

UNIVERSIDAD DE GRANADA

Departamento de Cirugía y sus Especialidades



**MEDIDAS DEL REFLEJO ESTAPEDIAL EN PACIENTES
HIPOACÚSICOS PROFUNDOS PORTADORES DE
IMPLANTE COCLEAR**

TESIS DOCTORAL

José Luis Vargas Fernández

Granada, Julio de 2005

**MEDIDAS DEL REFLEJO ESTAPEDIAL EN PACIENTES
HIPOACÚSICOS PROFUNDOS PORTADORES DE
IMPLANTE COCLEAR**

TESIS DOCTORAL

José Luis Vargas Fernández

Granada, Julio de 2005

D. Manuel Sainz Quevedo profesor titular del Dpto. de Cirugía y sus Especialidades de la Universidad de Granada, y **D. Ángel de la Torre Vega** profesor titular del Dpto. de Teoría de la Señal, Telemática y Comunicaciones de la Universidad de Granada

CERTIFICAN:

Que la presente memoria titulada “Medidas de reflejo estapedial en pacientes hipoacúsicos profundos portadores de implante coclear” ha sido realizada por **D. José Luis Vargas Fernández** bajo nuestra dirección en el Departamento de Cirugía y sus Especialidades de la Universidad de Granada. Esta memoria constituye la Tesis que José Luis Vargas Fernández presenta para optar al grado de Doctor en Medicina.

Granada, a 15 de Julio de 2005

Fdo: Dr. D. Manuel Sainz Quevedo
Director de la Tesis

Fdo: Dr. D. Ángel de la Torre Vega
Director de la Tesis

Agradecimientos

Quiero agradecer a todos aquellos que me han ayudado en la realización de esta tesis. A los profesores D. Manuel Sainz Quevedo y D. Ángel de la Torre Vega, directores de esta tesis, por el apoyo que me han prestado en todo momento. A la Dra. Cristina Roldán Segura, por su colaboración en la adquisición de los registros, sin cuya ayuda no hubiese sido posible la realización de la tesis. Y a todos mis compañeros del servicio de ORL del Hospital Universitario San Cecilio.

A mis padres Antonio y Encarna,

*por su esfuerzo realizado para
abrirme el camino del estudio.*

*...y a Aurora, Miguel, David y
Luis,*

*por haberme facilitado el tiempo
necesario para recorrerlo.*

Índice general

I INTRODUCCIÓN	1
1. INTRODUCCIÓN	3
1.1. El nervio facial	4
1.1.1. Embriología	4
1.1.2. Anatomía del nervio facial	5
1.1.3. Fisiología del nervio facial	20
1.2. Reflejo estapedial	22
1.2.1. Los músculos del oído medio	23
1.2.2. Arco reflejo acústico estapedial	26
1.2.3. Metodología para el estudio clínico del reflejo estapedial	28
1.3. Anatomofisiología de la cóclea	40
1.3.1. El órgano de Corti	42
1.3.2. Fisiología de la recepción sonora	47
1.4. Anatomofisiología de la vía auditiva	62
1.4.1. El nervio auditivo	62
1.4.2. Núcleos cocleares	64
1.4.3. Complejo olivar superior	66
1.4.4. Lemnisco lateral	68
1.4.5. Colículo inferior	68
1.4.6. Cuerpo geniculado medio	69
1.4.7. El córtex auditivo	70
1.5. Implantes cocleares	71
1.5.1. Conceptos básicos de electricidad y electrónica	72
1.5.2. Componentes	73
1.5.3. Funcionamiento de los implantes cocleares	73
1.5.4. Aspectos de interés en el diseño de implantes cocleares	79

1.5.5.	Programa de implantes cocleares en adultos y niños	82
1.5.6.	Aportaciones del implante coclear	87
1.6.	Medidas electrofisiológicas objetivas en pacientes implantados	92
1.6.1.	Test de integridad y telemetría	93
1.6.2.	Registro del potencial de acción compuesto	93
1.6.3.	Potenciales auditivos del tronco cerebral evocados mediante estimulación eléctrica	94
1.6.4.	Potenciales de latencia media y potenciales corticales	95
1.6.5.	Test de reflejo estapedial evocado mediante estimulación eléctrica	96
1.7.	Justificación y objetivos de la tesis	96
1.8.	Organización de la Tesis	99
 II MATERIAL Y MÉTODOS		101
 2. POBLACIÓN ESTUDIADA		103
2.1.	El programa de Implantes Cocleares	103
2.2.	Características de los pacientes estudiados	106
2.3.	Implante coclear utilizado	108
2.4.	Programación del procesador del implante coclear	116
2.4.1.	Encendido de electrodos	118
2.4.2.	Estimación de THR y MCL	119
 3. ADQUISICIÓN DE REGISTROS		123
3.1.	Exploración previa	123
3.2.	Preparación y generación de estímulos	127
3.3.	Equipo de registro	130
3.3.1.	Características técnicas del otoadmitanciómetro	131
3.3.2.	Configuración del equipo de reflejo estapedial	132
3.4.	Obtención de registros y acondicionamiento de datos	133
3.4.1.	Obtención de medidas de reflejo estapedial	133
3.4.2.	Transferencia de datos	133
3.4.3.	Acondicionamiento de los datos	138
3.5.	Identificación de respuestas en los pacientes	138
 III RESULTADOS		143
 4. REGISTROS DEL REFLEJO ESTAPEDIAL		145

4.1. Identificación de respuestas	145
4.2. Factores que condicionan el registro del reflejo estapedial	151
4.2.1. Morfología de los registros	151
4.2.2. Distribución de los niveles de estimulación y amplitudes del reflejo	151
4.2.3. Influencia del nivel de estimulación	153
4.2.4. Influencia de la localización del electrodo estimulador	156
4.2.5. Influencia de parámetros específicos del paciente	156
4.3. Curvas de crecimiento de amplitud	161
4.3.1. Morfología de las curvas de crecimiento	161
4.3.2. Comparación de las curvas de crecimiento de amplitud	163
5. RELACIÓN ENTRE EL REFLEJO ESTAPEDIAL Y EL MAPA DE PROGRAMACIÓN	169
5.1. Encendido de electrodos	169
5.2. Correlación entre umbral del reflejo y niveles de programación	174
5.2.1. Estadísticos descriptivos de los umbrales y los niveles de programación	175
5.2.2. Análisis de regresión entre umbrales y niveles de programación	176
5.3. Correlaciones usando valores promedio	181
5.4. Correlación usando valores normalizados	185
5.5. Inclusión de nuevas variables	190
5.5.1. Estadísticos descriptivos de las variables incluidas en el estudio	190
5.5.2. Relación entre las variables y los niveles de programación	191
5.6. Análisis de regresión múltiple	210
5.6.1. Resultados del análisis de regresión múltiple	210
5.6.2. Modelos de regresión múltiple reducidos	211
IV DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES	221
6. APLICACIÓN DE LOS RESULTADOS EN EL PROGRAMA DE IMPLANTES COCLEA-RES	223
6.1. Programación del procesador	223
6.1.1. Verificación de la respuesta auditiva	224
6.1.2. Encendido de electrodos	224
6.1.3. Ajuste de los niveles de programación	226
6.1.4. Uso de la exploración en el ajuste del procesador	229
6.2. Comparación con otros estudios sobre reflejo estapedial	233
6.2.1. Procedimientos de registro del reflejo estapedial	233

6.2.2. Porcentaje de pacientes sin registro del reflejo estapedial	234
6.2.3. Estabilidad de los registros del reflejo estapedial	235
6.2.4. Aplicación del reflejo estapedial a la programación	235
6.2.5. Aportaciones de la tesis con respecto a estudios previos	237
6.3. Comparación entre las distintas medidas electrofisiológicas objetivas	239
6.3.1. Comparación con otros estudios de nuestro grupo	239
6.3.2. Comparación con otros estudios	241
7. CONCLUSIONES Y TRABAJO FUTURO	243
7.1. Resumen de la tesis	243
7.2. Aportaciones de la tesis	246
7.3. Conclusiones	247
7.4. Trabajo futuro	248
V APÉNDICES	251
A. PROGRAMA PARA LA EXTRACCIÓN DE DATOS DEL IMPEDANCIÓMETRO AZ26	253
B. REGISTROS DEL REFLEJO ESTAPEDIAL	259
C. ANÁLISIS ESTADÍSTICOS COMPLEMENTARIOS	309
C.1. Estadísticos descriptivos de las variables estudiadas	309
C.2. Coeficientes resultantes del análisis de regresión múltiple	321
BIBLIOGRAFÍA	324

Índice de tablas

3.1. Resultados de la exploración previa a la exploración del reflejo estapedial.	124
3.2. Conexiones en el cable de transmisión del interfaz RS-232 entre el equipo AZ26 y el ordenador personal.	136
4.1. Estadísticos descriptivos correspondientes a la intensidad de estimulación y amplitud del reflejo estapedial para todos los registros observados en pacientes con al menos 4 electrodos explorados (N=561 registros analizados). Se indican los estadísticos de parámetros con y sin normalización.	153
4.2. Estadísticos descriptivos correspondientes a las distintas variables que se han relacionado con la amplitud máxima del reflejo estapedial. Se han analizado las variables para los registros correspondientes a cada electrodo estudiado (N=159 electrodos estudiados). 156	
4.3. Dependencia del tipo de hipoacusia (momento de instauración en relación con la adquisición del lenguaje) sobre la amplitud máxima observada en la respuesta del reflejo estapedial.	158
4.4. Influencia de las distintas variables sobre la amplitud máxima observada en la respuesta del reflejo estapedial. Para cada variable se muestran los resultados del correspondiente análisis de regresión simple. La última fila muestra el análisis de regresión múltiple incluyendo las distintas variables independientes	159
5.1. Estadísticos descriptivos de las medidas objetivas (umbrales A, B y C del reflejo estapedial) y los niveles subjetivos de programación (THR y MCL).	175
5.2. Resultados del análisis de regresión entre los niveles de programación THR y MCL y los umbrales A, B y C del reflejo estapedial.	176
5.3. Incertidumbre asociada al análisis de regresión entre los niveles de programación (THR y MCL) y los umbrales A, B y C del reflejo estapedial.	180
5.4. Resultados del análisis de regresión entre los niveles de programación THR y MCL y los umbrales A, B y C del reflejo estapedial usando los valores promediados por paciente.	181

5.5. Incertidumbre asociada al análisis de regresión entre los niveles de programación (THR y MCL) y los umbrales A, B y C del reflejo estapedial, usando valores promediados por paciente.	185
5.6. Resultados del análisis de regresión entre los niveles de programación THR y MCL y los umbrales A, B y C del reflejo estapedial usando los valores normalizados por paciente.	189
5.7. Incertidumbre asociada al análisis de regresión entre los niveles de programación (THR y MCL) y los umbrales A, B y C del reflejo estapedial, usando valores normalizados por paciente.	189
5.8. Estadísticos descriptivos de las variables consideradas en el estudio	191
5.9. Resultados del análisis de regresión entre los niveles de programación THR y las distintas variables independientes consideradas en el estudio.	206
5.10. Resultados del análisis de regresión entre los niveles de programación MCL y las distintas variables independientes consideradas en el estudio.	207
5.11. Resultados del análisis de regresión entre los niveles de programación THR normalizados las distintas variables independientes consideradas en el estudio.	208
5.12. Resultados del análisis de regresión entre los niveles de programación MCL normalizados las distintas variables independientes consideradas en el estudio.	209
5.13. Resultados del análisis de regresión múltiple para estimar los niveles THR, MCL, THR-N y MCL-N en función de las distintas variables independientes.	210
5.14. Resultados del análisis de regresión múltiple para estimar los niveles THR incrementando progresivamente el número de variables independientes.	214
5.15. Resultados del análisis de regresión múltiple para estimar los niveles MCL incrementando progresivamente el número de variables independientes.	215
5.16. Resultados del análisis de regresión múltiple para estimar los niveles THR-N incrementando progresivamente el número de variables independientes.	216
5.17. Resultados del análisis de regresión múltiple para estimar los niveles MCL-N incrementando progresivamente el número de variables independientes.	216
5.18. Resultados del análisis de regresión múltiple para estimar los niveles THR, MCL, THR-N y MCL-N en función de las variables independientes seleccionadas.	217
5.19. Coeficientes proporcionados por el análisis de regresión múltiple para estimar los niveles de programación en función de las variables independientes seleccionadas.	218
6.1. Porcentaje de pacientes en los que se observa el reflejo estapedial para distintos estudios.	234
6.2. Comparación de los resultados proporcionados por las distintas medidas electrofisiológicas.	240

C.1. *Estadísticos descriptivos de las variables consideradas en el estudio* 310

C.2. *Resultados del análisis de regresión múltiple para estimar los niveles THR, MCL, THR-N y MCL-N en función de las distintas variables independientes.* 322

C.3. *Coefficientes proporcionados por el análisis de regresión múltiple para estimar los niveles THR en función de las variables independientes seleccionadas.* 322

C.4. *Coefficientes proporcionados por el análisis de regresión múltiple para estimar los niveles MCL en función de las variables independientes seleccionadas.* 322

C.5. *Coefficientes proporcionados por el análisis de regresión múltiple para estimar los niveles THR normalizados en función de las variables independientes seleccionadas.* 323

C.6. *Coefficientes proporcionados por el análisis de regresión múltiple para estimar los niveles MCL normalizados en función de las variables independientes seleccionadas.* 323

Índice de figuras

1.1. Organización de los núcleos de los nervios craneales: comparación con la médula espinal. (A) Tronco cerebral. (B) Médula espinal. (1) Motor somático. (2) Vegetativo motor. (3) Vegetativo sensitivo. (4) Somatosensitivo.	4
1.2. Sistematización del nervio facial.	6
1.3. Corte inferior de la protuberancia; núcleos del VII par y del VII par bis (según Delmas): (1) pedúnculo cerebeloso medio; (2) núcleo salival superior; (3) núcleo del VI par; (4) núcleo lacrimomuconasal; (5) núcleo motor del VII par; (6) fibras transversales del puente; (7) ganglio geniculado y (7') nervio petroso superficial mayor; (8) nervio estatoacústico (VIII par), y (9) núcleo del VII par bis.	8
1.4. Vista anteroinferior derecha del tronco cerebral. (1) nervio trigémino; (2) flocculus; (3) nervio estatoacústico; (4) nervio intermediario de Wrisberg; (5) nervio facial; (6) nervio glossofaríngeo; (7) plexo coroideo que penetra en (8) agujero de Luschka; (9) cerebelo; (10) nervio vago; (11) nervio espinal; (12) bulbo raquídeo; (13) nervio hipogloso mayor; (14) nervio motor ocular externo, y (15) protuberancia anular.	11
1.5. Representación esquemática del contenido del conducto auditivo interno: (1) Nervio facial; (2) nervio intermediario de Wrisberg; (3) nervio coclear; (4) nervio vestibular; (5) ganglio de scarpa; (6) rama inferior del nervio vestibular; (7) punto de emergencia del nervio ampollar posterior a través del agujero singular; (8) nervio sacular de la fosa homónima; (9) nervio facial en la fosa homónima en el origen del conducto del facial; (10) cresta falciforme o transversa; (11) nervio coclear en la fosa homónima; (12) rama superior del nervio vestibular en la fosa vestibular.	12

1.6. Relaciones del nervio facial en el conducto auditivo interno y su segmento laberíntico (según F Legend). (1) Arteria cerebelosa anteroinferior; (2) nervio coclear; (3) nervio intermedio; (4) nervio vestibular; (5) duramadre; (6) arteria laberíntica; (7) nervio facial; (8) nervio vestibular inferior; (9) cresta falciforme; (10) Bill's bar; (11) nervio vestibular superior; (12) ganglio geniculado; (13) caja timpánica; (14) cabeza del martillo; (15) apófisis corta (crus breve) del yunque.	14
1.7. Ganglio geniculado.	15
1.8. Relaciones del codo y de la tercera porción del nervio facial; el receso facial se ha resecaado realizando una timpanotomía posterior. (A) Vista posterior: puede observarse la distancia entre el surco timpánico y el nervio facial. Este último es más medial, pero se acerca al surco timpánico a medida que desciende hacia el foramen estilomastoideo. (B) Vista lateral: el nervio facial es netamente posterior con respecto al surco timpánico y a la cuerda del tímpano (a nivel de la flecha). Esta distancia disminuye a medida que el nervio facial se acerca al agujero estilomastoideo. (CAE) Conducto auditivo externo. (CL) Canal semicircular lateral. (CP) Canal semicircular posterior. (E) apófisis corta (crus breve) del yunque. (M) Cabeza del martillo. (P) Pirámide. (SL) Seno lateral.	16
1.9. Músculos del martillo y del estribo. Huesecillos del oído con sus músculos motores, vista lateral externa (según G. Oliver). (1) aditus ad antrum; (2) yunque; (3) estribo; (4) martillo; (5) músculo del martillo; (6) trompa de Eustaquio; (7) espina del esfenoides; (8) apófisis anterior del martillo; (9) promontorio; (10) ventana redonda; (11) pirámide; (12) músculo del estribo, y (13) nervio facial.	24
1.10. Vías de reflejo estapedial homolateral y contralateral. (NCV) núcleo coclear ventral; (NCD) núcleo coclear dorsal; (CR) cuerpo restiforme; (nVI) núcleo del motor ocular externo; (OSL) núcleo olivar superior lateral; (FG) fascículo geniculado; (FP) fascículo piramidal; (RAF) rama radicular ascendente del facial; (REF) rama radicular externa del facial; (GF) angulación del facial.	27
1.11. Principio de funcionamiento de un timpanómetro.	30
1.12. Parámetros característicos del timpanograma.	32
1.13. Tipos de curvas de timpanometría.	34
1.14. Diagnóstico diferencial mediante timpanometría entre tímpanos monoméricos (2) y desarticulaciones osiculares (1).	36

1.15. Esquema del carácter temporal del reflejo estapedial. (1) ON: momento de presentación de la señal acústica estimulante; (2) periodo de latencia pre-contracción muscular (10-140 ms); (3) periodo de relajación de latencia (25-100 ms); (4) contracción estapedial gradual; (5) tiempo de la contracción muscular (100-300 ms); (6) duración de la contracción muscular; (7) OFF: abolición de la señal acústica estimulante; (8) periodo de latencia pre-relajación muscular (75-100 ms); (9) relajación muscular gradual; (10) tiempo de la relajación muscular (decay del reflejo) (700-1200 ms).	38
1.16. Oído interno en su bloque óseo.	41
1.17. Sección esquemática de las distintas rampas cocleares.	42
1.18. Órgano de Corti.	43
1.19. Células ciliadas internas (izquierda) y externas (derecha): (1) núcleo; (2) mitocondrias; (3) estereocilios; (4) placa basal o cuticular de los estereocilios; (5) cuerpo de Hensen; (6) microvellosidades de las células de sostén; (7) placa basal del kinocilio vestigial; (8) fibras nerviosas aferentes y eferentes.	44
1.20. Respuesta de 6 puntos de la cóclea a la frecuencia. Cada punto responde a una amplia gama de frecuencias a altas intensidades [Bekesy1960].	50
1.21. Mecanismo pasivo de la mecánica coclear que produce un cizallamiento de los estereocilios de las células ciliadas del órgano de Corti: A. Sin desplazamiento; B. Con desplazamiento (1) columela; (2) membrana tectoria; (3) membrana basilar; (4) lámina reticular; (5) célula ciliada interna; (6) célula ciliada externa. (A) en reposo; (B) en movimiento.	51
1.22. Curvas de sintonía individual de una fibra del nervio auditivo procedente de una cóclea normal. La flecha negra muestra la cola de la curva, la flecha blanca muestra la punta evidenciando una alta selectividad frecuencial.	53
1.23. Comparación de las curvas de sintonía de las fibras del nervio auditivo en una cóclea normal (A) en comparación con una cóclea patológica por traumatismo sonoro (B). . . .	54
1.24. Esquema de los principales canales y mecanismos iónicos, base de la transducción mecanoeléctrica en las células ciliadas.	55
1.25. Potencial global de la cóclea en respuesta a un estímulo mediante aumento brusco tonal de 6 kHz (80 dB SPL) registrado con un electrodo situado en la rampa timpánica de la base coclear. (A) Estímulo acústico presentado. (B) Potencial registrado, formado por un componente alterno, el potencial microfónico coclear, y un componente continuo, el potencial de sumación. (C) Potencial de sumación sin el componente alterno.	56
1.26. Potencial de acción completo.	58

1.27. Índice de sincronización de las fibras aferentes del nervio auditivo en función de la frecuencia característica de la fibra registrada.	59
1.28. Curvas de sintonización neural (tuning curves) en una cóclea sana.	60
1.29. Curvas de sintonización neural con lesión de células ciliadas externas.	61
1.30. Vía auditiva ascendente: (CT) cuerpo trapezoide; (COS) complejo olivar superior; (CNCV) complejo nuclear coclear ventral; (NCD) núcleo coclear dorsal; (EAS) estría acústica dorsal; (LL) lemnisco lateral; (NC) núcleos cocleares; (CI) colículo inferior; (NCCI) núcleo central del colículo inferior; (NECI) núcleo lateral del colículo inferior; (CGM) cuerpo geniculado medio.	63
1.31. Elementos de un implante coclear multicanal.	74
1.32. Radiografía de un implante coclear. Detalle de la guía de electrodos.	75
1.33. Evolución de los resultados del test LiP para distintos grupos de pacientes definidos teniendo en cuenta la edad de implantación.	88
1.34. Evolución de los resultados del test MTP para distintos grupos de pacientes definidos teniendo en cuenta la edad de implantación.	89
1.35. Evolución de los resultados del test GASP para distintos grupos de pacientes definidos teniendo en cuenta la edad de implantación.	89
1.36. Evolución de los resultados del test LiP en función de la experiencia auditiva en el momento de la implantación.	91
1.37. Evolución de los resultados del test MTP en función de la experiencia auditiva en el momento de la implantación.	91
1.38. Evolución de los resultados del test GASP en función de la experiencia auditiva en el momento de la implantación.	92
2.1. Evolución del número de implantes colocados en nuestro servicio de O.R.L. desde el inicio del programa.	104
2.2. Número de pacientes implantados en los que se observa y en los que no se observa el reflejo estapedial. Entre los que no se observa, se indica la causa (cirugía de oído medio, otitis media secretora, perforación timpánica). El último grupo presentaba ausencia de reflejo a pesar de mostrar un timpanograma normal.	107
2.3. Distribución por edad de los pacientes incluidos en el estudio que presentaban reflejo estapedial.	108
2.4. Distribución por sexo de los pacientes incluidos en el estudio que presentaban reflejo estapedial.	109
2.5. Distribución por etiología de los pacientes incluidos en el estudio que presentaban reflejo estapedial.	109

2.6. Distribución por etiología de un grupo de referencia de pacientes hipoacúsicos severos y profundos de nuestro servicio de O.R.L.	110
2.7. Esquema del implante coclear Combi40+.	111
2.8. Diagrama de bloques del sistema de implante coclear Combi40+.	112
2.9. Dimensiones de la guía portaelectrodos estándar del implante Combi40+.	113
2.10. Dimensiones de la guía portaelectrodos comprimida Combi40+S.	113
2.11. Dimensiones de la guía portaelectrodos bifurcada Combi40+GB-Split.	114
2.12. Esquema del procesador TEMPO+: (1) Procesador, que incluye el micrófono, controles de volumen, selector de programas y control de sensibilidad; (2) unidad de baterías; (3) transmisor de radiofrecuencia.	115
2.13. Evolución de los niveles de programación THR y MCL desde el primer encendido del procesador.	117
2.14. Efecto del desajuste de los niveles THR y MCL sobre la sensibilidad en la percepción con el implante coclear.	121
3.1. Timpanogramas correspondientes a tres pacientes. El primero presenta características normales. El segundo presenta una compliancia baja. El tercero no presenta pico.	126
3.2. Interface DIB utilizado para la transmisión del estímulo desde el ordenador al implante.	127
3.3. Estímulo eléctrico utilizado para evocar el reflejo estapedial.	129
3.4. Vista frontal del impedanciómetro AZ26 utilizado par el registro del reflejo estapedial.	130
3.5. Vista posterior del impedanciómetro AZ26, donde se pueden ver las distintas conexiones del equipo.	131
3.6. Ficha de entrada de datos para la exploración del reflejo estapedial en pacientes implantados.	134
3.7. Registros proporcionados en papel térmico por el equipo AZ26.	135
3.8. Registros del timpanograma proporcionados por el equipo AZ26 en papel térmico (arriba) y los proporcionados por los datos transferidos a través de la conexión con el ordenador (abajo).	139
3.9. Registros del reflejo proporcionados por el equipo AZ26 en papel térmico (arriba) y los proporcionados por los datos transferidos a través de la conexión con el ordenador (abajo).	140
3.10. Serie de registros del reflejo para distintos niveles de estimulación. Registros proporcionados por el equipo AZ26 en papel térmico (arriba) y los proporcionados por los datos transferidos a través de la conexión con el ordenador (abajo).	141
4.1. Registros del reflejo estapedial (amplitud en función del tiempo) para distintos niveles de estimulación.	146

4.2. Registros del reflejo estapedial (amplitud en función del tiempo) del paciente 16 para estimulación en distintos electrodos.	147
4.3. Registros del reflejo estapedial (amplitud en función del tiempo) del paciente 22 para estimulación en distintos electrodos.	148
4.4. Registros del reflejo estapedial (amplitud en función del tiempo) del paciente 24 para estimulación en distintos electrodos.	149
4.5. Porcentaje de pacientes para los que se observa respuesta en función del nivel de estimulación relativo al máximo nivel de confort en programación.	150
4.6. Comparación de la forma de onda en la respuesta del reflejo estapedial para dos pacientes.	152
4.7. Dependencia de la intensidad del estímulo sobre la amplitud de la respuesta del reflejo estapedial. Arriba: análisis de correlación con los datos de intensidad y amplitud; abajo: análisis de correlación con los datos normalizados para cada paciente.	154
4.8. Dependencia de la intensidad del estímulo sobre la amplitud de la respuesta del reflejo estapedial con los datos normalizados para cada electrodo.	155
4.9. Dependencia de la localización del electrodo estimulador sobre la amplitud máxima observada en la respuesta del reflejo estapedial. Arriba: análisis de correlación con los datos de localización y amplitud máxima; abajo: análisis de correlación con los datos de amplitud máxima normalizados para cada paciente.	157
4.10. Dependencia de la edad del paciente (en el momento de la implantación) sobre la amplitud máxima observada en la respuesta del reflejo estapedial.	159
4.11. Dependencia de la compliancia (arriba) y de la presión de máxima compliancia (abajo) sobre la amplitud máxima observada en la respuesta del reflejo estapedial.	160
4.12. Aspecto típico de las curvas de crecimiento de amplitud en registros del reflejo estapedial. Se indican los distintos umbrales definidos en el estudio (umbral A, B y C).	162
4.13. Curvas de crecimiento de amplitud (amplitud en función de la intensidad de estimulación) para los pacientes 1, 2, 3, 4, 5 y 6.	164
4.14. Curvas de crecimiento de amplitud (amplitud en función de la intensidad de estimulación) para los pacientes 7, 8, 9, 10, 11 y 12.	165
4.15. Curvas de crecimiento de amplitud (amplitud en función de la intensidad de estimulación) para los pacientes 13, 14, 15, 16, 17 y 18.	166
4.16. Curvas de crecimiento de amplitud (amplitud en función de la intensidad de estimulación) para los pacientes 19, 20, 21, 22, 23 y 24.	167
5.1. Curvas de crecimiento de amplitud del reflejo estapedial correspondientes a los pacientes 6 y 24. Se observa un comportamiento anómalo (menor amplitud a mayor nivel de estimulación) para los electrodos 10 del paciente 6 y 12 del paciente 24.	171

5.2. *Curvas de crecimiento de amplitud del reflejo estapedial correspondientes al paciente paciente 4. Se observa un comportamiento similar para todos los electrodos explorados.* 172

5.3. *Curvas de crecimiento de amplitud del reflejo estapedial correspondientes a los pacientes 22 y 23. En el primer caso se aprecia una degradación progresiva de la respuesta a medida que nos desplazamos a electrodos basales. En el segundo caso se aprecia que el electrodo 9 requiere mayor nivel de estimulación, si bien la amplitud observada para el reflejo es similar a la del resto de electrodos.* 173

5.4. *Relación entre los niveles subjetivos de programación (arriba THR, y abajo MCL) y el umbral A del reflejo estapedial.* 177

5.5. *Relación entre los niveles subjetivos de programación (arriba THR, y abajo MCL) y el umbral B del reflejo estapedial.* 178

5.6. *Relación entre los niveles subjetivos de programación (arriba THR, y abajo MCL) y el umbral C del reflejo estapedial.* 179

5.7. *Relación entre los niveles subjetivos de programación (arriba THR, y abajo MCL) y el umbral A del reflejo estapedial usando valores promediados por paciente.* 182

5.8. *Relación entre los niveles subjetivos de programación (arriba THR, y abajo MCL) y el umbral B del reflejo estapedial usando valores promediados por paciente.* 183

5.9. *Relación entre los niveles subjetivos de programación (arriba THR, y abajo MCL) y el umbral C del reflejo estapedial usando valores promediados por paciente.* 184

5.10. *Relación entre los niveles subjetivos de programación (arriba THR, y abajo MCL) y el umbral A del reflejo estapedial usando valores normalizados por paciente.* 186

5.11. *Relación entre los niveles subjetivos de programación (arriba THR, y abajo MCL) y el umbral B del reflejo estapedial usando valores normalizados por paciente.* 187

5.12. *Relación entre los niveles subjetivos de programación (arriba THR, y abajo MCL) y el umbral C del reflejo estapedial usando valores normalizados por paciente.* 188

5.13. *Relación entre el THR normalizado y la edad en el momento de la exploración. Se observa la ausencia de dependencia estadística debido a que se ha relacionado una variable normalizada por paciente con una variable específica de cada paciente.* 192

5.14. *Relación entre los niveles subjetivos de programación (THR, MCL) y la edad en el momento de la exploración.* 194

5.15. *Relación entre los niveles subjetivos de programación (THR, MCL) y el tiempo de uso del implante en el momento de la exploración.* 195

5.16. *Relación entre los niveles subjetivos de programación (THR, MCL) y el tipo de hipoacusia.* 196

5.17. *Relación entre los niveles subjetivos de programación (THR, MCL) y la compliancia.* . . 198

5.18. Relación entre los niveles subjetivos de programación (THR, MCL) y la presión de máxima compliancia.	199
5.19. Relación entre los niveles subjetivos de programación (THR, MCL) y el número de electrodos insertados.	200
5.20. Relación entre los niveles subjetivos de programación (THR, MCL, THR normalizado y MCL normalizado) y el electrodo estudiado.	201
5.21. Relación entre los niveles subjetivos de programación (THR, MCL, THR normalizado y MCL normalizado) y la localización del electrodo estudiado.	203
5.22. Relación entre los niveles subjetivos de programación (THR, MCL, THR normalizado y MCL normalizado) y la amplitud máxima del reflejo estapedial.	204
5.23. Distribución del error relativo para las estimaciones del THR y MCL basadas en regresión múltiple incluyendo las distintas variables independientes.	212
5.24. Distribución del error relativo para las estimaciones del THR-N y MCL-N basadas en regresión múltiple incluyendo las distintas variables independientes.	213
5.25. Distribución del error relativo para las estimaciones del THR y MCL basadas en regresión múltiple incluyendo las variables independientes seleccionadas.	219
5.26. Distribución del error relativo para las estimaciones del THR-N y MCL-N basadas en regresión múltiple incluyendo las variables independientes seleccionadas.	220
C.1. Histogramas de las variables: edad de exploración y uso del implante.	311
C.2. Histogramas de las variables: tipo de hipoacusia y compliancia.	312
C.3. Histogramas de las variables: presión de máxima compliancia y número de electrodos insertados.	313
C.4. Histogramas de las variables: electrodo estudiado y localización del electrodo estudiado.	314
C.5. Histogramas de las variables: amplitud máxima del registro del reflejo.	315
C.6. Histogramas de las variables: umbral A del reflejo y umbral A normalizado.	316
C.7. Histogramas de las variables: umbral B del reflejo y umbral B normalizado.	317
C.8. Histogramas de las variables: umbral C del reflejo y umbral C normalizado.	318
C.9. Histogramas de los niveles subjetivos de programación THR y MCLo.	319
C.10. Histogramas de los niveles subjetivos de programación THR y MCL normalizados.	320

Parte I

INTRODUCCIÓN

Capítulo 1

INTRODUCCIÓN

La comunicación oral es, sin duda, una de las habilidades más importantes que puede realizar el ser humano. La percepción del sonido juega un papel fundamental, tanto para la comunicación en sí como para el desarrollo del lenguaje, como se pone de manifiesto en los pacientes que sufren distintos grados de hipoacusia.

