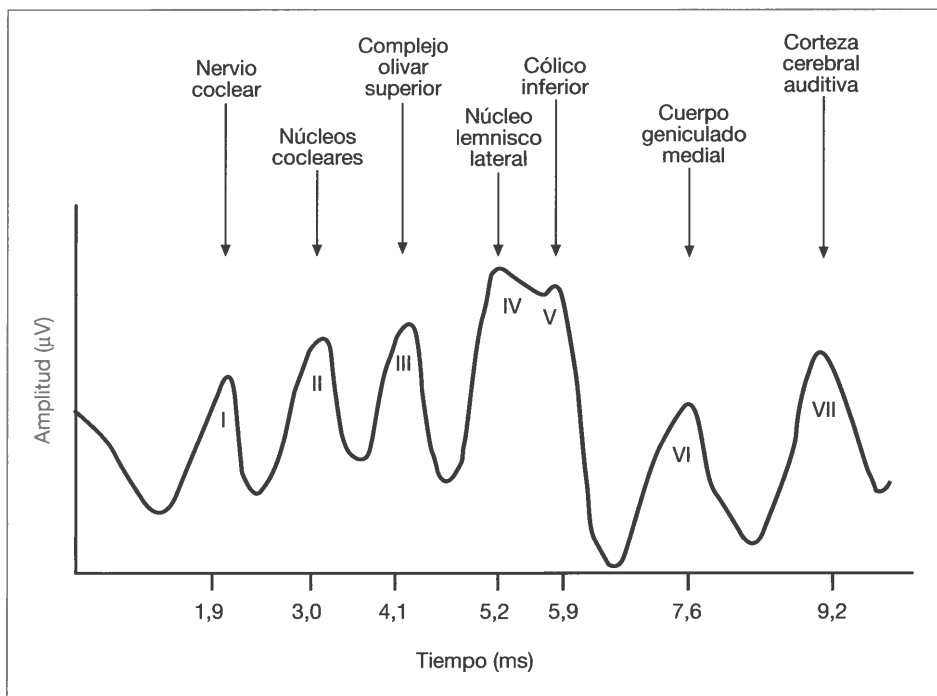


Figura 3. Potenciales provocados auditivos. Esta gráfica representa el registro típico que se obtiene durante los primeros 10 ms tras la aplicación del estímulo sonoro. Sobre cada una de las ondas del registro se ha indicado la estructura nerviosa asociada a ella. En el eje de abscisas se ha indicado la latencia normal de cada una de las ondas.

traduce en un potencial de acción de la neurona postsináptica, de manera que se preserva la sincronía de fase. Estos tipos neuronales inervan a núcleos del complejo olivar superior que, como se describe más adelante, resultan fundamentales para la localización espacial de la fuente de sonido.

Las neuronas estrelladas (fig. 4H) pueblan todo el núcleo coclear ventral y constituyen una población heterogénea por su morfología, neuroquímica y conexiones. Se las considera básicas para el procesamiento de la información relativa a la frecuencia del sonido. Muchas de ellas inervan al complejo olivar superior y otras muchas mandan sus axones directamente al colículo inferior contralateral.

Las neuronas pulpo (fig. 4I), propias del núcleo coclear posteroventral, disponen sus dendritas perpendicularmente con respecto a las ramas descendentes de las fibras del nervio coclear, de modo que cada neurona es inervada por múltiples fibras de frecuencias de características muy distintas. Cuando llega un sonido, estas neuronas generan un único potencial de acción, que se produce siempre al inicio del estímulo y cuya latencia es muy constante; por ello, se cree que están relacionadas con el análisis de aspectos temporales del sonido. Sus gruesos axones inervan a algunas de las regiones periolivares, así como al núcleo ventral del lemnisco lateral contralateral.

Entre las fibras del nervio coclear de algunos roedores y marsupiales se encuentran unas neuronas grandes, las neuronas de la raíz coclear (fig. 4E), que envían sus axones a la formación reticular pontina y al colículo

superior. Estas neuronas constituyen el primer eslabón del reflejo de sobresalto auditivo y son el mejor exponente conocido hasta la fecha de neuronas auditivas implicadas en reflejos acústico-motores.

La organización citoarquitectónica del núcleo coclear dorsal es muy distinta a la del núcleo coclear ventral. Sus tipos neuronales adoptan una morfología y disposición que recuerdan a las de la corteza cerebelosa. Igual que en ésta, hay granos, repartidos por todo el núcleo coclear dorsal (y también por la superficie ventral), cuyos axones ascienden hasta la superficie del núcleo dorsal, donde se bifurcan para formar fibras paralelas. Éstas establecen sinapsis con las abundantes espinas dendríticas de las neuronas en rueda de carro, que vendrían a ser homólogas de las neuronas de Purkinje cerebelosas (aun cuando las neuronas de Purkinje son gabérgicas y de gran tamaño, mientras que las neuronas en rueda de carro son menores y emplean tanto GABA como glicina). A su vez, las neuronas en rueda de carro inhiben a las neuronas fusiformes o piramidales (fig. 4J), de forma bipenachada, y que constituyen el tipo neuronal más característico del núcleo coclear dorsal. Siguiendo con la comparación con el cerebelo, las fusiformes podrían corresponder a las neuronas de los núcleos cerebelosos profundos; igual que éstas, las células fusiformes son neuronas excitadoras de proyección, ya que envían sus axones directamente al colículo inferior contralateral.

La función del núcleo coclear dorsal es en su mayor parte un misterio. En general, la actividad de sus neuronas está menos vinculada a la actividad de las fibras del

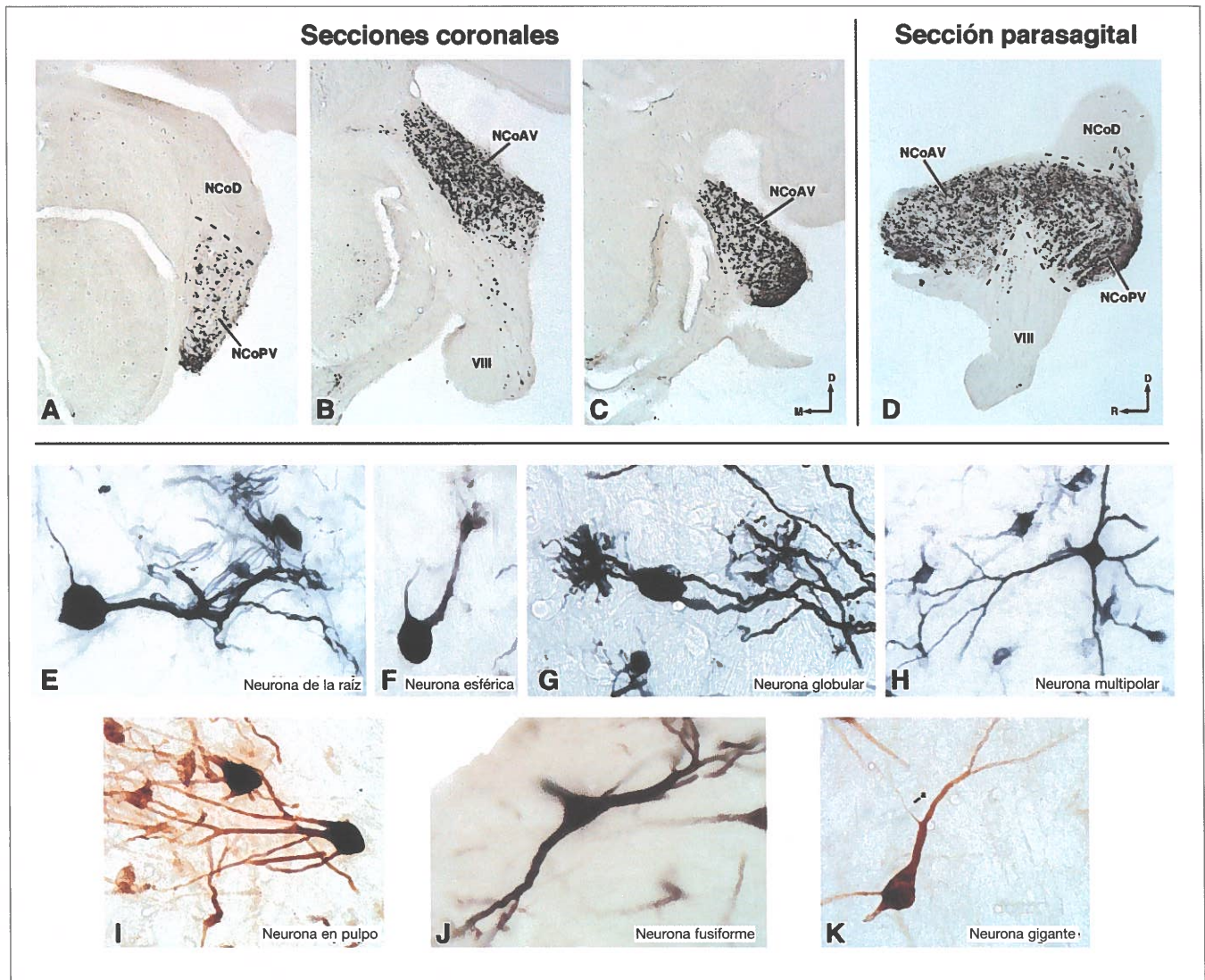


Figura 4. Núcleos cocleares de la rata. A-D) Secciones tomadas de experimentos en los que se inyectó el trazador retrógrado FluoroGold en el complejo olivar superior contralateral. Mientras que los núcleos cocleares anteroventral (NCoAV) y posteroventral (NCoPV) poseen abundantes neuronas marcadas, que aparecen como puntos negros, el núcleo coclear dorsal (NCoD) está prácticamente vacío. Las secciones A, B y C proceden de un caso seccionado coronalmente, y se han ordenado de la más caudal a la más rostral. La sección D procede de un caso seccionado parasagitalmente. VIII, nervio coclear. E-K) Tipos neuronales de los núcleos cocleares marcados retrógradamente tras inyectar el trazador FluoroGold en los núcleos a los que inervan.

nervio coclear que la de las neuronas del núcleo ventral, lo que probablemente se debe a que el núcleo dorsal posee abundantes circuitos locales y a que recibe fuertes proyecciones de otros núcleos auditivos. El núcleo coclear dorsal recibe la información auditiva del nervio coclear, que inerva a las neuronas fusiformes y a las gigantes (fig. 4K), grandes neuronas excitadoras que inervan al colículo inferior contralateral. Por otra parte, los granos son inervados por rosetas formadas por fibras musgosas que proceden sobre todo de los núcleos de la columna dorsal, con lo que se supone que reciben información somatosensorial. Este dato ha hecho pensar a algunos

investigadores que el núcleo coclear dorsal podría participar, por ejemplo, en la orientación de las orejas hacia la fuente de sonido, aunque esta hipótesis se ve desafiada por la ausencia de datos que demuestren conexiones entre el núcleo coclear dorsal y los sistemas auriculares motores o premotores, así como por el hecho de que algunos mamíferos que carecen de orejas, como los topos, poseen abundantes granos. Se ha propuesto también que el núcleo coclear dorsal puede estar implicado en la percepción de la elevación de la fuente de sonido, y hay científicos que le atribuyen un papel destacado en la percepción de sonidos complejos, como los de comunicación

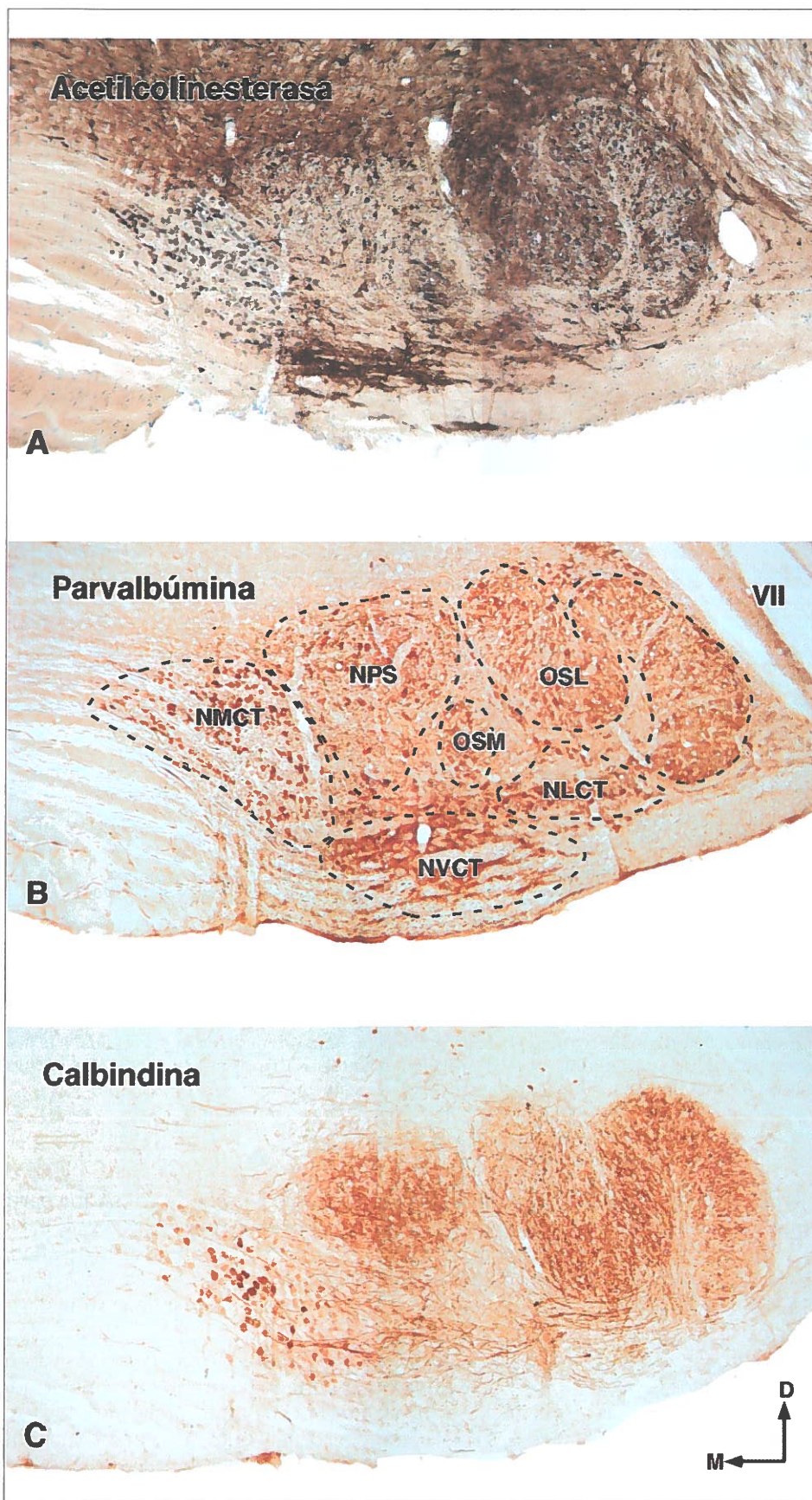


Figura 5. Complejo olivar superior de la rata. Microfotografías de secciones del complejo olivar superior derecho procesadas para visualizar marcadores neuronales de uso común: A) cetilcolinesterasa más contraste con violeta de cresilo. B) Parvalbúmina. C) Calbindina. La expresión de los diferentes marcadores permite delinear con precisión los distintos núcleos del complejo. NLCT: núcleo lateral del cuerpo trapezoide; NMCT: núcleo medial del cuerpo trapezoide; NVCT: núcleo ventral del cuerpo trapezoide; NPS: núcleo parolivar superior; OSL: oliva superior lateral; OSM: oliva superior medial. La sección A ha sido aportada por la Dra. María Dolores E. López García.

intraespecífica. En cualquier caso, se necesita mucha información adicional antes de que las funciones de este núcleo puedan esclarecerse.

COMPLEJO OLIVAR SUPERIOR

Se trata de un conjunto de núcleos situados en la parte ventral del tronco del encéfalo (fig. 5), por delante del núcleo motor del nervio facial. Presenta importantes variaciones interespecíficas por su relativo tamaño, o incluso la presencia o ausencia de algunos de sus núcleos.

Es frecuente asignar al complejo olivar superior un papel esencial en la localización espacial del sonido. Para saber dónde se encuentra una fuente de sonido, el cerebro compara los estímulos auditivos que llegan a ambos oídos, que suelen ser diferentes. Si un sonido procede de la derecha, llega antes al oído derecho que al izquierdo; existe, por lo tanto, una diferencia interauricular en el tiempo de llegada del estímulo sonoro. Por otra parte, este mismo estímulo llegará con más intensidad al oído derecho que al izquierdo, porque éste se encuentra más lejos y, además, parcialmente oculto por la cabeza, que amortigua el sonido actuando como una pantalla. Se ha generado, por tanto, una diferencia interauricular en la intensidad con la que llega el sonido.

La forma en que el cerebro analiza las diferencias interauriculares de tiempo y de intensidad es muy curiosa. En el complejo olivar superior converge por primera vez la información de los dos oídos. Esto sucede gracias a los llamados núcleos principales del complejo, que son tres: las olivas superiores medial y lateral y el núcleo medial del cuerpo trapezoide (fig. 5).

La oliva superior medial está compuesta por neuronas bipolares que poseen un penacho dendrítico que se extiende lateralmente y otro que se extiende medialmente. Las dendritas laterales son innervadas por axones de neuronas esféricas del núcleo coclear ventral ipsolateral, mientras que las mediales reciben sinapsis de fibras de neuronas esféricas contralaterales. Los impulsos procedentes de uno u otro lado llegan a sus correspondientes dendritas con un retraso o desfase que depende de que la fuente de sonido se encuentre más o menos desviada de la línea media. Como cada neurona de la oliva medial es especialmente sensible a un determinado retraso interauricular de tiempo, la llegada de un sonido procedente de un punto determinado del espacio excita de forma máxima sólo a unas pocas neuronas de la oliva medial. El destino principal del axón de las neuronas de este núcleo es el colículo inferior, que, al analizar los impulsos que recibe de la oliva medial, puede deducir la posición de la fuente de sonido. La detección de las diferencias interauriculares de tiempo es especialmente eficaz cuando se trata de sonidos de frecuencia relativamente baja, de ahí que en la oliva medial de la mayor parte de las especies predominen las neuronas sensibles a sonidos graves.