Los implantes cocleares han supuesto un gran avance en el tratamiento de las hipoacusias severas y profundas. Actualmente constituyen una solución eficaz en la mayor parte de los casos, proporcionando al paciente una percepción del sonido adecuada para la comunicación oral. Para conseguir un aprovechamiento óptimo del implante coclear es necesario realizar una adecuada programación del procesador. Para ello, normalmente se recurre a las respuestas que proporciona el paciente cuando se le presentan distintos estímulos sobre el implante coclear. Este procedimiento, basado en respuestas subjetivas resulta inapropiado para determinados pacientes (especialmente cuando se trata de niños pequeños) debido a la subjetividad de las respuestas proporcionadas por el paciente. Por esta razón, en los últimos años se viene realizando un esfuerzo encaminado a encontrar métodos objetivos para la programación del procesador del implante coclear.

Esta tesis se enmarca dentro de la búsqueda de métodos objetivos de programación de procesadores para pacientes con implante coclear. En esta tesis se estudia el reflejo estapedial en pacientes portadores de implante coclear, se analizan los procedimientos para la obtención de medidas y se estudia su aplicación para la programación del procesador del implante coclear. En este primer capítulo de introducción se presentan los fundamentos de las medidas del reflejo estapedial y el estado del arte con respecto a la aplicación de este test en pacientes con implante coclear. El capítulo comienza con una revisión anatómo-fisiológica del nervio facial, el reflejo estapedial y el aparato auditivo. A continuación se presentan algunas generalidades sobre los implantes cocleares (conceptos básicos de funcionamiento, su uso como tratamiento en hipoacusia, resultados y expectativas) para pasar a describir las medidas objetivas

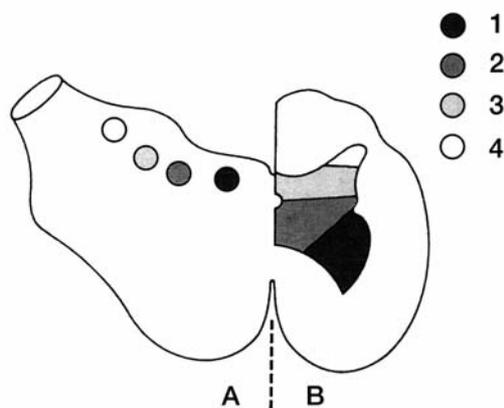


Figura 1.1: Organización de los núcleos de los nervios craneales: comparación con la médula espinal. (A) Tronco cerebral. (B) Médula espinal. (1) Motor somático. (2) Vegetativo motor. (3) Vegetativo sensitivo. (4) Somatosensitivo.

aplicables a la programación de implantes cocleares. El capítulo se complementa presentando el objetivo y justificación de esta tesis.

1.1. El nervio facial

1.1.1. Embriología

Desde el fin de la primera semana de embarazo, el nervio facial se desarrolla a partir del segundo arco branquial o arco hioideo, dentro del complejo acústico-facial. En cada uno de los arcos branquiales se encuentran elementos óseos, musculares, vasculares, nerviosos y viscerales o glandulares. Los nervios branquiales presentan una organización compleja, encargándose de todos los elementos del arco branquial provenientes de las tres hojas embrionarias (endodermo, mesodermo y ectodermo) [Bordure2000]. Los núcleos de los nervios branquiales conservan la misma disposición funcional que la sustancia gris del tubo neural primitivo o de la médula espinal, como se aprecia en la figura 1.1. El nervio facial inerva todos los elementos provenientes del segundo arco branquial, tiene un núcleo motor, núcleo principal o núcleo mimicus para la inervación de la musculatura estriada de la mímica, vientre posterior del digástrico, músculo estilohioideo y músculo del estribo [Domenech1984], varios núcleos visceromotores (lacrimomuconasal y salivar superior) y núcleos sensitivos, principalmente el núcleo gustativo anexo al núcleo del haz solitario.

Durante la quinta semana de gestación, aparece el esbozo del ganglio geniculado, mientras que el nervio facial se divide en dos ramas distales: una caudal, que constituirá el futuro tronco del facial; la otra se dirige hacia el primer arco y dará lugar a la cuerda del tímpano. Al término de esta misma semana, puede identificarse el núcleo motor del séptimo par en el seno del tubo neural próximo al núcleo del nervio abducens. De ahí, las células migran hacia la posición ventral del tubo. La parte sensitivosensorial del nervio que constituirá el nervio intermedio (de Wrisberg) aparece más tardíamente, sobre la séptima semana, extendiéndose a partir del ganglio geniculado hasta el tronco cerebral, entre el nervio motor y el VIII par craneal. A partir de la octava semana de gestación se establecen las relaciones definitivas entre el nervio facial y el laberinto membranoso. Durante las dos semanas siguientes, la cápsula auditiva cartilaginosa se ahueca creando un profundo surco. Sobre la semana 21 comienza la osificación de la cápsula auditiva, teniendo una progresión en sentido anteroposterior. La osificación del canal facial sólo aparece tras la ubicación del nervio facial, sus ramas colaterales y su vascularización [Spector1993]. Las principales ramas de división del nervio facial se desarrollan durante las ocho primeras semanas: primero la cuerda del tímpano después el nervio petroso mayor y por último el nervio del estribo [Bordure2000]. La división en ramas temporofacial y cervicofacial comienza al término de la séptima semana y desde el principio de la octava semana se pueden distinguir pequeños fascículos que atraviesan las regiones temporal, cigomática, bucal, mandibular y cervical. El trayecto del nervio facial está íntimamente relacionado con el crecimiento del peñasco: rectilíneo desde la cresta neural, se desarrolla con el segundo arco branquial, cerca del primer arco y de la primera hendidura (que formarán el oído externo y medio). Durante la sexta semana aparece una primera acodadura, provocada por el crecimiento del mesencéfalo, y que se convertirá en la rodilla del facial. Una segunda acodadura, futuro codo del facial, aparece en el cuarto mes, provocada por la formación de la cavidad timpánica a partir del primer saco branquial. Durante la octava semana, el nervio facial alcanza la región superficial de la boca mientras que el primordio parotídeo se desarrolla caudalmente a ambos lados de las ramas del nervio facial, lo que determina un contingente parotídeo exofacial (lateral) y endofacial (medial). La aparición de las masas musculares de la cara y de las ramas del nervio facial es concomitante [May1986].

1.1.2. Anatomía del nervio facial

Orígenes del nervio facial

El nervio facial o séptimo par craneal es un nervio mixto con una voluminosa raíz motora (que se distribuye en los músculos cutáneos del rostro y del cuello) y por una raíz sensitiva y sensorial más delgada (nervio intermediario de Wrisberg), encontrándose posterior a la raíz motora [Proctor1991], [May2000], [Dickins1988], al que se le une dos contingentes nerviosos de estirpe parasimpática, uno lacrimomuconasal y otro salival superior. En la figura 1.2 se muestra un esquema general del nervio

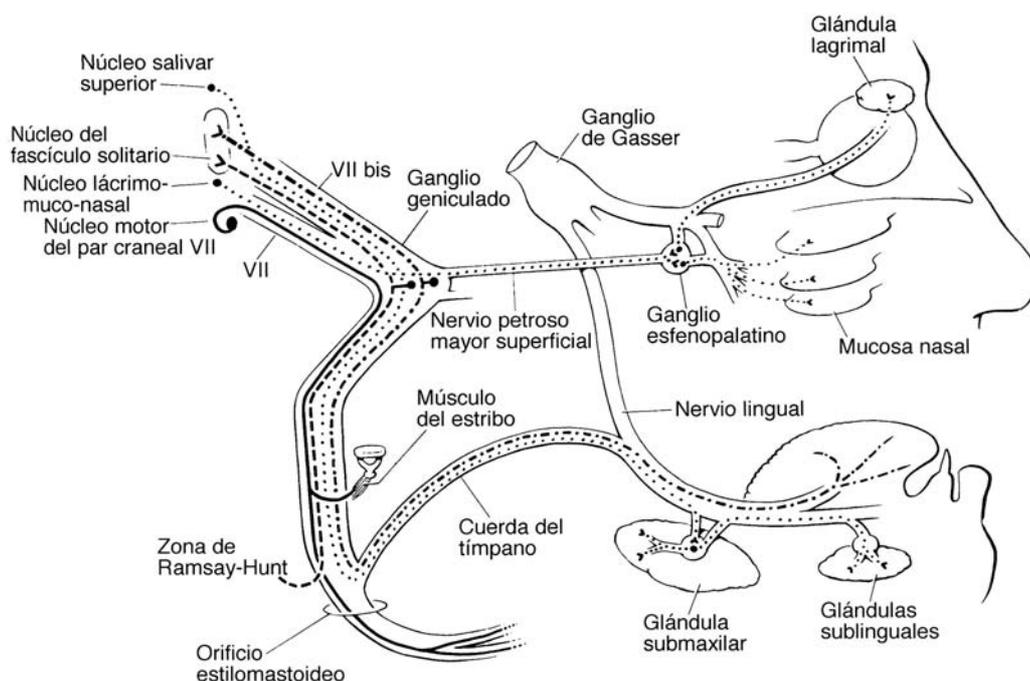


Figura 1.2: *Sistematización del nervio facial.*

facial.

(A) Núcleo motor del nervio facial

El núcleo motor del nervio facial se localiza en la protuberancia ventrolateralmente en relación a la eminencia teres del suelo del IV ventrículo. Es de forma ovalada de diámetro mayor vertical y de longitud aproximada de 5 mm, caudal al núcleo masticatorio del trigémino y craneal respecto al núcleo ambiguo (núcleo motor del IX y X par craneal). En un corte transversal de la protuberancia se aprecia este núcleo situado ventral al núcleo del motor ocular externo, dorsal a las fibras pontocerebelosas y cuerpo trapezoides, por fuera de las fibras radicales del VI par y por dentro de la raíz descendente del trigémino. Las fibras radicales que de él emergen forman una compleja asa intraencefálica, como se aprecia en la figura 1.3, pues primero se dirigen hacia dentro y atrás para situarse caudalmente respecto al núcleo del VI par, y al llegar cerca de la línea media y en situación yuxtaependimaria se hacen ascendentes, rodeando por dentro y luego por arriba al núcleo del motor ocular externo. A partir de este momento, cambian bruscamente de dirección, dirigiéndose según un trayecto descendente hacia adelante y afuera

por la porción inferior de la protuberancia, por debajo de la salida del nervio trigémino [Guerrier1975].

El núcleo está compuesto por unas 7000 neuronas aproximadamente, repartidas en dos grupos principales: dorsal y ventral, y tres grupos celulares: inferior, medial y superior [May1986]. La parte ventral emite las fibras del facial superior y la parte dorsal las del facial inferior.

Del núcleo del facial partirán fibras nerviosas eferentes destinadas a la musculatura estriada por él inervada, teniendo presente que la musculatura facial superior recibirá inervación de fibras nerviosas procedentes de los dos núcleos faciales (inervación bilateral), mientras que el resto de la musculatura la recibe de su núcleo homolateral.

El núcleo recibe fibras procedentes del opérculo frontal situado al pie de la circunvolución prefrontal que son transportadas por el tracto corticonuclear (fascículo geniculado) y las vías extrapiramidales. El núcleo del facial inferior recibe fibras nerviosas procedentes de la corteza motora contralateral mientras que las fibras corticonucleares destinadas al núcleo del facial superior provienen de la corteza homolateral y contralateral. Existen igualmente numerosas conexiones con el cerebelo y con los demás núcleos del tronco cerebral. Las fibras del núcleo motor principal se agrupan en fascículos que rodean el núcleo del VI par antes de emerger del tronco cerebral.

(B) Raíz sensitiva y sensorial (nervio intermedio de Wrisberg)

El contingente sensitivo del nervio facial se puede desglosar en dos componentes, con funcionalidad distinta: el componente idiotropo especializado, que recogerá la sensibilidad gustativa de los dos tercios anteriores de la hemilengua correspondiente, y el componente oikotropo, encargado de recoger la sensibilidad cutánea del área de Ramsay-Hunt. Ambos integran gran parte del nervio intermediario de Wrisberg.

El componente idiotropo tiene sus protoneuronas a nivel del ganglio geniculado, partiendo de las mismas fibras nerviosas centrales y periféricas.

Las fibras centrales penetran en el sistema nervioso central, terminando en el fascículo solitario. A partir de él conectan con el tálamo de forma bilateral a través de la cintilla de Riel. Las fibras nerviosas periféricas siguen al nervio facial en su trayecto intrapetroso hasta la porción distal de su segmento mastoideo, en donde se separan, constituyendo una rama colateral: la cuerda del tímpano. El nervio cuerda del tímpano penetra en la caja timpánica por su cara posterior, la atraviesa de atrás a adelante, pasando entre el cuello del martillo y el yunque, para salir de la misma por su cara anterior a través de la fisura de Glasser o fisura petrotimpánica y alcanzar la fosa pterigomaxilar, donde se anastomosa con el nervio lingual rama del nervio maxilar inferior, constituyéndose así una anastomosis trigémino-facial, hasta alcanzar los botones gustativos situados en los dos tercios anteriores de la hemilengua correspondiente.

El componente oikotropo tiene sus protoneuronas a nivel del ganglio geniculado, partiendo de él

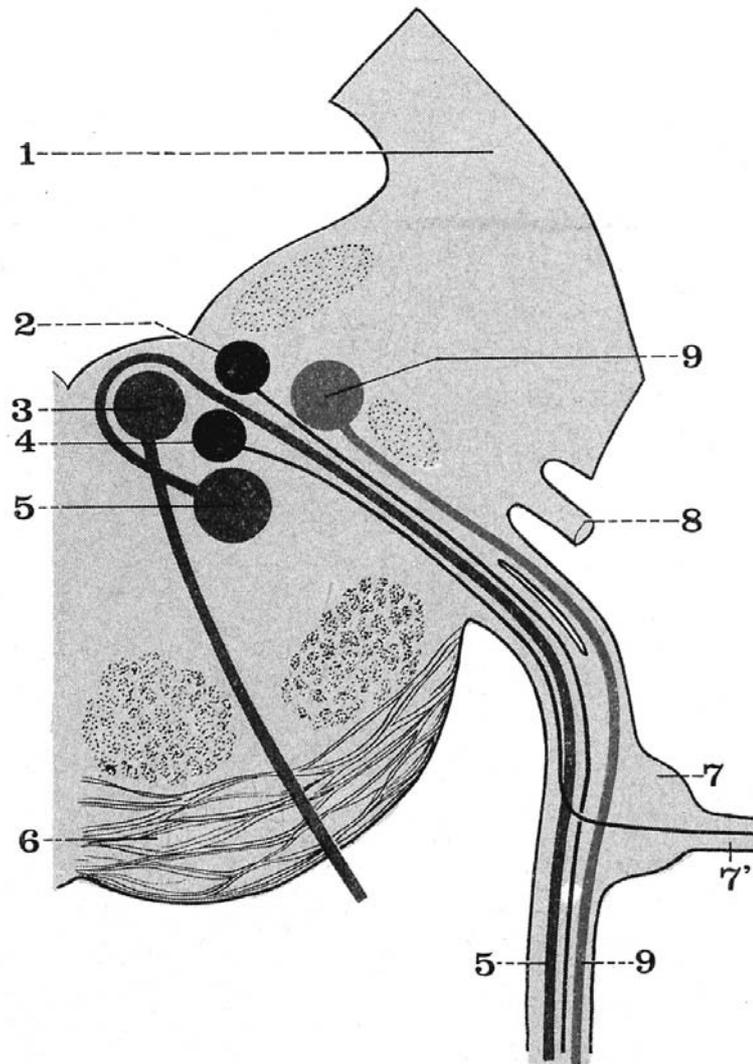


Figura 1.3: Corte inferior de la protuberancia; núcleos del VII par y del VII par bis (según Delmas): (1) pedúnculo cerebeloso medio; (2) núcleo salival superior; (3) núcleo del VI par; (4) núcleo lacrimomucosal; (5) núcleo motor del VII par; (6) fibras transversales del puente; (7) ganglio geniculado y (7') nervio petroso superficial mayor; (8) nervio estatoacústico (VIII par), y (9) núcleo del VII par bis.

fibras centrípetas y centrífugas. Las fibras nerviosas centrípetas alcanzan, a nivel del sistema nervioso central, la raíz descendente del trigémino a nivel de la protuberancia, siguiendo el nervio intermediario de Wrisberg. Las fibras nerviosas centrífugas siguen al nervio facial hasta su salida por el foramen estilomastoideo para, tras separarse de él, terminar en el área de Ramsay-Hunt. En ocasiones, algunas de estas fibras alcanzan la mucosa del velo del paladar a través de la anastomosis de Haller. Tal hecho anatómico explicaría el hallazgo de vesículas en caso de herpes zóster ótico o síndrome de Ramsay-Hunt.

(C) Componente parasimpático

El contingente de fibras parasimpáticas es doble: uno procedente del núcleo lacrimomuconasal, que acompaña al nervio facial; el otro, procedente del núcleo salivar superior, que acompaña al nervio intermediario de Wrisberg.

Las fibras nerviosas que parten del núcleo lacrimomuconasal situado a nivel de la protuberancia y próximo al núcleo del facial acompañan al nervio facial hasta el primer codo de su recorrido intrapetroso para, una vez allí, desprenderse de él, dando lugar a dos ramas colaterales: los nervios petroso superficiales mayor y menor.

El nervio petroso superficial mayor deja al peñasco a través del hiato de Falopio, para hacerse extracranial por el agujero rasgado anterior. En tal recorrido se le unen fibras procedentes del nervio glossofaríngeo y fibras simpáticas del plexo pericarotídeo. Estos tres componentes nerviosos van a constituir el nervio vidiano. El nervio vidiano penetra en el canal vidiano y termina en el ganglio esfenopalatino, situado en el trasfondo de la fosa pterigopalatina. Del ganglio esfenopalatino parten fibras que se distribuyen por la mucosa nasal; otras alcanzan a la glándula lacrimal, encargándose de su actividad secretora. El núcleo lacrimomuconasal mantiene igualmente conexiones con el hipotálamo, el cual, a su vez, se conecta con la corteza cerebral.

El núcleo salivar superior está situado en el fondo del puente de Varolio y caudal a la porción lateral del IV ventrículo. De él parten fibras nerviosas que acompañan al nervio intermediario de Wrisberg, para desprenderse de él a dos niveles distintos. Unas fibras lo hacen a nivel del conducto auditivo interno para alcanzar el oído interno siguiendo el nervio vestibular. Dichas fibras constituyen la anastomosis acústico-facial, la cual parece jugar un notable papel en el equilibrio neurovegetativo del oído interno. Otras fibras siguen el nervio facial hasta la salida de la cuerda del tímpano. Con esta rama colateral alcanzan a las glándulas salivares submaxilar y sublingual, haciendo antes sinapsis con unos pequeños ganglios situados próximos a dichas glándulas. Este contingente de fibras se encargará de la secreción salivar [Proctor1991].

Trayecto y relaciones del nervio facial

A continuación se describe la emergencia, el tortuoso camino seguido por el nervio facial desde el conducto auditivo interno hasta su salida por el foramen estilomastoideo, su distribución extracraneal y los distintos nervios que de él emergen, así como sus relaciones.

(A) Emergencia

Las dos raíces del nervio facial salen del tronco cerebral por la parte posterolateral de la protuberancia, a nivel de un receso situado entre la oliva inferior y el pedúnculo cerebeloso inferior. La más medial es la raíz motora, mientras que el nervio intermediario de Wrisberg es más lateral, como se aprecia en la figura 1.4. El nervio cocleovestibular es lateral y el nervio abducens es medial. El nervio trigémino se encuentra 1 cm por encima, lateralmente y por debajo, de atrás adelante, los últimos nervios craneales (nervios mixtos y nervio hipogloso). Estos últimos carecen de epineuro, están cubiertos por piamadre y bañados por líquido cefalorraquídeo. A nivel del ángulo pontocerebeloso, el nervio facial discurre dentro del grupo acústicofacial; su longitud es de 23 a 24 mm aproximadamente [Guerrier1977], [Proctor1991]. Presentan un trayecto transversal desde la parte lateral del surco bulbopontino hasta el conducto auditivo interno.

(B) Porción intrapetrosa

La porción intrapetrosa del nervio facial es el recorrido seguido por el nervio desde su entrada en el conducto auditivo interno hasta su salida por el foramen estilomastoideo, atravesando el estrecho y tortuoso canal de Falopio.

(B.1) Conducto auditivo interno: El nervio facial es el elemento más alto del pedículo, penetrando en el conducto auditivo interno por su borde lateral. En la figura 1.5 se representa de forma esquemática el conjunto de nervios contenidos en el conducto auditivo interno. Debido a su dirección más anterior que la del conducto, el facial se acerca progresivamente a la pared anterior para alojarse en el surco que le conducirá al orificio del conducto del facial (acueducto de Falopio) [Proctor1991]. Tiene una longitud aproximada de 12 mm y recubre la mitad medial del nervio vestibular [Lang1983]. Entre estos dos nervios se encuentra el nervio intermedio que intercambia fibras con el VII y el nervio vestibular superior, lo que dificulta la disección de estos nervios. El nervio coclear está recubierto por el nervio facial que ocupa del 12 al 19 % de la luz del conducto auditivo interno [Esslen1977]. Los tres nervios tienen una vaina de piamadre individual. En el fondo del conducto auditivo interno, el nervio puede ir acompañado por una prolongación meníngea, lo que explica que el líquido cefalorraquídeo puede llegar hasta el ganglio geniculado. El nervio facial está relacionado con la arteria laberíntica (arteria auditiva interna), única o doble, que pro-

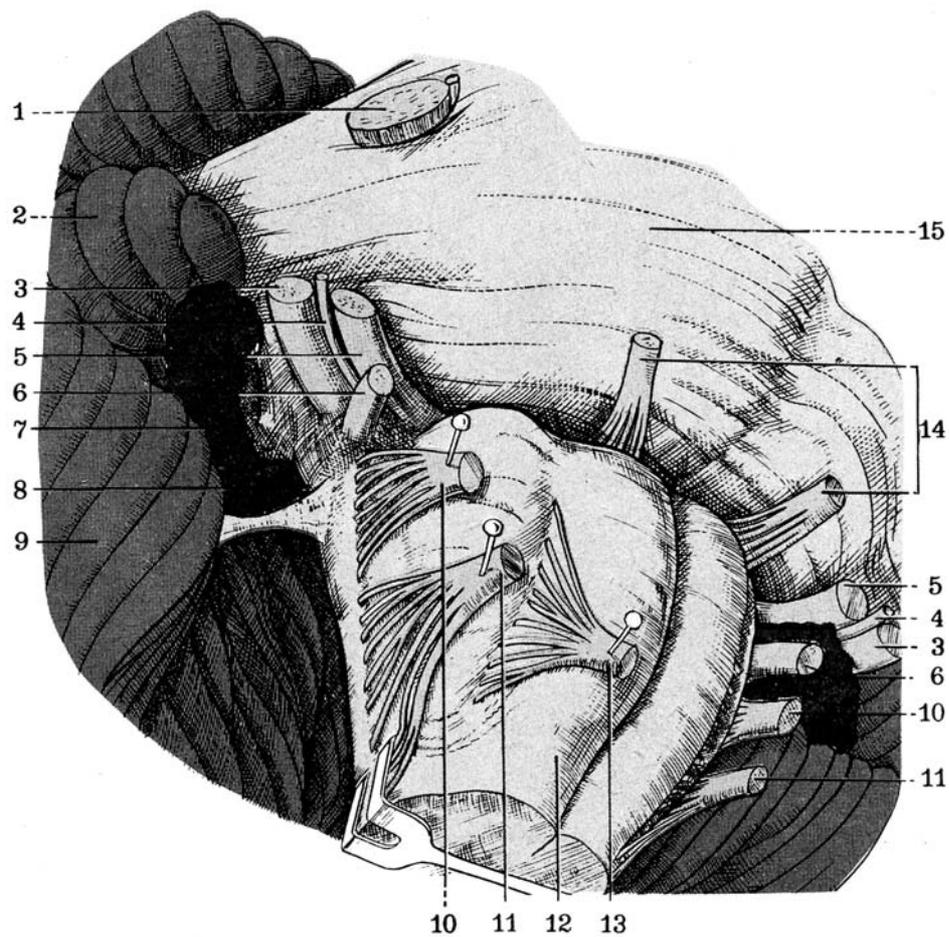


Figura 1.4: Vista anteroinferior derecha del tronco cerebral. (1) nervio trigémino; (2) flocculus; (3) nervio estatoacústico; (4) nervio intermediario de Wrisberg; (5) nervio facial; (6) nervio glossofaríngeo; (7) plexo coroideo que penetra en (8) agujero de Luschka; (9) cerebelo; (10) nervio vago; (11) nervio espinal; (12) bulbo raquídeo; (13) nervio hipogloso mayor; (14) nervio motor ocular externo, y (15) protuberancia anular.

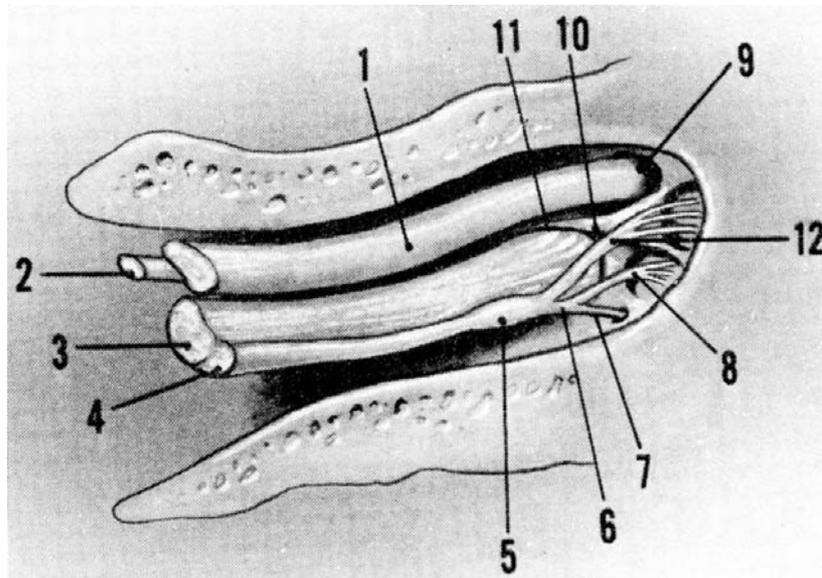


Figura 1.5: Representación esquemática del contenido del conducto auditivo interno: (1) Nervio facial; (2) nervio intermediario de Wrisberg; (3) nervio coclear; (4) nervio vestibular; (5) ganglio de Scarpa; (6) rama inferior del nervio vestibular; (7) punto de emergencia del nervio ampollar posterior a través del agujero singular; (8) nervio sacular de la fosa homónima; (9) nervio facial en la fosa homónima en el origen del conducto del facial; (10) cresta falciforme o transversa; (11) nervio coclear en la fosa homónima; (12) rama superior del nervio vestibular en la fosa vestibular.

viene de la arteria cerebelosa anteroinferior y que se encarga por lo tanto de su vascularización [Guerrier1977]. En el 10% de los casos, la arteria cerebelosa anteroinferior se insinúa en el conducto auditivo interno [Lang1983] entre el VII bis y el VIII, o por debajo del VIII, quedándose la mayoría de las veces en el tercio medio del conducto pero pudiendo en algunos casos llegar al fondo del conducto auditivo interno.

(B.2) Canal facial: Tras su trayecto por el conducto auditivo interno, junto con el VIII par craneal, el nervio facial se introduce en el hueso temporal por un orificio situado en la porción antero-superior. Dicho orificio corresponde a la puerta de entrada del canal de Falopio, también denominado nerviducto de Falopio, canal óseo que guiará el nervio facial a lo largo de su tortuoso camino intrapetroso. Su longitud es de 28 a 30 mm y sigue un trayecto en forma de Z tridimensional. El canal de Falopio y las estructuras que alberga se divide en tres segmentos: El segmento laberíntico (primera porción), que va desde el fondo del conducto auditivo interno al compartimento del ganglio geniculado y termina en una primera angulación o rodilla del VII par. La porción intratimpáni-

ca (segunda porción), que se prolonga con una segunda angulación o codo del facial. La porción mastoidea (tercera porción) que termina en el foramen estilomastoideo tras un trayecto vertical.

- *Segmento laberíntico:* Contiene el VII y por debajo el VII bis. Es la porción más corta y estrecha del canal de Falopio. Su longitud es de 3 a 5 mm y su diámetro medio es de 1 mm [Lang1983]. A la entrada del canal de Falopio el diámetro es de 0.68 mm [Fisch1981]. Además, las fibras nerviosas ocupan el 83 % del espacio del conducto, lo que constituye un verdadero estrangulamiento [Esslen1977].

La vascularización del nervio facial de la porción laberíntica del acueducto de Falopio se lleva a cabo por pequeñas ramas arteriales precarias procedentes del conducto auditivo interno [Proctor1991]. Es el único segmento del nervio facial donde no hay arcadas arteriales anastomóticas [Shambaugh1987]. La vaina está constituida por duramadre y periostio pero a veces puede estar constituido por aracnoides y contener líquido cefalorraquídeo. En la figura 1.6 se observan las relaciones del nervio facial en el conducto auditivo interno y su segmento laberíntico. Se relaciona:

- anteroinferiormente, con la primera espira del caracol;
 - posteriormente, con la ampolla del canal semicircular superior y pared anterior del vestíbulo;
 - y superiormente, con la fosa craneal media.
- *Rodilla del facial y compartimento del ganglio geniculado:* Después de su porción laberíntica, el nervio facial forma una rodilla que tiene un ángulo agudo de 74-75° como se aprecia en la figura 1.7. El compartimento del ganglio geniculado es, a ese nivel, la parte culminante del canal facial, lindando con la fosa cerebral media. Tiene una forma triangular y sus lados miden de 2 a 3 mm.

En el ganglio geniculado están situados los cuerpos celulares de las neuronas sensitivas del nervio intermediario de Wrisberg, cuyas fibras salivales, sensoriales y sensitivas se fusionan con las fibras motoras [Proctor1991]. Varios nervios parasimpáticos emergen hacia delante del compartimento del ganglio como se aprecia en la figura 1.7: El nervio petroso superficial mayor y el nervio petroso superficial menor. Por otro lado, el ganglio geniculado contiene los cuerpos celulares de fibras sensoriales que transmiten la percepción del gusto de los dos tercios anteriores de la lengua [Proctor1991].