Los otros dos núcleos principales del complejo intervienen en el análisis de las diferencias interauriculares de intensidad. Las neuronas de la oliva superior lateral son excitadas directamente por axones procedentes del núcleo coclear ventral ipsolateral, y son inhibidas por los que llegan del núcleo coclear ventral contralateral, inhibición que en realidad es indirecta. Las neuronas globulares del núcleo coclear ventral envían sus axones al núcleo medial del cuerpo trapezoide contralateral, donde terminan formando unas terminaciones caliciformes gigantes, los cálices de Held, que abrazan al soma de sus neuronas postsinápticas. Estas sinapsis excitan con gran eficacia a las neuronas del núcleo medial del cuerpo trapezoide, que a su vez establecen sinapsis glicinérgicas con las neuronas de la oliva superior lateral de su mismo lado, inhibiéndolas. De este modo, si un sonido procede de la derecha, estimula con mayor intensidad a los núcleos cocleares derechos que a los izquierdos. Por lo tanto, en la oliva superior derecha predomina la excitación procedente del lado derecho sobre la inhibición debida al lado izquierdo. Por el contrario, en la oliva superior lateral izquierda predomina la inhibición debida al núcleo coclear ventral derecho sobre la excitación debida al izquierdo. De modo similar a lo que sucedía con la oliva medial, en la lateral cada neurona es especialmente sensible a una determinada diferencia interauricular de intensidad. Sin embargo, esta diferencia de intensidad es útil sobre todo para localizar las fuentes de sonidos agudos.

Las neuronas de la oliva lateral innervan al colículo inferior. Unas envían proyecciones excitadoras al colículo contralateral, en tanto que otras mandan proyecciones inhibitorias al colículo de su mismo lado.

Además de los tres núcleos principales, el complejo olivar superior posee otra serie de agrupaciones neuronales (fig. 5) peor caracterizadas morfológica y funcionalmente, y conocidas habitualmente como núcleos o regiones periolivares. En ellas abundan las neuronas con proyecciones descendentes. Algunas innervan a los núcleos cocleares y se concentran especialmente en el llamado núcleo lateral del cuerpo trapezoide. Otras innervan directamente a la cóclea, por lo que se denominan neuronas olivococleares, de las que existen al menos dos tipos diferentes. Las neuronas olivococleares mediales son colinérgicas, se encuentran en el núcleo ventral del cuerpo trapezoide e innervan directamente la base de las células ciliadas externas, modificando sus propiedades mecánicas. Las neuronas olivococleares laterales innervan a las prolongaciones distales de las neuronas del ganglio espiral de tipo I, que recogen la información en la base de las células ciliadas internas; por tanto, pueden modular la transmisión de la información auditiva. Aunque la función del sistema olivococlear no se ha esclarecido por completo, hoy se acepta que la actividad de las neuronas mediales eleva la capacidad de discriminación que permite reconocer sonidos concretos en un entorno ruidoso. Se desconoce la función del sistema olivococlear lateral.

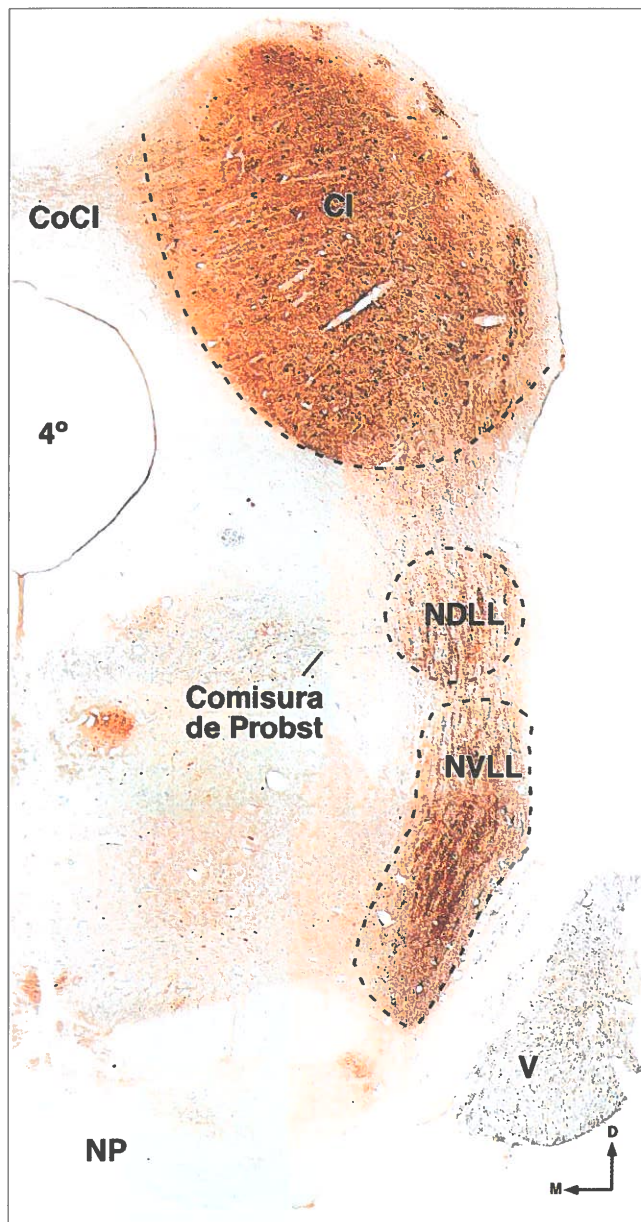


Figura 6. Microfotografía de una sección coronal del mesencéfalo de la rata inmunoteñida para visualizar la parvalbúmina, marcador que permite identificar con nitidez los núcleos ventral (NVLL) y dorsal (NDLL) del lemnisco lateral y el colículo inferior (CI). 4°: cuarto ventrículo; CoCI: comisura del colículo inferior; NP: núcleos del puente; V: nervio trigémino.

NÚCLEOS DEL LEMNISCO LATERAL

Los axones de las neuronas del núcleo coclear ventral y del complejo olivar superior que inervan al colículo inferior se reúnen para formar el lemnisco lateral (fig. 2), un grueso fascículo que asciende hacia el mesencéfalo

por la parte lateral del tronco del encéfalo. Entre las fibras del lemnisco lateral se disponen numerosas neuronas que, en conjunto, forman los núcleos ventral y dorsal del lemnisco lateral (fig. 6). Estos núcleos son menos conocidos que otros núcleos auditivos, y las hipótesis sobre sus funciones son todavía muy preliminares y parciales.

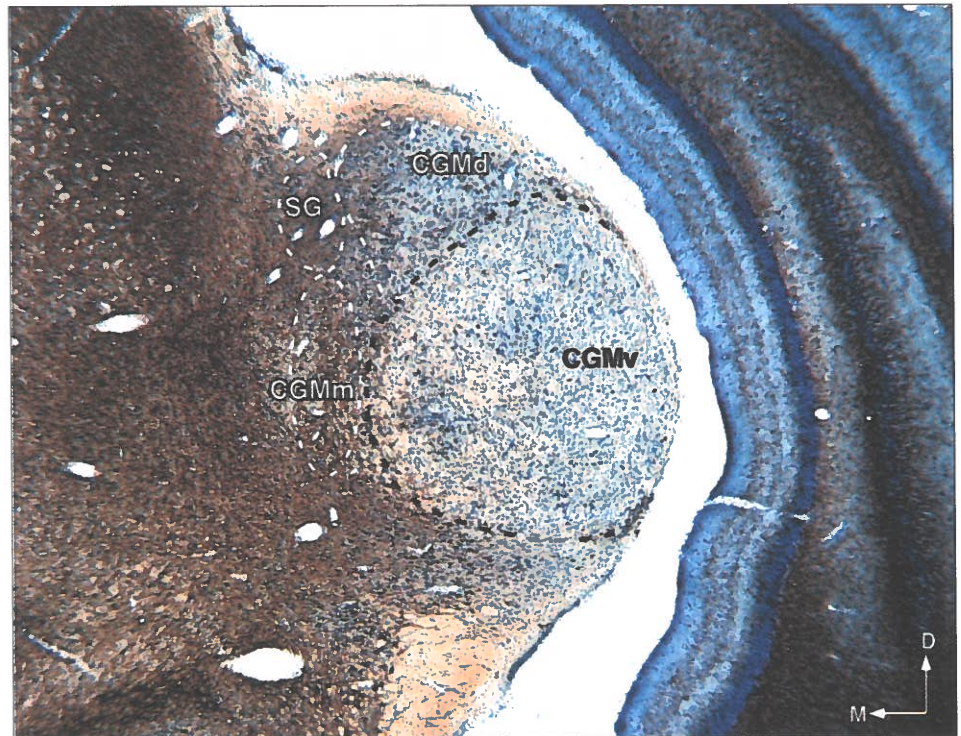
El núcleo ventral del lemnisco lateral se sitúa rostral y dorsal con respecto al complejo olivar superior. Recibe aferencias desde el núcleo coclear ventral contralateral y desde el núcleo medial del cuerpo trapezoide ipsilateral, y prácticamente todas sus neuronas inervan al colículo inferior de su mismo lado (fig. 2). Aproximadamente la mitad de sus neuronas son excitadoras y la otra mitad inhibitoras. Por sus conexiones y por las propiedades de respuesta de sus neuronas, se sospecha que este núcleo interviene sobre todo en el procesamiento de aspectos temporales del sonido.

El núcleo dorsal del lemnisco lateral se sitúa entre el núcleo ventral del lemnisco lateral y el colículo inferior. Está compuesto por una población prácticamente pura de neuronas gabérgicas y, por tanto, inhibitoras. Recibe una variada combinación de impulsos de núcleos auditivos inferiores, tanto ipsolaterales como contralaterales, y muchos de los axones que lo inervan son ramas colaterales de fibras que inervan al colículo inferior de su mismo lado (fig. 2). La mayor parte de sus neuronas envían sus axones a través de la comisura de Probst (un pequeño fascículo que cruza la línea media por la calota mesencefálica, por debajo del acueducto de Silvio), para terminar inervando al núcleo dorsal del lemnisco lateral y al colículo inferior contralaterales. Las demás neuronas inervan al colículo inferior de su mismo lado. Gracias a estas conexiones, el núcleo dorsal del lemnisco lateral participa en un complejo juego de inhibiciones y desinhibiciones en ambos colículos, que, por una parte, podría ser útil para complementar la función del complejo olivar superior de localización espacial del sonido y, por otra, podría contribuir a suprimir los ecos y reverberaciones que se generan en el propio sistema auditivo.

COLÍCULO INFERIOR

El colículo inferior o tubérculo cuadrigémino posterior es un núcleo voluminoso que ocupa la parte más caudal del techo del mesencéfalo (fig. 6). En él convergen prácticamente todas las vías auditivas ascendentes procedentes de los núcleos cocleares, el complejo olivar superior y los núcleos del lemnisco lateral, además de recibir una importante inervación descendente de la corteza cerebral y una densa inervación comisural procedente del colículo inferior contralateral (fig. 2). Se trata, por lo tanto, de un núcleo integrador compuesto por múltiples tipos neuronales diferentes, cuyas propiedades funciona-

Figura 7. Cuerpo geniculado medial de la rata. Microfotografía de una sección coronal procesada histoquímicamente para visualizar la acetilcolinesterasa y contrastada con violeta de cresilo. Obsérvese cómo las divisiones ventral (CGMv) y dorsal (CGMd) de este núcleo, que son histonegativas, contrastan claramente con los territorios circundantes. Sección aportada por la Dra. María Dolores E. López García. CGMm: división medial del cuerpo geniculado media; SG: núcleo supragenicolado.



les reflejan la enorme variedad de aferencias que recibe. El principal destino de los axones coliculares es el cuerpo geniculado medial del tálamo. El hecho de que el colículo inferior posea muchas más neuronas que el cuerpo geniculado medial es un buen indicio del enorme grado de procesamiento de la información auditiva que tiene lugar en el propio colículo.

En el colículo inferior puede distinguirse un núcleo central rodeado por las regiones pericentrales o cortezas. El núcleo central posee una estructura laminar característica y su función parece ser puramente auditiva. Las cortezas carecen de laminación clara y probablemente participan en la integración de impulsos sensoriales auditivos y no auditivos.

Muy relacionada con el colículo inferior está la columna comisural tectal, recién descubierta. Se trata de un grupo estrecho y alargado de neuronas sensibles al sonido que recorre longitudinalmente el techo mesencefálico, muy próximo a la línea media e inmediatamente encima de la sustancia gris periacueductal. Recibe innervación de diversos centros troncoencefálicos y telencefálicos, muchos de ellos auditivos, e inerva a múltiples regiones situadas en la periferia de la formación reticular del tronco del encéfalo. Aunque sus funciones concretas se desconocen, es posible que participe en fenómenos de integración sensorial polimodal y que intervenga en la modulación de los movimientos de orientación hacia las fuentes de sonido.

COLÍCULO SUPERIOR Y BRAZO DEL COLÍCULO INFERIOR

Los axones de las neuronas del colículo inferior ascienden hacia el tálamo formando el brazo del colículo inferior (fig. 2). Entre las fibras de este fascículo se encuentran intercaladas numerosas neuronas agrupadas bajo la denominación de núcleo del brazo del colículo inferior. Se trata de una estructura relativamente poco conocida. Recibe innervación, al menos, de los colaterales de axones coliculogeniculados y corticocoliculares, y a su vez inerva a las capas profundas del colículo superior. Por ello se cree que el núcleo del brazo colicular es el responsable de la creación del mapa del espacio auditivo del colículo superior.

Aunque el colículo superior no es un núcleo auditivo en sentido estricto, en sus capas medias y profundas abundan las neuronas sensibles a los estímulos sonoros. Cada una de ellas se activa de modo selectivo en función de la posición de la fuente de sonido.

CUERPO GENICULADO MEDIAL

El cuerpo geniculado medial (fig. 7) es el núcleo talámico auditivo por antonomasia, por más que su significado biológico concreto en la audición continúe siendo

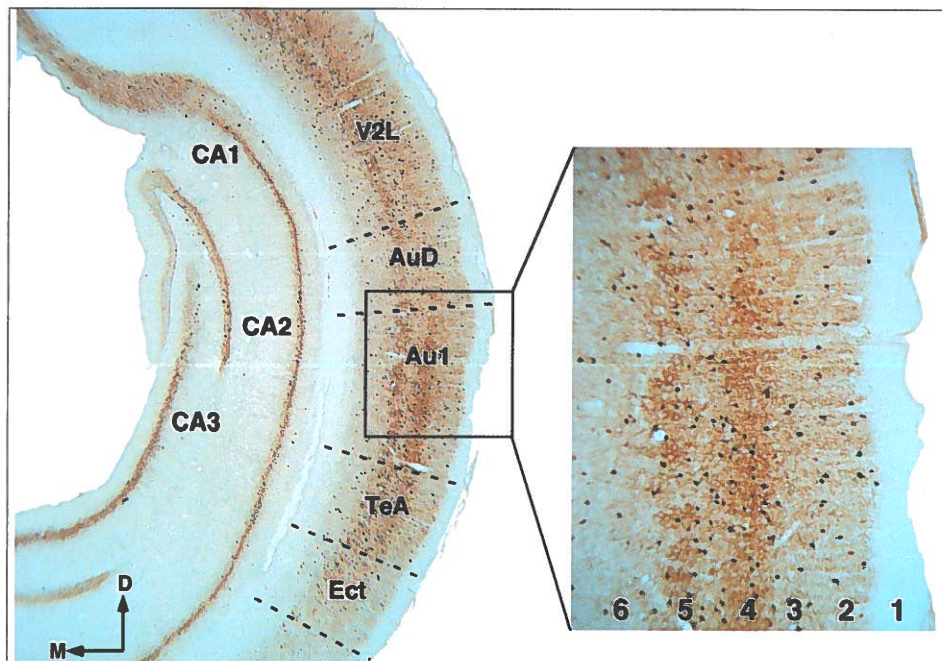


Figura 8. Corteza cerebral auditiva primaria (Au1) de la rata. Microfotografías de una sección coronal procesada inmunocitoquímicamente para visualizar la parvalbúmina, marcador que permite apreciar la organización citoarquitectónica en seis capas, típica de las áreas neocorticales sensitivas primarias. El área que se incluye en el recuadro de la microfotografía de la izquierda se muestra a mayor aumento en la microfotografía de la derecha. AuD: área auditiva dorsal; CA1, CA2 y CA3: regiones I, II y III del asta de Ammon del hipocampo; Ect: corteza ectorrinal; TeA: área temporal de asociación; V2L: área visual secundaria lateral.

un misterio. Recibe la información auditiva del colículo inferior y la envía a la corteza cerebral (fig. 2). Ésta, a su vez, modula la actividad del tálamo auditivo por un doble mecanismo: por una parte, mediante la proyección corticotalámica, que es excitadora; por otra, a través del núcleo reticular del tálamo, cuyas neuronas gabérgicas, una vez excitadas por los axones corticotalámicos, inhiben al cuerpo geniculado medial.

Es frecuente reconocer en el cuerpo geniculado medial tres subdivisiones que difieren en su citoarquitectura (fig. 7) y conexiones (fig. 2). La división ventral recibe inervación del núcleo central del colículo inferior, y la transmite al área auditiva primaria de la corteza cerebral. Se interpreta, por tanto, como la porción puramente auditiva del núcleo. La división dorsal se interpone entre las cortezas del colículo inferior y las áreas auditivas secundarias de la corteza cerebral. La división medial recibe inervación ascendente tanto auditiva como somatosensorial y, tras integrarla, la transmite no sólo a diversas áreas de la corteza cerebral auditiva, sino también al complejo amigdalino, por lo que es probable que participe en el procesamiento de aspectos emocionales de la información acústica.

CORTEZA CEREBRAL AUDITIVA

Es el último eslabón de la vía auditiva ascendente. En la mayor parte de los mamíferos, las áreas auditivas de la corteza se sitúan en el lóbulo temporal del cerebro (fig. 8). Aunque la estructura y el tamaño de las áreas corticales

auditivas muestran enormes diferencias interespecíficas, y aun individuales, en general puede distinguirse una corteza auditiva primaria, puramente auditiva e inervada por la división ventral del cuerpo geniculado medial, y una o más áreas auditivas secundarias o de asociación, inervadas por las divisiones medial y dorsal del cuerpo geniculado medial, por la corteza auditiva primaria y por áreas corticales no auditivas (figs. 2 y 8).

La contribución real de la corteza cerebral a la audición no está del todo clara. No hay duda de que determinadas funciones auditivas, como la discriminación de la frecuencia o la intensidad del sonido, y ciertos aspectos básicos de la localización espacial pueden llevarse a cabo sin implicación cortical, como lo demuestran los experimentos que se han realizado con animales descerebrados. Sin embargo, es incuestionable también que, a medida que se asciende a lo largo de la vía auditiva, la complejidad de las combinaciones de los códigos nerviosos que caracterizan a los núcleos inferiores se multiplica. No es por ello sorprendente que hoy se considere a la corteza cerebral imprescindible para el análisis y la identificación de los sonidos complejos—cuyo mejor exponente es el reconocimiento del habla— para todas las tareas auditivas que requieren comparaciones temporales y, por lo tanto, memoria auditiva, así como para colocar cada sonido en un contexto tridimensional preciso. Este último punto se ve apoyado por el hecho de que las lesiones corticales unilaterales amplias conllevan un deterioro en la localización espacial de las fuentes de sonido situadas en el lado contralateral a la lesión.

VÍA AUDITIVA DESCENDENTE

La vía auditiva descendente se ha explorado mucho menos que la ascendente, a pesar de que ambas comparten la mayoría de los puntos de relevo. Actualmente se concibe como una cadena oligosináptica que parte de la corteza cerebral y llega hasta la cóclea; esta cadena coexiste con varios bucles o circuitos regionales de retroalimentación, el más importante de los cuales es el circuito corticotalámico, ya comentado.

La vía oligosináptica está integrada por tres eslabones. En primer lugar, la proyección corticocolicular, que parte de las neuronas piramidales de la capa V de la corteza cerebral y termina en el colículo inferior. Aunque las fibras corticocoliculares son excitadoras, la activación de la corteza cerebral provoca en el colículo inferior respuestas excitadoras o inhibitorias, en función de la naturaleza de las neuronas coliculares inervadas por las fibras corticales. Hoy se sabe que la actividad de la corteza cerebral contribuye de manera decisiva al refinamiento de las propiedades de respuesta espectrales y temporales de las neuronas del colículo inferior y del cuerpo geniculado medial, y se cree que las proyecciones descendentes de la corteza cerebral pueden resultar fundamentales para los fenómenos de atención selectiva.

El segundo eslabón de la vía descendente oligosináptica va del colículo inferior al núcleo ventral del cuerpo trapezoide (proyección coliculoolivar), donde se encuentran las neuronas olivococleares mediales. Precisamente la proyección olivococlear, ya comentada, constituye el eslabón final de la vía.

La vía descendente es en realidad bastante más compleja de lo que esta visión simplificada puede dar a entender. Así, por ejemplo, se han identificado recientemente proyecciones neocorticales directas que, saltándose todos los núcleos intermedios, alcanzan directamente los prime-

ros núcleos del sistema auditivo. Por otra parte, existen múltiples proyecciones relativamente descendentes cortas, como las que los núcleos cocleares reciben del colículo inferior y del complejo olivar superior. En cualquier caso, parece que ha llegado el momento en el que, tras décadas de desidia, los científicos han comenzado a comprender la importancia de la vía auditiva descendente y, por ello, tal vez no sea exagerado predecir que en los próximos lustros los avances más importantes para comprender la función del sistema auditivo serán una consecuencia directa del mejor conocimiento de la vía auditiva descendente.

AGRADECIMIENTOS

Este trabajo ha sido subvencionado por el Ministerio de Ciencia y Tecnología (proyecto BFI2000-1358) y por la Consejería de Educación y Cultura de la Junta de Castilla y León (proyecto SA079/01). Antonio Viñuela es beneficiario de una beca predoctoral del Instituto de Salud Carlos III (BEFI 00/9418).

BIBLIOGRAFÍA GENERAL

- Ehret G, Romand R, eds. *The Central Auditory Pathway*. Nueva York: Oxford University Press; 1997.
- Geisler CD. *From Sound to Synapse: Physiology of the Mammalian Ear*. Oxford: Oxford University Press; 1998.
- Møller AR. *Hearing: Its Physiology and Pathophysiology*. San Diego: Academic Press; 2000.
- Saldaña E, Merchán MA. Sistema auditivo. En Delgado-García JM, Ferrús A, Mora F, Rubia FJ, eds. *Manual de Neurociencia*. Madrid: Editorial Síntesis; 1998. p. 507-38.
- Suárez C, Gil-Carcedo LM, Marco Algarra J, Medina J, Ortega del Álamo P, Trinidad Pinedo J, eds. *Tratado de Otorrinolaringología y Cirugía de Cabeza y Cuello*. Tomo II. *Otología*. Madrid: Editorial Proyectos Médicos; 1999.

CAPÍTULO

C3.2

Bases experimentales, funcionamiento e indicaciones de los implantes auditivos de tronco cerebral

M.J. Manrique Rodríguez, F.J. Cervera-Paz, J.L. Lanciego Pérez, E. Saldaña Fernández y L. García-Ibáñez Cisneros

INTRODUCCIÓN

Los pacientes que por diversas causas sufrían una lesión del nervio auditivo, entre el ganglio espiral y los núcleos cocleares (NC) en el tronco cerebral quedaban, hasta ahora, confinados a una pérdida de audición sin posibilidades terapéuticas, salvo que recurrieran a la utilización de medidas paliativas, como el aprendizaje de la labiolectura o el empleo de aparatos vibrotáctiles. El implante auditivo de tronco cerebral (IATC) ha sido diseñado para estimular directamente los NC, y proporciona una sensación auditiva al individuo con una lesión del nervio auditivo.

En 1979 los doctores W. House y W. Hitselberger implantaron por primera vez un par de electrodos en la superficie de los NC en un humano voluntario con una neurofibromatosis tipo II, en el mismo tiempo quirúrgico de extirpación de un segundo neurinoma acústico, situado contralateralmente al primero, ya operado previamente (1,2). La estimulación de este electrodo produjo una sensación auditiva útil (3,4), sin embargo, este primer sistema emigró de su posición inicial con la consiguiente reducción de la audición que se obtuvo previamente.

Desde entonces hasta la fecha, el diseño de los electrodos ha ido variando, y se ha obtenido una mejor y más segura estabilización en la superficie de los NC. Hasta noviembre de 1992, un total de 25 pacientes se implantaron con alguno de estos modelos de IATC en el House Ear Institute en Los Ángeles; los resultados se calificaron de satisfactorios en aproximadamente los 18 últimos (5). Otros ocho centros de EE.UU., entre 1992 y 1995, iniciaron un estudio multicéntrico, implantando a 31 pacientes, 26 de los cuales utilizan diariamente el implante (6). En 1992 comenzó un programa similar en el Departamento de Otorrinolaringología de la Universidad de Freiburg, Alemania (7). A los 10 pacientes que se implantaron en este centro hasta 1995 (8), a partir de 1996, se sumaron otros seis pacientes, procedentes de otros cinco centros europeos que participaron en un ensayo clínico multicéntrico europeo con el IATC Nucleus 21 (9). El procesador de la palabra empleado fue el denominado SPEKTRA, con una estrategia de codificación SPEAK. La

Clínica Universitaria de Navarra se adhirió a este ensayo multicéntrico con dos casos, y realizó la primera implantación de un IATC en España en junio de 1997 (10,11). Desde entonces hasta ahora se han colocado IATC en más de 200 pacientes en todo el mundo.

ESTRUCTURA Y FUNCIONAMIENTO DE UN IMPLANTE AUDITIVO DE TRONCO CEREBRAL

El concepto de esta prótesis es similar al del implante coclear, a excepción de que el diseño de los electrodos y la técnica quirúrgica para su colocación tienen como objetivo los NC, en vez de la escala timpánica de la cóclea. Si bien varios lugares podrían potencialmente estimularse a lo largo de la vía auditiva central, los NC se han seleccionado basándose en su anatomía y fisiología. Por otra parte, la región de los NC es accesible a través de la misma vía de abordaje que se emplea para la extirpación de neurinomas del acústico, la patología más frecuentemente que causa sorderas tributarias de ser tratadas con un IATC.

Esta prótesis consta de un grupo de electrodos, un receptor-estimulador, una antena (todos ellos conforman los elementos internos o implantados), un transmisor, un procesador de la palabra y un micrófono (elementos externos, no implantados) (fig. 1). Si bien los componentes de esta prótesis son parecidos a los de un implante coclear, la principal diferencia con respecto a éste se encuentra en los electrodos, cuya forma se adapta a la anatomía de los NC para liberar en ellos el estímulo eléctrico producto del procesamiento previo. Los electrodos activos, en un número de 22 en el implante Nucleus y en el implante Medel, generalmente tienen una forma circular y se encuentran distribuidos en una de las caras de un portaelectrodos rectangular u ovalado, hecho de silicona, cuya superficie contraria es lisa y presenta adherida unas tiras de Dacron® con el fin de favorecer su fijación a las paredes del recesso lateral.

Estos implantes pueden enviar una estimulación monopolar o bipolar. En el primero de los casos la corriente eléctrica pasará de cualquiera de los electro-

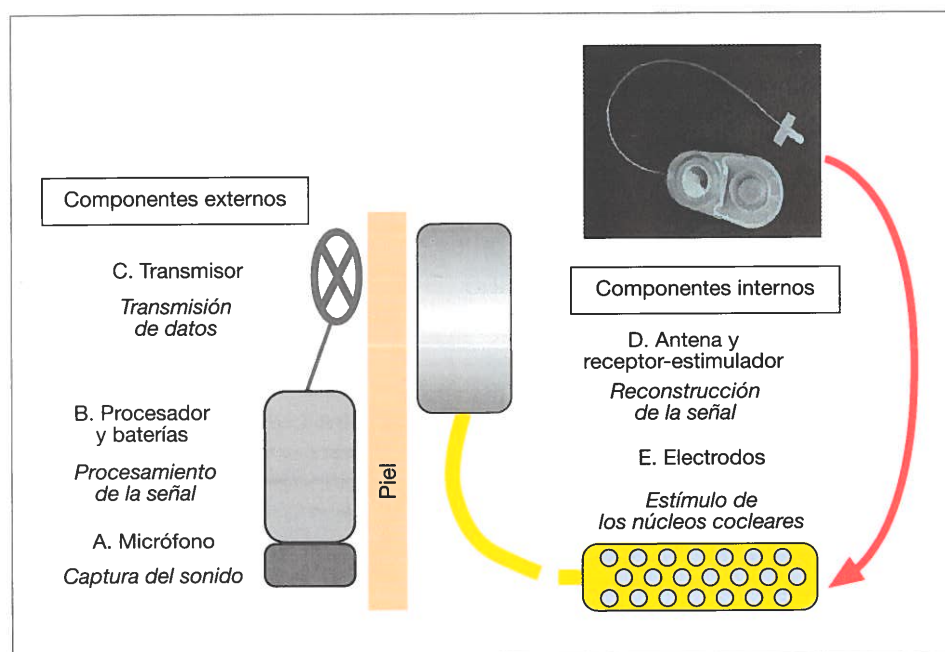


Figura 1. Esquema general de un implante auditivo de tronco cerebral (IATC) con electrodos circulares, destinados a ser colocados en la superficie del complejo de los núcleos cocleares en el tronco del encéfalo. En el ángulo superior derecho se muestra una imagen real de las partes internas de un IATC Nucleus 22.

dos activos a otro de referencia, usualmente implantado fuera de la cavidad craneal. En la estimulación bipolar, se generará un campo eléctrico entre un electrodo activo y otro cualquiera de los que forman parte del portaelectrodos, que en este caso actuará de referencia. En ambos casos, las neuronas que estén incluidas dentro de estos campos eléctricos se estimularán directamente.

Las estrategias de codificación que emplean estos implantes son las mismas que las que se disponen en los implantes cocleares. De hecho, tanto el receptor-estimulador como los componentes externos de estos dispositivos tienen una estructura semejante a la de un implante coclear.

Durante la programación de un IATC se seleccionará para cada sujeto la modalidad de estimulación, la estrategia de codificación y se activarán aquellos electrodos que en su funcionamiento generen una sensación auditiva, anulando otros electrodos que desencadenen estímulos no auditivos de tipo vertiginoso, motor, doloroso, etc. En este sentido, la información que se obtiene durante la monitorización intraoperatoria es de gran utilidad (véase más adelante).

BASES EXPERIMENTALES EN EL EMPLEO DE IMPLANTE AUDITIVO DE TRONCO CEREBRAL

A lo largo de los escasos años en los que esta técnica se ha considerado como una alternativa terapéutica, en el tratamiento de aquellas hipoacusias generadas por una lesión del nervio coclear, han sido varios los estudios experimentales y clínicos que se han llevado a cabo para

proporcionar información sobre los efectos que provocaría un implante auditivo colocado en el CNC.

Los estudios con cobayas y gatos que ha desarrollado el grupo del Australian Bionic Ear and Hearing Research Institute de la Universidad de Melbourne han demostrado que los IATC de superficie son seguros y eficaces para producir una estimulación bipolar unilateral aguda, al utilizar parámetros de estimulación similares a los que se emplean con pacientes humanos, y que la estimulación bipolar crónica en la superficie del CNC es eficaz en la activación de la vía auditiva y segura desde el punto de vista de la excitabilidad neuronal del CNC (12-14).

Estos trabajos muestran importantes conclusiones sobre los efectos de la estimulación eléctrica aguda y crónica del CNC, pero poseen la limitación de haberse realizado con mamíferos inferiores, muy alejados filogenéticamente del hombre. Desde 1995 un grupo multidisciplinar de la Universidad de Navarra, en colaboración con miembros de la Universidad de Salamanca y con la compañía Cochlear, viene desarrollando una línea de investigación experimental y clínica sobre el IATC. Entre los objetivos generales de este proyecto figuran el desarrollo de un modelo animal experimental apropiado y la creación de sistemas implantables experimentales para la estimulación eléctrica del CNC. Estos estudios son esenciales para comprender los efectos que provocaría la estimulación crónica del CNC en los humanos y así mejorar los diseños de los IATC ya existentes. El animal experimental elegido ha sido un primate, el *Macaca fascicularis*. En una primera fase, hemos analizado con el microscopio óptico la citoarquitectura normal del CNC de esta especie, y hemos comprobado que su patrón general de orga-

nización es similar al del CNC de otros primates y al de los mamíferos en general.

Tomando estos datos como referencia, hemos empleado distintos grupos de animales experimentales para estudiar: *a*) los cambios morfológicos acaecidos en el CNC por la desinervación auditiva primaria bilateral (grupo 1); *b*) los cambios inducidos por la cirugía para colocar un IATE no activado (grupo 2), y *c*) los efectos de la activación eléctrica crónica del implante (grupo 3). Todos estos cambios se analizaron a los tres meses de la manipulación quirúrgica o implantación. Resumimos a continuación los hallazgos más significativos de nuestra serie de trabajos (15-19).

Hemos procurado que nuestro modelo animal se asemeje lo más posible a la situación real de los pacientes con neurofibromatosis de tipo II. Para ello, se provocó una desinervación aferente primaria crónica del CNC mediante un abordaje otoneuroquirúrgico del ángulo pontocerebeloso a través de una vía translaberíntica, que permitió colocar sobre el CNC un IATC con electrodos de superficie, en esencia parecido a los que se disponían en el mercado pero adaptado a la anatomía del primate citado. En los animales en los que se llevó a cabo una estimulación eléctrica del CNC, se empleó un estimulador que poseía la capacidad de producir una corriente constante de pares de pulsos bifásicos a una frecuencia de 512 Hz, con una duración de 240 ms por fase. La amplitud de la corriente podía ser variada a voluntad, y podía oscilar entre 25 y 1500 μ A.

En los animales del grupo 1 y en los lados no implantados de los animales de los grupos 2 y 3, hemos comprobado que la sección completa del nervio coclear del *M. fascicularis* adulto no induce a cambios citoarquitectónicos drásticos ni a la desaparición de ningún tipo neuronal del CNC. Obviamente, la sección completa del nervio coclear provoca la degeneración de sus fibras y se asocia a la aparición de gliosis, pero la citoarquitectura del CNC queda preservada (fig. 2). Además, mediante técnicas estereológicas de cuantificación, hemos comprobado que la sección del nervio induce una disminución sustancial en el volumen de las tres subdivisiones del CNC. Sin embargo, aunque esta disminución de volumen se acompaña de una disminución en el número de neuronas de las tres subdivisiones del CNC, esta pérdida neuronal sólo resulta significativa en el caso del NCAV.

En los animales del grupo 2, que recibieron el implante pero no se estimularon, se apreció en el análisis macro y microscópico que en los cuatro primeros casos que se intervinieron (G2-1 a G2-4) la placa de electrodos se había implantado profundizando demasiado en el recesso lateral. Esto generó un importante daño en el parénquima cerebral, atribuible a una cirugía excesivamente traumática. En los casos 2-5 y 2-6, el IATC se había colocado correctamente, y no se apreció ninguna relevante reacción de un cuerpo extraño atribuible a su presencia. En todos los casos el IATE permaneció *in situ*, sin des-

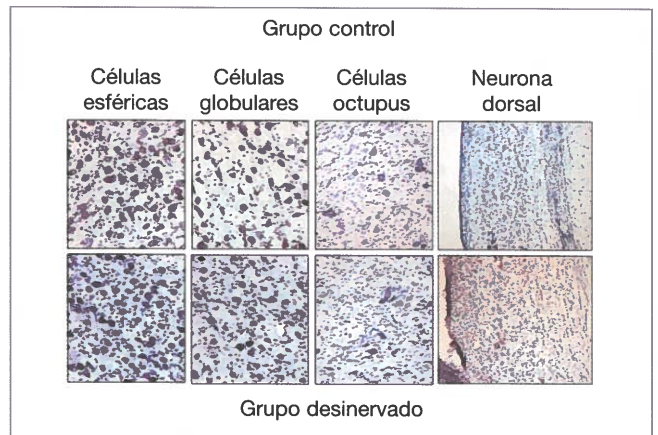


Figura 2. Se muestran distintos tipos celulares de neuronas ubicadas en el complejo de los núcleos cocleares, tratadas con una tinción de Nissl, correspondientes a *Macaca fascicularis* con una audición normal (grupo control), y con posterioridad para sufrir una desinervación por sección quirúrgica del nervio coclear (grupo desinervado). Obsérvese que no existen diferencias relevantes en su citoarquitectura.

plazamientos (fig. 3). La cara de los electrodos del implante, en contacto directo con el tronco cerebral, siempre se desprendió con facilidad de su superficie, mientras que en cuatro animales el lado cubierto por la malla de Dacron se encontraba fijado a la piamadre del recesso lateral. Como también pudimos comprobar con los otros animales receptores de implantes, el tejido nervioso del tronco del encéfalo ofrece una tolerancia adecuada a los materiales empleados. El volumen del CNC de los animales del grupo 2 fue similar al del CNC de los animales del grupo 1, que no recibieron el implante. Este dato apoya la hipótesis de que los implantes colocados sobre la superficie del CNC no generan una lesión adicional a la propia desinervación.

A los animales de nuestro último grupo experimental (grupo 3) les colocamos un implante que se estimuló eléctricamente durante un tiempo variable y con diferentes parámetros de intensidad de corriente. Aunque se planificó un tiempo total de 1.000 horas de estimulación, no logró alcanzarse en ningún animal debido a roturas a distintos niveles de los cables del IATC en los animales G3-1, G3-2, G3-4, G3-5, G3-7 y G3-8. Los animales G3-3 y G3-6 tuvieron una extrusión completa del IATC antes de finalizar el período de estimulación; pensamos que debido a la tracción que ejercieron los movimientos del propio animal a través del estimulador conectado directamente por un cable transcutáneo con dicho sistema implantado. En todos los animales el CNC estaba intacto y no presentaba alteraciones significativas, a excepción del caso G3-8; en este animal apareció un absceso en el CNC, posiblemente por una contaminación ascendente a través del cable del IATC.