La vascularización abundante del ganglio le confieren un color rojo violáceo característico que contrasta con el aspecto amarillento de los demás nervios. Se lleva a cabo por la arteria petrosa, rama de la arteria meníngea media, que forma una fina red arterial [Minatogawa1980].

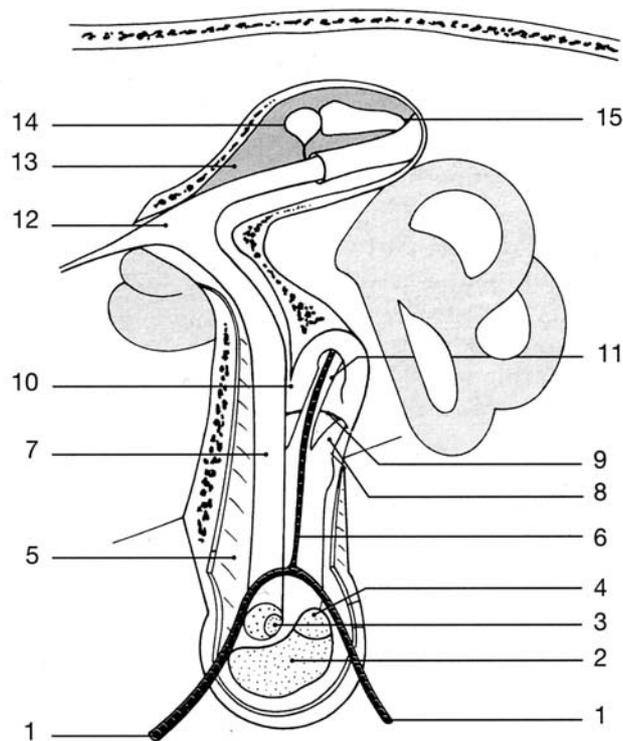


Figura 1.6: *Relaciones del nervio facial en el conducto auditivo interno y su segmento laberíntico (según F Legent). (1) Arteria cerebelosa anteroinferior; (2) nervio coclear; (3) nervio intermedio; (4) nervio vestibular; (5) duramadre; (6) arteria laberíntica; (7) nervio facial; (8) nervio vestibular inferior; (9) cresta falciforme; (10) Bill's bar; (11) nervio vestibular superior; (12) ganglio geniculado; (13) caja timpánica; (14) cabeza del martillo; (15) apófisis corta (crus breve) del yunque.*

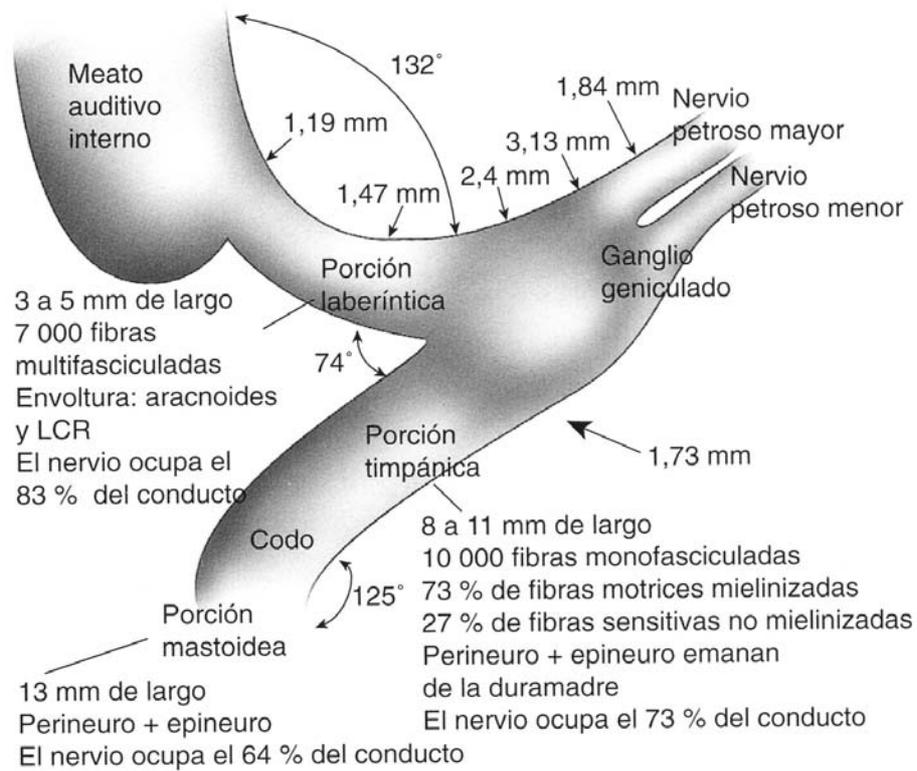


Figura 1.7: *Ganglio geniculado.*

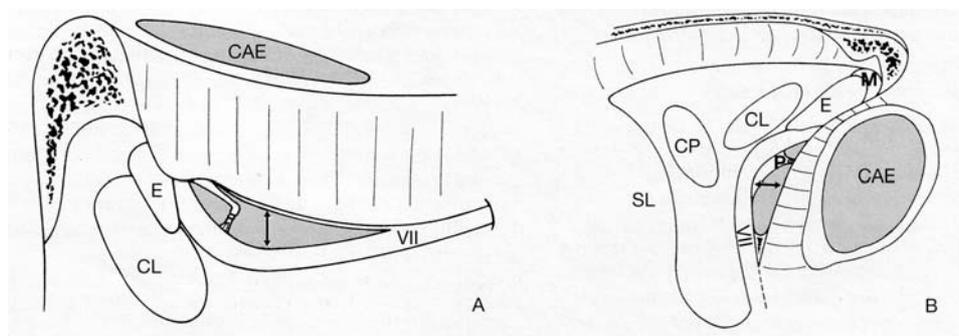


Figura 1.8: Relaciones del codo y de la tercera porción del nervio facial; el receso facial se ha resecao realizando una timpanotomía posterior. (A) Vista posterior: puede observarse la distancia entre el surco timpánico y el nervio facial. Este último es más medial, pero se acerca al surco timpánico a medida que desciende hacia el foramen estilomastoideo. (B) Vista lateral: el nervio facial es netamente posterior con respecto al surco timpánico y a la cuerda del tímpano (a nivel de la flecha). Esta distancia disminuye a medida que el nervio facial se acerca al agujero estilomastoideo. (CAE) Conducto auditivo externo. (CL) Canal semicircular lateral. (CP) Canal semicircular posterior. (E) apófisis corta (crus breve) del yunque. (M) Cabeza del martillo. (P) Pirámide. (SL) Seno lateral.

- **Porción timpánica:** La porción timpánica tiene un diámetro de 1.5 mm; sigue un trayecto rectilíneo de unos 12 mm de largo se dirige hacia atrás y algo lateralmente y hacia abajo [Lang1983], provoca un saliente sobre la pared interna de la caja del tímpano, recubierta de una cáscara ósea muy fina, a veces dehiscente [Nager1982], [Darrouzet2002], en cuyo caso sólo la vaina epineural del nervio facial separa a éste de la mucosa del oído medio [Lopez1984]. A este nivel, las fibras del nervio facial ocupan el 73 % del espacio disponible. La vascularización se lleva a cabo por la arteria petrosa rama de la arteria meníngea media y la arteria estilomastoidea. En la parte media, de la porción timpánica protruye entre la ventana oval y el canal semicircular lateral con el que forma un ángulo de 10° [Esslen1977].

Las relaciones son:

- Lateralmente: de adelante hacia atrás, con la pared medial del ático, la unión entre la cabeza y el cuerpo del martillo, la cuerda del tímpano y la rama descendente del yunque.
 - Arriba: con la ampolla del conducto semicircular horizontal y el conducto semicircular horizontal más atrás.
 - Medialmente: con el vestíbulo.
 - Abajo: con la ventana oval y el estribo.
- **Codo del nervio facial (porción piramidal):** Comienza en la parte posterior de la ventana

oval y se extiende hasta la pirámide formando una curva de 2 a 6 mm de largo y un ángulo comprendido entre 95° y 125° [Bordure2000]. Tiene como hecho anatómico más relevante la ausencia, en ocasiones, de tabique óseo que separe al nervio facial del músculo del estribo [Lopez1984].

El espacio óseo excavado de celdas entre el nervio facial y el surco timpánico corresponde a la región del receso facial donde se realiza la timpanotomía posterior como se aprecia en la figura 1.8. Las relaciones son:

- Por encima y lateralmente: con el aditus ad antrum, la fosa del yunque que contiene la rama horizontal (crus breve) del yunque. El extremo posterior de la crus breve siempre se encuentra a 2 o 3 mm lateralmente y por encima del canal facial. Es una referencia fundamental para localizar el nivel del nervio facial durante la cirugía del oído medio.
 - Lateralmente: con el receso facial limitado lateralmente por la cuerda del tímpano y el surco timpánico.
 - Medialmente: el conducto del facial se acerca a la ampolla del conducto semicircular posterior del que está separado por unos 2 a 5 mm, según la neumatización del peñasco [Bordure2000].
- *Porción mastoidea:* Se trata del segmento intrapetroso más largo que se extiende desde la pirámide al foramen estilomastoideo de unos 12 a 15 mm de longitud y un diámetro medio de 1.5 mm. El canal facial está sumergido en un bloque óseo, denominado pared del facial o macizo de Gellé. Las fibras nerviosas ocupan el 64 % del canal óseo [Guerrier1977], [Proctor1991].

Esta porción está abundantemente vascularizada por la arteria petrosa rama de la arteria meníngea media y la arteria estilomastoidea.

Del VII par, en su porción mastoidea, salen dos ramas colaterales principales:

- El nervio estapedial.
- El nervio cuerda del tímpano, última rama sensitiva y, por ende, la rama terminal del nervio intermediario.

(C) Segmento extracraneal del nervio facial

El nervio facial deja la mastoidea a nivel del foramen estilomastoideo, situado en el extremo anterior del surco digástrico [Shambaugh1987]. Presenta una situación más superficial en el recién nacido y en el lactante, ya que se sitúa inmediatamente bajo los tejidos subcutáneos y presenta una posición más profunda en el adulto. Emerge por detrás de la apófisis estiloides a 1.5 cm de la apófisis transversa del atlas. Cruza la cara lateral de la apófisis estiloides, atraviesa el ramillete estiloideo entre la inserción

del vientre posterior del digástrico y el músculo estilohioideo para introducirse en el compartimento parotídeo [Beauvillain1982]. Se dirige hacia delante, abajo y lateralmente, para dividirse en dos ramas. Durante ese trayecto, detrás de la parótida, el VII emite varias ramas:

- La rama auricular posterior.
- Las ramas destinadas a los músculos estilohioideos y el vientre posterior del digástrico.
- La inconstante rama lingual al estilogloso y al palatogloso.

(D) Ramas terminales

El nervio facial en su recorrido hacia delante en la sustancia del lóbulo superficial de la glándula parótida, se divide en dos ramas principales, una superior (rama temporofacial) y otra inferior (rama cervicofacial). Estas dos ramas principales, todavía dentro de la glándula parótida, se dividen en varias ramas menores que forman la pata de ganso periférica del nervio facial [Shambaugh1987], [Proctor1991].

(D.1) Rama superior o temporofacial. Se trata de la rama más voluminosa. Se divide en cuatro o cinco ramos anastomosados entre sí.

- Los ramos temporales que inervan el músculo auricular anterior y el músculo frontal.
- Los ramos frontales destinados a los músculos frontal y orbicular de los párpados.
- Los ramos palpebrales inervan a los músculos superciliar y orbicular de los párpados.
- Los ramos suborbitarios, siendo bastante voluminosos, situados por encima del conducto de Stenon. Se anastomosan con el nervio infraorbitario (rama del V par). Inervan dos grupos musculares: los músculos de la nariz y los músculos de la región geniana.
- Los ramos bucales superiores, situados por debajo del conducto de Stenon, alcanzan la bola de Bichat. Forman un plexo, con los ramos bucales inferiores, destinados al haz superior del músculo buccinador y al orbicular de los labios [Bordure2000].

(D.2) Rama inferior o cervicofacial. Desciende verticalmente hacia el ángulo mandibular y tras anastomosarse con las ramas temporofacial y el nervio auricular principal del plexo cervical, discurre por el borde inferior de la mandíbula y se divide en ramos divergentes, distinguiéndose:

- Los ramos bucales inferiores que inervan el risorius, los haces inferiores del buccinador y el orbicular de los labios.
- El ramo mentoniano que suele pasar por debajo del ángulo mandibular para inervar el músculo triangular de los labios, la borla del mentón y el músculo cuadrado del mentón.

Los ramos bucales inferiores y mentonianos presentan anastomosis con el nervio alveolar para formar el plexo mentoniano. El ramo cervical desciende en la región suprahioidea y se anastomosa con la rama cervical transversa del plexo cervical superficial [Bordure2000].

(E) Ramas colaterales

El nervio facial, en su recorrido extracraneal da lugar a una serie de ramas, unas a lo largo de su recorrido por el hueso temporal (las ramas intrapetrosas) y otras tras su salida del foramen estilomastoideo (las ramas extrapetrosas).

(E.1) Ramas intrapetrosas:

- Nervio petroso superficial mayor. Está formado por fibras aferentes gustativas procedentes del velo del paladar y por fibras parasimpáticas eferentes procedentes del núcleo lacrimomucosal destinadas a las glándulas lagrimales y a la mucosa nasal. Emerge de la parte más alta del ganglio geniculado, salen de la base del cráneo por la cara anterior del peñasco donde se anastomosa con el nervio petroso mayor profundo procedente del plexo timpánico así como con un ramo del simpático pericarotídeo para formar el nervio vidiano. Salen del cráneo por el agujero rasgado anterior y atraviesa la base de la apófisis pterigoides para llegar al ganglio pterigopalatino y alcanzar su órganos diana.
- Nervio petroso superficial menor. Emerge del ángulo lateral del ganglio geniculado desembocando en la cara anterior del peñasco por detrás del nervio petroso superficial mayor. Sale del cráneo por un orificio situado por dentro del foramen oval, alcanzando después el ganglio ótico.
- Nervio del músculo del estribo. Nace en la cara anterior del nervio facial a mitad del trayecto de la porción mastoidea y luego se introduce en el canal de la pirámide para inervar el músculo estapedio.
- Cuerda del tímpano. Nace en la porción mastoidea del canal facial, a un nivel variable situado generalmente 1-3 mm por encima del foramen estilomastoideo. Penetra en la hendidura protimpánica posterior y se insinúa entre la capa mucosa y la capa fibrosa de la membrana timpánica [Legent1984]. En la fosa infratemporal se anastomosa con del nervio lingual. La cuerda del tímpano transporta dos tipos de fibras:
 - Las fibras de la sensibilidad gustativa de los dos tercios anteriores de la lengua conectadas al núcleo solitario y fibras de la sensibilidad algésica, térmica y táctil de la pared posterior del conducto auditivo externo [Shambaugh1987], jugando un importante papel en la transmisión del impulso nervioso que vehicula el dolor de oído [Soudant1994].

- Las fibras parasimpáticas procedentes del núcleo salival superior. Estas fibras utilizan el nervio intermedio, el ganglio geniculado, el VII intrapetroso antes de llegar a la cuerda. A continuación se sirve del nervio lingual llegando a los ganglios submandibular y sublingual. De ahí las fibras postganglionares inervan las glándulas submandibular y sublingual.
- Nervio de Arnold (ramo anastomótico del vago). Nace del nervio facial en la porción distal de su recorrido intrapetroso, alcanzando la fosa yugular, rodea el golfo de la yugular interna para desembocar en el ganglio superior del vago. Transmite la información sensitiva procedente de la zona de Ramsay-Hunt [Grays1989].

(E.2) Ramas extrapetrosas:

- Asa de Haller: inconstante, se origina justo debajo del foramen estilomastoideo y se anastomosa con el nervio glossofaríngeo al pasar por fuera de la yugular. Inerva a los músculos estilogloso y glosioestafilino [Darrouzet2002].
- Ramo auricular posterior. Inerva los tegumentos de la región parietal inferior y de los músculos auriculares posterior y superior.
- Ramo motor del vientre posterior del digástrico y del estiloideo.
- Ramo lingual. Inconstante, nace por debajo del nervio motor del digástrico y se anastomosa con varios ramos del glossofaríngeo. Se distribuye a nivel de la base de la lengua en filetes musculares para el palatogloso y el estilogloso y en filetes mucosos para los pilares [Rouviere1978].

1.1.3. Fisiología del nervio facial

El área motora facial está situada en la circunvolución prerrolándica o frontal ascendente del lóbulo temporal, donde existe una representación somatotópica de la cara. De esta área parten las fibras descendentes por la vía piramidal, siendo cruzadas para la porción ventral o inferior del núcleo, y para la porción dorsal o superior son directas y cruzadas.

El nervio facial es, ante todo, el nervio motor de los músculos cutáneos de la cara y del cuello. También tiene funciones conexas sensitivas, sensoriales y secretoras.

Facial motor

Del núcleo del facial partirán fibras nerviosas eferentes destinadas a la musculatura estriada por él inervada, los músculos extracraneales del segundo arco branquial, vientre posterior del músculo digástri-

co y estilohioideo, así como a los músculos que forman el sistema músculo-aponeurótico de la cara y el cuello. La musculatura facial superior recibirá inervación de fibras nerviosas procedentes de los dos núcleos faciales y el resto la recibe de su núcleo homolateral.

- La expresión facial depende de 7000 fibras motoras del nervio facial que se activan al unísono para lograr la contracción voluntaria de la musculatura facial [Cramer1991].
- El reflejo de parpadeo o reflejo trigémino-facial, debido a la conexión con el núcleo del trigémino, responde ante un estímulo corneal, siendo el nervio trigémino (rama supraorbitaria) la vía aferente y el nervio facial la vía eferente del arco reflejo [Cramer1991].
- La sonrisa emocional ante la alegría o humor, es debida a la conexión con el tálamo y glomus pálido.
- El parpadeo bilateral involuntario se origina por la conexión con la formación reticular y/o ganglio basal.
- La contracción del músculo del estribo responde ante un estímulo sonoro, por la conexión con la oliva y el cuerpo trapezoidal.
- El reflejo de masticación y succión aparece tras el estímulo de los botones gustativos, debido a la conexión con los núcleos del tracto solitario.

Facial vegetativo

Las fibras secretoras lacrimoconasales sólo atraviesan el ganglio geniculado antes de integrar el nervio petroso mayor, y después el nervio del canal pterigopalatino, para dirigirse luego al ganglio del mismo nombre, de donde emergen las fibras postganglionares eferentes. Aportan inervación secretora a glándulas lacrimales y glándulas de secreción mucosa de las cavidades nasales, senos paranasales, rinofaringe y trompa de Eustaquio.

El nervio intermediario de Wrisberg, aporta fibras procedentes del núcleo salivar superior, que a través de la cuerda del tímpano y posteriormente del nervio lingual llegan al ganglio submaxilar. Del ganglio submaxilar parten fibras nerviosas hacia las glándulas salivares submaxilares y sublinguales.

Los núcleos salivares son estimulados por señales gustativas y táctiles procedentes de la lengua y de otras zonas de la cavidad bucal. Las sensaciones gustativas, y especialmente los sabores ácidos, desencadenan una producción abundante de saliva, cuyo volumen puede alcanzar a veces los 5-8 ml por minuto (de 8 a 20 veces la cantidad basal de esta secreción). Los estímulos táctiles, y sobre todo la presencia de objetos lisos en la boca, son más eficaces para favorecer la salivación que los objetos rugosos, que de hecho puede inhibir incluso la producción de saliva [Soudant1994].

Facial sensorial

Las fibras gustativas de los dos tercios anteriores de la lengua se integran al nervio lingual, al que dejan luego para incorporarse a la cuerda del tímpano. Los cuerpos celulares de dichas fibras se sitúan esencialmente en el ganglio geniculado, aunque también en la porción laberíntica y a lo largo del nervio intermediario de Wrisberg. Las fibras gustativas ascienden por el lemnisco medial al tálamo y al núcleo del fascículo solitario.

El nervio facial recoge la sensibilidad táctil del área de Ramsay-Hunt. Estas fibras ascienden procedentes del nervio de Arnold y del nervio cuerda del tímpano. Las células ganglionares están en el ganglio geniculado ascendiendo hacia el núcleo del tracto solitario [Darrouzet2002]. El nervio cuerda del tímpano aparte del papel en la transmisión del gusto de los dos tercios anteriores de la lengua, parece que desempeña un papel en la transmisión del impulso nervioso que vehicula el dolor de oído. Numerosos investigadores afirman que la cuerda del tímpano transporta preferentemente estímulos sensitivos y de manera más accesoria los componentes especiales de la sensación del gusto. Este hecho se ha confirmado al realizar una sección en la cuerda del tímpano en pacientes que presentaban dolores óticos intensos, especialmente dolores de causa postherpética, cuando dicho dolor desaparece tras la sección del nervio [Soudant1994].

1.2. Reflejo estapedial

El reflejo estapedial se define como la contracción refleja del músculo del estribo (o estapedial) ocasionada por estimulaciones acústicas suficientemente intensas. La contracción provoca una basculación hacia atrás y hacia fuera del estribo, aumentando la rigidez del sistema timpanoosicular. El aumento de la rigidez del sistema timpanoosicular se puede registrar mediante la timpanometría.

Un factor importante en el desplazamiento de la membrana timpánica y de la cadena osicular es la presión intracoclear que está determinada por la presión perilinfática. Si existe una buena permeabilidad entre los líquidos cocleares y el líquido cefalorraquídeo, la presión del líquido cefalorraquídeo se transmite al líquido perilinfático y este a su vez ocasiona un desplazamiento de la membrana timpánica que podemos medir con un analizador de desplazamiento timpánico. La permeabilidad se comprueba midiendo el desplazamiento de la membrana timpánica en decúbito supino y en posición de sentado en el mismo paciente [Marchbanks1995], [Rosingsh1998].

El reflejo estapedial es un reflejo polisináptico bilateral y simétrico. La vía aferente transcurre por el VIII par mientras que la vía eferente transcurre por los nervios faciales, tanto el homolateral como el contralateral a la estimulación. Los centros de elaboración de este reflejo se sitúan en la protuberancia [Courtat1997].

Las primeras observaciones de la contracción de los músculos del oído medio, provocadas por estímulos acústicos fueron realizadas por Hensen, que tras aplicar un estímulo sonoro en perros observó una respuesta de los músculos del martillo y del estribo. Lüscher fue el primero que informó del reflejo acústico en seres humanos. El primer dispositivo utilizado para la medición del reflejo acústico en clínica fue creado por Otto Metz en 1946. Dicho dispositivo, conocido como “puente de Metz”, fue el antecesor de los instrumentos de admitancia electroacústica que se utilizan en la actualidad en la timpanometría y medición del reflejo acústico. Metz y Jepsen realizaron estudios del reflejo acústico en pacientes con otosclerosis unilateral y parálisis del nervio facial, concluyendo ambos autores que, en seres humanos, el músculo del estribo es el único que se activa por medio de estimulación acústica. En la actualidad se acepta ampliamente que el reflejo acústico de los músculos del oído medio en seres humanos es de hecho el reflejo acústico estapedial [Borg1972], [Bonfils1990]. Sin embargo, en pacientes tras una estapedectomía se ha demostrado la existencia de actividad del músculo del martillo evocada por medios acústicos [Stach1984], [Margolis1991].

1.2.1. Los músculos del oído medio

Anatomía de los músculos del oído medio

La musculatura intratímpanica juega un gran papel en la movilidad de la cadena osicular y por consiguiente en la transmisión del sonido. Está constituida por el músculo del martillo o tensor timpánico y por el músculo del estribo. Ambos son músculos peniformes, o sea que convergen en un tendón central, y además se encuentran casi por completo dentro de conductos óseos, como se aprecia en la figura 1.9, siendo predominantemente estriados y con cierta cantidad de grasa alrededor del tejido muscular [Margolis1991].

La contracción de los músculos del martillo y del estribo modifica la admitancia acústica de la cadena osicular. Aunque las fuerzas creadas por estos músculos son muy pequeñas, tienen influencia considerable sobre el sistema de transmisión acústica a través del oído medio. Debido a la pequeña masa de la cadena de huesecillos y al desplazamiento vibratorio microscópico del estribo excitado por medios acústicos, los músculos del oído medio pueden causar cambios importantes sobre los estímulos cocleares y sobre la impedancia acústica del sistema osicular, cuya medición se puede realizar mediante la impedanciometría.

El músculo del martillo o tensor timpánico tiene una longitud de 2 cm y esta alojado en un conducto óseo curvo, como se aprecia en la figura 1.9, en la cercanía de la trompa de Eustaquio. Su tendón emerge de la apófisis cocleariforme o pico de cuchara, una proyección de la pared anterointerna del oído medio, y se inserta en el cuello del martillo. Está inervado por el trigémino, mediante una rama del nervio maxilar

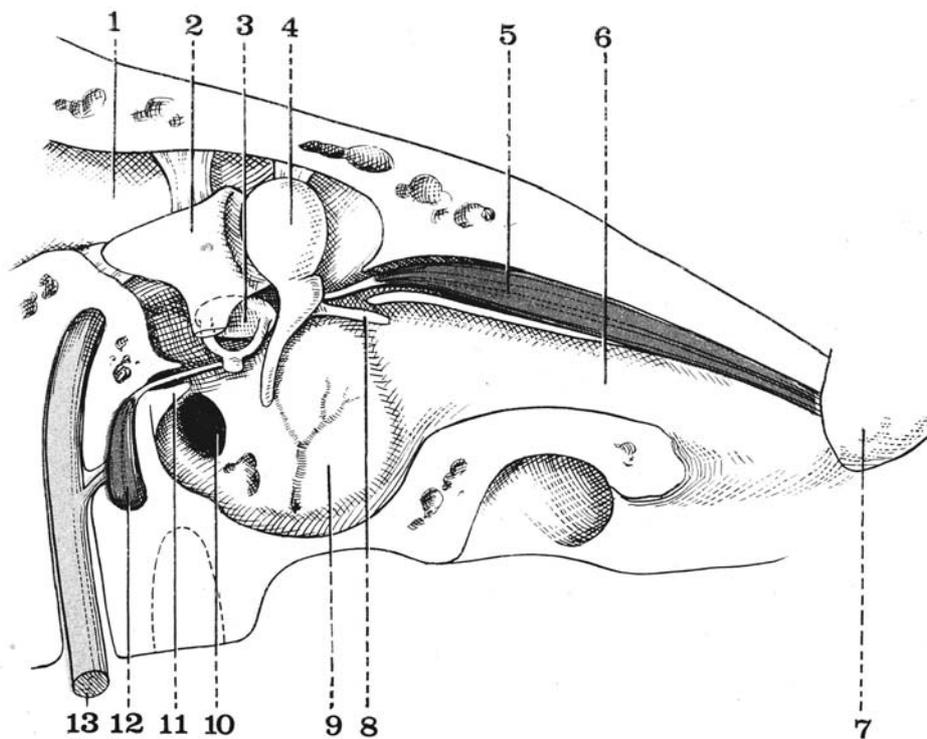


Figura 1.9: *Músculos del martillo y del estribo. Huesecillos del oído con sus músculos motores, vista lateral externa (según G. Oliver). (1) aditus ad antrum; (2) yunque; (3) estribo; (4) martillo; (5) músculo del martillo; (6) trompa de Eustaquio; (7) espina del esfenoides; (8) apófisis anterior del martillo; (9) promontorio; (10) ventana redonda; (11) pirámide; (12) músculo del estribo, y (13) nervio facial.*

inferior, y recibe también unas ramas del plexo timpánico y del petroso superficial menor.

La contracción del músculo del martillo desplaza hacia adentro el mango de este huesecillo y tensa la membrana timpánica. Esto aumenta la impedancia de la membrana timpánica y la compliancia estática debido al aumento del volumen del conducto auditivo externo.

El músculo del estribo o músculo estapedio, tiene una longitud de 6.3 mm. Esto lo convierte en el más pequeño de los músculos de nuestra economía y se inserta en el más pequeño de los huesos del cuerpo, el estribo. El músculo estapedio sale de una pequeña prominencia junto al nervio facial (pirámide) en la parte posterior de la caja timpánica. Su tendón se inserta en el estribo justo por dentro de la cabeza, en su cara posterior. Es innervado por el nervio facial. La contracción del músculo del estribo tiene una acción doble sobre la cadena: provoca un balanceo de la platina en la ventana oval, movimiento en que la porción anterior de la platina se desplaza en sentido lateral, mientras que la porción posterior se desplaza en el medial y exterioriza en bloque la masa ósea incudomaleolar, provocando, por el contrario, el hundimiento del umbo del martillo. Esto hace que aumente la rigidez del sistema timpanoosicular aumentando su impedancia [Margolis1991].

Fisiología de los músculos del oído medio

Se han formulado cuatro teorías que pretenden explicar la presencia y función de los músculos del oído medio:

1. **Teoría del control de intensidad:** La acción de los músculos se considera destinada a reducir la estimulación de alta intensidad en el oído interno. Por tanto, protege las estructuras cocleares de daños que pudieran resultar de niveles demasiado elevados de sonido. Este principio es más efectivo para las frecuencias bajas y parece tener poca importancia en sonidos cuya frecuencia excede de 2000 Hz.
2. **Teoría de selección de frecuencias:** Esta teoría propone la noción de que los músculos pueden contraerse de manera diversa para favorecer la transmisión de algunas frecuencias con más eficacia que otras.
3. **Teoría de fijación:** Según esta teoría, la presencia de los músculos, sus inserciones y su contracción antagonista tiene como finalidad permitir al sistema suspensorio de la cadena osicular que adquiriera su grado máximo de sensibilidad para facilitar la transmisión del sonido.
4. **Teoría de la presión laberíntica:** Este concepto sostiene que los músculos varían la presión del oído interno, en función del grado de presión del estribo sobre la perilinfa, para alterar la capacidad mecánica del oído interno.

La única teoría que ha recibido apoyo experimental considerable ha sido la teoría de protección o de control de intensidad. Las otras teorías atribuyen demasiada capacidad a los músculos y a su inervación, no aparentemente justificada. Debe notarse, sin embargo, que la función protectora de los músculos también es limitada. La contracción muscular máxima reduce en 2 dB para una intensidad de estimulación de 20 dB por encima del umbral que desencadena el reflejo estapedial [Avan1992], lo que constituye una magnitud insuficiente para proteger totalmente de algunos de los ruidos de alta intensidad que aparecen circunstancialmente. Otro factor limitante de la capacidad de protección de los músculos es la latencia de su respuesta, aproximadamente 63 ms, para que el músculo del estribo se contraiga y 132 ms para que lo haga el músculo del martillo. Si el sonido es de duración breve, como un disparo de arma de fuego los músculos se contraen demasiado tarde para impedir la transmisión de la energía acústica a través del oído medio. El juego de ambos músculos es sinérgico aunque antagonista. El músculo estapedio es el iniciador y componente primario de la fijación de la cadena osicular, mientras que el tensor timpánico es el responsable de la mayor respuesta observada. Los mecanismos de feed-back propioceptivos localizados en el tendón del músculo estapedio van a permitir iniciar la contracción del tensor timpánico durante la estimulación acústica [Love1978].