Otro dato importante proporcionado por el examen neuropatológico es que cuando la intensidad de la esti-

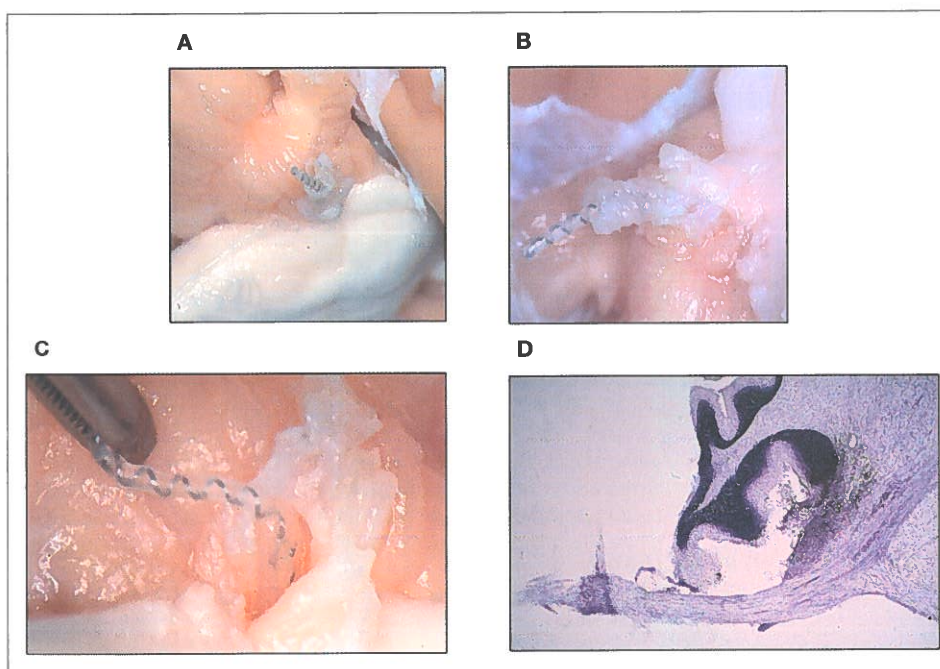


Figura 3. A y B) Se aprecia la reacción fibrosa que rodea al cable del implante auditivo de tronco cerebral (IATC) en el ángulo pontocerebeloso. Una vez abierta esta cápsula fibrosa, se distingue el portaelectrodos del IATC en el recesso lateral del tronco del encéfalo (C), sin que se aprecie una relevante reacción cicatricial en la cara que permaneció en contacto con los núcleos cocleares. D) Imagen macroscópica de la histología del área receptora del implante.

mulación oscila entre 0,26 y 0,47 mA, no aparecen cambios sustanciales en el CNC, ni siquiera en los casos en los que la estimulación se aplicó durante más de 700 horas. Sin embargo, sí aparece un daño relevante en el CNC cuando la intensidad de estimulación es de 1 mA, tanto en animales estimulados durante sólo 84 horas como en los sometidos a estimulación durante más de 725 horas. Así pues, un factor importante productor de daño tisular parece ser la densidad de carga eléctrica liberada, dependiente de la intensidad y del diámetro del electrodo. El tiempo de estimulación no parece influir en el daño tisular, pues la estimulación crónica no incrementa el riesgo de generar una mayor lesión.

Las líneas de investigación (presentes y futuras) pasan por diseñar y obtener implantes que puedan colocarse durante la extirpación de tumores del ángulo pontocerebeloso, y que permitan un acceso adecuado a la organización tonotópica del CNC. Para proporcionar esta estimulación neuronal, probablemente será necesario diseñar IATC con electrodos penetrantes, realizados con materiales biotolerables, capaces de activar de forma ordenada los grupos neuronales más adecuados para la resolución del estímulo sonoro y eléctrico.

INDICACIONES

Los criterios de selección de candidatos para un IATC han variado a lo largo del tiempo. En la actualidad los criterios más ampliamente aceptados son los siguientes: a) pacientes diagnosticados de neurofibromatosis de tipo II o de una lesión traumática que diera lugar

a una grave disfunción bilateral del nervio acústico; b) 15 o más años de edad; c) la implantación podrá tener lugar durante la primera extirpación de un tumor o en la segunda, correspondiente al lado contralateral, o siguiendo la extirpación bilateral de los tumores, o después del diagnóstico de disfunción bilateral del nervio acústico de origen traumático; con menos frecuencia, la implantación podrá llevarse a cabo en un segundo tiempo quirúrgico, después de la extirpación de los neurofibromas en un primer tiempo; d) los candidatos deberán reunir unas condiciones médicas y psicológicas que permitan la realización de una cirugía bajo anestesia general, y la adecuada colaboración en el período de rehabilitación auditiva después de la implantación; e) los pacientes habrán de estar preparados y motivados para participar en las regulares sesiones de programación, valoración y seguimiento, y f) los criterios audiológicos no se especifican debido a que la propia evolución natural de los tumores del ángulo pontocerebeloso, la realización de una vía de abordaje translaberíntica, empleada en su extirpación, y el origen traumático de la lesión bilateral del VIII par provocan de por sí una pérdida de la audición útil en el paciente. No obstante, en aquellos pacientes con audición útil, considerando los criterios de Briggs y Brackmann (20) y de Doyle y Nelson (21), podemos actuar selectivamente en nuestras indicaciones siguiendo este esquema:

- I. Tumores bilaterales < 1,5 cm con normoaudición bilateral: cirugía de resección unilateral conservadora por fosa media. Se realizará la implantación de un IATE en un segundo tiempo en función del resultado que se

alcance en la primera cirugía y con respecto al control tumoral.

2. Tumor < 1,5 cm asociado a un tumor > 2-3 cm contralateral, con audición útil: cirugía de resección del tumor mayor por vía translaberíntica más IATE y observación del segundo tumor y decisión terapéutica en función de la evolución.
3. Tumores < 2-3 cm bilaterales: en ellos es raro no encontrar alteraciones auditivas. En estos casos se realiza una resección por vía translaberíntica más la colocación de un IATE.

Los criterios de exclusión más comúnmente aceptados son: a) pacientes que previamente se han tratado con radiocirugía estereotáctica (*gamma-knife*) (22,23), y b) falta de colaboración por parte del enfermo para participar en la fase de programación y seguimiento posterior a la implantación. Si bien no puede considerarse una contraindicación absoluta, hoy en día sigue en vigencia el debate sobre la conveniencia de colocar IATC en niños con agenesias bilaterales de la cóclea, que a su vez cursan con una ausencia de ambos nervios cocleares.

El protocolo de estudio de los candidatos a un IATC no varía sustancialmente del que se ha expuesto previamente en el caso de los implantes cocleares, con la consideración de que en estos casos es especialmente importante la realización de una exhaustiva valoración neurológica que incluya un estudio de resonancia magnética de todo el encéfalo. Dado el hecho que los candidatos más comunes a un IATC son aquellos que sufren una neurofibromatosis de tipo II, se considerará la decisión de implantar teniendo en cuenta el estado general del enfermo, y se priorizarán aquellas cirugías que tengan importancia vital y sean capaces de mejorar la calidad de vida de estos pacientes.

BIBLIOGRAFÍA

1. Edgerton BJ, House WF, Hitselberger W. Hearing by cochlear nucleus stimulation in humans. *Ann Otol Rhinol Otolaryngol* 1984; 91 (Supl): 117-124.
2. Hitselberger W, House WF, Edgerton BJ, Whitaker S. Cochlear nucleus implant. *Otolaryngol Head Neck Surg* 1984; 92: 52-54.
3. Eisenberg LS, Maltan AA, Portillo F, Mobley JP, House WF. Electrical stimulation of the auditory brainstem structure in deafened adults. *J Rehab Res Dev* 1987; 24: 9-22.
4. Mc Elveen J, Hitselberger W, House WF, Mobley P, Terr L. Electrical activation of cochlear nucleus in man. *Am J Otol* 1985; 6 (Supl): 88-91.
5. Brackman D, Hitselberger W, Nelson R, Moore J, Waring M, Portillo F, et al. Auditory brainstem implant: I. Issues in surgical implantation. *Otolaryngol Head Neck Surg* 1993; 108: 624-633.
6. American ABI results. Oral Communication. Annual Academy of Otolaryngology Meeting. New Orleans, 1995.
7. Laszig R, Kuzma J, Seifert V, Lehnhardt E. The Hannover Auditory Brainstem Implant: a multiple-electrode prosthesis. *Eur Arch Otorhinolaryngol* 1991; 248: 420-421.
8. Laszig R, Sollmann WP, Marangos N, Charachon R, Ramsden R. The European ABI - First experiences. Libro de resúmenes del International Cochlear Implant, Speech and Hearing Symposium. Melbourne, 1994; p. 166.
9. Laszig R, Marangos N, Sollmann W-P, Nevison B, Ramsden R, Lenarz Th et al. 1 year results from the clinical trial of the Nucleus 21 Channel Auditory Brainstem Implant (ABI). En: Clark GM, ed. *Cochlear Implants*. Bologne: Monduzzi, 1997; p. 145-150.
10. Manrique M, Vanaclocha V, Huarte A, Artieda J, Iriarte J, Zubieta JL, et al. Situación del ensayo clínico implante auditivo multicanal de tronco cerebral. Resúmenes de la XXXIII Reunión Anual de la Sociedad Española de Otorrinolaringología y Patología Cérvicofacial; 5-8 de Noviembre de 1997; Madrid, España. *Boletín de la SEORL*, vol. IV, n.º 1, p.111.
11. Alegre M, Iriarte J, Manrique M, Huarte A, Vanaclocha V, Artieda J. Potenciales auditivos troncoencefálicos evocados por la estimulación eléctrica de los núcleos cocleares durante la colocación de implantes auditivos centrales. *Rev Neurol* 1999; 29: 198-200.
12. Ni D, Seldon HL, Shepherd RK, Clark GM. Effect of chronic electrical stimulation on cochlear nucleus neuron size in normal hearing kittens. *Acta Otolaryngol* 1993; 113: 489-497.
13. Liu X, McPhee G, Seldon HL, Clark GM. Acute study on the neuronal excitability of the cochlear nuclei of the guinea pig following electrical stimulation. *Acta Otolaryngol* 1997; 117: 363-375.
14. Liu X, McPhee G, Seldon HL, Clark GM. Histological and physiological effects of the central auditory prosthesis: surface versus penetrating electrodes. *Hear Res* 1997; 114: 264-274.
15. Cervera-Paz FJ. Los núcleos cocleares del primate *Macaca fascicularis*. Citoarquitectura normal y efectos de la sección bilateral del nervio coclear. Tesis doctoral. Universidad de Navarra, 2001.
16. Insausti AM, Cruz-Orive LM, Jaúregui I, Manrique M, Insausti R. Stereological assesment of the glial reaction to chronic deafferentation of the cochlear nuclei in the macaque monkey (*M. fascicularis*). *J Comp Neurol* 1999; 414: 485-494.
17. Insausti AM, Insausti R, Cruz-Orive LM, Manrique M. Stereological analysis of the cochlear nuclei of monkey (*Macaca fascicularis*) after deafferentation. *Image Anal Stereol* 2000; 19: 133-137.
18. Manrique M, Jaúregui I, Insausti A, Insausti R, Cervera-Paz FJ, Pérez N et al. Experimental study following inactive implantation of an auditory brainstem implant in nonhuman primates. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 2000; 109(2): 163-169.
19. Manrique M, Cervera-Paz FJ, Jaúregui I, Vanaclocha V, Pérez N. Auditory brainstem implantation in primates: lessons learned for human surgery and application. *J Laryngol Otol* 2000.
20. Briggs RJS, Brakmann DE, Baser ME, Hitselberger WE. Comprehensive management of bilateral acoustic neuromas. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg* 1994; 120: 1307-1314.
21. Doyle KJ, Nelson RA. Bilateral acoustic neuromas (Neurofibromatosis 2). En: House W, Lutje CM, Doyle KJ, eds. *Acoustic tumor diagnosis and management*. San Diego-Londres: Singular, 1997; p. 308-310.
22. Marangos N, Stecker M, Sollmann WP, Laszig R. Stimulation of the cochlear nucleus with multichannel auditory brainstem implants and long-term results: Freiburg patients. *J Laryngol Otol* 2000; 27 (Supl): 27-31.
23. Sollman WP, Laszig R, Marangos N. Surgical experiences in 58 cases using the Nucleus 22 multichannel auditory brainstem implant. *The Journal of Laryngology & Otology* 2000; 114(27): 23-26.

CAPÍTULO

C3.3

Técnica quirúrgica para la colocación del implante auditivo de tronco cerebral

M.J. Manrique Rodríguez, E. García-Ibáñez Ferrándiz, L. García-Ibáñez Cisneros y A. Ramos Macías

INTRODUCCIÓN

De forma general podemos afirmar que un implante auditivo de tronco cerebral (IATC) está indicado en aquellos casos de hipoacusia por lesión del nervio acústico. Los candidatos que con mayor frecuencia se han incluido en programas para la colocación de estos dispositivos han sido aquellos que padecían una neurofibromatosis tipo 2 (NF2). Esta entidad fue descrita inicialmente por el cirujano escocés Wishart (1) en 1822 y posteriormente por von Recklinghausen en 1882 (2). La NF2, de origen genético, con localización del gen transmisor en un brazo largo del cromosoma 22, presenta una prevalencia variable de unos países a otros que oscila entre 1 por cada 33.000 personas en el Reino Unido (3) y una por cada millón de habitantes en EE.UU. (4). Los criterios para diagnosticar una enfermedad como una NF2 son los siguientes (5):

1. La presencia de masas bilaterales del VIII par craneal, bien observables en los medios de imagen.
2. Un familiar de primer grado con NF2, teniendo el tumor del VIII par, bien sea en uno o en los dos lados.
3. La existencia de, al menos, dos de los criterios siguientes: presentar neurofibroma, meningioma, glioma, schwannoma, u opacidad lenticular subcapsular posterior juvenil.
4. Cuando un paciente aparezca con múltiples meningiomas (dos o más) además de schwannoma vestibular unilateral, o dos de los siguientes tumores: glioma, neurofibroma, schwannoma y catarata.

Desde un punto de vista clínico la sintomatología de la NF2 viene marcada por la localización y extensión de los tumores intracraneales e intraespinales con los que curse. De ellos, el schwannoma del VIII par craneal es una de sus lesiones características. Suele originarse en la rama superior del nervio vestibular y provoca una hipoacusia progresiva acompañada en algunos casos de vértigos y trastornos del equilibrio.

La cirugía para la extirpación del neurofibroma del VIII par constituye una de las principales opciones terapéuticas, proceso quirúrgico que puede o no acompañarse de la colocación de un IATC o incluso, en determinados casos con preservación anatómica y funcional del nervio coclear, de un implante coclear. Hay que tener

en cuenta que la realización de esta técnica quirúrgica debe considerarse en el contexto general de la enfermedad. Dadas las múltiples manifestaciones a las que puede dar lugar, es preciso plantear la colocación de un IATC observando la opinión de otros especialistas implicados, entre ellos los neurólogos y neurocirujanos, quienes a mi juicio deben establecer el orden de prioridad de las diferentes actuaciones que se adopten en estos pacientes.

ANATOMÍA QUIRÚRGICA DE LOS NÚCLEOS COCLEARES

El conocimiento anatómico del núcleo coclear, del ángulo pontocerebeloso y en general de la base de cráneo es esencial para el éxito de la implantación del implante auditivo de tronco cerebral. El complejo de los núcleos cocleares recibe la información recogida de las células ciliadas internas y externas del órgano de Corti, por la rama coclear del VIII par. El complejo de los núcleos cocleares se sitúa en la superficie de la médula cercana a la salida del cuarto ventrículo, en la vertiente dorsolateral del tronco cerebral, cercano a la unión bulbotuberencial. Esto crea un pequeño abultamiento visible en la superficie del tronco cerebral, caudal al pedúnculo cerebeloso, que en la extensión tridimensional de los núcleos cocleares da solo acceso a una pequeña área superficial, ya que la gran parte de los mismos queda oculta dentro del tronco. El complejo de los núcleos cocleares está constituido por dos núcleos, ventral y dorsal. El núcleo coclear ventral o anterior descansa en la cara anteroexterna del pedúnculo cerebeloso, mientras que el núcleo coclear dorsal o posterior está en contacto con el receso lateral del cuarto ventrículo, donde protuye por su cara lateral (véase capítulo C3.1).

Las referencias anatómicas más importantes para localizar el complejo de los núcleos cocleares son la salida de los nervios craneales VII y VIII, ubicados superiormente, el IX, inferiormente, formando estas tres estructuras un triángulo de 5 a 6 mm (6,7), el plexo coroides y la visible prominencia del núcleo coclear en la salida del IV ventrículo con su vena, que corre paralela al curso del complejo de los núcleos cocleares.

En un estudio llevado a cabo en 100 piezas anatómicas con la finalidad de estudiar la posición de las men-

cionadas estructuras en el ángulo pontocerebeloso (8), se delimitaron las siguientes distancias:

- Entre la salida del VII y el VIII: $4,7 \text{ mm} \pm 0,9 \text{ mm}$.
- Entre el VII y el IX: $6,2 \text{ mm} \pm 1,2 \text{ mm}$.
- Entre el VIII y el IX: $5,5 \text{ mm} \pm 1,0 \text{ mm}$.
- El área visible del núcleo coclear cubre un área de $11,7 \pm 2,7$ por $3,1 \pm 0,7 \text{ mm}$.
- El área cercana al cuerpo pontobulbar forma un cuadrado de $10,0 \pm 2,9$ por $3,3 \pm 1,0 \text{ mm}$.
- La mayor curvatura de la arteria cerebelosa anteroinferior (AICA) forma un rerruta en el 17% y un brazo de la vena pontis lateral en el 68%.

El plexo coroideo está unido a la superficie interna de la cinta coroidea y protuye desde el foramen de Luschka (la extremidad más lateral del receso lateral), por debajo de la entrada de los pares craneales VII y VIII, se desliza y contornea el área del núcleo ventral coclear y cubre la parte posterior de los pares craneales IX y X. La cinta del plexo coroideo está presente en el 92% de los casos, y tuvo que cortarse en el 51% para entrar en el foramen de Lushka, el cual tenía un espacio promedio de entrada de $3,5$ por $2,0 \text{ mm}$. Estuvo lo suficientemente abierta en el 24% de los casos estudiados, abierta después de la incisión de los aracnoideos en el 53%, ocluida por disección extensiva pero preservada en el 18% y anatómicamente ocluida en el 5% de los pacientes.

Los vasos en la región pontocerebelosa tienen una forma muy tortuosa. Un hallazgo interesante por su trascendencia topográfica es la presencia de una pequeña vena que discurre paralela al curso de los núcleos cocleares. La importancia de reconocer esta vena estriba en que en el 76% de los casos nos conduce a la entrada del foramen de Luschka. Esta identificación positiva da la mayor seguridad para realizar una óptima implantación (9).

CONSIDERACIONES QUIRÚRGICAS

La apertura del receso lateral en una superficie cicatrizal del tronco cerebral después de la remoción de un neurinoma del acústico es una tarea difícil incluso en las manos más experimentadas. En tumores muy grandes y en pacientes reoperados por recidivas tumorales los límites anatómicos-quirúrgicos pueden estar muy distorsionados, por la formación de una cicatrización intensa, invasión del tallo cerebral e incluso por la pérdida de pares craneales. A esto se le suma que el complejo de los núcleos cocleares puede estar dañado por la presión o por la isquemia que genera el proceso tumoral.

Después de la cirugía del *gamma-knife* es más difícil efectuar la implantación del IATC, dado que el nervio facial es más vulnerable por los efectos de la radiación y por las posibles adherencias formadas alrededor del tumor. También es preciso considerar que el complejo

de los núcleos cocleares puede dañarse por los efectos de la irradiación directa o por la oclusión de las arteriolas que lo nutren, de forma que es posible tener un fracaso retardado en los resultados tras la estimulación, incluso después de la correcta colocación del IATC (10).

Los pacientes con múltiples schwannomas sintomáticos pueden tener un estado general deficitario que condicione su motivación para someterse con éxito a un programa de entrenamiento o de rehabilitación después de la activación del IATC. Pueden estar muy discapacitados, especialmente por tumores ópticos o espinales, con una expectativas de vida más corta. Asimismo, pueden estar desilusionados o decepcionados, tan pronto como se realice el implante del IATC, porque la ayuda que este sistema les proporciona sólo se limita a un aspecto de su incapacitante enfermedad.

TÉCNICA QUIRÚRGICA PARA LA IMPLANTACIÓN DE UN IMPLANTE AUDITIVO DE TRONCO CEREBRAL

El estudio de secciones transversales del tronco cerebral, en el ámbito de los núcleos cocleares, muestra una gran densidad de neuronas en el núcleo ventral, el cual tiene, entre sus características, ser el más accesible, el de mayor número de fibras ascendentes, el de menor número de sinapsis inhibitorias y la mejor tonotopía. Por todo ello, esta parte del complejo de los núcleos cocleares es nuestra principal diana en lo que respecta a la posición de los electrodos del IATC, y a la hora de alcanzar una mayor transmisión de estímulos hacia las vías auditivas centrales (11).

La implantación del IATC es una extensión del procedimiento quirúrgico empleado en la extirpación de un neurinoma del acústico en un candidato con una neurofibromatosis del tipo II. La decisión de seleccionar una vía de abordaje translaberíntica o retrolaberíntica depende básicamente de la experiencia de cada centro. Por lo general, la mayoría de los neurootólogos utilizan un abordaje translaberíntico, dado que proporciona una fácil identificación del nervio facial, no genera retracción el cerebelo, aun en tumores grandes, y permite un mejor ángulo de acceso al receso lateral, lo cual hace más fácil posicionar el IATC (12). Además, los pacientes se recuperan rápidamente en el postoperatorio y rara vez aparecen problemas anestésicos. Las desventajas del abordaje translaberíntico son una limitada exposición de los pares craneales y de los vasos de la fosa posterior, especialmente si se trata de un mastoideo pequeño, con un bulbo yugular alto y un seno sigmoideo muy anterior. En pacientes con hipoacusia profunda, tratándose de un primer tiempo quirúrgico, con un tumor localizado en la proximidad del *fundus* en el conducto auditivo interno (CAI) y una anatomía mastoidea normal, la vía de abordaje translaberíntica es, a nuestro juicio, la más adecua-

da para lograr una correcta colocación de un IATC con menores riesgos de dañar el nervio facial y alcanzar una mayor preservación del equilibrio.

El abordaje suboccipital tradicionalmente es el que prefieren la mayor parte de los neurocirujanos. Es rápido y ofrece muy buena exposición de la fosa posterior, además de mostrar una completa relación del tumor con los vasos y los pares craneales. Sin embargo, puede causar una mayor compresión y atrofia del cerebelo; el nervio facial es identificado en el último estadio de la extirpación del tumor y el ángulo de visión del receso lateral es más difícil que en el caso de un abordaje translaberíntico. No obstante, la vía suboccipital puede ser la elección en aquellos pacientes sin tumores, candidatos a un IATC, dada la magnífica exposición que proporciona de los pares craneales.

En cuanto a la posición del paciente, también existen variaciones de unos centros a otros. La mayor parte de los cirujanos elige una posición de decúbito supino, dado que provoca una menor pérdida de líquido cefalorraquídeo, menor tracción venosa y tiene un menor riesgo de tromboembolismo aéreo. La posición sentada ofrece mejores condiciones en la preservación del nervio facial y de la audición, pero tiende a producir sangrados más profusos.

Antes de dar inicio a la cirugía se preparará la monitorización de los pares craneales VII, VIII y IX, tal y como se refleja en el capítulo siguiente de esta obra.

La incisión se realiza en la región retroauricular, y debe ser lo suficientemente amplia como para permitir uno de los abordajes mencionados y generar un amplio colgajo que permita cubrir y proteger el implante, con un margen de al menos 1 cm de exceso entre éste y la incisión (fig. 1).

Durante la extirpación del tumor, con la finalidad de facilitar una correcta colocación del IATC sobre el complejo de los núcleos cocleares, se procurará identificar el plexo coroideo y la emergencia del nervio coclear en el tronco del encéfalo. Dado que ambas estructuras tienden a retraerse y ocultarse durante el proceso de extirpación del tumor, es conveniente marcarlas para su posterior localización en el momento de llevar a cabo la colocación del IATC sobre los núcleos cocleares.

Los neurinomas del acústico, incluso los más grandes, generalmente se originan cranealmente respecto a la unión pontomedular. El secreto de la implantación de un IATC en los tumores grandes está en eliminar el tumor completamente y localizar la anatomía normal en una posición caudal al lugar donde se asentaba el tumor (10). En un abordaje translaberíntico esto implica crear una amplia apertura exponiendo el bulbo de la yugular y la dura de la fosa media, dado que de otra forma la visión a través del microscopio no permitirá visualizar el receso lateral, y los instrumentos empleados en la disección y colocación del IATC no podrán pasar adecuadamente a través de los límites de la craneotomía.

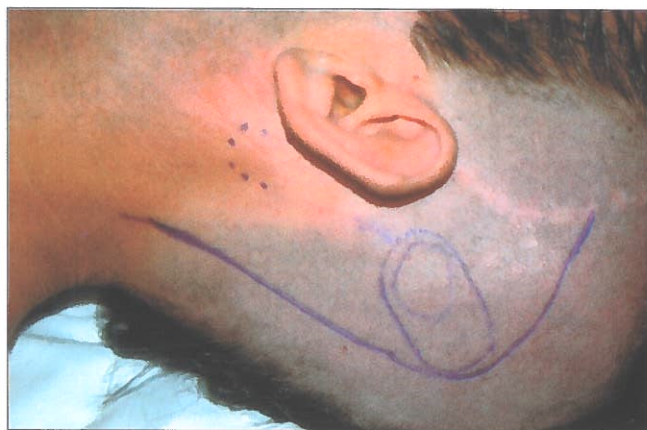


Figura 1. Planificación del trazado de la incisión para la colocación de un implante auditivo de tronco cerebral a través de una vía de abordaje translaberíntica.

Para exponer las referencias anatómicas antes de llevar a cabo la implantación de los electrodos, se debe retraer el flóculo cerebeloso junto con el plexo coroideo, sin practicar una disección entre ellos. A continuación, se han de identificar las salidas de los pares VII, VIII y IX. Los nervios VII y IX pueden estimularse y registrarse a través de un procedimiento electromiográfico. A partir de los conocimientos de la anatomía de la región, una de estas referencias debe identificarse y las otras, incluido el complejo de los núcleos cocleares, deben localizarse en un área de 6 mm. Identificadas las referencias, se procederá a abrir el aracnoideo y separar los vasos situados sobre el receso lateral. Algunas veces es preciso cortar la tenia y el plexo coroideo. Frecuentemente es preciso retraer una rama de la AICA o una gran vena de la entrada del receso lateral. Es conveniente no cauterizar pequeños vasos sobre los núcleos cocleares. En caso de pequeños sangrados es preferible obtener su control a través de una compresión con sustancias hemostáticas. Se entrará en el receso lateral con la ayuda de un disector de 2 mm sin tocar la superficie de los núcleos cocleares, tratando de ver la salida de líquido cefalorraquídeo mientras el anestesta aumenta la presión de ventilación o realiza una maniobra de Valsalva. Una vez ubicados los núcleos, se introduce el portaelectrodos del IATC en el receso lateral, y se deposita sobre la superficie de los núcleos cocleares (fig. 2), evitando en todo momento dañar el parénquima cerebral. En la figura 3 se puede apreciar un esquema de la ubicación del portaelectrodos del IATC y una imagen de su localización real en un espécimen correspondiente a la necropsia de un paciente implantado.

Si el fenotipo NF2 de los pacientes es Wishart, el imán interno de la antena y del receptor-estimulador debe extraerse y reemplazarse por un tapón de silicona a fin de permitir la realización de futuros estudios con resonancia magnética (RMN). Si el imán no se retira, no es

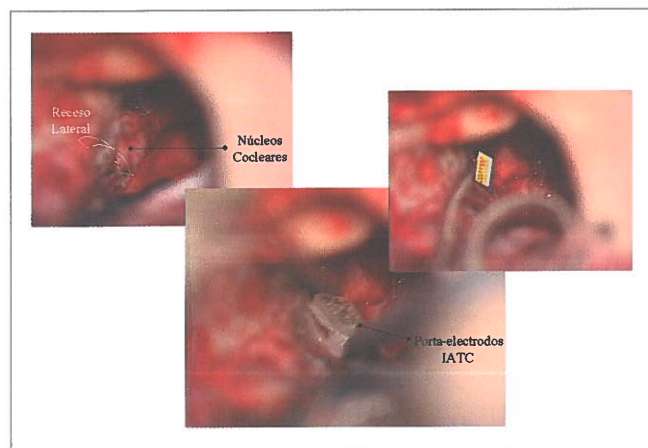


Figura 2. Imágenes captadas durante la cirugía de colocación de un implante auditivo de tronco cerebral (IATC). Se puede apreciar el receso lateral y el relieve de los núcleos cocleares en una de sus paredes, así como el momento de la inserción del portaelectrodos del IATC junto con una representación esquemática de éste.

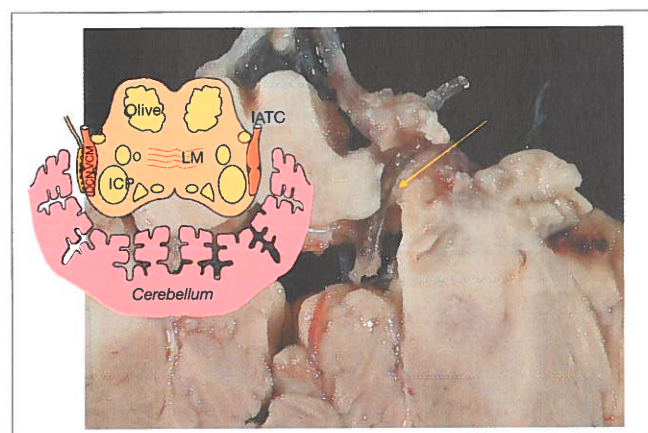


Figura 3. Representación esquemática de la ubicación de un implante auditivo de tronco cerebral en la superficie de los núcleos cocleares. Imagen de una necropsia realizada a un paciente implantado. Nótese la ubicación del portaelectrodos del implante auditivo de tronco cerebral en el receso lateral, sobre la superficie de los núcleos cocleares, en ausencia de daños relevantes sobre estas estructuras.

posible realizar una RM, sin antes hacerlo por medio de una cirugía bajo anestesia local.

PROCEDIMIENTOS DE MONITORIZACIÓN

Antes de finalizar las operaciones, a través del registro de las respuestas eléctricas auditivas de tronco cerebral (EPATC), se verificó la apropiada colocación de los electrodos y la integridad de los sistemas implantados (véase capítulo C3.2.).

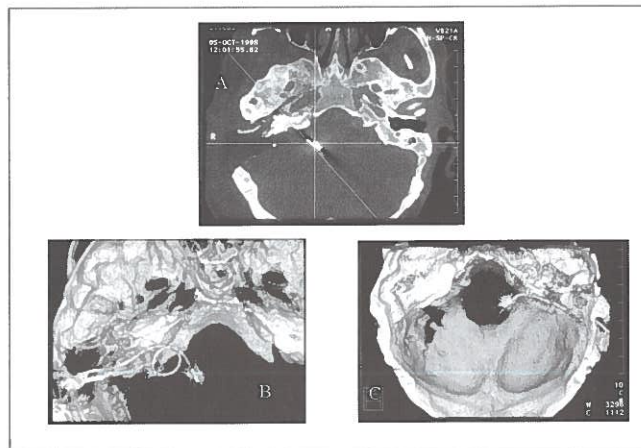


Figura 4. Imágenes radiológicas posteriores a la colocación de un implante auditivo de tronco cerebral. A) Corresponde a una tomografía computarizada dirigida a la valoración del parénquima cerebral, donde resalta el brillo metálico del portaelectrodos del implante en la superficie del tronco del encéfalo. B y C) Se ha realizado una reconstrucción tridimensional de una tomografía computarizada dirigida a la valoración ósea del cráneo, donde además se puede ver el portaelectrodos del implante y su cable de conexión al receptor-estimulador.

Como ya se ha mencionado anteriormente, también se monitorizaron, de forma continuada a lo largo del procedimiento quirúrgico, los pares craneales VII y IX. El procedimiento que se empleó para monitorizar el estado de los nervios facial y glossofaríngeo durante la resección del neurinoma del acústico y la posterior ubicación de un IATC consistió en el continuado registro de la actividad electromiográfica (EMG), generada en la musculatura específicamente innervada por esos nervios. Las fluctuaciones en los niveles de actividad EMG medidos desde esos músculos y comparados con la actividad basal EMG preoperatoria representan fielmente la irritación de esos nervios a lo largo del procedimiento quirúrgico. El método empleado consistió en la colocación de electrodos bipolares en la subdermis de las regiones superior e inferior del músculo orbicular para registrar el nervio facial, y del mismo tipo de electrodos en el músculo velofaríngeo para registrar el nervio glossofaríngeo.

El nivel preoperatorio basal de la actividad EMG se midió en cada lugar, y sirvió como referencia para llevar a cabo comparaciones a lo largo del procedimiento. La aparición de un incremento en la actividad EMG de un determinado grupo muscular se utilizó como indicador de irritación del nervio que proporciona la innervación a dicho músculo. Además, con la finalidad de obtener una mejor orientación anatómica en el campo quirúrgico, durante el proceso operatorio, se llevó a cabo la estimulación eléctrica de los pares craneales expuestos, y se registraron respuestas musculares en el monitor como picos significativos de actividad EMG.

Ya en el periodo postoperatorio se pueden realizar controles radiológicos mediante una tomografía computarizada que constaten la posición de los electrodos (fig. 4).

BIBLIOGRAFÍA

1. Wishart JH. Case of tumours in the skull, dura mater, and brain. *Edinburgh Med Surg J* 1822; 18: 393-397.
2. Von Recklinghausen F. Über die multiplen fibroma der haut und ihre beziehung zu den multiplen neuromen. *Berlin: A Hirschwald*, 1882.
3. Evans DGR, Huson SM, Donnai D et al. A genetic study of type 2 neurofibromatosis in the United Kingdom I. Prevalence, mutation rate, fitness, and confirmation of maternal transmission effect of severity. *J Med Genet* 1992; 29: 841-846.
4. Kanter WR, Eldridge R, Fabricant R, Allen JC, Koerber T. Central neurofibromatosis with bilateral acoustic neuroma. Genetic, clinical and biochemical distinctions from peripheral neurofibromatosis. *Neurology* 1980; 30: 851-859.
5. National Institutes of Health Consensus Development Conference statement on Neurofibromatosis. *Arch Neurol* 1987; 45: 575-579.
6. Mobley JP. Three-dimensional modelling of human brainstem structures for an auditory brainstem implant. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 1995; 104: 30-31.
7. Terr LI, Edgerton BJ. Surface topography of the cochlear nuclei in humans: two- and three-dimensional analysis. *Hear Research* 1985; 17: 51-59.
8. Klose AK, Sollman WP. Anatomical variations of landmarks for implantation at the cochlear nucleus. *J Laryngol Otol* 2000; 114 (Supl 27): 8-10.
9. McElveen JT, Hitselberger WE, House WF. Surgical accessibility of the cochlear complex in man: Surgical landmarks. *Otolaryngol Head and Neck Surg* 1987; 96: 135-140.
10. Sollman WP, Laszig R, Marangos N. Surgical experiences in 58 cases using the Nucleus 22 multichannel auditory brainstem implant. *J Laryngol Otol* 2000; 114 (Supl 27): 23-26.
11. Bacsik R, Strominger NL. The cytoarchitecture of the human anteroventral cochlear nucleus. *J Comp Neur* 1973; 147: 281-290.
12. Salvinelli F, De la Cruz A. *Otoneurosurgery and lateral skull base surgery*. Verduci Publisher, 1996. ISBN: 0-7216-7051-2.

Monitorización intraoperatoria de los implantes auditivos de tronco cerebral

J. Artieda González-Granda y M. Alegre Esteban

INTRODUCCIÓN

La idea de activar el sistema auditivo mediante estímulos eléctricos con el fin de reproducir el sonido es muy antigua. A. Volta en 1800, entre los múltiples experimentos que realiza para demostrar la existencia de electricidad en el sistema nervioso, estimula el conducto auditivo, que había rellenado previamente con una solución salina, y logra experimentar sensaciones auditivas (1). Penfield (2) en la década de 1950, durante la realización de intervenciones de cirugía de epilepsia, excita eléctricamente distintas áreas corticales a pacientes con el fin de localizar su función. Aunque su aportación científica más conocida es la demostración de la existencia de una somatopatía del área motora primaria, que dio origen a su celebre homúnculo, también estudia de forma sistemática la corteza auditiva. Djourno y Eyries en 1957 (3) publican sus experiencias al estimular el nervio auditivo mediante un electrodo extracoclear, y de esta forma inician la era de los implantes cocleares.

El primer implante central lo realiza W. House en 1979 (4). Coloca un manta de electrodos sobre la superficie del tronco cerebral conectada a un dispositivo de un solo canal, en un paciente con una neurofibromatosis, después de extirparle una neurofibroma del VIII par craneal. Desde los primeros implantes, se plantea diseñar técnicas de monitorización que permitan asegurar la adecuada colocación del implante auditivo de tronco cerebral (IATC) sobre la superficie de los núcleos cocleares (5,6). Hay que tener en cuenta que la causa más frecuente de lesión bilateral del VIII par craneal, y por tanto de indicación del IATC, es la neurofibromatosis tipo II. Los neurofibromas con frecuencia distorsionan la anatomía del ángulo pontocerebeloso, lo que dificulta la colocación del IATC con la precisión necesaria. Una inadecuada posición puede conllevar la falta de estimulación del sistema auditivo y generar efectos secundarios por la activación no deseada de otras estructuras, como pueden ser los núcleos o fibras vestibulares, fibras provenientes del núcleo facial, del glosofaríngeo o del vago (7). La técnica de monitorización que más se emplea en la actualidad es la de los potenciales evocados de tronco cerebral generados por la estimulación eléctrica de los núcleos cocleares y el registro de respuestas motoras indeseadas (potenciales musculares de acción compues-

tos), en músculos dependientes de los nervios facial, glosofaríngeo y vago.