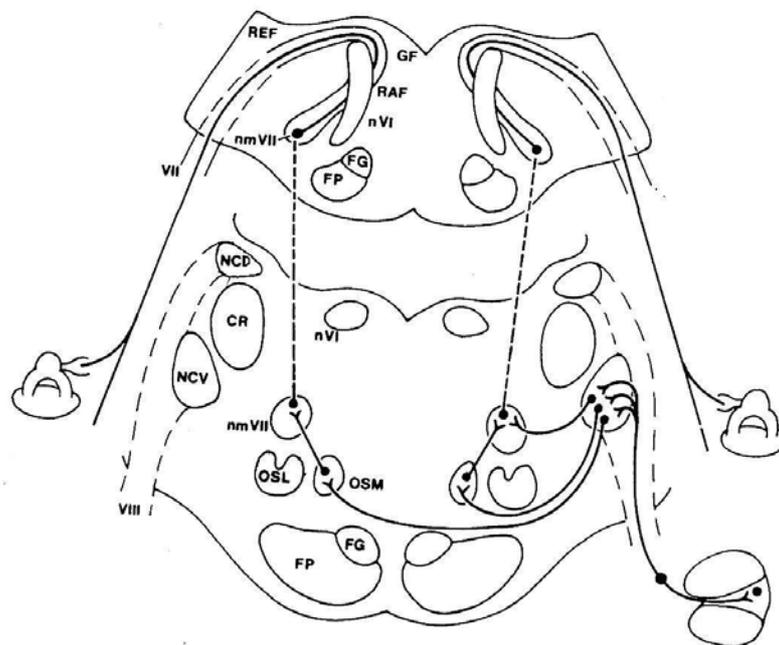
Mediante estudios electromiográficos se ha puesto de manifiesto que la respuesta del músculo estapedial es aproximadamente diez veces menor que la del tensor timpánico. Pudiéndose originar la contracción de ambos músculos tanto por estímulos sonoros como por estímulos de otra índole [Djupesland1965]. Se puede obtener una respuesta refleja del músculo estapedial tanto por estimulación eléctrica como por estimulación táctil en el conducto auditivo externo, en el trago y en la concha auricular, siendo el área de mayor sensibilidad para desencadenar la respuesta estapedial la zona del conducto auditivo externo. En el músculo estapedial aparece un fenómeno de habituación ante la repetición del estímulo.

1.2.2. Arco reflejo acústico estapedial

En la figura 1.10 se muestran el arco reflejo acústico estapedial, desde que el estímulo llega al núcleo coclear ventral, de aquí pasa al complejo olivar superior homo y contralateral que hace sinapsis con el núcleo motor homo y contralateral del VII par e inerva al músculo estapedial.

Anatomía y fisiología

La información sobre las vías del reflejo acústico estapedial provienen, fundamentalmente, de estudios experimentales en animales. Siguiendo los trabajos de Borg [Borg1973], [Borg1974] como se aprecia en la figura 1.10, la vía aferente del arco reflejo ésta formada por fibras del VIII par craneal que hacen sinapsis con dendritas del núcleo coclear ventral. Tres vías reflejas separadas emergen de dicho núcleo. Una proyección hacia el complejo olivar superior ipsilateral; otra hacia el complejo olivar



(NCV) núcleo coclear ventral; (NCD) núcleo coclear dorsal; (CR) cuerpo restiforme; (nVI) núcleo del motor ocular externo; (OSL) núcleo olivar superior lateral; (FG) fascículo geniculado; (FP) fascículo piramidal; (RAF) rama radicular ascendente del facial; (REF) rama radicular externa del facial; (GF) angulación del facial.

Figura 1.10: Vías de reflejo estapedial homolateral y contralateral. (NCV) núcleo coclear ventral; (NCD) núcleo coclear dorsal; (CR) cuerpo restiforme; (nVI) núcleo del motor ocular externo; (OSL) núcleo olivar superior lateral; (FG) fascículo geniculado; (FP) fascículo piramidal; (RAF) rama radicular ascendente del facial; (REF) rama radicular externa del facial; (GF) angulación del facial.

superior contralateral, y una proyección al núcleo medial ipsilateral del VII par craneal. El complejo olivar superior envía proyecciones al núcleo medial ipsi y contralateral del VII par craneal. La vía eferente del reflejo acústico estapedial transcurre por el nervio facial, que inerva, por medio del nervio estapedio, al músculo del estribo [Bonfils2000]. Diversos investigadores han encontrado el origen de las neuronas motoras del músculo del estribo en una región cercana al núcleo motor del VII par, pero no en él [Lyon1978], [Lyon1979], [Shaw1983], [Joseph1985]. Estas neuronas están organizadas en grupos muy especializados que responden de manera diferente según las características del estímulo. Se han identificado cúmulos de neuronas motoras que responden de manera exclusiva a estímulos ipsilaterales, contralaterales o bilaterales. Otro grupo responde a estimulación ipsilateral y contralateral, en tanto que existe otro que no se estimulan por medios acústicos. El reflejo ipsilateral proporciona más atenuación que el reflejo contralateral [Guinan1987].

El reflejo auditivo estimula las vías nerviosas complejas y se desencadena por sonidos intensos [Bonfils1995]. Se ha pensado que desempeñaba un papel protector del oído interno contra los sonidos de nivel elevado. Sin embargo, hay tres factores (la atenuación del sonido inducida por la puesta en marcha del reflejo, la latencia y la fatigabilidad) que limitan la duración de su papel protector en el caso de sonidos intensos y prolongados, cuestionando este papel protector. Se han propuesto otras hipótesis fisiológicas. El hecho de que el reflejo auditivo sea desencadenado por la emisión de voz, o de gritos en los animales, sugiere que podría intervenir en la reducción del ruido producido por el propio sujeto. Por último, a intensidades elevadas los sonidos graves pueden enmascarar a los sonidos agudos en una amplia banda de frecuencias; el reflejo auditivo proporcionaría entonces una atenuación selectiva de las frecuencias bajas y con ello una mejora de la percepción de los sonidos complejos [Borg1974].

1.2.3. Metodología para el estudio clínico del reflejo estapedial

La determinación de reflejo debe realizarse a un nivel de equipresión del oído medio, con objeto de realizar la exploración en unas condiciones en las que la contracción de la musculatura del oído medio proporcione el máximo desplazamiento de la membrana timpánica. Así pues, esta prueba sólo puede llevarse a cabo después de efectuar una timpanometría en la cual se haya determinado el valor de presión del pico de amplitud máxima. Es en este nivel de presión (ya sea positiva o negativa) en el que debe calibrarse la sonda durante toda la exploración [Dirks2000]. A continuación se va a describir cómo se realiza la timpanometría, pasando a continuación a describir la metodología para el registro y estudio del reflejo estapedial.

Timpanometría

La timpanometría es una exploración que tiene por objeto la medida de la admitancia acústica del sistema timpanoosicular. Dicha exploración proporciona información de la movilidad del complejo timpanoosicular bajo distintas condiciones.

(A) Conceptos timpanométricos

La impedancia acústica es la medida de la oposición que el sistema de transmisión del oído medio ofrece al flujo de energía acústica [Lilly1973]. La admitancia o compliancia es el inverso de la impedancia, y mide la facilidad con que la energía fluye a través del sistema timpanoosicular. Todos los instrumentos disponibles en la actualidad miden la admitancia acústica [VanCamp1986], [Shanks1991].

(B) Principio físico y bases fisiológicas de la timpanometría

El papel más importante del oído medio es el de transformar las vibraciones aéreas que inciden sobre el tímpano en variaciones de presión en los compartimentos líquidos del oído interno. Esto resulta posible adaptando la impedancia entre el medio exterior, aéreo, y el medio coclear, líquido. Adicionalmente, el oído medio asume un papel protector del oído interno. La adaptación de la impedancia permite utilizar la transferencia de energía del aire hacia la cóclea [Berlin1979], [Botte1989], [Courtat1992]. La impedancia acústica (relación entre el nivel de presión acústica aplicada y la velocidad del volumen del medio puesto en vibración) determina el porcentaje de energía que será transmitido por el sistema. La impedancia del oído medio Z está determinada por tres parámetros: la masa M del sistema, su rigidez K y su resistencia debida al rozamiento R . Estos tres parámetros se combinan de manera compleja según la frecuencia f del sonido. El factor $1/Z$ es la admitancia. El factor $2f/K$ es la compliancia.

En los aparatos que utilizan el tono sonda grave en torno a (220 Hz), los resultados obtenidos en la medida de la impedancia del sistema timpanoosicular están supeditados únicamente al factor rigidez del sistema. A esta baja frecuencia, la impedancia acústica Z es poco diferente de $K/2f$ (se asimila la admitancia a la compliancia), donde sólo se explora el factor rigidez del oído medio [Bonfils2000].

(C) Técnica de registro

Usualmente, lo que suele medirse no es la impedancia, sino la admitancia, ya que el aparato universalmente utilizado para realizar esta exploración es un admitanciómetro (no un impedanciómetro) si bien, dada la relación entre ambas, la conversión de una en otra es fácil [Vallejo2000]. El otoadmitanciómetro utiliza una sonda que se introducen en el conducto auditivo externo, por medio de una oliva de plástico encajada herméticamente. Como se aprecia en la figura 1.11, esta sonda tiene tres orificios. Uno de ellos es para un altavoz que emite un sonido de prueba de frecuencia fija denominado “tonal de la sonda”. Esta

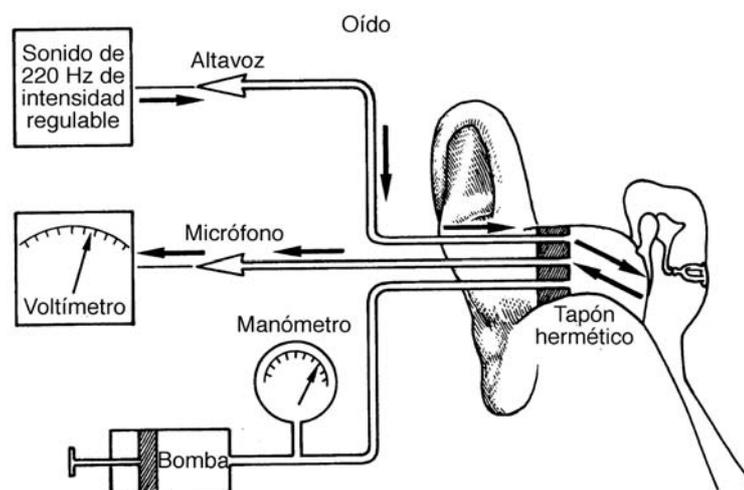


Figura 1.11: Principio de funcionamiento de un timpanómetro.

frecuencia generalmente es de 220 Hz. El nivel acústico de la tonal de sonda debe ser considerablemente inferior al umbral de disparo del reflejo estapedial (ya que de otro modo se desencadenaría el reflejo estapedial alterando la impedancia del sistema). Este sonido atravesará el complejo timpanoosicular y parte de la energía se consumirá en atravesar este sistema hasta su llegada a los líquidos del oído interno. Pasa de un medio de baja impedancia, que es el aire, a un medio de alta impedancia, que son los líquidos del oído interno. La energía no absorbida será reflejada por el tímpano, recogida por medio de un segundo orificio en el que hay un micrófono conectado a un voltímetro que la mide. Un filtro centrado en la frecuencia de la tonal de la sonda permite eliminar la mayor parte del ruido de fondo para captar sólo la señal a 220 Hz, cuyo nivel informa sobre la impedancia timpanoosicular [Bonfils2000]. Un tercer orificio conectado a una bomba permite hacer variar la presión estática del aire en el conducto auditivo externo desde unos +200 daPa hasta aproximadamente -400 daPa, según el aparato de que se trate. La escala de presión puede estar bien en deca Pascales (daPa) o bien en milímetros de agua (1 daPa = 1.02 mm H₂O). La variación de la admitancia acústica con la presión aplicada es la base de la timpanometría.

Las pruebas fundamentales que se realizan por impedanciometría son la timpanometría, la detección del umbral del reflejo estapedial (que equivale, con gran precisión, con el umbral de discomfortabilidad en la adaptación audioprotésica), así como la detección de fatiga o decaimiento en el reflejo estapedial (reflex decay test).

(D) Timpanograma

El timpanograma es la representación gráfica de las variaciones de la compliancia o admitancia acústica cuando se aplican variaciones de presión de aire en el conducto auditivo externo. La timpanometría es una técnica objetiva, atraumática y rápida utilizada para:

- Valorar la integridad del sistema de transmisión del oído medio.
- Estimar la presión del oído medio.
- Estimar el volumen del conducto auditivo externo o del oído medio.
- Valorar la función de la trompa de Eustaquio.

Para obtener el timpanograma se procede de la siguiente forma: aplicamos una presión positiva de +200 daPa en el conducto auditivo externo. Con esta presión la membrana timpánica se abomba hacia dentro dejando rígido todo el sistema timpanoosicular. De esta forma la energía que absorbe el sistema será muy baja, siendo la cantidad devuelta por el tímpano y recogida por el manómetro la medida de la compliancia del conducto auditivo externo (denominada C_1). Partiendo de aquí vamos variando, con la bomba, la presión del conducto auditivo externo hasta dejar la membrana timpánica en su máxima elasticidad. En este momento la movilidad del complejo timpanoosicular será la mayor que se puede obtener. En este estado la cantidad de energía que se absorbe por el sistema timpanoosicular será la máxima y la cantidad devuelta por el tímpano será más pequeña. Este es el punto en que existe la mayor movilidad del sistema, o el punto en el que existirá la menor impedancia del complejo timpanoosicular. Es el momento en que la energía fluye por el sistema con mayor facilidad. Esta será la medida de la compliancia máxima (denominada C_2). Esta será la suma de la compliancia del conducto auditivo externo y del complejo timpanoosicular. La diferencia entre ambas ($C_2 - C_1$) será la compliancia del complejo timpanoosicular o compliancia estática. En este momento variamos la presión del conducto auditivo externo hasta -300 daPa. En este momento abombamos el tímpano hacia afuera, obteniendo también una rigidez del mismo, y del complejo timpanoosicular. Este valor de la compliancia será idéntico al valor de la compliancia a +200 daPa. El punto en que se obtiene el valor de la compliancia máxima en los oídos normales será la presión cero, es decir, el punto en que se igualan la presión del oído medio con la atmosférica. En los oídos en que existe una presión negativa en caja la máxima compliancia la obtendremos en el punto en que la presión aplicada se iguala con la de la caja. Esto nos dará una presión negativa para la obtención de la máxima movilidad del complejo timpanoosicular. Con los valores de presión y compliancia obtenemos la representación gráfica del timpanograma, pudiendo estudiar sobre éste la presión de la caja, la altura de la compliancia máxima y la forma de la curva.

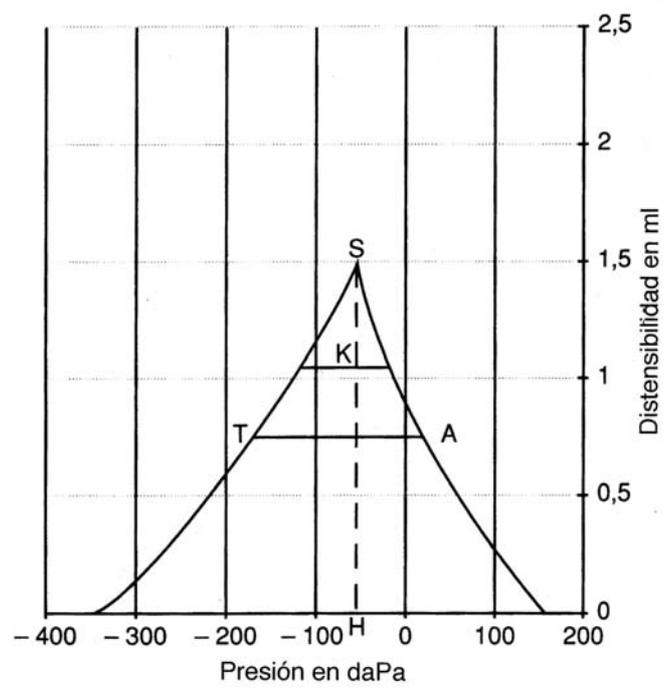


Figura 1.12: *Parámetros característicos del timpanograma.*

(E) Curva de timpanometría normal

El timpanograma se representa en forma de un gráfico, como se aprecia en la figura 1.12, presentando en el eje de la abscisas los valores de presión (expresados en mm de H₂O o en daPa) y en el eje de ordenadas, las variaciones de la compliancia (o distensibilidad) expresadas en unidades relativas (UR) o mililitros (ml). La curva de timpanometría normal corresponde a los siguientes criterios:

1. Una forma global en “techo de pagoda”.
2. Un pico estrecho, cuyo máximo de presión se centra entre +50 y -100 mm de agua. En el niño este pico puede situarse entre +50 y -150 mm de agua.
3. Una amplitud máxima del pico entre 4 y 10 unidades relativas (UR).
4. La forma es con frecuencia asimétrica. La distensibilidad a -200 mm de H₂O es algo superior a la observada a +200.

Este tipo de curva indica que el sistema timpanoosicular funciona bien. En un timpanograma podemos evaluar los siguientes parámetros:

- La compliancia estática: corresponde a la altura del pico en relación con la línea de referencia. Está representada en la figura 1.12 por el segmento $S - H$ expresado en unidades relativas o en ml.
- La presión del oído medio: está representada por el desplazamiento del punto H respecto al 0 de referencia de presión, siendo el desplazamiento del punto de compliancia máxima el mejor indicativo del estudio de la cámara aérea timpánica. En condiciones normales esta compliancia es máxima cuando existe la misma presión a ambos lados de la membrana timpánica. En un oído normal, la presión de máxima compliancia es de 0 daPa (con respecto a la presión atmosférica), aunque se admiten dentro del rango de normalidad valores comprendidos entre +50 y -100 daPa para los adultos y entre +50 y -150 daPa para los niños. Todos los procesos patológicos que alteren el funcionamiento de la trompa de Eustaquio producen alteraciones en el desplazamiento del punto de máxima compliancia.
- La amplitud del timpanograma: es la longitud, expresada en daPa, de la línea AT que corta el segmento SH en la parte media del mismo. En el adulto, el valor habitual oscila entre 50 y 150 daPa o mm de agua, con una media de 100 daPa [Koebsell1986], [Shanks1991]. En el niño, la media normal es de 80 daPa [Courtat1997]. Los timpanogramas bajos o de tipo ancho se han vinculado con la presencia de líquido en oído medio [Paradise1976].

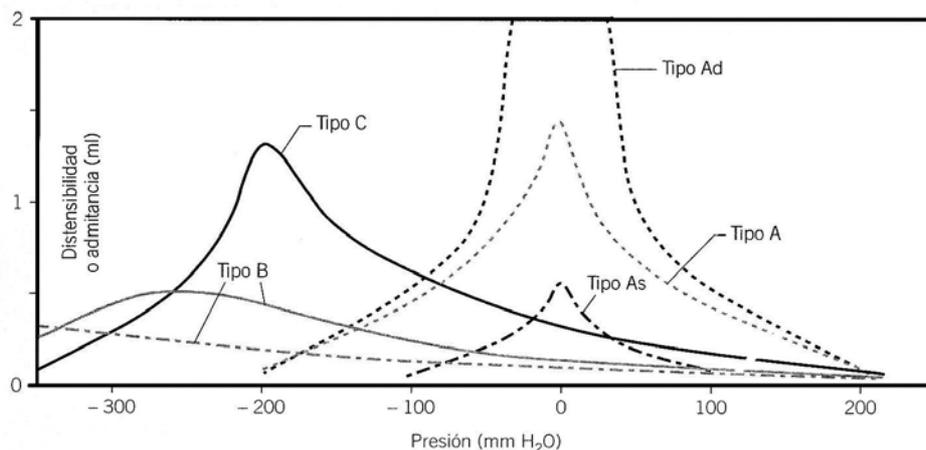


Figura 1.13: Tipos de curvas de timpanometría.

- El gradiente: se obtienen dividiendo el valor de SK por el de SH , donde el punto K se obtiene trazando entre las dos vertientes de la curva una línea de un valor de 100 daPa. Se sitúan normalmente entre 0.4 y 0.6. La amplitud timpanométrica es más sensible que el gradiente para identificar derrame del oído medio [Shanks1991].

(F) Tipos de timpanogramas

Los tipos básicos de timpanograma obtenidos a la frecuencia de 220 Hz fueron identificados por Liden y Jerger [Liden1969], [Jerger1970], [Jerger1974], y se muestran en la figura 1.13:

- El timpanograma tipo A es el normal, con el pico de admitancia cercano a 0 daPa. Corresponde con un funcionamiento normal del sistema timpanoosicular. El timpanograma A tiene dos subdivisiones: los de tipo As y Ad.
 - La curva de tipo Ad es centrada pero con el gradiente de presión muy alto. Pueden indicar tímpano neoformado o discontinuidad de la cadena osicular.
 - La curva de tipo As es centrada pero el pico de gradiente de presión es inferior a 4 unidades relativas, causado por un aumento de la rigidez, bien en el tímpano (timpanoesclerosis), en la cadena osicular (otoesclerosis), o bien por la existencia de un derrame viscoso en la cavidad del oído medio.
- La curva de tipo B se caracteriza por el hecho de que no posee pico y su trazado se mantiene

en la altura limitada, básicamente con una forma aplanada. A veces el máximo de amplitud es manifiesto, y su elevación se produce de una manera muy progresiva y asintótica. Se observa entonces un aspecto en cúpula. Estas curvas pueden corresponder a la presencia de líquido en la cavidad del oído medio, perforación de membrana timpánica, permeabilidad causada por un tubo de drenaje o a una impactación de cerumen.

- La curva de tipo C presenta un pico hacia presiones negativas generalmente inferior a 100 mm de agua con la amplitud normal (entre 4 y 10 unidades relativas) o baja (inferior a 4 unidades relativas). Suelen implicar una depresión timpánica, generalmente por disfunción tubárica, o líquido en el oído medio si la amplitud es baja.
- Las curvas bífidas se corresponden a la presencia de zonas de resistencia distinta a la altura del tímpano.

La presencia de oscilaciones en el trazado que corresponde a menudo a simples temblores musculares. Cuando estas oscilaciones se localizan exclusivamente en la pendiente de ascenso, ello puede corresponder a la existencia de un elemento vascular en la cavidad del oído medio (tumor glómico, cuyas oscilaciones son sincrónicas con el pulso). Cuando las oscilaciones son sincrónicas con la respiración, pueden corresponder a una abertura de la trompa de Eustaquio.

(G) Timpanometría de multifrecuencias

La timpanometría de multifrecuencia realiza un barrido timpanométrico entre 226 y 2000 Hz, mejorando el análisis de la transmisión del sonido a través del sistema timpanoosicular, ya que posibilita un estudio independiente de los dos componentes de la admitancia del oído medio: la susceptancia y la conductancia. En los aparatos que utilizan el tono sonda grave (220 Hz), los resultados obtenidos en la medida de la impedancia del sistema timpanoosicular están supeditados únicamente al factor rigidez del sistema, siendo despreciables la masa y la fricción. A medida que aumentamos la frecuencia del tono sonda, la medición que obtenemos es fundamentalmente debida al factor masa. En el caso en que ambos factores masa y rigidez tienen el mismo efecto, se dice que el sistema está en resonancia. En varios estudios se ha demostrado que el valor de la frecuencia de resonancia no varía con el envejecimiento fisiológico del oído medio, en la práctica clínica este parámetro puede ser útil en el estudio de la función del sistema timpanoosicular independientemente de la edad del individuo.

En sujetos normales, la resonancia se estima aproximadamente a 904 Hz. En las frecuencias superiores a la de resonancia el oído está supeditado al factor masa. Por debajo de la resonancia, el oído está supeditado al factor rigidez. Cuando se introducen tonos de sonda de altas frecuencias (660 y 800 Hz), aparece una amplia variedad de morfologías timpanométricas distintas a las obtenidas a 220 Hz. La

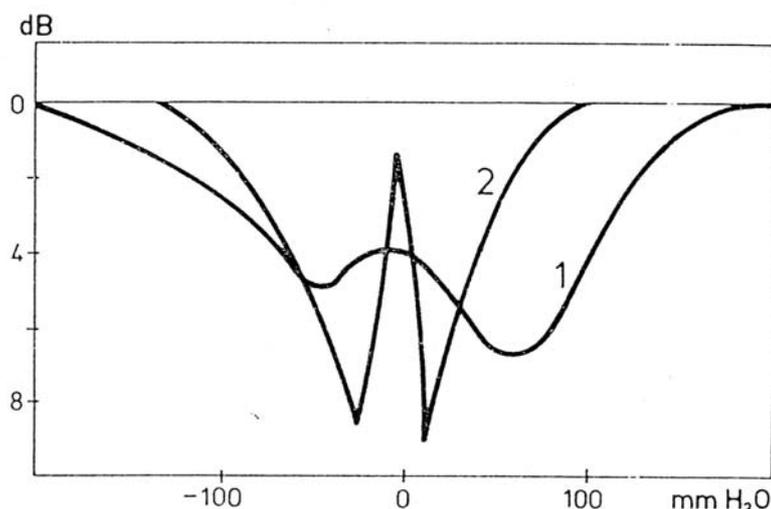


Figura 1.14: Diagnóstico diferencial mediante timpanometría entre tímpanos monoméricos (2) y desarticulaciones osiculares (1).

morfología de los timpanogramas varía conforme aumenta la frecuencia, progresando desde patrones de un solo pico hasta patrones con muescas [Holte1996], [Shanks1991], [Lechuga2000].

Los datos experimentales muestran que los tonos de sonda de más alta frecuencia, cercanas a la frecuencia de resonancia del oído medio, permiten identificar procesos patológicos del oído medio, y por tanto, pueden resultar más útiles que los tonos 220 Hz en la valoración del sistema de transmisión del oído medio. En general, un tono de sonda cuya frecuencia se acerque a la resonancia del oído medio es más sensible para identificar patología de la cadena de huesecillos [Shanks1991]. De esta forma, el desplazamiento de la frecuencia de resonancia hacia valores por encima de la normalidad, nos informará de un aumento de la rigidez en oído medio como sucede en la otosclerosis, mientras que valores inferiores de la frecuencia de resonancia nos indicarán un aumento de la masa o una disminución de la rigidez [Karel1986]. En los oídos en que existe una disminución de la impedancia, como en casos de tímpanos monoméricos o desarticulaciones osiculares, varía el punto de resonancia del tímpano, disminuyendo la impedancia cuando se utilizan frecuencias altas. Aparecen en este caso formas aberrantes y gráficas con varios picos en la curva timpanométrica. Liden utilizó la frecuencia 800 Hz para realizar el diagnóstico diferencial entre las desarticulaciones osiculares y los tímpanos monoméricos por la morfología de los timpanogramas, como se aprecia en la figura 1.14.

En la actualidad, la timpanometría de frecuencias múltiples se encuentra en fase experimental. Está cla-

ro que las sondas con tonos de alta frecuencia son mejores que las de baja frecuencia para valorar la patología de la cadena osicular, pero aun debe identificarse cuál es la variación óptima de frecuencia y las variables de procedimiento. A pesar de su interés teórico no ha tenido mucha difusión en la clínica.

Medida del reflejo estapedial

(A) Parámetros de estímulo

Los principales parámetros que se utilizan para configurar el otoadmitanciómetro para realizar la medida de reflejo estapedial son los siguientes:

- Tono de sonda. Las frecuencias clásicas que se emplean en el llamado “tonal de sonda” son 220 Hz, 660 Hz y 800 Hz.
- Frecuencia e intensidad del estímulo: Las frecuencias que se utilizan para la detección del reflejo estapedial son 500, 1000, 2000 y 4000 Hz. El reflejo acústico estapedial se desencadena con intensidades de 70 a 100 dB HL por encima del umbral auditivo del paciente.
- Duración: Varía de 100 a 250 mseg. Es el tiempo que se requiere para que un cambio de admitancia alcance su máximo valor. Para la exploración del decaimiento del reflejo estapedial (reflex decay test) el estímulo se mantiene durante 10 segundos.
- Intervalo inter-estímulos: Es el tiempo mínimo entre estímulos sucesivos, para que aparezca una nueva respuesta a un nuevo estímulo (“tiempo crítico”), y depende de la velocidad de caída del reflejo. En el hombre la recuperación es completa en 2 segundos.
- Estímulos no acústicos: Los estímulos táctiles y eléctricos en la piel del conducto auditivo externo, y los estímulos táctiles en el área del trigémino pueden desencadenar tanto el reflejo estapedial como el del músculo del martillo.

La determinación del reflejo se puede realizar tanto en la modalidad ipsilateral como contralateral.

(B) Características del reflejo acústico estapedial

La medición de la admitancia acústica del oído es el método más utilizado en la actualidad para medir el reflejo acústico estapedial, registrándose el cambio en la admitancia acústica del oído que se observa durante la contracción del músculo del estribo. Conforme disminuye el nivel del estímulo, lo hace también monótonamente el cambio en magnitud en la admitancia acústica, hasta que no se observa respuesta [Margolis1991].

Las principales características de la morfología del reflejo estapedial son las siguientes:

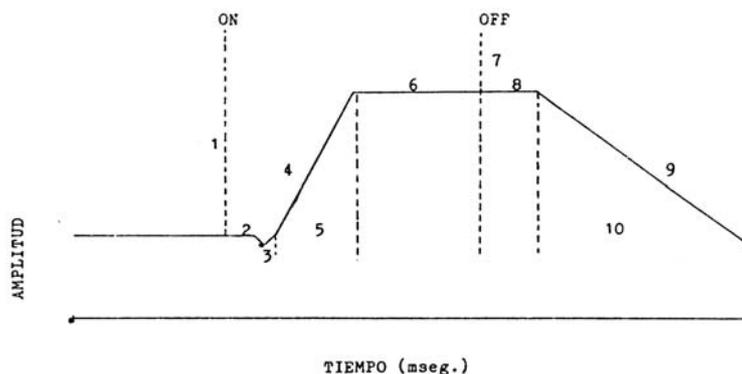


Figura 1.15: Esquema del carácter temporal del reflejo estapedial. (1) ON: momento de presentación de la señal acústica estimulante; (2) periodo de latencia pre-contracción muscular (10-140 ms); (3) periodo de relajación de latencia (25-100 ms); (4) contracción estapedial gradual; (5) tiempo de la contracción muscular (100-300 ms); (6) duración de la contracción muscular; (7) OFF: abolición de la señal acústica estimulante; (8) periodo de latencia pre-relajación muscular (75-100 ms); (9) relajación muscular gradual; (10) tiempo de la relajación muscular (decaimiento del reflejo) (700-1200 ms).

- Umbral:** Es el mínimo nivel de estímulo acústico (intensidad en dB) que provoca cambio en la admitancia acústica. Diversos estudios han demostrado que el umbral del reflejo acústico estapedial contralateral para estímulo tonal es de 80 a 85 dB HL para frecuencias que van de 50 a 4000 Hz [Shanks1991]. La frecuencia de 660 Hz de la tonal de sonda, parece desencadenar el reflejo estapedial a intensidades 3.5 dB más bajas de estimulación. El umbral del reflejo estapedial presenta diferencias en relación con la edad, detectándose mayores umbrales del reflejo en las dos primeras décadas de la vida, mientras que los individuos de edad más avanzada presentan los umbrales más bajos [Olaizola1979]. Existe mínima diferencia entre umbrales de reflejos contralaterales e ipsilaterales, los umbrales ipsilaterales quizás sean ligeramente menores. El umbral del reflejo acústico estapedial para estímulos de ruido de banda amplia es de 10 a 20 dB por debajo del estímulo tonal. Esto sugiere una dependencia del umbral del reflejo con la amplitud de banda del estímulo. El umbral del reflejo acústico estapedial disminuye de manera lineal conforme se incrementa la amplitud de banda. Esta relación lineal, sugiere que la sensibilidad refleja guarda relación directa con el área de excitación de la membrana basilar [Green1983], [Margolis1991]. Se puede explicar neurofisiológicamente atendiendo al fenómeno de sumación espacial claramente implicado en el fenómeno de excitación de las motoneuronas con esta clase de estímulo [Margolis1991], [Olaizola1979].