FUNDAMENTOS Y ORIGEN DE LOS POTENCIALES EVOCADOS AUDITIVOS DE TRONCO CEREBRAL

Se denomina potencial evocado a la actividad eléctrica que se genera en el tejido nervioso como respuesta a un estímulo o un suceso. Los potenciales evocados pueden generarse en las fibras nerviosas (nervio periférico o tractos centrales) o en grupos neuronales (médula, tronco, tálamo, corteza). En el primer caso, el potencial que se registra lo produce la onda de avance del potencial de acción, y su vector depende de la dirección de los axones. En el segundo caso, son el resultado de la suma de muchos potenciales postsinápticos (8).

El término potencial evocado se utiliza, generalmente, para describir las respuestas ligadas a un estímulo sensitivo o sensorial que se generan a lo largo de la vía nerviosa correspondiente. Los potenciales se pueden clasificar por la latencia de aparición de las ondas en potenciales de corta, media y larga latencia. Cuanto más corta es la latencia, el origen es más subcortical y por tanto más cercano al punto de estímulo. Igualmente, las respuestas de corta latencia están menos sometidas a cambios por la colaboración del paciente, atención o fármacos. Los potenciales evocados auditivos que más se emplean en la rutina clínica son los de corta latencia o troncoencefálicos.

El registro de los potenciales evocados auditivos troncoencefálicos (PEATC) se realiza mediante electrodos de superficie situados en la mastoides ipsilateral y en el vértice. El estímulo que habitualmente se emplea es un clic de breve duración que se aplica mediante un auricular colocado frente a uno de los oídos, enmascarando el contralateral con ruido blanco. Se emplea una frecuencia de estimulación de 8-10 Hz, y la intensidad del estímulo sonoro es variable, dependiendo del motivo de la prueba. Para estudios cuyo interés es comprobar la integridad de la vía auditiva en el tronco, se usan intensidades entre 60 y 80 dB HL. Los potenciales evocados tienen una amplitud muy baja, lo que hace que queden enmascarados por la actividad electroencefalográfica y de artefactos como el electromiograma de los músculos cerca-

nos al punto de registro. El promedio permite extraer el potencial evocado de la actividad de fondo, ya que ésta sigue un patrón aleatorio, por lo que se atenúa a medida que aumenta el número de registros promediados, mientras que el potencial, que es una respuesta ligada en fase al estímulo, permanece constante. Es necesario promediar de 1.024 a 2.048 barridos para la obtención del PEATC, dado el pequeño voltaje de las ondas.

Los PEATC están constituidos por siete ondas que aparecen en los primeros 10 ms después del estímulo, denominadas con números romanos. Las ondas son positivas en el vértice (Cz), y las cinco primeras son las que tienen más relevancia clínica. La onda I aparece con latencia al pico algo menor de 2 ms, es detectable sólo en el lado estimulado y no en la mastoide contralateral. Se genera en la porción distal del nervio acústico. El resto de las ondas se registran en ambas mastoides. La onda II clásicamente se consideraba que tenía un origen en los núcleos cocleares, pero actualmente hay tendencia a considerar que se genera, al menos en parte, en la región proximal del nervio acústico; su amplitud es menor que la de las ondas I y III. Algo parecido sucede con la onda III; su origen está en la protuberancia y es la de mayor amplitud entre las ondas I y V, exclusive. Las ondas IV y V forman un complejo bifásico en el que puede presentar mayor amplitud cualquiera de ellas. Tras esta última, el potencial habitualmente cae por debajo de la línea de base por primera vez en el registro. La onda IV se genera en el lemnisco lateral, y la V en el colículo inferior. La onda V es la última en desaparecer al disminuir la intensidad del registro y por tanto la que se utiliza para determinar el umbral auditivo al realizar audiometrías por PEATC (8).

La presencia de estas ondas es prácticamente insensible a la acción de los anestésicos habituales, por lo que resulta la prueba de elección para la valoración de la vía auditiva en un paciente anestesiado (8).

POTENCIALES EVOCADOS DE TRONCO CEREBRAL POR ESTIMULACIÓN ELÉCTRICA DE LOS NÚCLEOS COCLEARES

La estimulación eléctrica de los núcleos cocleares, primer punto de relevo en la vía auditiva, genera también una serie de respuestas en los restantes escalones de la misma. La aparición de estas respuestas nos sirve para confirmar que la vía auditiva está siendo estimulada de forma efectiva por el IATC, orientar sobre la conveniencia de desplazarlo proximal o distalmente y determinar cuáles son los mejores electrodos y la derivación más conveniente.

Metodología y equipamiento

La metodología del registro es similar a la que se emplea habitualmente en el registro de los PEATC, aun-

que con algunas modificaciones. La diferencia fundamental es el tipo de estímulo empleado, en este caso un pulso eléctrico monofásico, de breve duración (50 a 150 μ s) y con una intensidad habitualmente menor de 1 mAmp. Los electrodos de registro se sitúan de forma diferente a la de los PEATC convencionales, con el fin de minimizar el artefacto del estímulo eléctrico. Hay que tener en cuenta que aunque el estímulo eléctrico sea de baja intensidad y duración, genera un artefacto mayor que un estímulo auditivo. La corta latencia de las ondas que se van a registrar magnifica el problema; el artefacto de estímulo es la mayor dificultad que nos encontraremos durante el registro de estos potenciales (9-11). Para minimizarlo, se coloca el electrodo activo (positivo) sobre el vértice (Cz) y la referencia (negativo) a nivel cervical (C7). De esta forma, el eje del registro queda aproximadamente perpendicular al del estímulo eléctrico. La tierra se emplaza a medio camino entre Cz y C7, aproximadamente a la altura del límite del cuero cabelludo. Algunos grupos utilizan montajes diferentes que se asemejan más al que se realiza convencionalmente para los PEATC (12).

A pesar de todo, para minimizar el artefacto del estímulo eléctrico es necesario el uso de un sistema de desconexión del amplificador durante la estimulación (*blanker*), para evitar que éste quede saturado por el estímulo eléctrico (9-11). Este sistema puede venir integrado ya en el amplificador o ser externo al mismo, combinado con el sistema de sincronización. El intervalo de desconexión debe regularse para comenzar antes del estímulo y tener una duración justa para suprimir el artefacto sin anular posibles respuestas. En ocasiones puede resultar necesario promediar una respuesta sin uso del *blanker* para determinar exactamente los valores de latencia.

La figura 1 muestra un esquema del equipo necesario para el registro de los potenciales auditivos de tronco evocados por estimulación eléctrica. Se puede realizar con un equipo estándar de potenciales evocados, que admita pulsos de sincronización externos. Se emplean barridos (tiempo de análisis) de 10 ms, con los filtros habituales para el registro de PEATC (en nuestro caso, 100-10.000 Hz). La adquisición se desencadena con un pulso de sincronización del ordenador que dispara simultáneamente el IATC para que genere el estímulo eléctrico. Los parámetros de estimulación eléctrica los controla el programa que maneja el estimulador. La frecuencia de estimulación aconsejada es de hasta 20 Hz. La distorsión de la morfología de las ondas del potencial y de los valores de latencia es pequeña a esta frecuencia, y se reduce a la mitad el tiempo de exploración, lo que resulta fundamental en el quirófano. Habitualmente se necesitan promediar en torno a 1.000 barridos para obtener una respuesta reproducible (11).

Además del artefacto de estímulo, otros artefactos habituales en el quirófano pueden generar dificultades en el registro de los potenciales. El más habitual a pesar

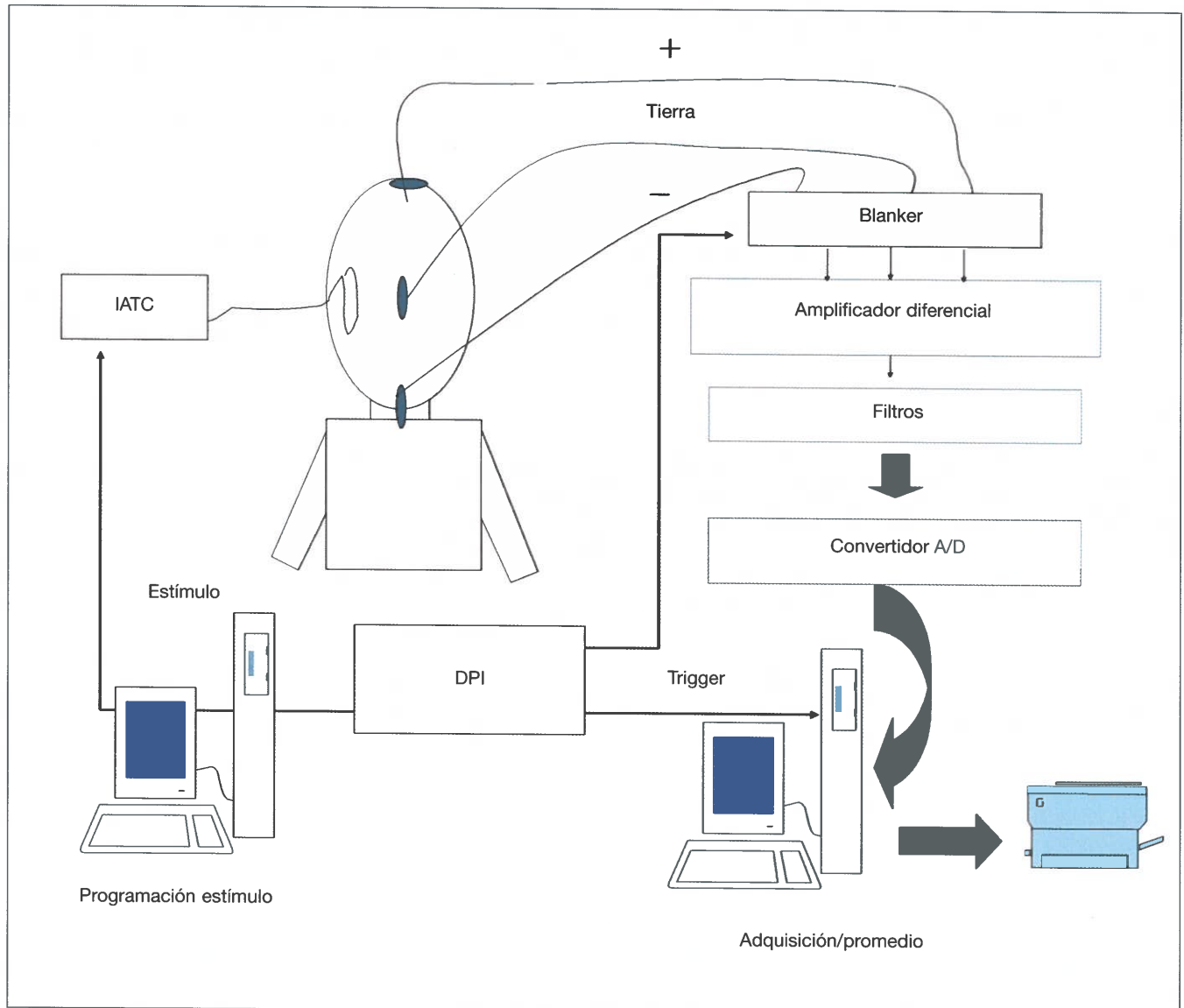


Figura 1. Esquema del equipamiento necesario para el registro de los potenciales de tronco cerebral evocados por estimulación eléctrica de los núcleos cocleares.

de filtrarse la señal es la interferencia electromagnética a 50 Hz procedente de la red eléctrica. Motores de la mesa de quirófano, sistemas de iluminación o visores de radiografías pueden ser la fuente de interferencia, si bien es necesaria en muchas ocasiones su desconexión. Los bisturís eléctricos o sistemas de electrocoagulación pueden ser peligrosos y una fuente de interferencia, por lo que es preciso su desconexión en el momento de la conexión de los aparatos de registro. Otras fuentes de señales de alta frecuencia son las ondas de radio, buscapersonas o telefonía móvil, que dependiendo de la ubicación del quirófano y su aislamiento pueden ser un grave problema, ya que en ocasiones es prácticamente imposible eliminarlas.

Sistemática de estimulación e identificación de artefactos

El objetivo de la monitorización es cubrir con la estimulación toda la zona donde se ha colocado la manta de electrodos, con el fin de determinar qué electrodos son los más efectivos e identificar aquellos cuya estimulación pueda producir efectos secundarios. Por ello, es importante hacer varios potenciales estimulando electrodos representativos que cubran toda la zona. La estimulación se puede aplicar a través de los electrodos del IATC de distintas formas; se puede emplear estimulación monopolar, en la que el electrodo de estimulación se refiere a un estímulo lejano, o bipolar, en la que el estí-

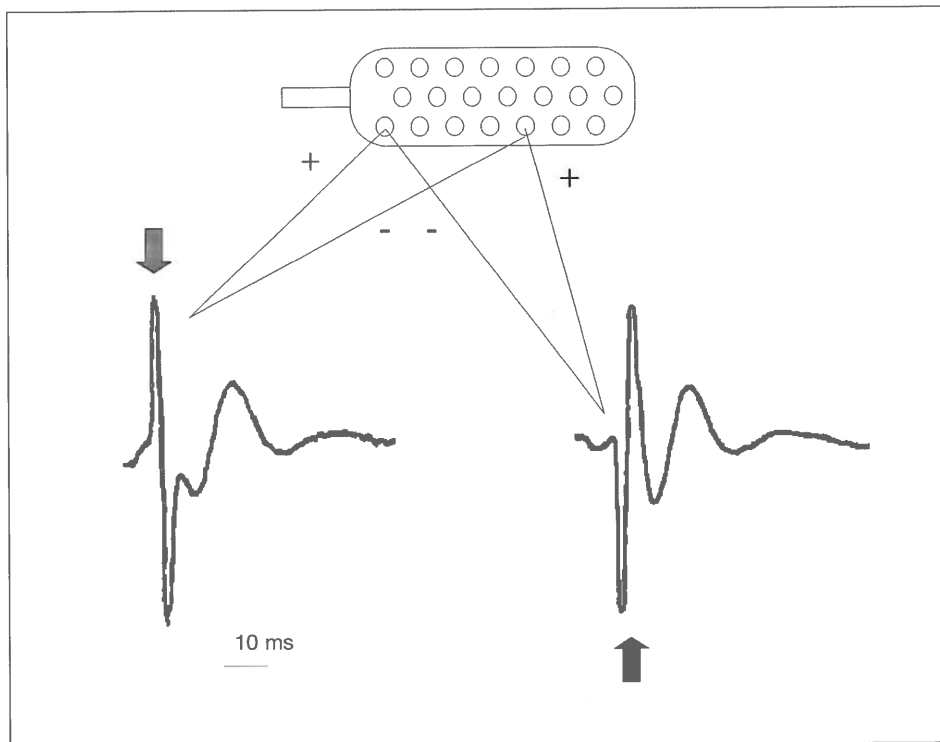


Figura 2. Potenciales de tronco cerebral evocados por el estímulo eléctrico en los núcleos cocleares aplicado bipolarmente entre dos electrodos del implante auditivo de tronco cerebral. Se puede observar como el cambio de polaridad en los electrodos de estimulación provocan el cambio de fase del artefacto de estimulación, pero no la respuesta evocada en el tronco cerebral, que permanece siempre positiva en el vértice.

mulo se aplica entre dos electrodos del implante que pueden ser colindantes o estar separados. En el caso de la estimulación bipolar un electrodo actuaría de ánodo y el otro de cátodo, polaridades que son intercambiables. No existe una fórmula universalmente aceptada, y en cada caso se deben realizar el número de potenciales que se piensen necesarios para cumplir los objetivos antes mencionados.

Los potenciales que se van a registrar comienzan siempre con un artefacto de estímulo que en ocasiones puede provocar problemas de identificación de las ondas. Una forma útil para diferenciar el artefacto de la actividad neural es cambiar la polaridad de los electrodos de estimulación, especialmente cuando estamos haciendo un montaje bipolar de electrodos próximos. Cuando el cátodo se vuelve ánodo y viceversa el artefacto que registramos cambia también de polaridad, pero no las ondas de los potenciales evocados (fig. 2).

Otro método para confirmar que las respuestas obtenidas corresponden a la actividad neural y no a otros artefactos es comprobar su amplitud en relación con la intensidad del estímulo. Una respuesta de origen neural debe saturarse, sin que crezca a partir de una determinada intensidad, mientras que un artefacto de estímulo crece linealmente de manera continua.

Tipos y origen de las respuestas

Se han descrito fundamentalmente dos patrones de respuesta "auditiva" a la estimulación eléctrica a través

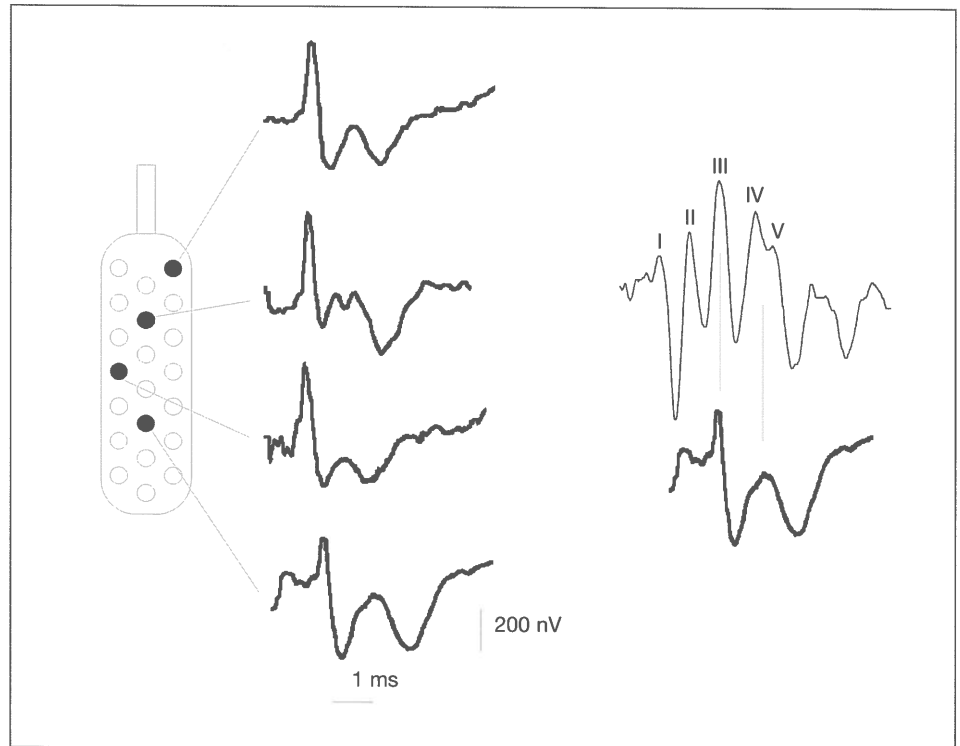
del IATC (10-13). El patrón más frecuente consiste en la aparición de dos ondas positivas en el vértice con una negatividad intermedia, siendo la primera onda más estrecha, con latencias en torno a 0,5 y 1,5 ms. En ocasiones, la latencia de esta segunda onda es mayor.

El segundo patrón, más infrecuente, consiste en la aparición de tres ondas positivas en el vértice. Las dos primeras presentan valores de latencia comparables a las ondas del patrón anterior, con valores más altos para la tercera (2,3 ms) (10-13). La figura 3 muestra un ejemplo de registro del patrón con dos ondas, comparado con unos PEATC normales.

Se ha especulado mucho sobre el origen de estas respuestas, incluso algunas de las hipótesis han llegado a replantear el origen de las ondas de los PEATC. Si se acepta, como han sugerido diversos autores (14-16), que la onda III es la primera respuesta de origen puramente central, resultaría lógico esperar un patrón de tres ondas. De esta forma, cada una de las tres ondas que se obtenga correspondería a las ondas III, IV y V de los PEATC. Las latencias y la morfología no son exactamente iguales a lo que cabría esperar, pero estas diferencias podrían explicarse por las diferencias en la sincronización de la despolarización de neuronas y axones que teóricamente podrían existir entre la estimulación directa de los núcleos cocleares, la estimulación del nervio o de las células ciliadas cocleares.

Resulta más difícil explicar las respuestas con sólo dos ondas (las más frecuentes). El hecho de que se obtengan sensaciones auditivas útiles en sujetos con este tipo de respuestas plantea la posibilidad de que las diferentes

Figura 3. Potenciales de tronco cerebral evocados por el estímulo eléctrico en los núcleos cocleares. Se puede observar la distinta morfología al estimular monopolarmente en electrodos diferentes. A la derecha de la figura se compara la morfología de estos potenciales con los de un potencial evocado auditivo troncoencefálico (PEATC). Se han alineado ambos potenciales para que la primera onda coincida con la onda III de los PEATC.



ondas de los PEATC no sean consecuencia del procesamiento en serie de la información auditiva, como se consideraba clásicamente, sino de un procesamiento en paralelo (17-19). Se ha propuesto en esta línea que tanto la onda IV como la V podrían tener su origen en el colículo inferior. La onda IV se generaría por una vía directa desde los núcleos cocleares y la onda V a través de una vía indirecta que haría sinapsis en la oliva superior. Si se admite esta hipótesis, la respuesta de dos ondas podría entonces relacionarse con una estimulación parcial de los núcleos cocleares, de forma que sólo una de las dos vías se activaría. El núcleo coclear dorsal presenta conexiones directas con el colículo inferior, y es más accesible desde la superficie del receso lateral, por lo que su estimulación podría generar la respuesta más frecuente. También la región posteroventral del núcleo coclear ventral presenta conexiones directas, que nacen de las neuronas de mayor tamaño (y por tanto más excitables) que las responsables de las conexiones indirectas.

No se ha encontrado una correlación clara entre el tipo de respuesta (dos o tres ondas) y la calidad postoperatoria de la audición; no debe olvidarse que existen muchos otros factores involucrados en esta última, como el número de electrodos útiles, programación, tolerabilidad y tonotopía. Existen algunas descripciones aisladas de otros patrones de ondas con una correlación menos clara con la función postoperatoria (20).

La falta de respuesta a la estimulación, si las condiciones técnicas son correctas, es un factor de muy mal pronóstico para la función del implante.

En el registro de los potenciales pueden observarse en ocasiones ondas tardías generadas por la respuesta muscular a la estimulación del nervio facial. Pueden distinguirse de las ondas de origen auditivo por su latencia, amplitud y morfología (ondas lentas tardías de gran amplitud). Su presencia se correlaciona lógicamente con efectos secundarios faciales si no se desplaza el implante.

OTROS PROCEDIMIENTOS DE MONITORIZACIÓN

De manera simultánea a la monitorización mediante potenciales evocados, debe monitorizarse la actividad electromiográfica de músculos dependientes de los nervios VII, IX y X para descartar una posible estimulación de los mismos. Basta con situar electrodos monopares de superficie o de aguja en los músculos dependientes de cada uno de ellos, y observar o promediar su señal a la vez que se realiza la estimulación para los potenciales auditivos. La ausencia de respuesta muscular indica que los troncos o núcleos correspondientes no están siendo estimulados, y disminuye la probabilidad de los efectos secundarios postoperatorios.

La monitorización de la colocación de los implantes cocleares se realiza habitualmente empleando la telemetría de respuestas neurales (NRT), que consiste en el análisis de la respuesta de corta latencia que se obtiene en uno de los electrodos del implante al estimular con otro u otros, empleando un paradigma de sustracción.

Presenta como ventaja frente a los potenciales evocados auditivos descritos el no requerir un equipo externo para su obtención. Se ha intentado aplicar esta misma metodología a los implantes de tronco, con resultados infructuosos. Aunque se pueden registrar respuestas, éstas pueden proceder de estructuras tanto auditivas como no auditivas, ya que en la región del receso lateral coexisten múltiples núcleos y vías. Hasta el momento no se ha logrado encontrar un parámetro fiable que permita discernir el origen de estas respuestas. Aunque se continúa trabajando en su desarrollo, no se recomienda el uso de esta técnica como sustituto de los potenciales evocados auditivos en la monitorización de la colocación de los implantes de tronco.

BIBLIOGRAFÍA

- Volta A. On the electrical activity by mere contact of conduction substances of different kinds. *Trans R Soc Phil* 1800; 90: 403-431.
- Penfield W. The excitable cortex in conscious man. Liverpool: Liverpool University Press, 1958.
- Djourno A, Eyries C. Prothese auditive par excitation électrique à distance du nerf sensoriel à l'aide d'un bobinage inclus à demeure. *Press Méd* 1957; 35: 1417-1423.
- Hitselberg WE, House WF, Edgerton BJ, Whitaker S. Cochlear nucleus implant. *Otolaryngol. Head Neck Surg* 1984; 92: 52-54.
- Brackmann DE, Hitselberger WE, Nelson RA, Moore JK, Waring MD, Portillo F et al. Auditory brainstem implant. I. Issues in surgical implantation. *Otolaryngol Head Neck Surg* 1993; 108: 624-633.
- Shannon RV, Fayad J, Moore JK, Lo WWM, Otto S, Nelson RA et al. Auditory brainstem implant. II. Postsurgical issues and performance. *Otolaryngol Head Neck Surg* 1993; 108: 634-642.
- Marangos N, Stecker M, Sollmann WP, Laszig R. Stimulation of the cochlear nucleus with multichannel auditory brainstem implants and long-term results: Freiburg patients. *J Laryngol Otol* 2000; 114(Supl 27): 27-31.
- Ciges M, Artieda J, Sainz M, Sting de Mendez M. Potenciales evocados: somatosensoriales, visuales y auditivos. Sevilla: Omega, 1992.
- Waring MD. Electrically evoked auditory brainstem response monitoring of auditory brainstem implant integrity during facial nerve tumor surgery. *Laryngoscope* 1992; 102: 1923-1925.
- Waring MD. Auditory brain-stem responses evoked by electrical stimulation of the cochlear nucleus in human subjects. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1995; 96: 338-347.
- Alegre M, Iriarte J, Manrique M, Huarte A, Vanaclocha V, Artieda J. Potenciales auditivos troncoencefálicos evocados por la estimulación eléctrica de los núcleos cocleares durante la colocación de implantes auditivos centrales. *Rev Neurol* 1999; 29: 198-200.
- Frohne C, Matthies C, Lesinski-Schiedat A, Battmer RD, Lenarz T. Extensive monitoring during auditory brainstem implant surgery. *J Laryngol Otol* 2000; 114(Supl 27): 11-14.
- Waring MD. Refractory properties of auditory brain-stem responses evoked by electrical stimulation of human cochlear nucleus: evidence of neural generators. *Electroencephalogr. Clin Neurophysiol* 1998; 108: 331-334.
- Möller AR, Janetta PJ. Auditory evoked potentials recorded from the cochlear nucleus and its vicinity in man. *J Neurosurg* 1983; 59: 1013-1018.
- Möller AR, Janetta PJ, Möller MB. Neural generators of brainstem evoked potentials. Results from human intracranial recordings. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 1981; 90: 591-596.
- Möller AR, Janetta PJ, Sekhar IN. Contributions from the auditory nerve to the brain stem auditory evoked potentials (BAEPs): results of intracranial recording in man. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1988; 71: 198-211.
- Durrant JD, Martin WH, Hirsch B, Schwegler J. 3CLT ABR analyses in a human subject with unilateral extirpation of the inferior colliculus. *Hear Res* 1994; 72: 99-107.
- Moore JK, Ponton CW, Eggermont JJ, Wu BJ, Huang JQ. Perinatal maturation of the auditory brain stem response: changes in path length and conduction velocity. *Ear Hear* 1996; 5: 411-418.
- Ponton CW, Moore JK, Eggermont JJ. Auditory brain stem response generation by parallel pathways: differential maturation of axonal conduction time and synaptic transmission. *Ear Hear* 1996; 5: 402-410.
- Luetje CM, Whittaker CK, Geier I, Mediavilla SJ, Shalloo JK. Feasibility of multichannel human cochlear nucleus stimulation. *Laryngoscope* 1992; 102: 23-25.

Implantes auditivos troncoencefálicos: complicaciones y resultados clínicos

F.J. Cervera-Paz y M.D. Romero Panadero

INTRODUCCIÓN

En este capítulo vamos a revisar las complicaciones que han aparecido con más frecuencia y los resultados clínicos que se obtuvieron con los implantes auditivos troncoencefálicos Auditory Brainstem Implant (ABI). La gran mayoría de los pacientes que hasta el momento han recibido un ABI son sujetos que padecen de neurofibromatosis de tipo II (NF II), una cruel enfermedad que produce una discapacidad progresiva, que incluye la auditiva, debido al desarrollo de tumores de las vainas nerviosas. Es importante tener esto en cuenta, ya que los resultados que se obtienen con los ABI también dependen, en alguna medida, de las discapacidades asociadas a la auditiva.

Sin embargo, la principal limitación de los resultados se debe a que la estimulación eléctrica de los ABI se realiza sobre la superficie del complejo de los núcleos cocleares (CNC). Esto hace que la estimulación eléctrica no sea apenas selectiva para cada frecuencia sonora, pues el ABI no es capaz de producir una activación tonotópica del CNC. La explicación de ello se basa en que el órgano de Corti se proyecta tonotópicamente hasta cada una de las subdivisiones del CNC, que sigue un estricto patrón topográfico relacionado con la frecuencia de los sonidos. Así, las fibras procedentes del ápex coclear, que transmiten información de sonidos de frecuencia baja, inervan preferentemente a la porción ventral del núcleo coclear anteroventral, al posteroventral y al núcleo dorsal; en contraposición, las fibras procedentes de regiones cocleares más basales, que transmiten información de sonidos de frecuencia más alta, terminan en las regiones más dorsales de cada subdivisión del CNC (fig. 1) (1).

Por todo ello, se entiende así que uno de los principales desafíos en el diseño de nuevos implantes auditivos troncoencefálicos sea conseguir prótesis que proporcionen una estimulación “tonotópica” (2,3). Posiblemente para ello habrá que emplear implantes con electrodos penetrantes, que permitan la estimulación directa de las neuronas magnocelulares del núcleo anteroventral (fig. 2), y en particular las neuronas multipolares que, a diferencia de otros tipos neuronales, envían sus axones directamente al colículo inferior (4), por lo que algunos autores las proponen como el blanco ideal para la estimulación

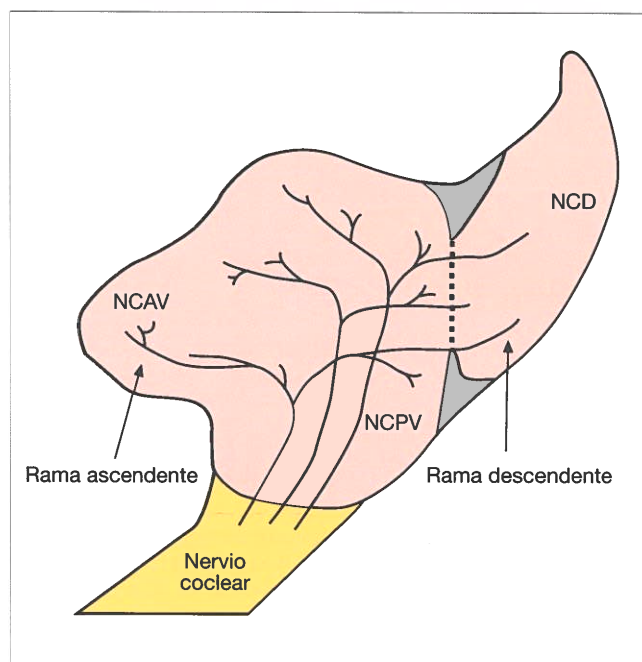


Figura 1. División ordenada de las ramas del nervio coclear hacia las subdivisiones del complejo de los núcleos cocleares, siguiendo un patrón tonotópico. NCAV: núcleo anteroventral; NCPV: núcleo coclear posteroventral; NCD: núcleo coclear dorsal.

eléctrica. El empleo de implantes penetrantes o híbridos (de superficie y penetrantes) posiblemente permitirá además estimular más selectivamente las neuronas esféricas (relacionadas con la percepción de la diferencia temporal en la llegada del sonido a los dos oídos), o las globulares (relacionadas con la percepción de la diferencia de intensidad sonora), o a las neuronas en pulpo (relacionadas con la percepción de aspectos temporales del sonido, como su duración) (4). Con este tipo de dispositivos es posible que se consiga un mejor patrón estimulación tonotópica del CNC que redunde en un mejor resultado clínico (5).

La incidencia de las patologías en las que se indica un ABI es escasa. En el momento de redactar este capítulo, en todo el mundo se han implantado alrededor de 350 pacientes con este dispositivo.

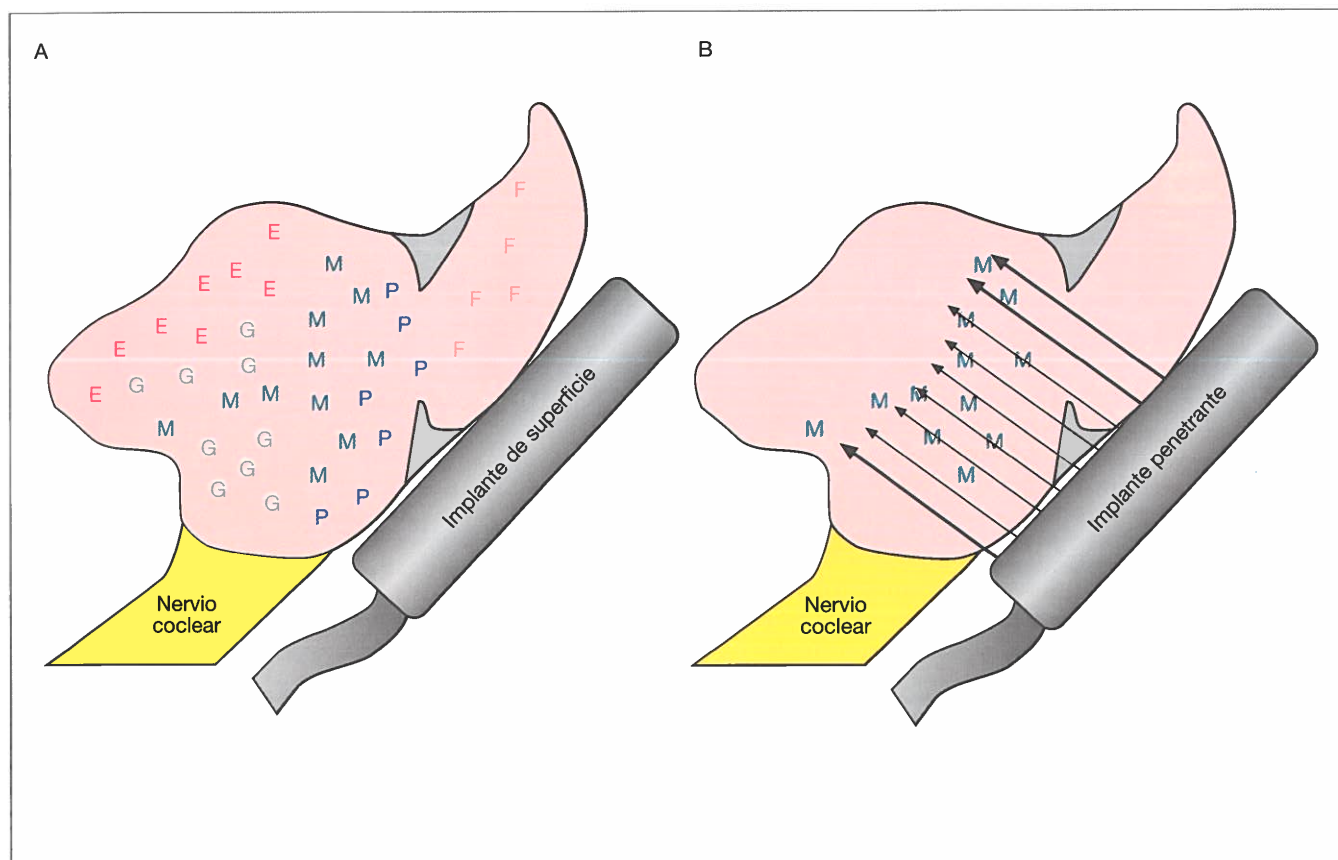


Figura 2. A) Situación de un implante de superficie en relación con las subdivisiones del complejo de los núcleos cocleares y a sus tipos neuronales magnocelulares. B) Situación ideal de un implante con electrodos penetrantes, con las neuronas auditivas que se pretenderían estimular de forma más selectiva. F: neurona fusiforme; P: neurona en pulpo; G: neurona globular; M: neurona multipolar; E: neurona esférica.

Los resultados obtenidos hasta el momento son limitados desde el punto de vista auditivo, pero han permitido tener seguridad en cuanto a la correcta biotolerancia a los materiales que se han empleado en su fabricación y la adecuada tolerancia al estímulo eléctrico crónico en el área del CNC (6) y a la eficacia en la activación de la vía auditiva y seguridad desde el punto de vista de excitabilidad neuronal del CNC (7-9).

COMPLICACIONES

Las complicaciones agudas que aparecen en la gran mayoría de los pacientes receptores de un ABI son las propias y consecuentes al procedimiento quirúrgico de la extirpación tumoral previa a la colocación del dispositivo, sea por vía traslaberíntica, retrosigmoidea o suboccipital. Por tanto, en las series publicadas aparecen como complicaciones fístulas de líquido cefalorraquídeo, pérdida de los restos auditivos, paresias o parálisis facial, meningitis, o algún caso de muerte postoperatoria. Ninguna de estas complicaciones se debe al propio dispositivo

implantado, por lo que el procedimiento de la implantación en sí no aumenta el riesgo quirúrgico (6).