- **Periodos de latencia:** En la descripción del reflejo estapedial, estudiaremos en primer término los periodos de latencia en relación con el inicio de la contracción muscular (on) y de relajación muscular (off) y posteriormente el estudio de la respuesta muscular, como se aprecia en la figura 1.15:
 - **Periodo de latencia del inicio de la contracción muscular:** Es el intervalo de tiempo comprendido entre la presentación de la señal y el inicio de la contracción muscular. El periodo de latencia está influenciado por la intensidad y por la frecuencia del estímulo, disminuyendo con el aumento de la intensidad y con el ruido blanco. Al estimular con tonos puros, la latencia es menor con tonos agudos. En el periodo de latencia se observa una caída en la impedancia en sentido negativo justo antes de iniciarse la contracción isométrica del músculo estapedial, fenómeno conocido como relajación de latencia, que aparece entre los 25 y 100 ms. Se explica fisiológicamente por la relajación del músculo estapedial antes de empezar la contracción [Olaizola1979].
 - **Periodo de latencia del inicio de la relajación muscular:** Es el intervalo de tiempo comprendido entre la abolición del estímulo y el inicio de la relajación muscular. Su valor oscila entre 75 y 100 ms, siendo independiente de la intensidad del estímulo.
- **Respuesta de contracción y de relajación muscular estapedial:** Tras el periodo de latencia inicial el músculo estapedial empieza su contracción hasta que alcanza su máxima actividad. La velocidad o tiempo de subida (Rise Time) es de 100 a 300 ms. Cuando se suprime el estímulo la actividad muscular disminuye hasta alcanzar la posición de reposo. La velocidad o tiempo de caída (Decay), tiene una duración de 700 a 1200 ms. Estudiando de forma conjunta ambas respuestas podemos apreciar algunas diferencias. El proceso de contracción es mucho más rápido que el proceso de relajación. La intensidad del estímulo afecta a la respuesta de contracción (a mayor intensidad, respuesta más rápida) sin afectar apenas a la fase de relajación. La frecuencia del estímulo tiene mayor repercusión en la respuesta de contracción muscular. Esta repercusión está basada fundamentalmente en el hecho establecido de que la atenuación de la transmisión del oído medio por actividad del reflejo estapedial depende de la frecuencia. Uno de los efectos primarios de la contracción de los músculos del oído consiste en la reducción de la absorción sonora, principalmente en las frecuencias graves. La respuesta de relajación muscular no guarda tampoco relación con la frecuencia y su comportamiento es esencialmente el mismo, independientemente de la intensidad del estímulo y su frecuencia [Olaizola1979].
- **Adaptación del reflejo acústico:** Es la tendencia que presenta el músculo estapedial de disminuir en magnitud la respuesta de contracción a pesar de mantener la estimulación acústica. Diversos estudios concluyen que los sonidos de bajas frecuencias (500 Hz) presentan mínima adaptación

de reflejo mientras que a frecuencias altas (4000 a 6000 Hz) la adaptación comienza casi inmediatamente tras la respuesta de contracción y puede ser completa en varios segundos. La adaptación es más rápida a bajas intensidades, mientras que se prolonga cuando la intensidad aumenta. Para cuantificar la adaptación del reflejo acústico estapedial se mide la vida media, que es el tiempo que se requiere para que la magnitud del reflejo disminuya a la mitad de su valor máximo durante una estimulación continua, siendo el método más empleado en clínica para medir la adaptación del reflejo acústico estapedial la aplicación del estímulo durante 10 segundos y establecer si se observó disminución del reflejo en dicho intervalo. Con respecto a la adaptación del reflejo acústico, se pueden establecer varios parámetros:

- **Inicio de la adaptación:** Se define como el tiempo en el que la respuesta máxima de contracción muscular disminuye al 90 %. Este tiempo es mayor para las frecuencias graves y ruido blanco (de 10 a 20 seg) [Wilson1978]. Para las frecuencias agudas la adaptación empieza casi inmediatamente tras la respuesta de contracción. El inicio de la adaptación se prolonga en las frecuencias graves si el estímulo se presenta a altas intensidades, sin afectar el aumento de intensidad en las frecuencias agudas [Olaizola1979].
- **Vida media del reflejo:** Es el tiempo en que la amplitud máxima se reduce al 50 % de su valor inicial. La vida media está influenciada directamente con la intensidad del estímulo e inversamente con su frecuencia. Para las frecuencias de 500 y 1000 Hz se trata de una magnitud no determinada, infinita por no presentar adaptación al reflejo, mientras que se puede establecer en 13.4 segundos para 2000 Hz y 8.9 seg. para 4000 Hz.
- **Tiempo de recuperación del reflejo:** Es el intervalo necesario para que el reflejo pueda manifestarse con idéntica amplitud que en la estimulación previa. Se establece para las frecuencias 1000, 2000 y 4000 Hz, un periodo de recuperación de 10 segundos, y a la frecuencia de 500 en realidad el periodo de recuperación es inexistente desde el momento en que no hay adaptación. Estos intervalos pueden ser reducidos si cambia la frecuencia sucesivamente del tono estimulante [Olaizola1979].

1.3. Anatomofisiología de la cóclea

El oído interno está situado en el centro de la pirámide petrosa del hueso temporal, como se aprecia en la figura 1.16. Consiste en un conjunto de cavidades óseas, o laberinto óseo que contiene las estructuras tubulares que forman el laberinto membranoso. En el laberinto membranoso se encuentra el órgano sensorial coclear destinado a la audición y los receptores sensoriales vestibulares especializados en la detección de las aceleraciones angulares y lineales de la cabeza. Dentro del laberinto óseo anterior se

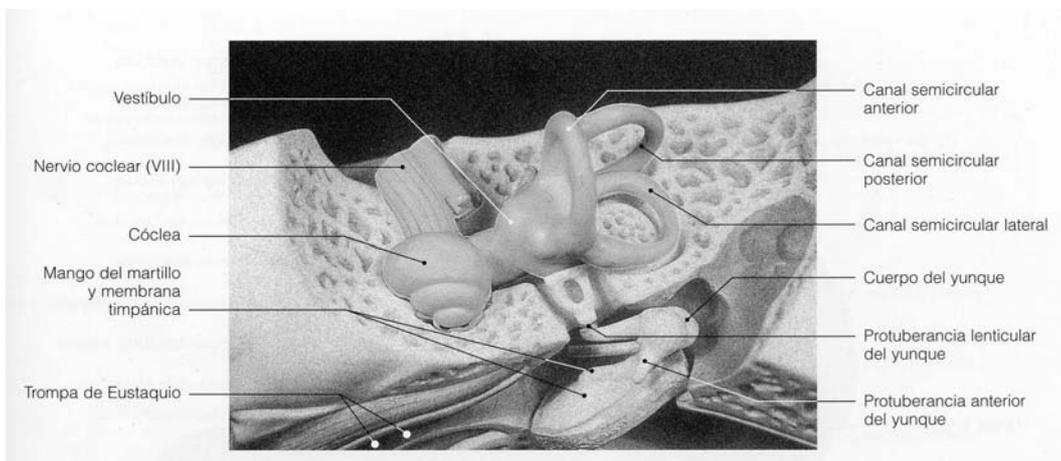


Figura 1.16: Oído interno en su bloque óseo.

encuentra el laberinto membranoso o canal coclear. Se trata de un tubo de sección triangular que junto con la lámina espiral participa en la formación de una serie de compartimentos. El canal coclear presenta una longitud de unos 30 mm con dos segmentos: el primero de ellos es corto y termina hacia atrás en un fondo de saco situado a nivel de la fosita coclear. De su cara superior nace el ductus reuniens de Hensen, que comunica el canal coclear con el sáculo; el segundo segmento continua hacia adelante el primer segmento, es largo y se enrolla dentro del caracol óseo cerrando el espacio comprendido entre el borde libre de la lámina espiral y la parte correspondiente de la lámina de los contornos.

Su corte es triangular, como observamos en la figura 1.17, y presenta por tanto, tres caras:

- Pared superior o vestibular: conocida como membrana de Reissner, separa el canal coclear de la ramba vestibular.
- Pared externa: está formada por el ligamento espiral, el cual representa una zona de adherencia entre el canal coclear y el endostio de caracol. A este nivel existe una trama de tejido fibroso conjuntivo constituyendo una verdadera esponja impregnada en perilinfa. De arriba a abajo, la cara interna del ligamento espiral está marcada por cuatro relieves:
 - La cresta donde se inserta la membrana de Reissner.
 - La estría vascular, único epitelio vascularizado del organismo. Éste sería el principal origen de la secreción de endolinfa.

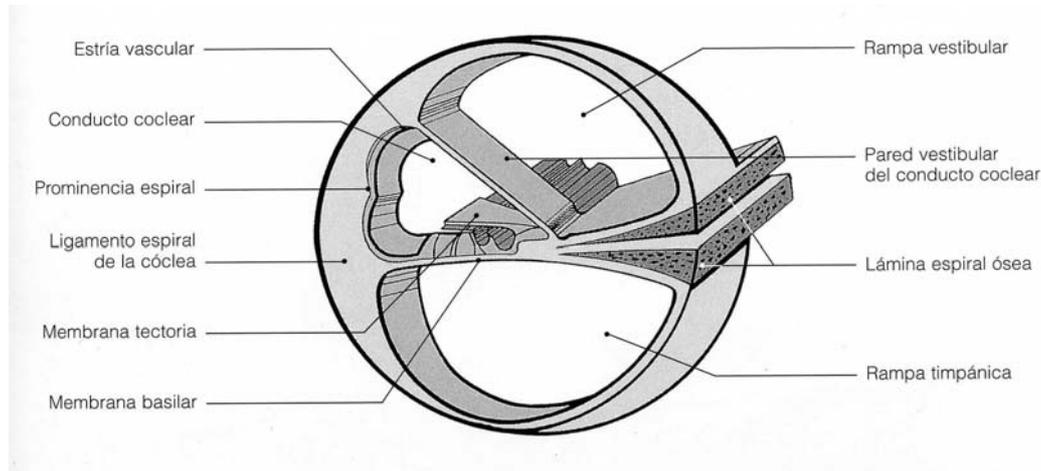


Figura 1.17: *Sección esquemática de las distintas rampas cocleares.*

- El rodete del ligamento espiral, sobreelevado por un canal venoso.
 - La cresta basilar donde se inserta la membrana basilar.
- Pared inferior: separa el canal coclear de la rampa timpánica. Está constituido por la membrana basilar tendida entre la lámina espiral ósea y la cresta basilar del ligamento espiral con una longitud de unos 33 mm. Es de origen mesodérmico [Cabezudo1983]. Consta de dos partes bien diferenciadas, una interna, llamada zona arcuata, y otra externa o zona peptinata. La primera es más rígida y el límite entre ambas se sitúa a la altura del pilar externo que describiremos más adelante. Sobre la membrana basilar está situado el órgano de Corti.

1.3.1. El órgano de Corti

Es el elemento sensorial donde están situados los receptores de la audición. Como se aprecia en la figura 1.18 se encuentra sobre la membrana basilar entre dos surcos: el surco espiral interno y el surco espiral externo. Esta formado por varios sistemas de células y estructuras.

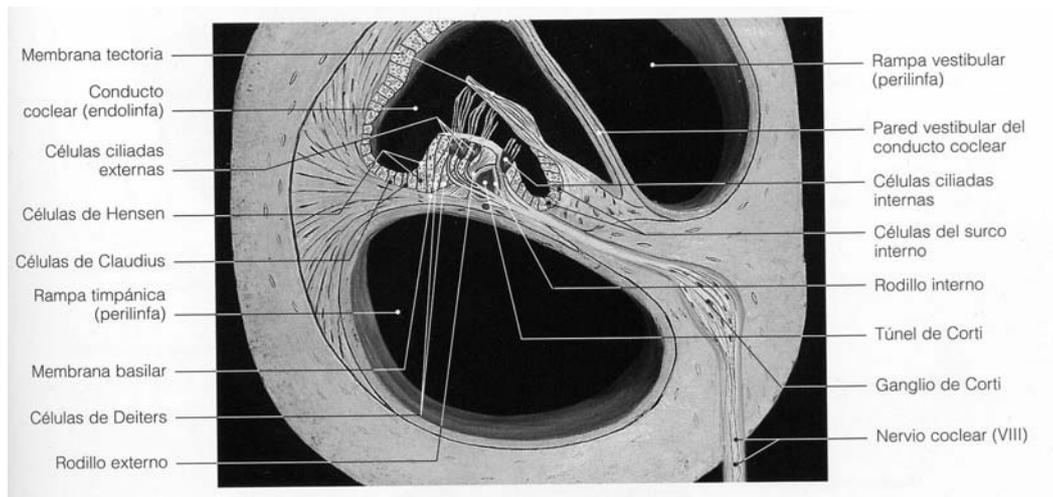


Figura 1.18: *Órgano de Corti.*

Células de sostén

Soportan las células sensoriales. Entre ellas tenemos las células de Deiters, las células de Hansen y los pilares de Corti. Las células de sostén envuelven completamente las células ciliadas internas. Las células de Deiters reposan sobre la membrana basilar, su polo superior deprimido en cúpula recibe y ancla fuertemente la base de las células ciliadas externas y su ápex emite una prolongación (falange). Las células Hensen están ubicadas por fuera de las células del Deiters y cubren el labio interno del surco espiral externo. Los pilares de Corti forman dos filas de células que se separan de su base y se reúnen en su cima delimitando el túnel de Corti que contiene la cortilinf. La lámina reticular es una estructura que a modo de red mantiene entre sus mallas las extremidades apicales de las células ciliadas; por encima de ellas sólo emergen los estereocilios. En realidad no es una estructura anatómica propiamente dicha, sino el conjunto de las falanges de los pilares y de las células de Deiters. La membrana reticular constituye una barrera entre la endolinfa que baña la superficie del órgano de Corti y sus espacios extracelulares internos y sólo presenta carácter reticulado realmente, cuando se eliminan las células ciliadas por efecto de ototóxicos, por ejemplo. La principal misión de las células de sostén es mantener en posición las células ciliadas que son los elementos nobles.

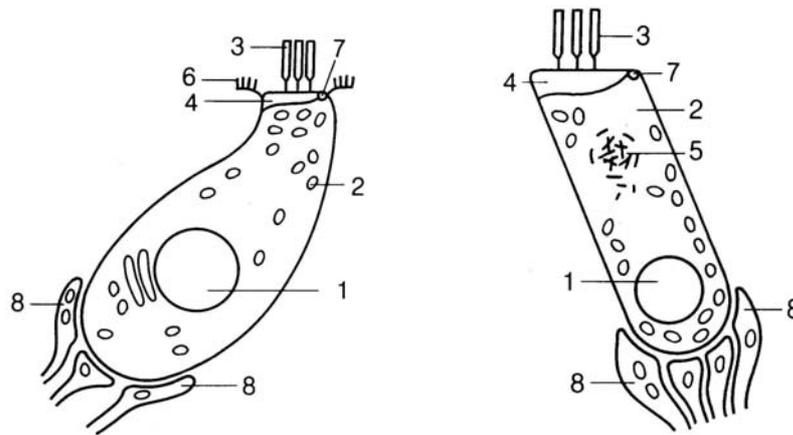


Figura 1.19: *Células ciliadas internas (izquierda) y externas (derecha): (1) núcleo; (2) mitocondrias; (3) estereocilios; (4) placa basal o cuticular de los estereocilios; (5) cuerpo de Hensen; (6) microvellosidades de las células de sostén; (7) placa basal del kinocilio vestigial; (8) fibras nerviosas aferentes y eferentes.*

Células ciliadas sensoriales

Son los elementos nobles del órgano de Corti. Se dividen en dos poblaciones distintas en muchos aspectos: células ciliadas internas y células ciliadas externas como se aprecia en la figura 1.19. Mientras que las células ciliadas internas se disponen en una sola hilera, las células ciliadas externas están dispuestas en tres hileras, aunque se han descrito casos de hasta cuatro y cinco hileras.

- **Células ciliadas internas:** En el hombre el número de células ciliadas internas están alrededor de unas 3500, apoyándose sobre la cara medial del pilar interno [Erminy2000]. Presentan cierta forma de botella suavemente doblada en la zona del cuello como observamos en la figura 1.19. La zona apical está provista de una placa cuticular que soporta los estereocilios, dispuesta en varias hileras de tamaño decreciente desde el exterior hacia el interior. Estos estereocilios están implantados en forma de “V” abierta en el ápex coclear y más linealmente en la base. Tanto la longitud como la rigidez de los estereocilios aumentan de la base al ápex [Wright1984], [Flock1984], [Strelieff1984]. Se han descrito dos tipos de enlaces entre los estereocilios [Osborne1984]. El primer enlace une la cara lateral de un cilio a otro paralelamente a la placa cuticular. De esta forma una presión aplicada a un estereocilio es transmitida al cilio vecino. El segundo enlace une la cúpula de un estereocilio a la cara lateral de un cilio más largo. Este tipo de enlace podría ser responsable de la abertura de

los canales iónicos situados en el punto de implantación de las uniones, cuando el manojillo ciliar se moviliza [Hudspeth1985], [Osborne1984].

Las células hacen sinapsis con varios pequeños terminales aferentes y con escasos terminales eferentes. El 95 % de las fibras aferentes del nervio coclear terminan en las células ciliadas internas, pudiéndose afirmar que, en la práctica, cada célula tiene su fibra nerviosa propia [Spoendlin1971].

- **Células ciliadas externas:** Las células ciliadas externas son tres veces más numerosas que las células ciliadas internas (12.000 a 16.000 en el hombre). Están dispuestas en tres filas a lo largo del túnel de Corti. Se han descrito filas supernumerarias, sobre todo en periodo neonatal [Bredberg1968], [Wright1984]. Las células ciliadas externas presentan forma cilíndrica como se aprecia en la figura 1.19. El cuerpo celular está unido a las células de Deiters por su base y a la lámina reticular por su apex, sus caras laterales están libres, en relación con los espacios de Nuel.

Los estereocilios están organizados en 3 o 4 hileras con aspecto de “W” y su altura aumenta del interior hacia el exterior. Los cilios más largos están implantados en la membrana tectoria. Tanto la solidez de la implantación como la rigidez de los estereocilios varía de la base al apex [Flock1984], [Strelhoff1984]. La rigidez de los estereocilios es muy sensible a los traumatismos sonoros. Los estereocilios se unen entre sí por enlaces idénticos a los descritos para las células ciliadas internas.

El núcleo celular se sitúa en posición basal y por debajo del núcleo existen numerosas mitocondrias. En la pared lateral el retículo endoplásmico está organizado en una red de cisternas tabicadas formando un apilamiento de láminas aplastadas y paralelas a la membrana celular que juegan un importante papel en los movimientos de la célula. Estas cisternas se comunican con la cisterna subsináptica, situada en la zona basal enfrente de las terminaciones sinápticas.

La región presináptica y sináptica se alberga en el cáliz de las células de Deiters con una estructura muy abierta. De la zona sináptica salen fibras aferentes y llegan eferentes con la particularidad de que la proporción de terminales eferentes es más elevada, con un tamaño mayor y de coloración oscura con abundantes vesículas con respecto a los terminales aferentes. Sólo un 5 % de las terminaciones aferentes llegan a las células ciliadas externas.

Membrana tectoria

Se trata de la supraestructura que cubre el órgano de Corti. Se inserta en el limbo espiral interno adhiriéndose a las células interdentes del mismo (zona limbal o limbus spiralis). Es una membrana acelular constituida por una capa superficial fibrosa y una capa profunda gelatinosa. Se puede dividir en 3 segmentos : segmento interno, que reposa sobre las células interdentes; segmento medio, que se extiende desde el limbo hasta las células de Hensen en la porción más externa del órgano de Corti y en su

extremidad más periférica, el segmento externo está en contacto con las células de Dieters y las células de Hensen (red marginal) [Testut1899].

En la cara inferior de la membrana tectoria existen ciertas estructuras dependientes de ella. En la zona más interna tenemos la banda de Hensen que cubre las células ciliadas internas y la membrana de M. Hardesty, que se sitúa sobre las células ciliadas externas [Ciges1986]. La unión de los cilios de las células ciliadas externas a la membrana de Hardesty fue descrita ya hace tiempo por Lim [Lim1972], [Hunter-Duvar1977]. No ocurre lo mismo con las células ciliadas internas donde el contacto no está claro.

Inervación

Cada célula ciliada posee dos tipos de fibras nerviosas: las terminaciones dendríticas aferentes del octavo par craneal y las terminaciones eferentes que se originan en el fascículo olivococlear de Rasmussen.

(A) Inervación aferente

Se inicia en las terminaciones dendríticas de las neuronas cocleares, que se adaptan a la base de las células ciliadas en forma de cáliz. Esta primera neurona se encuentra en el ganglio de Corti. Es una célula en forma de T con las dendritas en contacto con la célula ciliada del órgano de Corti y el axón terminando en los núcleos cocleares de la zona bulbo protuberancial. El ganglio de Corti consiste en un cilindro de células enrollado en forma de espiral en el interior del canal de Rosenthal. Sus prolongaciones periféricas emergen de la lámina espiral por unas perforaciones denominadas habenula perforata perdiendo su vaina de mielina a partir de este lugar. Hay dos tipos de fibras: las que van hacia las células ciliadas internas (tipo I) discurren en dirección estrictamente radial y unen directamente la habenula perforata con las células ciliadas internas (son el 90 % de las fibras y unas 30.000 en número). Son grandes, mielinizadas, por lo tanto de tiempo de conducción rápido y bipolares. La unión entre esta terminación nerviosa y la célula ciliada es compleja y se basa en múltiples contactos sinápticos haciendo que cada célula reciba aproximadamente de diez a veinte dendritas [Tilney1980]. El neurotransmisor de la sinapsis aferente podría ser el glutamato pues se ha identificado un ciclo glutamato-glutamida-glutamato en las células ciliadas internas [Eybalin1983].

Las fibras que van a las células ciliadas externas (tipo II) son pequeñas y poseen un axón no mielinizado de pequeño diámetro. Presentan un trayecto complicado, radial y espiral al mismo tiempo. Salen de la habenula perforata en dirección radial hasta los pilares internos, desde donde se acodan y toman una dirección espiral. Siguiendo el fondo del túnel de Corti llegan a las células ciliadas externas [Lieberman1982], [Spoendlin1971], [Spoendlin1979], de forma que una fibra inerva varias células. Existen entre 3.000 y 5.000 fibras destinadas a estas células. La naturaleza del neurotransmisor es des-

conocida.

(B) Inervación eferente

La inervación eferente de la cóclea es un sistema complejo cuyo origen se sitúa en el tronco cerebral a nivel del complejo olivar superior. Desde aquí parten fibras proyectándose, bien sobre las dendritas de células ganglionares tipo I (sistema eferente lateral), o bien, sobre los cuerpos celulares de las células ciliadas externas (sistema eferente medial). El sistema eferente lateral constituye la inervación eferente de las células ciliadas internas. Sus proyecciones son directas y cruzadas sobre la cóclea, con una distribución homogénea a lo largo de la misma. Los cuerpos celulares están situados en el núcleo olivo superior lateral esencialmente [Warr1979]. Estas fibras penetran en la cóclea en la espira basal y pasan a través de los conductos de la habenula perforata, de forma que en cada uno de ellos hay por lo menos una fibra eferente [Lieberman1980]. Son de tipo amielínico y cada fibra hace sinapsis con más de una fibra radial aferente. Los neurotransmisores implicados en estos contactos sinápticos pueden ser múltiples e incluso existir varios dentro de una misma sinapsis (GABA, acetilcolina, dinorfinas, etc.) [Altschuler1986], [Sliwinska-Konalska1989]. Por su parte el sistema eferente medial proviene de la zona medial del complejo olivar superior, fundamentalmente del núcleo medio del cuerpo trapezoide. Su proyección coclear se realiza sobre la base y la zona media de la cóclea a través de axones de gran talla y mielinizados. Atravesan la parte superior del órgano de Corti para terminar en las células ciliadas externas. Cada axón contacta con entre 25 y 50 células ciliadas externas a través de terminaciones ricas en vesículas y mitocondrias. El principal neurotransmisor de este sistema eferente medial es la acetilcolina, aunque un pequeño contingente de fibras con destino apical utilizarían GABA como neurotransmisor [Altschuler1986]. Las células ciliadas externas pueden dividirse en dos tipos teniendo en cuenta el tipo de inervación que reciben: las de tipo A reciben inervación eferente y aferente, encontrándose principalmente en la zona basal de la cóclea; las de tipo B, en las que sólo hay inervación aferente, predominan en el ápex.

1.3.2. Fisiología de la recepción sonora

Vamos a realizar un breve repaso de la fisiología del oído externo y medio, profundizando más en el oído interno.

Fisiología del oído externo

El oído externo tiene una doble función: proteger el oído medio (en particular la protección del tímpano) y una función de amplificación o transfer en función de sus características de resonancia [Dancer1979], [Shaw1974]. Así, en función del ángulo de incidencia y de la frecuencia de la señal acústi-

ca, el oído externo produce modificaciones de fase y amplitud en la señal incidente a nivel del tímpano. Estas variaciones de fase y de amplitud corresponden a la función de transferencia del oído externo. Cada estructura del oído externo (pabellón, concha, conducto auditivo externo) contribuye a estas variaciones. [Shaw1974]. Así, por ejemplo, el pabellón auditivo amplifica esencialmente las frecuencias vecinas a 5.000-6.000 Hz con una ganancia inferior a 10 dB, mientras que la unión del conducto auditivo externo y tímpano actúa sobre frecuencias comprendidas entre 2.000 y 5.000 Hz. El estudio de esta función de transferencia del oído externo. Se puede aplicar, desde el punto de vista fisiológico, a la audición binaural y a la localización tridimensional de las fuentes sonoras [Blauert1983], [Voinier1992].

Fisiología del oído medio

Por su parte, la principal función del oído medio es la de transformar las vibraciones aéreas que llegan al tímpano en variaciones de presión en los compartimentos líquidos del oído interno, así como proteger al oído interno. Un sonido aplicado sobre el tímpano produce una vibración del mismo que se transmite a la cadena osicular. La forma precisa de este acoplamiento es parcialmente desconocida [Funnell1982]. La investigación sobre los movimientos del tímpano tuvo su inicio con Helmholtz [Helmholtz1868] que definió dos zonas timpánicas por delante y detrás del martillo. Actualmente, mediante estudios con interferometría láser u holográfica [Khanna1972], [Khanna1985] se cree que cualquiera que sea la frecuencia incidente, la zona que tiene un desplazamiento máximo es el cuadrante posterosuperior del tímpano, con un comportamiento variable de las restantes partes timpánicas en función de la frecuencia del sonido incidente. La fisiología de los desplazamientos de la cadena de huesecillos se basa en el concepto de que la presión ejercida sobre la ventana oval está aumentada por el efecto de palanca de los huesecillos y por la relación de superficie entre el tímpano y la ventana oval. [Legoux1959].

El concepto de brazo de palanca está basado en la observación de que los huesecillos giran alrededor de un eje de rotación fijo formado por la línea que une el ligamento anterior del martillo y el ligamento posterior del yunque [Khanna1970]. Más recientemente, otros autores han observado que este eje de rotación no es fijo sino de que varía con la frecuencia, siendo no solo un movimiento de rotación, sino también de traslación [Decreamer1994], [Decreamer1991]. El componente de rotación estaría actuando a bajas frecuencias, mientras que en las altas frecuencias, el componente de traslación parece dominar sobre el de rotación. Este sistema de amplificación posee una constante de relación con el sonido incidente variable según el animal estudiado y los distintos autores, situándose la ganancia entre 1.3 y 2.5 [Wever1954].

Por otro lado, la diferencia de superficie entre la membrana timpánica y la ventana oval aumenta considerablemente la presión en la platina del estribo. La relación entre ambas superficies es variable según distintos autores, y se sitúa entre 14/1 a 27/1 [Wever1954], [Bekesy1960].

Si se tienen en cuenta estos dos mecanismos de amplificación, la presión que el estribo ejerce sobre los líquidos del oído interno es unas 22 veces mayor que la presión acústica que actúa sobre el tímpano; esto corresponde a una ganancia media de entre 27 y 35 dB, que es variable dependiendo de la frecuencia de estimulación: al aumentar la frecuencia obtenemos mayor ganancia.

Para garantizar una vibración óptima del sistema tímpano-oscicular, es necesaria una igualdad de presión a uno y otro lado del tímpano. La trompa de Eustaquio se encarga de modificar la masa de aire contenida en el oído medio para garantizar este equilibrio. El revestimiento mucociliar de la trompa garantiza una función de drenaje de las cavidades del oído medio, así como la protección local mediante la secreción de agentes antiinfecciosos. Otra función que se puede atribuir al oído medio es la de protección del oído interno gracias al reflejo acústico.

Fisiología del oído interno

Georg von Békésy fue el primero en intentar analizar experimentalmente los desplazamientos mecánicos de la membrana basilar. Estos trabajos le valieron el premio Nóbel de Medicina y de Fisiología. Analizando al microscopio las membranas basilares y aplicando una onda sinusoidal a sus preparaciones, éstas poseían todas las características temporales y espaciales de una onda viajera de la base hacia el ápex: la onda propagada. Esta es la base de la place theory según la cual “para cada frecuencia existe una zona determinada del órgano de Corti y dicha zona da lugar a una sensación de tono determinada”. Según la “place theory”, el órgano de Corti es un sistema de filtros de anchura variable dependiendo de la intensidad, estos filtros se superponen cada vez más a medida que la intensidad aumenta y también se observa que los sonidos agudos excitan zonas más amplias, como se aprecia en la figura 1.20.

Posteriormente Kiang [Kiang1965] encontró una gran diferencia de selectividad entre los movimientos de la membrana basilar y las propiedades de las fibras aferentes cocleares, lo que le hizo sospechar la existencia de un filtro que estaría situado en el órgano de Corti.

Gracias a las nuevas tecnologías de investigación de la micromecánica (efecto Mössbauer basado en el efecto Doppler, sondas de impedancia e interferometría láser), se ha visto que la selectividad frecuencial coclear parece encontrar su origen en el análisis micromecánico de la membrana basilar y en las células ciliadas del órgano de Corti.

(A) Funcionamiento de la mecánica coclear

La onda sonora origina una presión acústica en el líquido (incompresible) contenido en la rampa vestibular. La diferencia de presión así obtenida entre las rampas vestibular y timpánica es aplicada a la membrana basilar sobre la cual se apoya el órgano de Corti.

Según esta teoría, el órgano de Corti sigue pasivamente los movimientos que le son impuestos por la

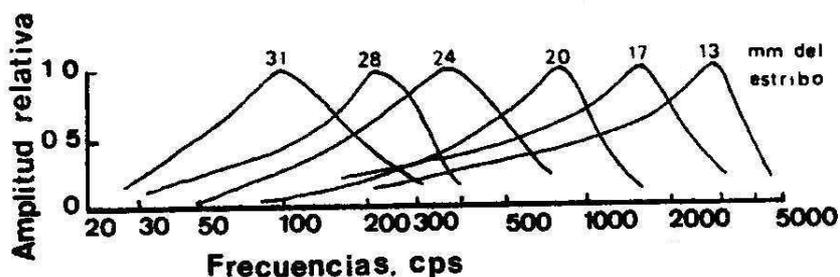


Figura 1.20: Respuesta de 6 puntos de la cóclea a la frecuencia. Cada punto responde a una amplia gama de frecuencias a altas intensidades [Bekesy1960].

vibración de la membrana basilar como se aprecia en la figura 1.21. Esto origina un cizallamiento de los cilios que ocasionaría la abertura de los canales iónicos K⁺-dependientes, causando la entrada masiva de potasio en la célula y su despolarización. Este movimiento pasivo no explica la selectividad frecuencial, que se ha podido explicar gracias a la mecánica activa del órgano de Corti.