En los principales trabajos publicados sobre los resultados con los ABI (6,10) se detallan las complicaciones crónicas que han aparecido en los pacientes, que casi siempre están relacionadas con la propia NF II. En este sentido, algunos pacientes de las distintas series fallecieron a causa de complicaciones en las intervenciones quirúrgicas destinadas a la extirpación de otros tumores cerebrales o espinales o por otras causas (6,10). Éste es el caso de uno de nuestros pacientes, que desgraciadamente falleció recientemente a causa de una complicación neumónica tras una intervención neuroquirúrgica. La autopsia reveló que el ABI se encontraba correctamente posicionado y no había causado un daño significativo al tejido cerebral tras tres años de estimulación eléctrica (fig. 3).

Con respecto a las complicaciones que se derivan de la propia implantación sólo se ha descrito un caso de emigración del dispositivo en un paciente con gran receso lateral (11); en este paciente, al cabo de tres meses de la cirugía inicial, tras comprobar la imposibilidad de acti-

vacación del ABI se realizó un nuevo procedimiento quirúrgico con el fin de reposicionar el ABI, en el que se comprobó que sobre el ABI se había formado muy poco tejido cicatricial. Se procedió a su reposicionamiento y a su fijación con pasta de teflón, cuyo resultado fue exitoso. Esta experiencia clínica prueba la posibilidad de reimplantación apuntada por nuestro grupo en las cirugías experimentales con ABI que se realizaron en macacos (12).

PERCEPCIONES NO AUDITIVAS: EFECTOS INDESEABLES

La aparición de efectos secundarios indeseables con la activación del ABI se debe a la dispersión de la corriente eléctrica a otras áreas cerebrales adyacentes al CNC (núcleos vestibulares, núcleo o nervio facial, flóculo cerebeloso, pedúnculo cerebeloso inferior). Por ello, debe extremarse el cuidado en la correcta colocación del dispositivo durante la cirugía; el cirujano debe ayudarse no sólo de las referencias anatómicas sino de un neurofisiólogo experto para obtener registros de potenciales auditivos intraoperatorios, que le permitan asegurar la localización del CNC; o dicho en otras palabras, cualquier esfuerzo en la programación no será capaz de compensar un ABI que se coloque incorrectamente (10). Las sensaciones anómalas que se perciben suelen ser homolaterales al lado implantado, aunque también se han descrito parestesias contralaterales.

En general, los distintos estudios que hemos revisado describen una disminución de la intensidad de los efectos secundarios con el paso del tiempo, aunque el principal factor determinante de su aparición es la localización de los electrodos que las provocan; así, los electrodos que con más frecuencia producen estos efectos indeseables son los que se localizan en los extremos del ABI, y en particular los que se sitúan más medialmente (10). Esa disminución de los efectos indeseables puede permitir recuperar para la estimulación auditiva electrodos que inicialmente hubo que anular. A veces, para la eliminación del efecto indeseable basta con disminuir los parámetros de la corriente liberada a través del electrodo causal (13,14). Sin embargo, en el estudio con ABI de ocho electrodos el 25% de los éstos no pudo activarse debido a la aparición de efectos indeseables (10); con el dispositivo que se empleó en el ensayo europeo ocurrió lo mismo en casi el 50% de sus 21 electrodos (6).

En el momento de la activación del ABI la percepción no auditiva más frecuente es la aparición de una sensación de mareo-vértigo en algunas series (11), aunque en otras supone un mínimo porcentaje (6,10). En el ensayo clínico americano (15), las sensaciones no auditivas se localizan en la cabeza y el cuello hasta en un 60% de los pacientes, mientras que en ensayo europeo esta cifra supera el 75% (6).

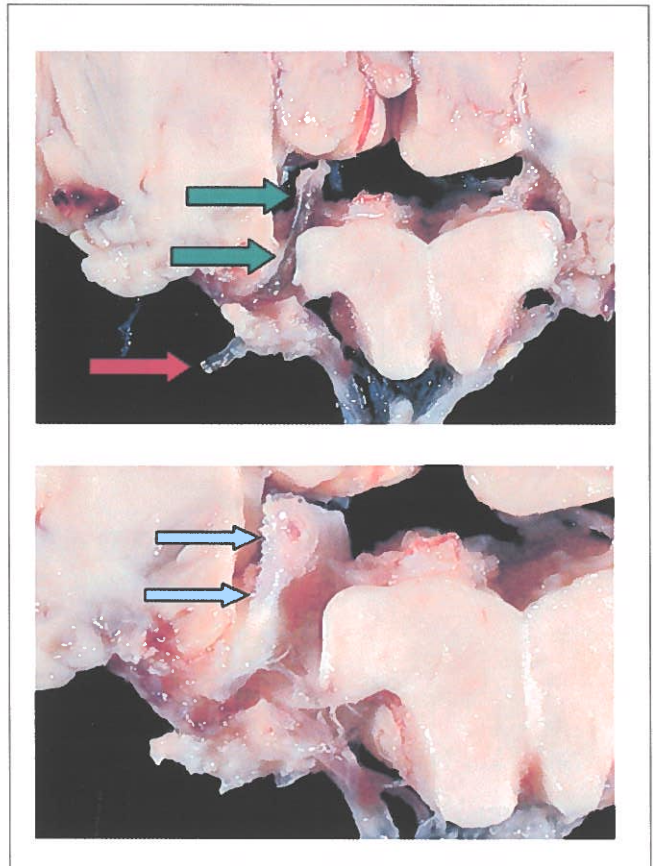


Figura 3. Cerebro de una paciente con neurofibromatosis, implantada en la clínica universitaria. En la sección coronal de arriba se puede observar el ABI (flechas verdes) colocado correctamente sobre el área del complejo de los núcleos cocleares; el cable (flecha burdeos) emerge por el ángulo pontocerebeloso. En la fotografía inferior ya se ha extraído el implante; puede observarse la cápsula fibrótica formada a su alrededor, en cuyo seno se llegan a distinguir las fibras del Dacron de la malla de fijación del ABI (flechas azules). En ambas imágenes se aprecia una deshidratación y retracción cerebrales por el efecto del formol.

PERCEPCIÓN AUDITIVA

El grupo del House Ear Institute de Los Ángeles (EE.UU.), con dilatada experiencia tanto en el campo de los implantes cocleares como en los troncoencefálicos, compara los resultados auditivos que se obtuvieron con los ABI con los que se consiguieron con los implantes cocleares monocal (10). La mayoría de los pacientes describen que la percepción auditiva con un ABI puede ser extraña al principio de la activación, ya que no se oyen las cosas de forma natural, ni siquiera aquellos que alcanzan una altas cotas de beneficio (15). Esto puede provocar un cierto desánimo en los pacientes que tenían demasiadas expectativas en el funcionamiento del dispositivo. Por eso durante el período informativo previo a la cirugía hay que hacer hincapié en que los trabajos de revisión de

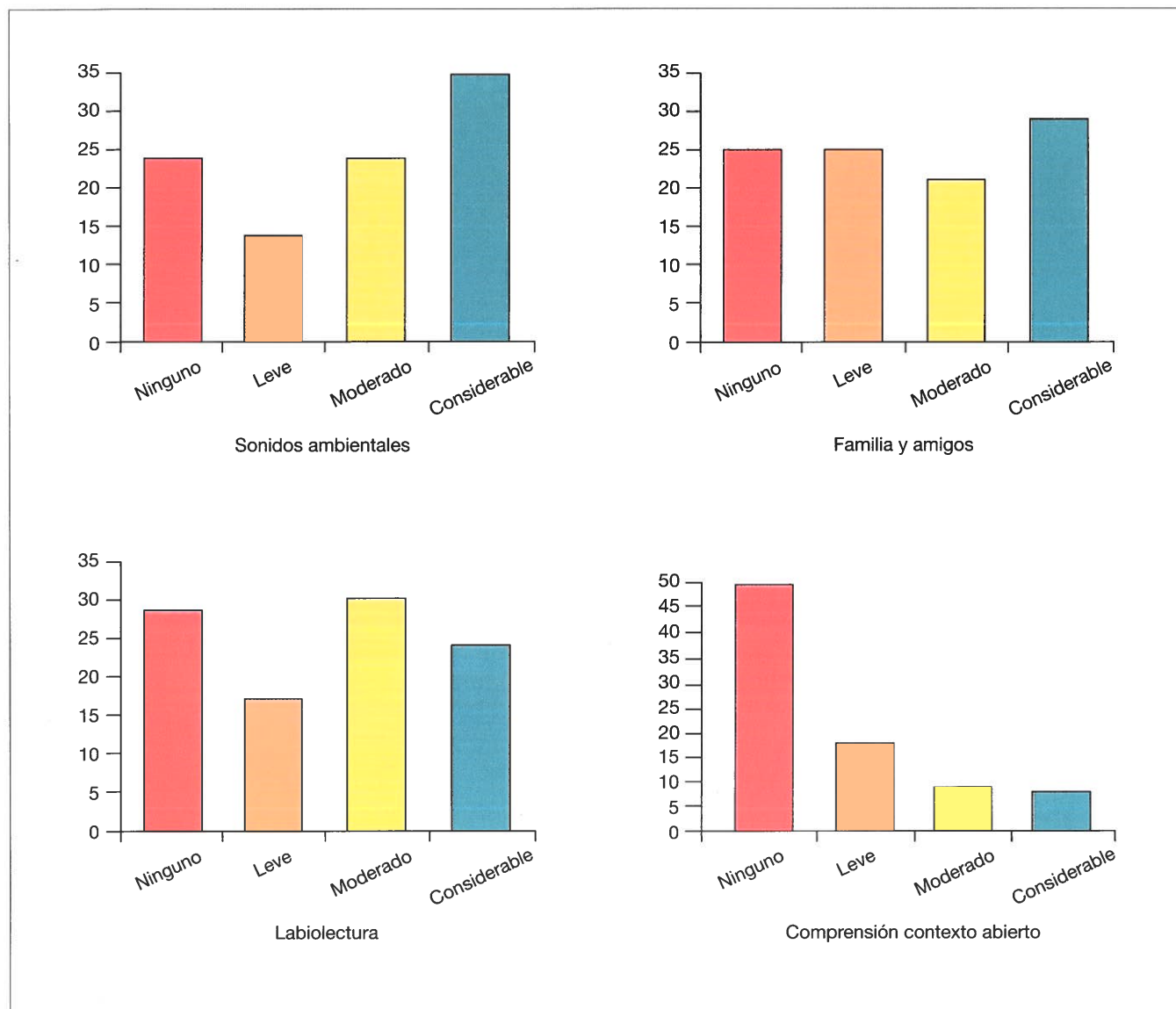


Figura 4. Resumen del beneficio auditivo que han aportado los ABI en distintas situaciones y contextos (datos de Cochlear).

resultados exponen con claridad que existe un verdadero *aprendizaje auditivo* con el ABI, que puede llegar a producir incrementos significativos durante un período de hasta dos años tras la activación (10).

La explicación de ello es la nueva forma de estimulación de la vía auditiva: estimulamos eléctricamente, en un lugar nuevo y con un patrón “desfavorable” desde el punto de vista tonotópico (11). Tampoco la estimulación de superficie del CNC permite obtener un patrón sonoro frecuencial similar al que se obtiene en pacientes portadores de implantes cocleares (10). Por este motivo, se aconseja un tiempo óptimo de espera para tener los primeros resultados significativos de seis meses tras la activación (11), en el que son cruciales los tres primeros meses (10).

En la exploración auditiva de los pacientes con ABI suelen emplearse las mismas pruebas logaudiométricas que se usan en los pacientes con implantes cocleares, aunque, como hemos señalado ya, las situaciones basales de las vías auditivas no son equiparables.

Los datos más actuales de los que disponemos (fig. 4), facilitados por Cochlear, muestran que más del 75% de los pacientes tienen una mejoría en la percepción de sonidos ambientales, que es considerable en más del 35% de los pacientes. El ABI permite al 75% de los pacientes mejorar su comunicación con la familia y sus amigos, aunque sólo aproximadamente el 10% de los pacientes con ABI tienen una comprensión vocal en contexto abierto suficiente como para desarrollar una comunicación sin apoyo de lectura labial o visual.

Uno de los principales beneficios que aportan los ABI es la mejoría que obtienen los pacientes en su capacidad labiolectora, que se incrementa en el 70% de los pacientes. Desgraciadamente, en algunos pacientes con NF II puede aparecer o agravarse una deficiencia visual debida a la evolución de la propia enfermedad, por lo que este beneficio tan importante puede verse mermado.

PERCEPCIÓN DEL BENEFICIO DEL ABI: SATISFACCIÓN

Uno de los principales indicadores del beneficio auditivo de un dispositivo es su uso a diario; en el caso de los ABI, aunque es un parámetro variable, llega a ser hasta del 100% en algunas series de pacientes (16). También el tiempo de uso durante el día es una medida que manifiesta el beneficio que se obtiene, que con los ABI es también variable, entre 4 y 13 h al día (6,10,16).

Todos los estudios revisados hacen referencia al gran beneficio que obtienen los pacientes implantados en la percepción de los sonidos ambientales. Este beneficio permite a los pacientes superar el aislamiento sonoro en el que se encontraban antes de la activación del dispositivo (17). La discriminación de los sonidos ambientales suele basarse en la percepción de patrones temporales (10). La mayoría de los pacientes emplean el ABI tanto en un ambiente ruidoso como en uno tranquilo, aunque aproximadamente un 20% lo usan sólo en uno tranquilo, pues sienten un gran cansancio debido al esfuerzo que deben realizar en estar atentos (16).

En cuanto a la calidad del sonido, aproximadamente un 75% de pacientes describen que son capaces de distinguir la voz de un adulto de la de un niño, y un 65% pueden distinguir la voz de un hombre de la de una mujer (6,16). Esto da buena idea de que no es fácil que los pacientes distingan una correcta diferenciación tonal (10).

Nuestra experiencia corrobora la de otros, como la del grupo de Hannover. La satisfacción por el ABI no depende sólo de los resultados audiométricos objetivos, sino que en gran medida depende de las expectativas que tenía el paciente antes de la cirugía y de si los pacientes son capaces de sacar partido al ABI en las distintas situaciones de la vida cotidiana (16). En este sentido, los distintos grupos investigadores han desarrollado cuestionarios que, aunque no tienen una "validación científica", indican los beneficios principales de los pacientes portadores de un ABI (6,10,15). En estos cuestionarios, alrededor del 85% de los pacientes relatan que la decisión de colocarse el ABI fue adecuada, ya que obtienen beneficio de su dispositivo, y un 75% de ellos lo recomendarían a otros pacientes en su misma situación (15).

CONCLUSIONES

Los pacientes con NF II se ven abocados a una sordeza bilateral por la evolución natural de su enfermedad. Mediante el empleo de ABI se puede conseguir una rehabilitación auditiva, de grado muy variable, en un número considerable de pacientes, que les permite sobreponerse en cierta medida a las graves limitaciones propias de la enfermedad. Aunque los resultados actuales son altamente satisfactorios, sólo en uno de cada 10 pacientes es probable que las innovaciones tecnológicas y en las estrategias de estimulación intranuclear consigan mejorarlos en un futuro no muy lejano.

AGRADECIMIENTOS

Queremos expresar nuestro más sincero reconocimiento al Dr. ingeniero Barry Nevison, de Cochlear Europa (Londres) por facilitarnos los datos más recientes sobre los pacientes implantados.

BIBLIOGRAFÍA

- Arnesen AR, Osen KK. The cochlear nerve in the cat: topography, cochleotopy, and fiber spectrum. *J Comp Neurol* 1978; 178: 661-678.
- El-Kashlan HK, Niparko JK, Altschuler RA, Miller JM. Direct electrical stimulation of the cochlear nucleus: surface vs. penetrating stimulation. *Otolaryngol Head Neck Surg* 1991; 105: 533-543.
- El-Kashlan HK. Multichannel cochlear nucleus stimulation. *Otolaryngol Head Neck Surg* 1999; 121: 169-175.
- Saldaña E, Merchán M. Sistema auditivo. En: Delgado-García JM, Ferrús A, Mora F, Rubia FJ, eds. *Manual de Neurociencia*. Madrid: Ed. Síntesis, 1998; p. 507-538.
- McCreery DB, Moore JK, Shannon RV, Baskent D, Friesen L. A cochlear nucleus auditory prosthesis based on microstimulation. *Quarterly Progress Report* 9. July-September 2000.
- Nevison B, Laszig R, Sollmann WP, Lenarz T, Sterkers O, Ramsden R, et al. Results from a European clinical investigation of the Nucleus multichannel auditory brainstem implant. *Ear Hear* 2002; 23(3): 170-183.
- Ni D, Seldon HL, Shepherd RK, Clark GM. Effect of chronic electrical stimulation on cochlear nucleus neuron size in normal hearing kittens. *Acta Otolaryngol* 1993; 113: 489-497.
- Liu X, McPhee G, Seldon HL, Clark GM. Acute study on the neuronal excitability of the cochlear nuclei of the guinea pig following electrical stimulation. *Acta Otolaryngol* 1997; 117: 363-375.
- Liu X, McPhee G, Seldon HL, Clark GM. Histological and physiological effects of the central auditory prosthesis: surface versus penetrating electrodes. *Hear Res* 1997; 114: 264-274.
- Otto SR, Brackmann DE, Hitselberger WE, Shannon RV, Kuchta J. Multichannel auditory brainstem implant: update on performance in 61 patients. *J Neurosurg* 2002; 96(6): 1063-1071.
- Lenarz T, Moshrefi M, Matthies C, Frohne C, Lesinski-Schiedat A, Illg A et al. Auditory brainstem implant: part I. Auditory performance and its evolution over time. *Otol Neurotol* 2001; 22(6): 823-833.
- Manrique M, Jauregui I, Insausti A, Insausti R, Cervera-Paz FJ, Pérez N et al. Experimental study following inactive implantation

- of an auditory brain stem implant in nonhuman primates. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 2000; 109(2): 163-169.
13. Lesinski-Schiedat A, Frohne C, Illg A, Rost U, Matthies C, Battmer RD et al. Auditory brainstem implant in auditory rehabilitation of patients with neurofibromatosis type 2: Hannover programme. *J Laryngol Otol Suppl* 2000; 27: 15-17.
 14. Vincent C, Zini C, Gandolfi A, Triglia JM, Pellet W, Truy E, et al. Results of the MXM Digisonic auditory brainstem implant clinical trials in Europe. *Otol Neurotol* 2002; 23(1): 56-60.
 15. Ebinger K, Otto S, Arcaroli J, Staller S, Arndt P. Multichannel auditory brainstem implant: US clinical trial results. *J Laryngol Otol Suppl* 2000; 27: 50-53.
 16. Lenarz M, Matthies C, Lesinski-Schiedat A, Frohne C, Rost U, Illg A et al. Auditory brainstem implant part II: subjective assessment of functional outcome. *Otol Neurotol* 2002; 23(5): 694-697.
 17. Marangos N, Stecker M, Sollmann WP, Laszig R. Stimulation of the cochlear nucleus with multichannel auditory brainstem implants and long-term results: Freiburg patients. *J Laryngol Otol* 2000; Supl 27: 27-31.



HOSPITAL UNIVERSITARIO
REINA SOFÍA