El aumento de la selectividad frecuencial cuando la cóclea es estimulada con estímulos de baja intensidad se basa en la existencia de fenómenos intracocleares capaces de amplificar la onda propagada. Fue Gold [Gold1948] el primero en establecer un modelo de cóclea que incluía células capaces de producir energía mecánica. El descubrimiento del fenómeno de otoemisiones acústicas ha permitido confirmar esta hipótesis [Kemp1978].

El progreso más importante de la fisiología auditiva en los años 1980 ha sido demostrar que las células ciliadas externas poseían una actividad mecánica. Estas propiedades han sido puestas de manifiesto gracias al estudio de las células ciliadas externas in vitro procedentes de órganos de Corti disociados [Brownell1985], [Zenner1985]. Estos movimientos son contracciones del cuerpo celular a lo largo de su eje mayor. Se han podido aislar dos tipos de movimientos:

1. Una contracción-elongación con una constante de tiempo muy corta [Ashmore1986], alrededor del microsegundo cuyos factores desencadenantes son la estimulación eléctrica. No parece consumir energía. Se han formulado varias hipótesis.

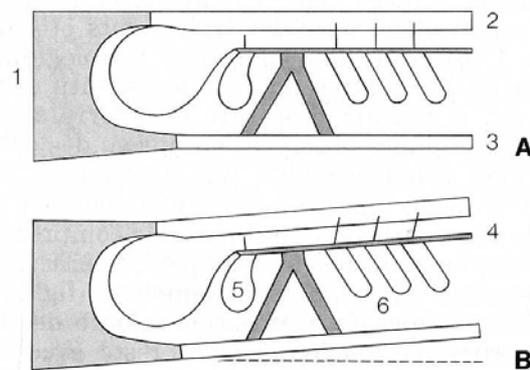


Figura 1.21: *Mecanismo pasivo de la mecánica coclear que produce un cizallamiento de los estereocilios de las células ciliadas del órgano de Corti: A. Sin desplazamiento; B. Con desplazamiento (1) columela; (2) membrana tectoria; (3) membrana basilar; (4) lámina reticular; (5) célula ciliada interna; (6) célula ciliada externa. (A) en reposo; (B) en movimiento.*

- Por un mecanismo de electroósmosis entre la célula y la endolinfa que ocasiona un paso de líquido a las cisternas tabicadas, que se llenarán y vaciarán con el consiguiente cambio de morfología de la célula ciliada.
 - Ashmore [Ashmore1990] ha propuesto la hipótesis de que el papel esencial corresponden a las estructuras en forma de pilar y a las proteínas cargadas que existen a lo largo de la membrana lateral de las células ciliadas externas.
2. Una contracción con una constante de tiempo lenta, alrededor de algunas decenas de milisegundos o de un segundo. Probablemente ligada a la presencia de proteínas contráctiles en el cuerpo de la célula ciliada externa. Este mecanismo consume energía metabólica en forma de ATP y depende de la concentración de calcio intracelular. Las cisternas tabicadas pueden servir como depósito de calcio intracelular y el rico contingente de mitocondrias es el lugar del metabolismo oxidativo productor de ATP. Esta contracción lenta parece poder ser controlada por el sistema eferente medial. Las sinapsis eferentes, situadas en la base de las células ciliadas externas, están en estrecha relación con el sistema de las cisternas tabicadas por medio de la cisterna subsináptica.

La prueba de la existencia de estos mecanismos activos del funcionamiento del órgano de Corti, se basa en la existencia de las otoemisiones acústicas y el comportamiento de la micromecánica coclear en el transcurso de lesiones selectivas de la cóclea.

Kemp publica la primera observación del fenómeno de otoemisión acústica generada de forma espontánea o provocada por un clic y detectadas en el conducto auditivo externo con un micrófono [Kemp1978]. Su origen endococlear ha sido probado por una serie de argumentos:

- Su no linealidad (saturación del fenómeno con una fuerte intensidad del estimulación).
- Su larga latencia de instauración (4 a 20 ms según su frecuencia).
- Su especificidad frecuencial.
- Su disminución, incluso su desaparición en el caso de lesiones de la células ciliadas externas aun moderadas (para pérdidas auditivas de 15 a 20 dB).

Estas otoemisiones ponen de manifiesto la existencia de fenómenos activos localizados en el oído interno. La relación de las otoemisiones acústicas con las células ciliadas externas se confirman por el hecho de que cepas de ratones mutantes W/W, sin células ciliadas externas (sólo poseen células ciliadas internas), no producen otoemisiones acústicas, mientras que las cepas inversas Bronx Waltzer (sólo con células ciliadas externas) sí que lo hacen [Uziel1991].

Por otro lado las lesiones localizadas del órgano de Corti pueden alterar las propiedades de selectividad frecuencial del oído interno. En animales sometidos a traumatismos sonoros o a tratamiento con fármacos ototóxicos se ha podido establecer correlaciones entre las modificaciones anatómicas observadas en las células ciliadas y las modificaciones funcionales en particular, la selectividad frecuencial [Lieberman1984]. Así, una fibra que parte de una zona normal de la cóclea posee una curva de sintonía normal formada por una fina punta de resonancia, un umbral bajo en la frecuencia característica y una cola que se prolonga hacia las frecuencias bajas como se aprecia en la figura 1.22.

La lesión de las células ciliadas externas (con las células ciliadas internas normales) se traduce en un borrado de la punta de la curva de sintonía asociada a una pérdida de sensibilidad de aproximadamente 40 dB en la frecuencia característica y en las frecuencias vecinas. Esta pérdida de la especificidad frecuencial se asocia a veces a una mejoría de los umbrales auditivos para las frecuencias bajas (hipersensibilidad de la cola de la curva de sintonía), como se aprecia en la figura 1.23.

Así, las células ciliadas externas parecen ser las células fundamentalmente responsables de la génesis de una gran selectividad frecuencial y constituyen la base de la micromecánica coclear activa.

(B) Mecanismos de transducción y fenómenos bioeléctricos

Se acepta que las células ciliadas de la cóclea son las responsables de la transformación de la vibración mecánica en fenómenos electroquímicos que preceden a la generación de los impulsos nerviosos; este fenómeno es lo que se conoce como transducción. La etapa de transducción mecanoeléctrica, es decir

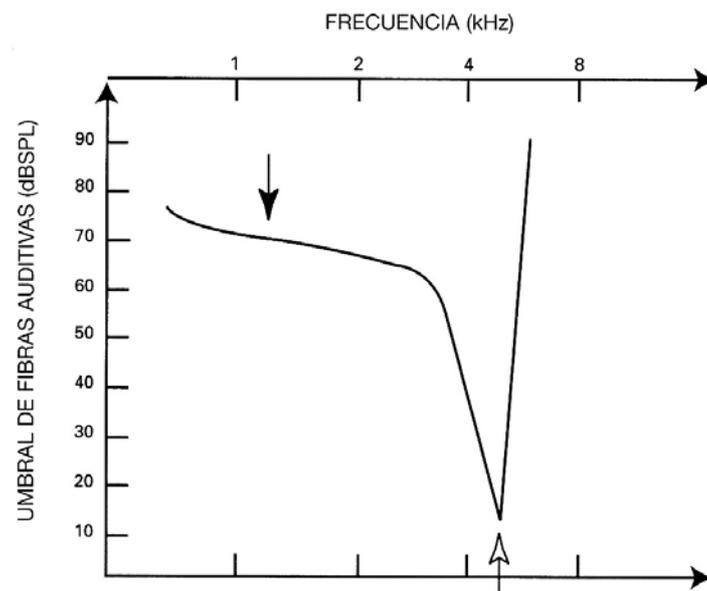


Figura 1.22: *Curvas de sintonía individual de una fibra del nervio auditivo procedente de una cóclea normal. La flecha negra muestra la cola de la curva, la flecha blanca muestra la punta evidenciando una alta selectividad frecuencial.*

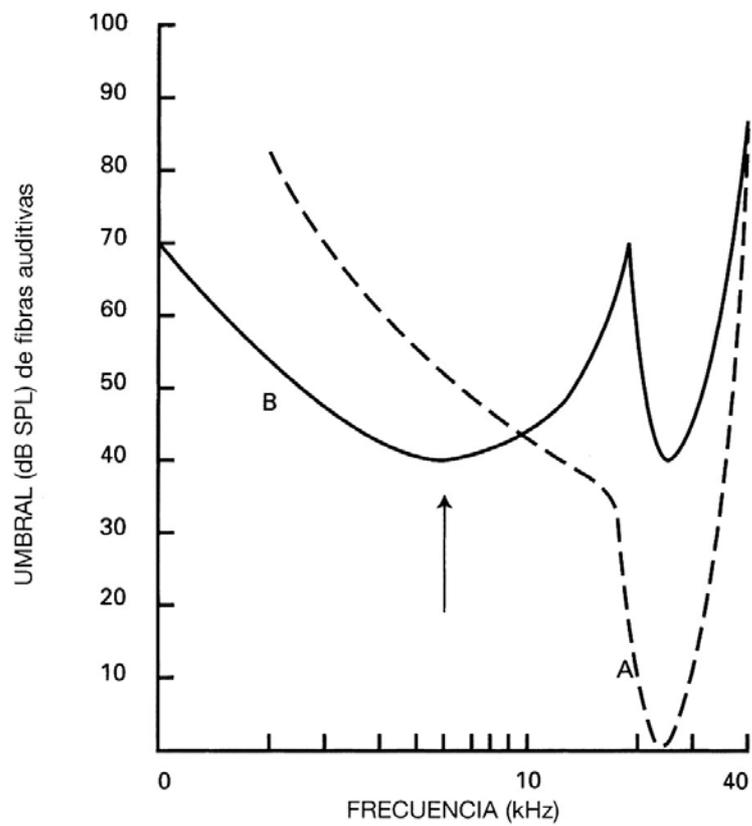


Figura 1.23: Comparación de las curvas de sintonía de las fibras del nervio auditivo en una cóclea normal (A) en comparación con una cóclea patológica por traumatismo sonoro (B).

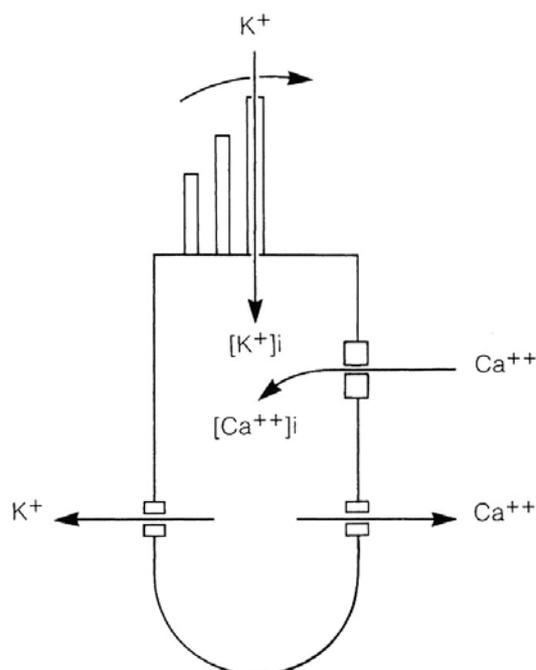


Figura 1.24: Esquema de los principales canales y mecanismos iónicos, base de la transducción mecanoeléctrica en las células ciliadas.

la traducción de la información mecánica (onda propagada en los líquidos laberínticos) en información eléctrica (el potencial receptor de la células ciliadas), depende de los canales iónicos. Se han descrito diversos tipos de canales iónicos en los mamíferos y en los vertebrados inferiores como se aprecia en la figura 1.24.

El primer tipo de canales iónicos se sitúa en la membrana apical de los estereocilios [Hudspeth1985], [Sachs1992]. Estos canales (aproximadamente 100 por célula ciliada) son de tipo catiónico no específico (cationes monovalentes y probablemente calcio) que se abren bajo el efecto de la deflexión de los estereocilios [Corey1979], [Ohmori1988]. Estos canales son bloqueados por los aminoglucosidos y un diurético, la amilorida, [Kroese1989], [Canessa1993], [Jorgensen1988], [Lingueglia1993]. La composición particular de la endolinfa, rica en potasio y pobre en sodio, explicaría la entrada masiva y casi exclusiva del potasio que provoca la despolarización celular.

Los canales cálcicos de tipo L situados en la membrana basolateral de las células ciliadas externas (y también internas) son activados por la despolarización celular, bloqueados por los inhibidores cálcicos.

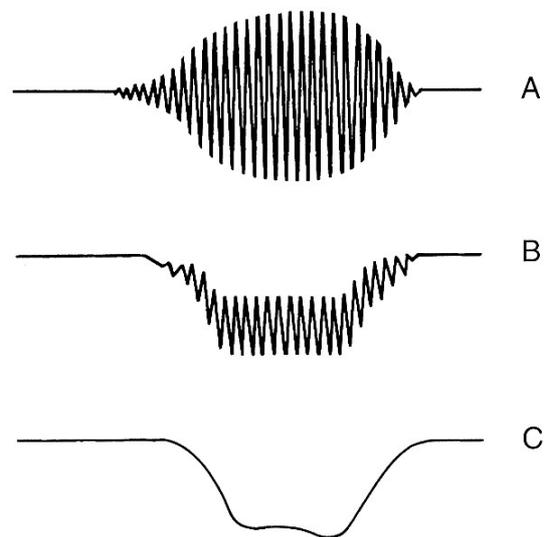


Figura 1.25: *Potencial global de la cóclea en respuesta a un estímulo mediante aumento brusco tonal de 6 kHz (80 dB SPL) registrado con un electrodo situado en la rampa timpánica de la base coclear. (A) Estímulo acústico presentado. (B) Potencial registrado, formado por un componente alterno, el potencial microfónico coclear, y un componente continuo, el potencial de sumación. (C) Potencial de sumación sin el componente alterno.*

cos como la nifedipina y podrían amplificar la despolarización inducida por la abertura de los canales descritos anteriormente [Nagakawa1990]. El papel de los canales cálcicos puede ser esencial en el funcionamiento de las células ciliadas. Se han descrito otros canales en la pared basolateral de las células ciliadas: canales potásicos, cuya función sería restablecer el equilibrio iónico haciendo salir el potasio intracelular [Ashmore1990] y canales catiónicos no selectivos, permeables al sodio, al potasio y al calcio [Housley1992], [Nagakawa1990].

Mediante la colocación de dos electrodos colocados frente a frente en las rampas vestibular y timpánica, es posible registrar solamente la contribución de centenas de células, situadas todas en la misma espira coclear. La excitación de las diferentes células no está sincronizada debido a los retrasos de propagación, lo que obliga a realizar un promedio temporal de las diversas respuestas unitarias. La señal recogida como se aprecia en la figura 1.25, comprende:

- Un potencial de acción compuesto del nervio auditivo.
- La respuestas eléctricas de las células ciliadas con un componente continuo y un componente alterno.

La respuesta alterna es el potencial microfónico coclear que reproduce la frecuencia del sonido estimulante; la respuesta continua es el potencial de sumación. El potencial microfónico está producido esencialmente por las células ciliadas externas [Dallos1973]. Este potencial es proporcional a la amplitud de los desplazamientos de una zona reducida de la membrana basilar pero esta relación sólo es válida para las frecuencias inferiores a la frecuencia característica de esta zona. El potencial microfónico coclear puede utilizarse como indicador de baja frecuencia del estado de los procesos de transducción mecanoeléctrica en la cóclea basal. El potencial de sumación es también esencialmente producido por las células ciliadas externas. Su amplitud depende de numerosos factores: frecuencia e intensidad del sonido estimulante, nivel de registro en la cóclea. Tanto el potencial microfónico como el de sumación se reducen y alteran considerablemente cuando se destruyen las células ciliadas externas.

Tras la producción de estos fenómenos se genera el potencial de acción del nervio que se puede registrar en la vecindad de la cóclea tal como se hace con fines clínicos. Está compuesto por la descarga de múltiples fibras nerviosas que han sido activadas de forma sincrónica.

El potencial obtenido mediante click, con buena sincronización y respondiendo a la actividad de una gran parte de la cóclea se denomina, por la mayoría de los autores, como potencial de acción completo, para diferenciarlo del que aparece con cualquier otra modalidad de estímulo que excitan porciones más o menos localizadas de la cóclea, conocido como potencial de acción compuesto.

El potencial de acción completo consta de dos ondas negativas N_1 y N_2 , seguida de una tercera que sólo aparece cuando la intensidad es muy elevada, la primera de mayor amplitud, separadas por una onda

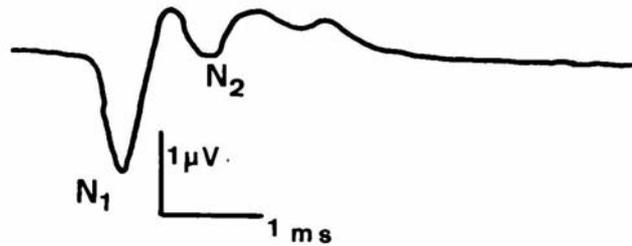


Figura 1.26: *Potencial de acción completo.*

positiva como se aprecia en la figura 1.26. La amplitud aumenta con la intensidad del estímulo, pues como decimos, este potencial es una respuesta global del nervio, y a medida que aumenta la intensidad actúan más unidades neurales. A altas intensidades y máximas amplitudes menores latencias, apareciendo el potencial de acción 1.5 ms después del estímulo, mientras que en el umbral, la latencia es mucho más larga.

Fisiología de la inervación aferente de las células ciliadas

Aparte de registrar el potencial de acción en la vecindad de la cóclea, es posible realizar un registro directo en el nervio o incluso de fibras aisladas, desarrollado previamente en animales como el gato y el cobaya [Kiang1965]. Las fibras del nervio auditivo tienen una actividad espontánea con una tasa de descarga irregular. Sólomente del 25 al 40% de las fibras tienen una tasa de descarga inferior a 15 potenciales de acción por segundo. Cuando una estimulación acústica corresponde a la frecuencia de respuesta de una fibra, la tasa de descarga aumenta. Cuando se estudia la relación entre la tasa de descarga de las fibras aferentes y la frecuencia de estimulación, es posible observar que cuando ésta es baja, la descarga de potenciales de acción están sincronizados con el periodo de estimulación. Esta sincronización es sólo efectiva cuando la frecuencia del sonido estimulante es inferior a 2000 Hz como representamos en la figura 1.27.

Colocando un electrodo en una fibra del nervio coclear se ha comprobado que existe una distribución tonotópica, de forma que cada fibra tiene una frecuencia característica a la que responde en el umbral (selectividad frecuencial). Manteniendo el electrodo en tal fibra, se observa que si se estimula el oído con otra frecuencia en el umbral, no responde; pero si se continúa aumentando la intensidad la frecuencia más cercana termina por responder, es decir, débiles incrementos de intensidad en frecuencias cercanas producen descarga de la fibra en cuestión. Esto permite el diseño de las llamadas tuning curves o curvas

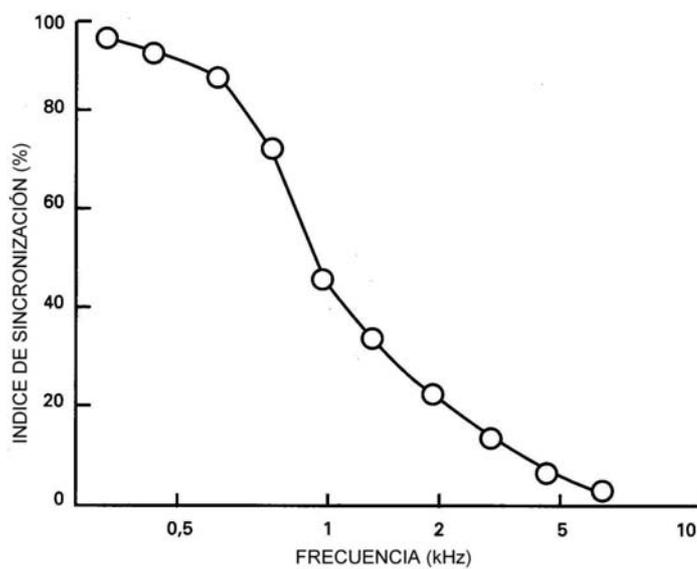


Figura 1.27: Índice de sincronización de las fibras aferentes del nervio auditivo en función de la frecuencia característica de la fibra registrada.

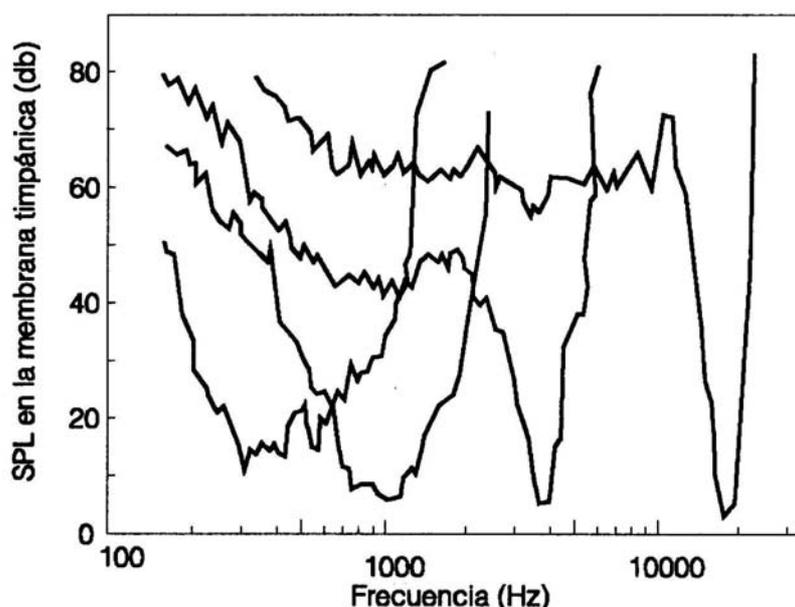


Figura 1.28: *Curvas de sintonización neural (tuning curves) en una cóclea sana.*

de sintonización neural de cada fibra nerviosa. Estas curvas aparecen mejor afinadas o sintonizadas a las frecuencias que las de la membrana basilar, gracias al efecto de las células ciliadas externas. Cada tuning curve tiene dos partes: un pico y una cola representados en la figura 1.28. El vértice del pico corresponde a la frecuencia característica y es precisamente éste lo que aportan las células ciliadas externas como amplificadoras. De hecho, cuando se destruyen estas células desaparece el pico de la tuning curve, adquiriendo una forma más roma, como se observa en la figura 1.29. Dentro del pico, pequeños incrementos de intensidad, hacen entrar por dicha unidad sonidos vecinos. Cuando se pasa a la cola, se admiten muchos más sonidos de frecuencia cada vez más alejada a intensidades cada vez más elevadas.

Cada fibra neural, representada por su tuning curve, es un filtro estrecho en el umbral y ensanchado a medida que nos alejamos de éste. Las colas de las tuning curves se superponen entre sí en gran medida, lo que quiere decir que a altas intensidades la cantidad de frecuencias que pueden entrar por una sola fibra nerviosa es considerable, o dicho de otra forma, a altas intensidades una frecuencia puede usar muchos filtros neurales. Estas curvas tienen diferentes particularidades dependiendo de su frecuencia característica. En las frecuencias graves, las curvas adoptan la forma de una V bastante abierta a ambos lados con escasa separación entre pico y cola, pero a partir de 1.000 Hz, se va marcando más la diferencia

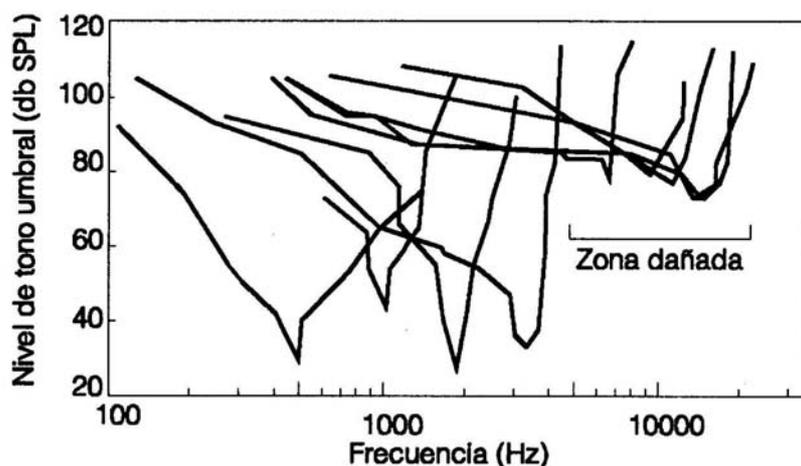


Figura 1.29: *Curvas de sintonización neural con lesión de células ciliadas externas.*

recordando su forma al símbolo matemático de la raíz cuadrada invertido. Las colas de las fibras sintonizadas a frecuencias muy agudas se prolongan hacia los graves, teniendo nula capacidad para admitir frecuencias más agudas que la suya característica, como se aprecia en la figura 1.28.

La disposición de estas tuning curves ha permitido explicar algunas particularidades de la patología auditiva. En las hipoacusias cocleares por ototóxicos se comprobó que las tuning curves elevan su umbral perdiendo su pico a la vez que sufren un ensanchamiento. En la patología retrococlear acontece una desaparición de unidades neurales con lo que los sonidos penetrarán por las vecinas indemnes a una mayor intensidad. Generalmente se utilizarán las unidades neurales de frecuencias más bajas. Esto explica la caída de los tonos agudos en este tipo de hipoacusia y la distorsión a consecuencia de la pérdida de unidades aunque ésta sea menor que en las cocleares. Por ello, las hipoacusias retrococleares, pero sobre todo las cocleares, traen consigo una disminución de la inteligibilidad.

Fisiología de la inervación eferente

Numerosos trabajos han intentado resolver este enigma desde hace bastante tiempo, sin que actualmente exista ninguna certeza en cuanto a la función exacta de este sistema de inervación.

1.4. Anatomofisiología de la vía auditiva

El segmento periférico de las vías acústica y vestibular está representado por el VIII par craneal o nervio estatoacústico, que está formado por la unión anatómica de dos nervios diferentes: el vestibular y el coclear. En esta sección vamos a hablar del nervio coclear o auditivo que transmite las señales auditivas desde las células ciliadas del órgano de Corti hasta el cortex cerebral. El oído interno traduce una señal física (sonido) en señales bioeléctricas (potenciales de acción) en la rama coclear del octavo par.

La vía auditiva ascendente tiene una organización compleja. El mensaje auditivo es tratado a cuatro niveles: el tronco cerebral (núcleos cocleares y complejo olivar superior), mesencéfalo (colículo inferior), diencefalo (cuerpo geniculado medio) y la corteza auditiva [Biacabe1999]. La figura 1.30 esquematiza las distintas estaciones de la vía auditiva. Tras la primera estación en el núcleo coclear, la proyección es bilateral, con una dominancia contralateral. Así, cada estructura recibe información binaural. Aunque queda mucho por hacer en el terreno de la fisiología de los centros auditivos, una cosa sí parece clara, y es la existencia de una tonotopia frecuencial coclear que es encontrada a nivel de todas las estaciones de la vía auditiva, siendo uno de los elementos clave de la anatomía y fisiología de los centros auditivos.

1.4.1. El nervio auditivo

La vía auditiva comienza en las células ciliadas del órgano de Corti; estas células se encuentran relacionadas con dos tipos de fibras nerviosas, unas mielínicas y otras amielínicas, que corresponden a las terminaciones dendríticas de las neuronas del ganglio espiral o primera neurona de la vía auditiva. El ganglio espiral situado en el centro de la columela contiene de 30.000 a 35.000 neuronas en el hombre. Dos tipos de neuronas se han descrito en el ganglio espiral en el hombre [Kimura1979], [Otal1980]: las células ganglionares tipo I constituyen el contingente mayor, suponen el 90 al 95 %, siendo de gran tamaño (12-20 micrómetros) y cubiertas de mielina [Romand1982]. Por su parte las células tipo II suponen el 5 al 10 % de las células del ganglio espiral, de pequeño tamaño (8-12 micrómetros) y no mielinizadas [Spoendlin1981]. El ganglio espiral se halla inserto en el conducto de Rosenthal, a lo largo de toda la longitud de la cóclea, partiendo del mismo los axones de las neuronas que se van incorporando a modo de escalera de caracol. El nervio atraviesa el meato, constituido por un gran número de finos fascículos ordenados de manera espiral, de tal suerte, que las fibras que vienen del apex de la cóclea correspondientes a las frecuencias graves son centrales y las que vienen de la base coclear codificando las frecuencias agudas se sitúan en la periferia del nervio [Sando1965], [Arnesen1978]. El nervio coclear, después de recorrer el conducto auditivo interno y el poro acústico penetra en el tronco del encéfalo a la altura del ángulo pontocerebeloso [Leblanc1995] para entrar luego en los núcleos cocleares, donde cada axón se divide en dos ramas: una rama ascendente que se dirige hacia el núcleo coclear anteroventral y una rama

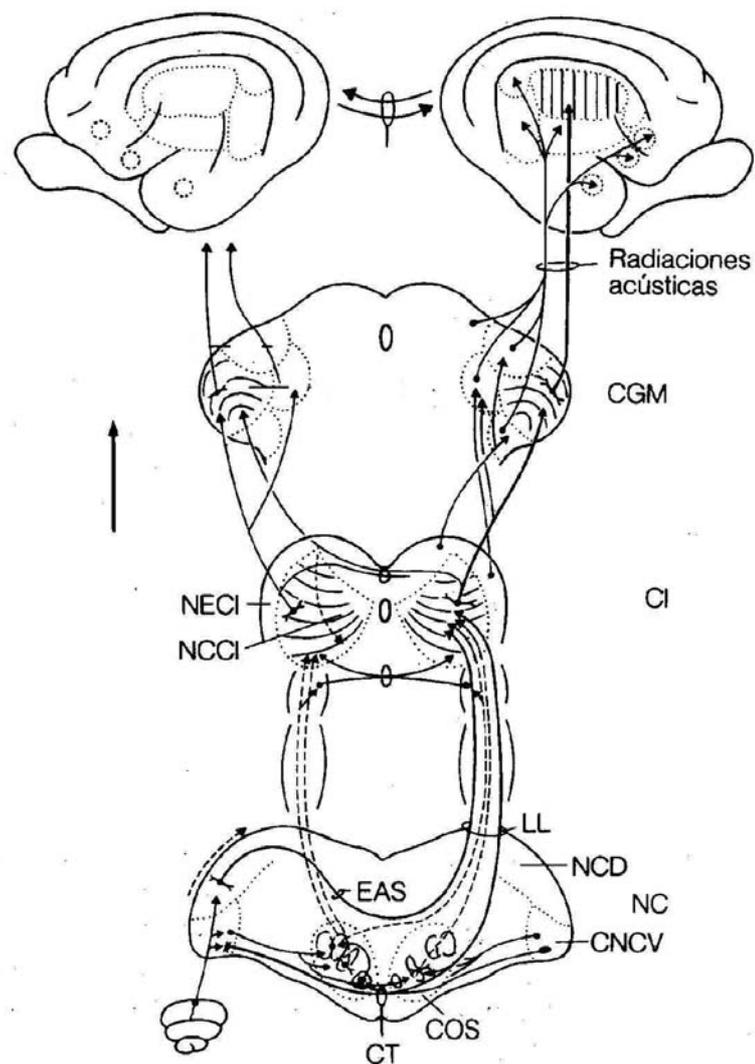


Figura 1.30: Vía auditiva ascendente: (CT) cuerpo trapezoide; (COS) complejo olivar superior; (CNCV) complejo nuclear coclear ventral; (NCD) núcleo coclear dorsal; (EAS) estría acústica dorsal; (LL) lemnisco lateral; (NC) núcleos cocleares; (CI) colículo inferior; (NCCI) núcleo central del colículo inferior; (NECI) núcleo lateral del colículo inferior; (CGM) cuerpo geniculado medio.

posterior para los núcleos cocleares posteroventral y dorsal [Ramon-y-Cajal1972]. Los núcleos cocleares constituyen el primer relevo obligatorio de las vías auditivas ascendentes.

1.4.2. Núcleos cocleares

Los núcleos cocleares, en número de dos, se hallan a ambos lados del tronco cerebral a modo de alforjas en la cara dorsolateral. La estructura celular del núcleo coclear no es homogénea [Lorente-de-No1981] y sobre la base de su arquitectura celular y su tipo de inervación se pueden distinguir en ellos una porción ventral y otra dorsal (núcleo coclear dorsal o tubérculo acústico). La porción ventral, a su vez, está dividida en dos partes: el núcleo ventral anterior y el ventral posterior. Si cada una de estas estructuras está caracterizada por tipos celulares específicos, existe un tipo de células repartido por todas las divisiones del núcleo coclear y se trata de células granulares de pequeño cuerpo celular ($10 \mu\text{m}$) y con un número reducido de prolongaciones.

Las propiedades frecuenciales de las fibras del nervio coclear, reproduciendo la tonotopía coclear, se encuentran en los núcleos cocleares, pues las fibras que codifican las frecuencias graves se proyectan sobre las regiones ventrales del núcleo, mientras que las fibras que representan las frecuencias agudas lo hacen sobre las regiones dorsales. Esta tonotopía ha podido ser puesta en evidencia gracias a técnicas de registro electrofisiológicas, pero también por técnicas de incorporación de desoxiglucosa marcada con C^{14} [Biacabe1999].

El núcleo ventral anterior es la parte más voluminosa del complejo nuclear coclear. Forma la primera estación de la vía aferente del reflejo estapedial, que a través del VIII par llega al núcleo coclear ventral, partiendo de aquí tres vías reflejas hacia el complejo olivar superior ipsilateral y contralateral y hacia el núcleo medial ipsilateral del VII par craneal.

El núcleo ventral anterior está subdividido en una región anterior, rica en células esféricas de 20 a $30 \mu\text{m}$ con una ramificación dendrítica en arbusto (células en arbusto de Brayer o grandes células de Osen), cuyo número decrece hacia atrás. Las terminaciones del nervio coclear más numerosas (94 % de las terminaciones) presentan botones de pequeño tamaño y las menos numerosas sinaptan por medio de grandes dilataciones (bulbos de Held). Junto a esta rica inervación aferente ascendente el núcleo ventral anterior presenta inervación por vías descendentes provenientes de centros superiores como el complejo olivar superior, pero también del núcleo coclear contralateral y del cerebelo ipsilateral. Ciertas aferencias centrales son inhibitorias y parecen mejorar la selectividad frecuencial de las células en arbusto. La inervación eferente del núcleo ventral anterior se dirige hacia el cuerpo trapezoide y se proyecta bilateralmente en el complejo olivar superior, en los núcleos del lemnisco lateral y en el colículo inferior.

El núcleo ventral posterior está esencialmente constituido por dos tipos celulares: las células “pulpo” (octopus) y las neuronas multipolares de Osen. Las fibras del nervio coclear terminan en estas células.

El núcleo ventral posterior recibe inervación aferente central proveniente del colículo inferior, núcleos del lemnisco lateral, núcleo coclear contralateral y del complejo olivar superior. Las fibras eferentes de este núcleo se dirigen hacia la estría acústica intermedia y se proyectan esencialmente sobre los núcleos contralaterales del lemnisco lateral y del colículo inferior [Webster1992].

El núcleo dorsal tiene una estructura laminar compuesta por tres capas: molecular, de células piramidales o fusiformes y la de células polimorfas. Las células fusiformes son de talla media (de 15 a 25 μm) con cuerpo celular piramidal, donde las dendritas se proyectan sobre la capa molecular, mientras que el axón se dirige hacia la capa profunda. Dentro de la inervación aferente descendente que recibe el núcleo dorsal tendríamos el fascículo colícolococlear proveniente del colículo inferior y el complejo olivar superior. Las fibras que vienen de la región dorsal del núcleo central del colículo inferior se proyectan bilateralmente sobre las células de la capa piramidal y molecular, mientras que las que proceden de la parte ventral del núcleo central del colículo inferior terminan en la capa piramidal y la capa de células polimorfas; por lo tanto, esta proyección del colículo inferior respecta la tonotopia coclear y parece esencialmente de tipo excitador. Las fibras eferentes del núcleo dorsal se dirigen hacia la estría acústica dorsal y se proyectan sobre los núcleos contralaterales del lemnisco lateral y del colículo inferior. El neuromediador de las fibras del nervio auditivo en el nervio coclear sería un aminoácido excitador como el ácido glutámico y/o aspártico [Romand1992]. Para el caso de las aferencias centrales podría ser la acetilcolina, GABA, glicina y noradrenalina.

Desde los núcleos cocleares parten fibras que forman las estrías acústicas en número de tres: la dorsal, la intermedia y la ventral. La estría acústica dorsal de Monakov parte del núcleo dorsal y cruza la línea media evitando el complejo olivar superior y se dirige directamente al núcleo del lemnisco lateral, donde haría sinapsis con la tercera neurona de la vía auditiva. Antes de llegar al núcleo del lemnisco lateral, las fibras procedentes de esta estría dorsal dan un fascículo que llega al vermix cerebeloso del lado opuesto [Gibson1978]. La estría acústica intermedia de Held nace en el núcleo ventral posterior y pasa la línea media para terminar en el núcleo medial del complejo olivar superior. Por último, la estría acústica ventral parte del núcleo ventral anterior dividiéndose en ramas directas y cruzadas. Las primeras, llegan la mayoría al núcleo lateral y medial del complejo olivar, mientras las segundas, llegan al núcleo medial contralateral, salvo algunas, que tras hacer estación en el núcleo de cuerpo trapezoide, terminan en el núcleo lateral del complejo olivar [Martin1997].

Por tanto, todos los núcleos del complejo olivar superior, reciben, en líneas generales, fibras homo y contralaterales, siendo estas últimas el mayor contingente [Eyries1973].

1.4.3. Complejo olivar superior

El complejo olivar superior es un conjunto de núcleos situados en el tronco cerebral. En la mayor parte de los mamíferos, el complejo olivar superior está constituido por tres núcleos principales: la oliva superior lateral, la oliva superior mediana y el núcleo medial del cuerpo trapezoide. Alrededor de estos tres núcleos principales, existen neuronas diseminadas, formando las neuronas periolivares. La función del complejo olivar superior es compleja; interviene en la localización espacial de los sonidos, en la fisiología del sistema eferente olivococlear y en el reflejo estapedial.

Desde el núcleo coclear ventral parten tres vías, una hacia el complejo olivar superior homolateral, otra hacia el complejo olivar contralateral y otra hacia el núcleo medial homolateral del VII par craneal. El complejo olivar superior envía proyecciones al núcleo motor homolateral y contralateral del VII par, lo que permite la contracción bilateral del músculo del estribo con estimulación monoaural.

El núcleo medial del cuerpo trapezoide presenta, como células principales, neuronas de gran diámetro (20 μm) inervadas por una terminación en forma de cáliz de Held que proviene de las células en arbusto y células esféricas del núcleo ventral anterior contralateral [Morest1968]. Las células principales son glicinérgicas y tienen papel inhibitor sobre las otras neuronas del núcleo trapezoide. Los axones de las células principales del núcleo trapezoide se proyectan sobre el núcleo olivo superolateral. También existen proyecciones sobre los restantes núcleos del complejo olivar superior, sin ninguna proyección directa sobre el colículo inferior. Además de estas células principales, encontramos en el núcleo trapezoide células alargadas y células estrelladas [Morest1968]. El núcleo trapezoide tiene una organización tonotópica donde las células con una frecuencia característica aguda se sitúan en las regiones ventromediales, mientras que las graves se localizan en la zona dorsolateral. La función del cuerpo trapezoide no está clara, pero se cree que podría tener un papel inhibitor en los diferentes núcleos del complejo olivar superior, a partir de una estimulación contralateral [Aitkin1968].

El núcleo olivo superolateral tiene forma de “S” con tres zonas de diferente tamaño, siendo la mediana la de mayor volumen [Ramon-y-Cajal1972]. Está inervado por terminaciones excitadoras provenientes de células esféricas del núcleo ventral anterior contralateral (neurotransmisor: glutamato). Al igual que el resto de la vía, tiene organización tonotópica, las fibras que provienen del núcleo ventral anterior que codifican las frecuencias bajas se proyectan sobre la parte dorsolateral del núcleo olivo superolateral, mientras que las que codifican las frecuencias agudas lo hacen sobre la parte dorsomedial. El núcleo olivo superolateral recibe también terminaciones glicinérgicas inhibitoras del núcleo trapezoide. Las células más características y numerosas (el 80 %) son las células fusiformes, multipolares [Stotler1953]. Los axones de estas células se proyectan sobre el núcleo central del colículo inferior, el núcleo del lemnisco lateral y en otros núcleos del complejo olivar superior. Las células del núcleo olivo superolateral son excitadas por el oído ipsilateral e inhibidas por el lado opuesto. Algunas, sin embargo, son excitadas

por ambos oídos [Pickles1982] o tienen una respuesta de excitación ipsilateral exclusiva. Además, son sensibles a las diferencias interaurales de intensidad y de fase, siendo la función principal de este núcleo, probablemente, colaborar a la localización del sonido en el espacio.

El núcleo olivo superomedial está situado entre el núcleo olivo superolateral y el núcleo del cuerpo trapezoide. Los elementos neuronales principales son de tipo fusiforme y de talla mediana (8 a 15 μm). Estos reciben las terminaciones nerviosas provenientes de células esféricas del núcleo ventral anterior ipsi y contralateral [Harrison1978]. Sobre este tipo de células parecen existir dos tipos de terminaciones nerviosas: unas excitadoras, con glutamato como neurotransmisor, y otras inhibitoras, GABA-érgicas o glicinérgicas. Las células fusiformes reciben también terminaciones inhibitoras del núcleo trapezoide ipsilateral y de las neuronas periolivares. El núcleo olivo superomedial tiene una organización tonotópica donde las neuronas con una frecuencia característica grave están situadas dorsalmente, mientras que las que la poseen aguda, se localizan ventralmente. La mayor parte de las células del núcleo olivo superomedial son excitadas por ambos oídos [Goldberg1975]. Son insensibles a una diferencia interaural de intensidad, pero las de frecuencia característica grave son sensibles a diferencias interaurales de fase [Gibson1978]. Así, este núcleo podría jugar un papel importante en la localización espacial del sonido de baja frecuencia. Las neuronas periolivares forman un compendio difuso alrededor de los núcleos del complejo olivar superior que recibe sus aferencias de las células octopus de núcleo ventral posterior.

En su conjunto, en el complejo olivar superior tiene lugar un hecho importante, que es la decusación de la vía auditiva. Es difícil realizar una abstracción sobre cual es el papel funcional del complejo olivar superior, pero lo que parece claro es que juega un papel importante en la audición direccional y en la estereofonía [Masterton1967]. Se puede decir que la función localizadora de la fuente sonora necesita la integración de los mensajes auditivos de ambos lados, hecho sólo posibilitado por el entrecruzamiento de las vías. El núcleo lateral con células básicamente EI, capta diferencias de intensidad entre ambos oídos cuando las fuentes sonoras no están en la línea media o se trata de fuentes sonoras diferentes a cada lado. El núcleo medial, con células mayoritariamente EE, codifica diferencias de tiempo cuando la fuente sonora no está en la línea media [Oertel1997]; si la fuente sonora es única y media, o las fuentes en cada oído son iguales, entonces los sistemas olivares no van a introducir ninguna información, limitándose a transmitir el impulso.

El complejo olivar, en su conjunto, presenta relaciones directas con la cóclea a través del sistema eferente olivococlear, descrito por primera vez por Warr y Guinau en 1979. Existen dos tipos de inervación olivococlear: inervación eferente media y lateral. La inervación eferente media nace de la parte medial del complejo olivar superior y se proyecta bilateralmente hacia la base de las células ciliadas externas. Por su parte, la inervación eferente lateral nace en la parte lateral del complejo olivar superior y se proyecta sobre las células ganglionares tipo I ipsilaterales. Mientras el sistema eferente medial es un sistema mielinizado, el lateral no dispone de ella.

A partir del complejo olivar superior la vía ascendente está formada por fibras directas y cruzadas. El núcleo lateral del complejo olivar da lugar a los dos contingentes, mientras que el medial da sólo fibras directas.

1.4.4. Lemnisco lateral

La estación superior de la vía auditiva son los colículos inferiores, pero antes se encuentran los núcleos del lemnisco lateral. Éstos están situados en el interior de las fibras del lemnisco lateral, habiéndose descrito tres núcleos: ventral, dorsal e intermedio.

El núcleo ventral recibe la casi totalidad de sus aferencias del núcleo coclear ventral [Warr1966]; algunas fibras provienen del complejo olivar superior. Las eferencias del núcleo ventral se dirigen hacia el colículo inferior.

El núcleo dorsal del lemnisco lateral posee varios tipos celulares siendo los más frecuentes redondeados u ovoides de gran talla. Sus aferencias provienen del complejo olivar superior ipsilateral y contralateral (60 %) y del núcleo coclear contralateral (40 %). Las que provienen del complejo olivar superior ipsilateral salen del núcleo olivo superomedial, mientras que las que son contralaterales provienen del núcleo olivo superolateral. Las eferencias del núcleo dorsal se realizan hacia el núcleo dorsal del lado contralateral y hacia el colículo inferior ipsilateral. También se producen eferencias hacia el núcleo del nervio facial contralateral. El núcleo dorsal del lemnisco lateral tiene una organización tonotópica, donde las neuronas que tienen una frecuencia característica grave, se sitúan dorsalmente, mientras que aquellas que tienen una frecuencia característica aguda ocupan una posición ventral [Biacabe1999]. La mayor parte de las neuronas de este núcleo (más del 85 %) responden a un estímulo de ambos oídos [Aitkin1968].

El núcleo intermedio del lemnisco lateral posee neuronas multipolares y alargadas. Recibe aferencias del complejo olivar superior ipsilateral y también del núcleo coclear ventral contralateral. Las eferencias se producen hacia el núcleo central del colículo inferior [Erulkar1975]. La función de los núcleos del lemnisco no se conoce bien.

1.4.5. Colículo inferior

El mesencéfalo auditivo o colículo inferior representa la próxima estación de la vía auditiva. Está formado por varias subdivisiones: núcleo central, núcleo dorsomedial, núcleo lateral y córtex dorsal. El núcleo central es la parte más voluminosa del colículo inferior. Tiene una estructura en láminas con dos tipos principales de células: células principales (70 %) y células multipolares (30 %). Las aferencias del núcleo central del colículo inferior son muy numerosas y variadas viniendo de todos los núcleos

inferiores, ipsi y contralaterales, excepto el núcleo ventral del lemnisco lateral [Goldberg1967].

El núcleo lateral del colículo inferior recibe aferencias auditivas vía núcleo central del colículo inferior y aferencias extraauditivas que provienen de núcleos de la columna dorsal y el núcleo de la rama espinal del V par. Las proyecciones auditivas hacia el colículo inferior están organizadas tonotópicamente [Glendenning1983], [Maffi1987]. En cuanto a las eferencias descendentes, éstas son múltiples, viniendo del córtex auditivo ipsi y contralateral, del cuerpo geniculado medio ipsilateral y del colículo superior. Por su parte, el núcleo central del colículo inferior no recibe terminaciones descendentes. Las vías eferentes del colículo inferior se realizan hacia las vías auditivas ascendentes (cuerpo geniculado medio ipsi y contralateral), o bien hacia las vías auditivas descendentes (núcleos cocleares del tronco cerebral). También se producen eferencias hacia formaciones extraauditivas (colículo superior, formación reticular, sustancia gris cerebral, etc.). Como resumen, el núcleo central del colículo inferior da proyecciones auditivas, mientras que los núcleos periféricos del colículo inferior dan proyecciones extraauditivas [Carpenter1994].

Desde el punto de vista funcional, parece ser que estas estructuras combinan los impulsos codificados espacialmente por los complejos olivares con el resultado del análisis sensorial complejo del núcleo coclear dorsal primario. Se trata de una función similar a la del núcleo del lemnisco lateral, aunque quizá, estos atributos sean mayores en los colículos que en el núcleo del lemnisco. Los colículos están tonotópicamente organizados, como lo demuestran técnicas electrofisiológicas o técnicas de marcaje con desoxiglucosa marcada, de tal manera que las frecuencias graves se encuentran representadas en la región dorsolateral, mientras que las frecuencias agudas lo hacen en la región ventromedial. En ellos se han encontrado tuning curves mucho más selectivas que en niveles inferiores. Las propiedades fisiológicas de las neuronas del colículo inferior, son complejas, transmitiéndose diversos tipos de información, a menudo de manera simultánea, como son: frecuencia del sonido, intensidad, posición en el espacio y complejidad espectral o temporal. Los colículos inferiores parecen ser también el punto de partida de la mayoría de los reflejos auditivos. Dentro de éstos, hay que considerar que los de los músculos del oído medio parten de los complejos olivares [Borg1973], [Popper1992].

1.4.6. Cuerpo geniculado medio

El cuerpo geniculado medio constituye el relevo auditivo entre el colículo inferior y el córtex auditivo. Esta estructura talámica está caracterizada por su riqueza en inervación descendente, lo que paralelamente a las vías auditivas ascendentes, permite la constitución de bucles auditivos tálamo-corticales. Está dividido en varios núcleos en función de su estructura celular y de su inervación, distinguiéndose tres zonas: ventral, medial y dorsal [Winer1984], [Winer1985]. Parece ser que sólo la división ventral es una estación específicamente auditiva, siendo la más voluminosa del cuerpo geniculado medio. Presenta

dos tipos de neuronas: neuronas principales y las interneuronas. Las neuronas principales son grandes con una arborización dendrítica que está orientada en forma de láminas de 50 a 100 μm de espesor, separadas por las aferencias del colículo inferior. En esta estructura laminar se observa una organización tonotópica clara [Rose1963]; las frecuencias graves tienen una proyección externa y las agudas una interna. Estas neuronas principales son las células de conexión tálamo-corticales y se proyectan hacia la corteza auditiva sin ningún cruzamiento. En el caso de las interneuronas, el cuerpo celular es pequeño con un axón que termina dentro del cuerpo geniculado medio y dendritas que hacen sinapsis dendrodendríticas con las dendritas de células principales. Estas interneuronas son GABA-érgicas y ejercen una función inhibitoria en el cuerpo geniculado medio.

Los principales trabajos en el plano fisiológico realizados en el cuerpo geniculado medio afectan sólo a su división ventral. Las tuning curves de estas células son complejas: algunas reproducen las tuning curves del nervio auditivo, otras tienen una respuesta muy selectiva alrededor de su frecuencia característica, e incluso las hay con tuning curves muy amplias. La mayor parte de las células del cuerpo geniculado medio responden a una estimulación binaural, siendo menos del 10 % monoaurales. Las células binaurales son esencialmente de tipo EE. Un tercio de las células son sensibles a una diferencia interaural de intensidad o de fase [Biacabe1999]. La organización funcional de la parte lateral de la división ventral del cuerpo geniculado medio tiene una estructura laminar donde en cada una de esas láminas existe una gran heterogeneidad funcional con subunidades de características funcionales distintas según su tipo de respuesta fisiológica. La división medial del cuerpo geniculado medio es una estructura polisensorial que recibe aferencias auditivas, pero también vestibulares, visuales y somatostésicas [Erulkar1975]. La proyección cortical de sus aferencias se hace preferentemente hacia la capa I del córtex auditivo. La división dorsal del cuerpo geniculado medio no presenta estructura laminar ni organización tonotópica.

1.4.7. El córtex auditivo

El córtex auditivo constituye el final de la vía auditiva situándose en la circunvolución temporal transversa anterior de Heschl, en la corteza insular vecina y en el opérculo parietal. Dentro de este conjunto existe un área auditiva primaria rodeada de un cinturón que forman las áreas secundarias y terciarias. Son las áreas 41 y 42 de Broadmann las que forman el córtex auditivo, pero a pesar de estas adscripciones, la verdad es que resulta imposible determinar anatómicamente y funcionalmente estas fronteras aunque parece ser que el área 41 sería el área auditiva primaria llegando aquí las fibras de la vía auditiva.

Desde el punto de vista histológico, el córtex auditivo está dividido en seis capas con un 75 % de células piramidales y un 25 % de interneuronas. Cada una de estas seis capas posee aferencias específicas: las capas I y II presentan aferencias esencialmente intrínsecas; las capas III y IV, extrínsecas y por último las capas V y VI son la raíz de las vías descendentes corticales. El córtex auditivo está formado por la

yuxtaposición de colonias, denominadas módulos funcionales, que ocupan todo el espesor del córtex. Cada uno de estos módulos posee del orden de 5.000 neuronas, presentando propiedades parecidas en el seno de un mismo módulo funcional.

Desde el punto de vista fisiológico, el área auditiva primaria es la más estudiada con una respuesta de sus células parecida a las del tálamo. Encontramos *tuning curves* estrechas o con picos múltiples o amplios sin selectividad frecuencial. Las neuronas corticales tienen propiedades de respuesta binaural parecidas a las encontradas en el cuerpo geniculado medio. Algunas neuronas parecen especialmente sensibles a sonidos complejos. El área auditiva primaria se encuentra tonotópicamente organizada llegando a cada área auditiva primaria fibras de una y otra cóclea, siendo la representación contralateral más importante [Eyries1970]. Las áreas secundarias están conectadas con las primarias, y las terciarias, a su vez, con las secundarias. La activación del área secundaria no siempre tiene lugar desde la primaria, pudiendo actuar esta última como secundaria y responder a estímulos no sonoros.

Las interacciones cortico-talámicas parecen esenciales en el tratamiento de la información acústica. El cuerpo geniculado medio recibe una rica inervación descendente proveniente de las células piramidales de las capas V y VI del córtex. Esto haría funcionar al tálamo como un filtro permitiendo optimizar el tratamiento de señales acústicas significativas para un individuo dado [Bonfils1990].

En resumen, podríamos decir que hay una zona cortical que capta el mensaje auditivo (área primaria) y que la difusión del mensaje a las áreas secundarias y terciarias, está unida al reconocimiento de la palabra, memoria auditiva, lenguaje, etc. [Ciges1992b].

1.5. Implantes cocleares

Los implantes cocleares son dispositivos electrónicos de avanzada tecnología, capaces de sustituir el sistema de transducción de las células ciliadas no funcionantes del oído interno, convirtiendo la energía mecánica sonora en señales eléctricas que serán suministradas al nervio auditivo en aquellos pacientes con sorderas neurosensorial de origen coclear, siendo para ello necesario la existencia de neuronas funcionantes en el nervio auditivo. Se ha podido determinar que un 10 % de neuronas funcionantes son suficientes para una correcta estimulación auditiva [Linthicum1983], [Fayad1991]. Los implantes cocleares han supuesto una revolución en el tratamiento de las hipoacusias severas y profundas, gracias al trabajo conjunto de médicos, físicos, ingenieros, logopedas, psicólogos y educadores.

Los primeros intentos de estimulación eléctrica del nervio auditivo datan de 1930 [Wever1930]. En 1972 House y Urban desarrollaron lo que en aquel momento era el más sofisticado implante coclear monocanal [House1982], [House1986]. De forma paralela, Clark, que había empezado sus investigaciones en estimulación del nervio auditivo en 1967, realizó el implante de los dos primeros equipos multicanal

desarrollados en colaboración con Nucleus en 1978 y 1979 [Clark1978]. Previamente, también Chouard [Chouard1973] había realizado este tipo de ensayos. Gracias a la mejora del tratamiento de la señal se ha producido un gran avance. En España los primeros intentos de implante coclear fueron realizados con tecnología española por Prades, pero sin resultados adecuados. En 1985 se realizaron los primeros implantes cocleares en España. Se trataba de implantes monocanal. Desde estos inicios y observando la evolución de los pacientes implantados, se ha extendido enormemente la técnica, pero permaneciendo restringida a centros específicos, siendo ésta la mejor manera de garantizar unos resultados de mayor nivel.

Inicialmente se colocaron los primeros implantes en adultos, siendo a partir de 1978 cuando se propone el implante coclear como solución de las hipoacusias severas y profundas del niño [Chouard1978]. Las hipoacusias severas y profundas imposibilitan la adquisición del lenguaje y perturban el desarrollo personal. El implante permitiría al niño, en estos casos, comenzar a percibir el mundo sonoro y modificar su desarrollo intelectual y socioafectivo [Miyamoto1989].

1.5.1. Conceptos básicos de electricidad y electrónica

Previamente al estudio de los componentes fundamentales sería conveniente repasar algunos conceptos básicos de electricidad y electrónica para comprender mejor el funcionamiento del implante coclear.

La corriente eléctrica es directamente proporcional al voltaje inversamente proporcional a la resistencia, tal y como establece la ley de Ohm,

$$I = \frac{V}{R}$$

El flujo eléctrico dentro de los tejidos requiere de la migración de iones, y es en la interfase electrodo-tejidos donde se transforma la conducción electrónica en iónica con la consiguiente transferencia de carga [Burke1983]. La carga sería el flujo de corriente en un tiempo dado,

$$Q = I \cdot t$$

La unidad de carga es el Coulombio ($C = A \cdot s$). Así, los implantes cocleares insertan cargas inferiores a $1\mu C$ durante cada fase de estimulación. La densidad de carga transferida al tejido en cada fase de estimulación está en función del área del electrodo,

$$\text{Densidad de carga} = \frac{\text{Carga por fase de estimulación}}{\text{Área del electrodo}}$$

que viene usualmente expresada en $\mu C/cm^2$.

El límite de carga seguro es un punto importante a considerar. El daño causado por la estimulación

eléctrica puede deberse al daño por el paso de la corriente o por las reacciones en la interfase entre el electrodo y el fluido circundante [Zarowski2002]. En este último caso, se pueden producir burbujas de oxígeno, hidrógeno, cloro en los polos del electrodo con grandes cambios en el pH produciéndose una citotoxicidad irreversible. El límite de seguridad para este tipo de daño se establece en $400 \mu\text{C}/\text{cm}^2$. También el paso directo de la corriente puede inducir degeneración neuronal, osteogénesis limitada, etc., siendo el límite de seguridad algo menor que en el caso anterior. Los software de ajuste de los procesadores de implante coclear limitan normalmente la carga insertada: concretamente el dispositivo utilizado en esta tesis limita la densidad de carga a $40 \mu\text{C}/\text{cm}^2$.

1.5.2. Componentes

Actualmente son cuatro los dispositivos de implante coclear utilizados mayoritariamente. Nucleus [Clark1987], [Patrick1991], Clarion [Schindler1986], [Schindler1992], Digisonic [Chouard1995] y Me-dEl [Zierhofer1997], [Schmidt1998].

Estos sistemas implantables están constituidos de forma general por los elementos representados en la figura 1.31. Presentan dos componentes: el externo, que contiene el micrófono (recoge la información acústica del medio), un procesador (que puede ser corporal o retroauricular y transforma la onda acústica en señales eléctricas), batería y un transmisor (para establecer una conexión con la parte interna). El componente interno lo forman el receptor-estimulador que está implantado en la escama del temporal (recoge el estímulo del procesador y lo envía a los electrodos) y la guía portaelectrodos que se inserta en la cóclea. Algunos modelos incluyen asimismo un electrodo de referencia extracoclear.

La figura 1.32 muestra una radiografía donde se aprecia la parte interna implantada. Se muestra también un detalle de la guía de electrodos con una radiografía en proyección transorbitaria o proyección de Stenvers, donde se puede apreciar cada uno de los electrodos y cómo la guía sigue la trayectoria de la cóclea. Para la transmisión de los impulsos eléctricos desde el exterior a los electrodos implantados en la cóclea, en la actualidad todos los sistemas emplean la radiofrecuencia, pero previamente existieron otros sistemas con conexión directa (Ineraid), actualmente en desuso puesto que presentaban problemas de granulomas y reacciones de cuerpo extraño [Eddington1978], [Klomp1979].

1.5.3. Funcionamiento de los implantes cocleares

Describimos el camino que sigue la señal de audio desde la adquisición hasta la estimulación del nervio auditivo. Una vez que la señal de audio es captada por el micrófono, es amplificada y analizada por el procesador. Un primer paso de este análisis es el control automático de ganancia, de donde pasa la señal a un banco de filtros. Con el empleo de los filtros se eliminan las frecuencias inservibles para la

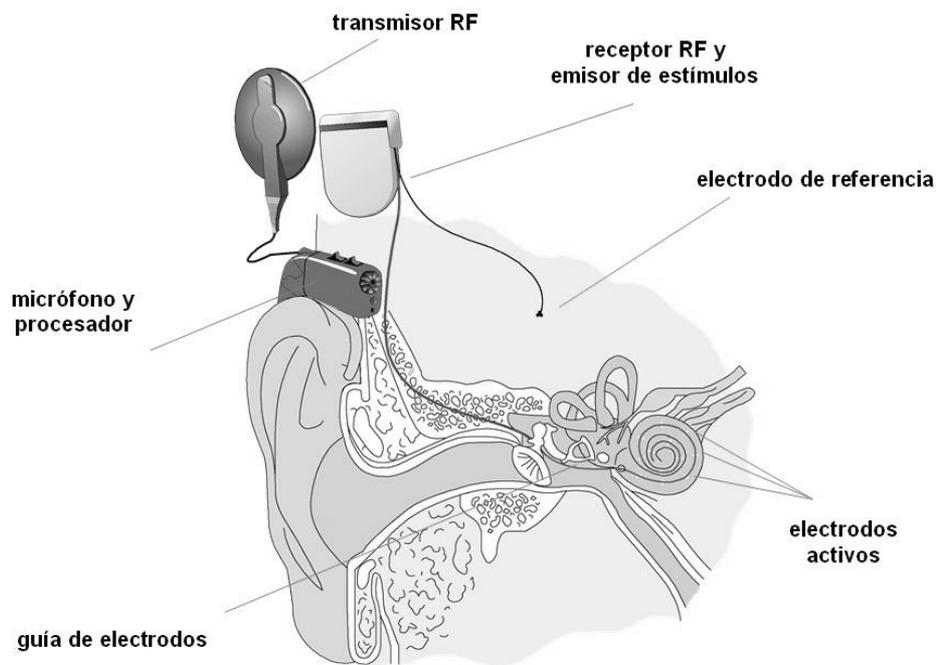


Figura 1.31: Elementos de un implante coclear multicanal.

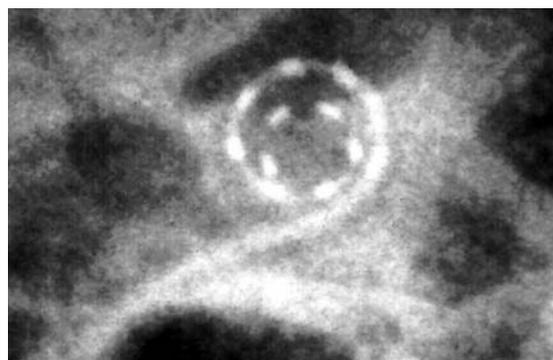
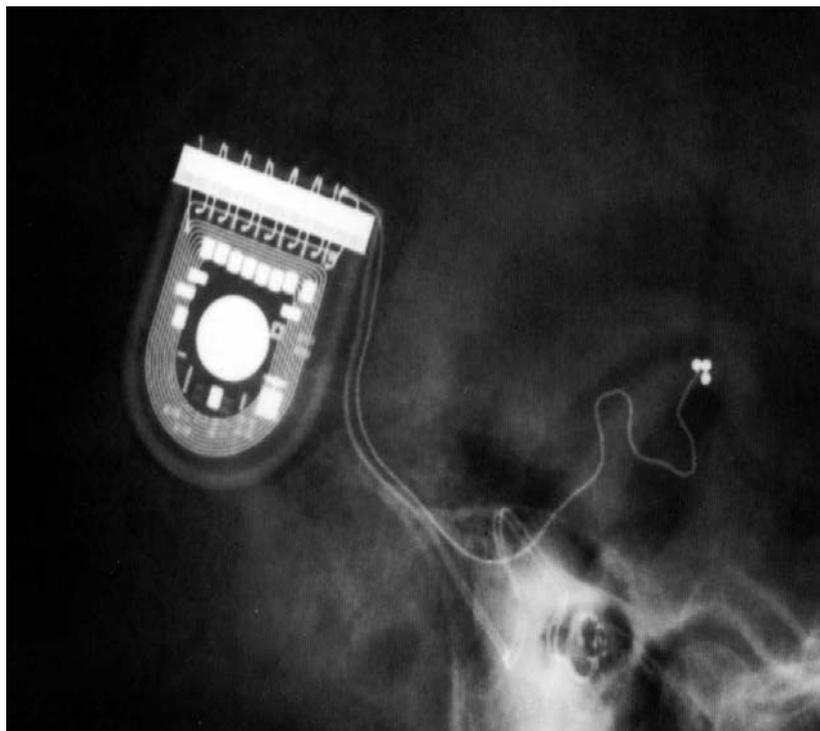


Figura 1.32: Radiografía de un implante coclear. Detalle de la guía de electrodos.

comprensión de la voz y divide la señal acústica en bandas de frecuencia que serán enviadas a distintos electrodos. Cada banda producirá una estimulación de una determinada parte de la cóclea.

En la actualidad la mayoría de los sistemas realizan una estimulación pulsátil, es decir, cada electrodo emite breves pulsos de intensidad de acuerdo con la energía en cada banda de frecuencia observada en cada instante de tiempo. Para determinar la amplitud de los pulsos de estimulación se realiza una detección de envolvente sobre la salida de cada uno de los filtros. La envolvente es comprimida teniendo en cuenta los niveles de estimulación que necesita el paciente para cada uno de los electrodos del implante.

En el implante coclear, para cada electrodo, se puede definir un rango dinámico eléctrico que estaría determinado por el umbral eléctrico de estimulación (o mínima intensidad eléctrica que el paciente es capaz de percibir) y el máximo nivel de confort (o máxima intensidad que tolera sin que resulte molesta la estimulación). El rango dinámico eléctrico observado en los pacientes implantados varía entre 15 y 40 dB. Esto hace necesaria una compresión del rango dinámico acústico al rango dinámico eléctrico con el objeto de asociar una intensidad eléctrica a cada electrodo de acuerdo con la energía acústica en la correspondiente banda de frecuencia. La sensación de volumen asociada a cada nivel de estimulación eléctrica depende del perfil de dicha compresión y en la mayoría de los sistemas de implante coclear se puede adaptar a las necesidades del paciente.

Los implantes basados en estrategias pulsátiles realizan la estimulación de modo que en cada instante de tiempo sólo hay un canal activo, para evitar la interferencia entre canales. Por ello, incluyen una etapa de generación de pulsos que determina en cada instante de tiempo cuál es el electrodo que está activo.

En cuanto al número de electrodos, se han realizado numerosos estudios comparativos sobre el rendimiento auditivo en función del número de electrodos. Estos estudios concluyen que a partir de tan solo 4 electrodos se puede obtener un rendimiento aceptable [Eddington1980]. Al aumentar el número de electrodos, se aprecia una mejora progresiva en el rendimiento auditivo. Esta mejora se satura al llegar a 7 u 8 electrodos, no observándose mejoras por el hecho de utilizar mayor número de electrodos [Shannon1996], [Dorman1997b]. La utilización de un número elevado de electrodos supone un consumo importante de recursos del sistema (aumenta el número de operaciones de procesamiento de señal, y por tanto el consumo del sistema, el tamaño dedicado a circuitos, el tamaño dedicado a baterías y el peso). Debido al efecto de suma de campos, no se pueden estimular simultáneamente dos electrodos (si se hiciera se produciría una interferencia entre electrodos) [White1984]. Por esta razón, la utilización de un número elevado de electrodos supone repartir la tasa total de estimulación entre un número elevado de electrodos, lo que da lugar a una tasa de estimulación por electrodo excesivamente baja.

La guía de electrodos se inserta en la rampa timpánica de la cóclea; el extremo distal se sitúa habitualmente a una profundidad de 20 a 30 mm. Cada uno de los electrodos constituyentes está formado por un circuito cuidadosamente desacoplado con el objeto de evitar cualquier componente de corriente

continua, que provocaría efectos perjudiciales sobre la cóclea y sobre el electrodo.

Teniendo en cuenta la colocación de los electrodos, los dispositivos implantables pueden ser extracocleares o intracocleares. Los extracocleares generalmente se situaban sobre la ventana redonda o la espira basal de la cóclea [Fourcin1983]. La colocación extracoclear de los electrodos es menos lesiva, pero requiere una mayor carga para conseguir la estimulación del nervio y esto puede traer consigo, otalgias, vértigos y paso de corriente al nervio facial provocando sincinesias faciales.

Los intracocleares tienen la guía de electrodos introducida en la rampa timpánica coclear. Se eligió esta zona por su proximidad a la lámina espiral ósea que contiene las dendritas del VIII par y por su fácil acceso. No obstante, cualquiera de las partes que conforman las neuronas del nervio coclear, soma o axones pueden ser estimulados por los electrodos del implante. Mediante estudios histológicos [Linthicum1991], se ha comprobado 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 el paciente. La guía de electrodos intracoclear presenta diferencias sensibles según el tipo de sistema implantable. En el Nucleus dicha guía tiene 22 electrodos y 10 anillos eléctricamente inactivos que sirven de mantenimiento. Los primeros estimulan fibras nerviosas de frecuencia característica aguda, mientras que los últimos electrodos (22, 21, 20, etc.) están encargados de excitar las regiones de frecuencia característica grave. En el Clarion existen 16 electrodos, dispuestos por pares (8 pares). Cada uno de estos pares está formado por un electrodo medial y otro lateral, sirviendo el modiolo como nivel de referencia para esa posición medial y lateral. La guía de electrodos se encuentra preformada con una forma espiral idealmente adaptada a la morfología de la cóclea, permitiéndole enrollarse en contacto con el modiolo. Los primeros electrodos (1, 2, 3, etc.) estimulan fibras nerviosas de frecuencia grave y los últimos electrodos las fibras de frecuencia característica aguda. El dispositivo implantable Digisonic MXM posee 15 electrodos dispuestos como en el caso del Nucleus. En relación con la inserción de esta guía, sería conveniente recordar que la banda de frecuencias necesaria para la percepción de la palabra está comprendida entre 300 y 3.000 Hz correspondiendo a un área de la cóclea de unos 17 mm, y se extiende desde los 10 mm hasta los 27 mm.

Algunos modelos emplean técnicas para aumentar la superficie de contacto y disminuir la densidad de carga [Patrick1985]. Otros ingenieros, para conseguir que los electrodos estén lo más próximos posible a la lámina espiral, forman cada canal con dos electrodos orientados radialmente y separados 90° sobre el eje de rotación en un plano perpendicular al eje longitudinal del implante [Loeb1983], [Merzenich1985]. También se han diseñado posicionadores intracocleares para mejorar el acercamiento al modiolo en distintos dispositivos implantables (Clarion, Med-el) [Yang2000], [Jolly2000].

Por el número de canales, los dispositivos implantables se pueden clasificar en monocanales y multicanales. Los monocanales producen estimulación eléctrica en un solo lugar de la cóclea a través de un so-

lo electrodo. El estímulo utilizado sólo informa sobre amplitud y duración [House1973], [Hochmair1983]. Los dispositivos monocanal transmiten una información sobre frecuencia limitada e insuficiente para un adecuado reconocimiento de la palabra [Gantz1993], lo que hace que hayan sido desplazados por los dispositivos implantables multicanal.

Los implantes multicanal presentan gran cantidad de ventajas sobre los anteriores, ya que permiten estimular el lugar más indicado. Los dispositivos implantables multicanal pretenden dar una estimulación tonotópica siguiendo la place theory, al haberse comprobado que cada haz de fibras transmite información que pertenece solamente al lugar en que la membrana basilar alcanzó su máxima amplitud de movimiento [Bekesy1963]. Así, los electrodos situados cerca de la base de la cóclea son estimulados con señales de alta frecuencia mientras que los electrodos situados cerca del apex reciben señales de baja frecuencia. En trabajos experimentales [Dorman1997], en los cuales se ha simulado el habla por medio de un pequeño número de generadores de tonos puros y de amplitud modulada, sugieren que es necesario un mínimo de entre seis y ocho canales para que el ser humano pueda entender el lenguaje hablado. Todos los modelos utilizados actualmente poseen una guía de electrodos multicanal intracoclear.

En último lugar y atendiendo a su configuración podemos hablar de electrodos monopolares o bipolares. La estimulación monopolar utiliza un electrodo de referencia común situado fuera de la cóclea, y por cada canal, un electrodo activo dentro de la cóclea. La configuración bipolar utiliza por cada canal una pareja de electrodos situados muy próximos entre sí. La pequeña distancia entre electrodos en la configuración bipolar hace que el campo eléctrico quede confinado en una región muy pequeña, lo que permite realizar una estimulación selectiva de una región reducida de la cóclea. Sin embargo esto hace que el número de fibras estimuladas por la pareja de electrodos sea reducido, de modo que para obtener una sensación de estimulación aceptable, se requieren niveles de corriente muy altos en comparación con la estimulación monopolar. La configuración bipolar requiere además una aproximación de los electrodos al modiolos, ya que si los electrodos quedan lejos del nervio auditivo la producción de potenciales de acción no es eficaz. La aplicación de estimulación bipolar no es aconsejable en caso de cócleas osificadas debido a la imposibilidad de aproximar los electrodos al nervio auditivo. La estimulación monopolar tiene el inconveniente de requerir un electrodo adicional de referencia. Debido a que durante la estimulación se produce un flujo de corriente entre los electrodos activos y el de referencia, la estimulación monopolar produce una inyección de corriente en la región donde está alojado el electrodo de referencia, de modo que algunos pacientes notan, durante los primeros meses de utilización del implante coclear, sensaciones táctiles en dicha región del tipo de calambres y picores, que tienden a desaparecer progresivamente. La estimulación monopolar hace que los campos de corriente se distribuyan en una región amplia de la cóclea, permitiendo la estimulación de un gran número de fibras nerviosas y una producción más eficaz de potenciales de acción en el nervio auditivo con menor consumo de corriente [Zierhofer1995], [Zierhofer1996]. En la actualidad los fabricantes recomiendan la estimulación mono-

polar en los casos que se pueda elegir entre mono o bipolar, por presentar algunas ventajas en cuanto a niveles de estimulación requeridos y selectividad de las fibras estimuladas por cada electrodo.

1.5.4. Aspectos de interés en el diseño de implantes cocleares

Los principales aspectos que deben ser considerados en el diseño de los implantes cocleares son el número de electrodos, tratado anteriormente, la tasa de estimulación, la estrategia de codificación, consumo, tamaño y peso.

Tasa de estimulación

Se denomina tasa de estimulación al número de descargas que realiza cada electrodo por unidad de tiempo. Para obtener una correcta representación de la señal de audio es importante que la tasa de estimulación sea muy superior a la tasa de disparo de las neuronas (que está situada en torno a 400 ó 500 disparos por segundo) [Wilson1991]. Algunos estudios recomiendan que la tasa de estimulación por electrodo sea entre 2 y 4 veces la tasa de disparo para evitar la sincronización de los disparos con la estimulación eléctrica [Wilson1995], [Brill1997]. Si la tasa de estimulación es inferior, el lapso de tiempo entre dos estímulos de un electrodo permite que las neuronas se repolaricen y estén preparadas para un nuevo disparo, de modo que los disparos de todas las neuronas estimuladas por el electrodo se sincronizan con la estimulación del electrodo. La sincronización de los disparos con los estímulos del electrodo impiden que los disparos se sincronicen con los máximos de energía de la señal asociados al tono fundamental, y dificulta o impide la percepción del tono fundamental de la señal de audio basada en el principio de codificación temporal. En estos casos, los pacientes perciben, en lugar del tono fundamental de la señal, un pseudotono fundamental, de frecuencia constante e igual a la tasa de estimulación. Los pacientes que han utilizado procesadores o estrategias con tasas bajas de estimulación muestran frecuentemente un escaso control del tono en el habla (presentan un habla robotizada) si han desarrollado las habilidades lingüísticas después de ser implantados. Una estrategia que se ha utilizado para evitar este efecto en los procesadores de baja tasa de estimulación ha sido estimar la frecuencia fundamental de la señal de audio y estimular con una tasa de estimulación igual a la frecuencia fundamental estimada. De este modo se consigue una percepción por principio de codificación temporal del tono fundamental, aunque con una representación muy pobre de la envolvente de la señal en cada banda espectral. El problema principal de esta estrategia es que, aunque proporciona una representación aceptable del tono fundamental cuando la voz es pronunciada en silencio, el detector de tono fundamental es muy ineficaz en presencia de varias fuentes de sonido o en condiciones de ruido, debido a que la estimación del tono fundamental en el procesador pierde mucha precisión. En la actualidad, las tendencias en el diseño de los implantes cocleares y procesadores se orientan a proporcionar una alta tasa de estimulación [Loizou1998].

Estrategias de codificación

Se denomina estrategia de codificación al conjunto de operaciones que se realizan con la señal de audio desde su adquisición por el micrófono hasta la determinación de los estímulos a generar en cada uno de los electrodos en cada instante de tiempo.

Las primeras estrategias de codificación que se aplicaron son las denominadas analógicas [Eddington1980], [Merzenich1984] [Dorman1989]. Bajo estas estrategias, cada electrodo es estimulado con una intensidad proporcional a la señal de voz, filtrada con el filtro paso-banda que caracteriza al canal asociado a dicho electrodo. Las estrategias analógicas tienen la ventaja de requerir muy poco cálculo en el procesamiento de la señal. Sin embargo, por el hecho de realizar la estimulación simultáneamente en todos los canales, las estrategias analógicas presentan el problema de la suma de campos, dando lugar a una fuerte interacción entre canales. En un principio se diseñó esta estrategia pensando que en el proceso de transducción auditiva, el potencial en cada neurona era proporcional al desplazamiento de la membrana basilar en la región coclear que inerva. Más adelante se descubrió que las células ciliadas producen pulsos mediante procesos de despolarización y repolarización y se desarrollaron las estrategias de estimulación pulsátiles, que tienden a imponerse en la actualidad.

Entre las estrategias pulsátiles se puede establecer una clasificación atendiendo a las operaciones de preprocesamiento que se realizan. En las estrategias de extracción de características, como la estrategia F0-F2 [Seligman1984] o la F0-F1-F2 [Blamey1987], se estiman parámetros que caracterizan a la señal de voz y se realiza la estimulación teniendo en cuenta únicamente los parámetros estimados. En el otro extremo están las estrategias de forma de onda, en las que no se realiza ninguna estimación de parámetros y la estimulación depende únicamente de la energía que hay en cada banda espectral en cada instante de tiempo (en este grupo están las estrategias CIS y CIS+ por ejemplo) [Wilson1995], [Dorman1997a]. Las estrategias híbridas realizan la estimación de algunos parámetros característicos de la voz y en la estimulación combinan los parámetros estimados con la energía en las bandas (en este grupo se encuentran las estrategias SMSP, MPEAK, SPEAK, ACE, etc.). De este modo, por ejemplo, la estrategia F0-F1-F2 realiza una estimación de la frecuencia fundamental (F0), y de los dos primeros formantes (F1 y F2) y estimula los electrodos asociados a F1 y F2 con la tasa de estimulación correspondiente a la frecuencia fundamental estimada. Las estrategias SMSP [McDermott1992], MPEAK [Patrick1991], [Skinner1991], SPEAK [Seligman1995], y n-of-m [Zierhofer1995] realizan un análisis de la energía en las distintas bandas espectrales y seleccionan, con distintos criterios, cuáles son, en cada ciclo de estimulación, los canales que deben ser estimulados.

Las estrategias que realizan estimación de parámetros están orientadas a mejorar el funcionamiento de los procesadores que por su diseño presentan una tasa de estimulación baja o un número de electrodos demasiado elevado. Presentan en general dos inconvenientes: por una parte, estas estrategias suplen

mediante la extracción de características parte de la información contenida en la señal de audio original, dando lugar a una pérdida de calidad (con respecto a las estrategias de codificación de forma de onda) que puede ser más o menos importante dependiendo de la estrategia considerada y el papel que juegue la extracción de características. Por otra parte, la estimación de características está orientada a mejorar la percepción de la voz, por lo que estas estrategias parten de la premisa de que la señal de audio procesada es voz adquirida en un entorno silencioso. Por esta razón, cuando la señal procesada no es voz o está adquirida en un entorno ruidoso, la estimación de las características puede ser ineficaz proporcionando al paciente una estimulación que no representa correctamente la señal de audio. Este efecto es particularmente acusado en las estrategias de extracción de características puras (actualmente en desuso) como la estrategia F0-F1-F2, debido a que, por ejemplo, en presencia de ruidos impulsivos o ruidos estacionarios el algoritmo de estimación de F0 tarda mucho en estabilizarse, proporcionando una estimulación que no representa el tono fundamental de la señal de voz. En general, la aplicación de estrategias basadas en la extracción de características responde a la necesidad de paliar las limitaciones técnicas buscando soluciones que proporcionen una representación más inteligible de la voz en condiciones de silencio a costa de reducir la calidad de la representación de la señal de audio. A medida que progresa la tecnología, hay una tendencia entre los diseñadores de procesadores a reducir las operaciones basadas en la extracción de características, consiguiéndose una representación de la señal de más calidad y una mayor inteligibilidad de la voz cuando es adquirida tanto en condiciones de silencio como de ruido.

Consumo, tamaño y peso

La energía eléctrica de las baterías se utiliza fundamentalmente (a) para realizar el procesamiento de señal de acuerdo con la estrategia de estimulación, (b) para realizar la transmisión de radio frecuencia (en esta transmisión hay pérdidas cuya magnitud depende del acoplamiento entre las antenas del transmisor y del receptor-estimulador) y (c) para realizar la estimulación eléctrica de los electrodos (que requiere el establecimiento de una corriente eléctrica entre los electrodos activos y el de referencia). El consumo del sistema del implante coclear viene determinado por un conjunto amplio de factores. La tecnología electrónica utilizada va a determinar el consumo de corriente de cada microoperación de procesamiento de señal. Los avances en esta línea proporcionan continuamente circuitos de menor consumo, lo que permite simultáneamente reducir el consumo total del sistema y aumentar el número de operaciones que se realizan en el procesador. La estrategia de codificación, teniendo en cuenta el número de electrodos estimulados en cada ciclo, la tasa de estimulación, etc. va a determinar el número de operaciones necesarias y por tanto va a afectar al consumo total del sistema. El uso de DSPs (Digital Signal Processors, procesadores digitales de señal) de propósito específico con un diseño muy cuidadoso de las técnicas de procesamiento de señal ha permitido reducciones muy importantes del consumo frente a la utilización de DSPs de propósito general. El número de electrodos y tipo de estimulación, así como los requerimien-

tos de corriente en cada electrodo, específicos para cada paciente, determinará el consumo de corriente asociado a la estimulación eléctrica.

El tamaño y peso del procesador están condicionados por el tamaño y peso de los circuitos electrónicos y de las baterías. El peso dedicado a las baterías depende de la autonomía que se quiera dar al equipo y la capacidad de las baterías utilizadas. De igual modo que el progreso en el campo de la electrónica proporciona circuitos cada vez más pequeños y con menor consumo, el trabajo de investigación en el campo de los acumuladores de energía eléctrica está proporcionando baterías con mayor capacidad y menor peso y tamaño, lo que permite simultáneamente mayor autonomía y comodidad de los sistemas. La reducción del peso y tamaño del sistema ha permitido, en la década de los 80, el cambio de los procesadores de maletín a los de petaca y recientemente el cambio de los procesadores de petaca a los retroauriculares. Aunque algunos fabricantes han reducido prestaciones en las versiones retroauriculares con respecto a las de petaca, los avances en las tecnologías electrónicas permiten el diseño de procesadores retroauriculares con las máximas prestaciones y en algunas marcas, la utilización de un procesador retroauricular no supone una renuncia a la calidad en la percepción.

En la actualidad todos los sistemas para implantes cocleares que se fabrican proporcionan un grado de calidad aceptable, de modo que llevando un procesador de petaca o retroauricular, el sistema proporciona una representación de la señal de voz con calidad suficiente como para mantener una conversación fluida sin apoyo visual. Aunque existen diferencias en la cuanto a la calidad que proporcionan los distintos modelos, dependiendo de la solución adoptada frente a los distintos compromisos, la estrategia de codificación utilizada y la tecnología electrónica aplicada, debe tenerse en cuenta que el objetivo principal de los implantes cocleares es permitir la comunicación oral y el desarrollo de habilidades comunicativas en los pacientes implantados. Los constantes avances tecnológicos que se realizan en la actualidad hacen que continuamente se puedan incorporar mejoras en distintos aspectos de los sistemas de implant coclear. En este sentido, la situación actual de competencia entre los distintos fabricantes de implantes cocleares está siendo muy beneficiosa pues está garantizando la transferencia rápida de los nuevos avances tecnológicos a los equipos de los implantes cocleares y está impulsando la investigación orientada a mejorar los distintos aspectos comentados anteriormente.

1.5.5. Programa de implantes cocleares en adultos y niños

Para asegurar la correcta selección de los candidatos, la cirugía adecuada y un seguimiento eficaz, de acuerdo con las recomendaciones de la Agencia de Evaluación de Tecnologías Sanitarias [AETS1995], un programa de implantes cocleares requiere contar con un equipo multidisciplinar de profesionales. Con el fin de optimizar los resultados y alcanzar una correcta relación de coste-beneficio, es conveniente mantener un nivel de actividad en la realización de esta técnica que podría cifrarse en la ejecución de

un número mínimo de casos de al menos uno mensual [Gavilan1995], [Archbold1994], [Clark1991]. Asimismo se considera conveniente, para iniciar un programa infantil, disponer de experiencia previa en adultos. Aunque la estructura básica de un programa de implantes cocleares es la misma tanto si está dirigida a niños como adultos, el implante en el niño es más complejo, tanto en el tratamiento de los pacientes como en las necesidades estructurales del programa.

Programa de implantes cocleares en niños

Los profesionales implicados en un programa de implantes cocleares está formado por personal hospitalario multidisciplinar y el personal de apoyo. El personal hospitalario está formado por el otorrinolaringólogo, foniatra, logopeda, físico y personal consultor como pueden ser radiólogos, psicólogos, psiquiatras y otros profesionales sanitarios de los que precisemos sus conocimientos como pediatras y oftalmólogos. El otorrinolaringólogo es uno de los pilares fundamentales [Cowan1997], y sobre el que recae la responsabilidad de evaluar las distintas exploraciones realizadas en el proceso de selección, para establecer la indicación quirúrgica y realizar dicha técnica.

El papel del logopeda se inicia con la estimulación precoz tras el diagnóstico de la hipoacusia, actividad que se mantiene hasta el momento del implante y se continua con la rehabilitación auditiva postoperatoria. Además es el encargado de evaluar el progresivo desarrollo de las capacidades del habla y lenguaje.

El personal de apoyo está formado por el personal sanitario local, la familia y los educadores. El apoyo familiar, sobre todo de los parientes más cercanos [Fraser1991], [Archbold1994], [Bertram1996], [Cowan1997] es imprescindible para alcanzar el éxito después de la colocación del implante coclear, siendo el papel de los padres fundamental en el caso de niños pequeños, ya que la dependencia de éstos es mayor cuanto menor en su edad. Los padres juegan un papel esencial a la hora de incluir a su hijo en un programa de implantes, pero además deben implicarse activamente en los procesos de rehabilitación, seguimiento y evaluación del niño implantado, debiendo estar informados puntualmente por los distintos profesionales relacionados con el programa. Los educadores también juegan un papel importante. Al niño se le debe considerar como un todo en cuanto a su desarrollo educativo, lingüístico y social, y dado que está en periodo de adquisición de conocimientos, debe de existir un intercambio de información entre el equipo implantador y los educadores, completando las apreciaciones observadas en el desarrollo del niño. Su función es ayudar a optimizar los resultados relacionados con la adquisición del lenguaje así como proporcionar información sobre el desarrollo del aprendizaje del niño.

Las actuaciones relacionadas con el proceso de implantación en el caso de niños se pueden resumir en los siguientes pasos:

Recepción del paciente: La procedencia de los pacientes que acuden para ser valorados en un programa de implante coclear varía en función del esquema sanitario de cada región. Los candidatos suelen acudir remitidos por profesionales como otorrinolaringólogos, audiólogos o pediatras, siendo deseable que la procedencia en el caso de los niños fuese a través de un programa de detección precoz de la hipoacusia [McKenna1991], [Manrique1998].

Valoración inicial: La consulta inicial es realizada por un especialista en otorrinolaringología, que realiza la historia clínica, centrada en aspectos como el estado auditivo del paciente, inicio y duración de la hipoacusia, etiología, desarrollo del habla y lenguaje, su resultado con audífonos y medio de comunicación habitual, entre otros. La exploración clínica otorrinolaringológica complementa esta consulta inicial.

Exploraciones: Tras esta primera evaluación se establece un plan de exploraciones y consultas que nos permitirán seleccionar al candidato para el implante coclear. La edad es el primer factor a valorar, aunque el proceso de maduración de la vía auditiva finaliza en la primera década de la vida, se ha visto que es mucho más activo durante los tres primeros años [Dobbing1973]. Es en estos tres primeros años de vida cuando la plasticidad neuronal es mayor para la modificación de las relaciones sinápticas dependiendo de las aferencias recibidas (periodo crítico). La falta de estimulación de la vía auditiva desde el nacimiento produce lesiones irreparables, por lo que se aconseja realizar la implantación coclear lo antes posible con el objetivo de restablecer la aferencia auditiva, ya que se obtienen mejores resultados [Waltzman1994]. Entre las exploraciones realizadas nos encontramos con:

- Evaluación audiológica, que tiene como objeto evaluar las capacidades auditivas del candidato, realizándole en primer lugar una timpanometría. En niños portadores de audífonos se deben de establecer los umbrales auditivos, con y sin audífonos, la capacidad de discriminar la palabra hablada por medio de pruebas logaudiométricas de diferente complejidad, presentada sin y con audífonos, sin y con apoyos visuales. Los potenciales evocados auditivos del tronco cerebral y las otoemisiones acústicas son imprescindibles en esta fase de evaluación. En el protocolo de valoración pediátrica de algunos grupos de trabajo de implantes cocleares, se incluye el registro de los potenciales evocados auditivos del tronco cerebral mediante estimulación eléctrica del promontorio a través de un electrodo transtimpánico [Sarfati1998]. La presencia, amplitud y reproductibilidad de los potenciales refleja la población neural remanente [Smith1983]. Es necesario realizar el test del promontorio en casos de cofosis bilateral, sospecha de agenesia del nervio auditivo y fracturas de peñasco. Con la utilización de filtros y colocación adecuada de los electrodos se reduce el artefacto [Truy1998], [Gallego1998]. La indicación para la colocación del implante coclear en niños dependiendo de la pérdida

auditiva ha cambiado en los últimos años. Unos autores consideran candidatos a implante coclear a niños con pérdidas superiores a 90 dBHL entre las frecuencias de 500 y 2000 Hz, que mediante el uso de la prótesis auditivas no consiguen resultados adecuados en el desarrollo del lenguaje [Brimacombe1995]. Otros equipos han implantado niños con una pérdida tonal promedio comprendida entre 70 y 90 dBHL, usuarios regulares de prótesis auditivas, en los cuales la evolución de los resultados auditivos y el desarrollo del lenguaje no tenía una progresión tan rápida y franca como se esperaba inicialmente. Los resultados preliminares de estos primeros trabajos muestran un incremento rápido de la comprensión por efecto del implante [Gantz1996].

- La evaluación de la comunicación es probablemente el punto más difícil de evaluar en el niño sordo congénito de 2 a 3 años, edad óptima del implante. El implante coclear está destinado a facilitar la adquisición del lenguaje en el niño sordo. Este principio conduce a la mayoría de los equipos de implantación coclear pediátrica, a preferir la utilización exclusiva de la comunicación oral antes del implante. Pero la utilización exclusiva de la comunicación oral antes del implante es muy difícil de desarrollar en niños menores de 2 años [Davis1995], [Miyamoto1996], [Uziel1998]. Combinar la comunicación oral con el aprendizaje precoz de la comunicación gestual favorece la expansión global del niño sordo y tiene más en cuenta las necesidades del niño [McConkey-Robbins1997], [Nevins1996]. La exploración del habla y del lenguaje, la calidad de la voz y el desarrollo del lenguaje son aspectos fundamentales que se deben estudiar en esta valoración, siendo esencial en esta fase el papel del audiólogo y del foniatra.
- Evaluación radiológica, que incluye la valoración con tomografía axial computarizada en cortes axiales y coronales de 1 mm de espesor. La resonancia magnética es básica para comprobar la permeabilidad coclear, la existencia de malformaciones y otras informaciones útiles para la cirugía [Cordero2000].
- Estudio psicosocial, que debe valorar la existencia de problemas psiquiátricos, psicológicos, familiares y sociales del paciente. Es fundamental explorar las características educativas de los niños, estableciendo para ello contactos con los profesionales y educadores. Esta tarea facilitará una posterior cooperación en la etapa de rehabilitación.
- Exploración preoperatoria, que se debe realizar con el fin de detectar alteraciones que comprometerían la realización del acto quirúrgico.

Indicación del implante coclear: La indicación quirúrgica del implante se efectúa tras la valoración del paciente, atendiendo a las exploraciones anteriormente citadas. Se mantiene una entrevista final, privada, con el candidato y sus familiares, para aclarar las expectativas, riesgos o cualquier

otra duda relacionada con la intervención y la posterior evolución del paciente. Los padres, en el caso de los niños, deben aceptar de manera consciente que su inclusión en el programa de implante coclear lleva implícita la autorización para la realización de una intervención quirúrgica dirigida a su colocación. Tanto el paciente como los padres deben de ser informados adecuadamente sobre los pormenores del programa, incluyendo explicaciones acerca de lo que es un implante, posibles complicaciones, resultados y resolviendo todas las dudas que se presenten durante la entrevista. Durante la estancia hospitalaria del niño es aconsejable que esté acompañado por sus padres.

El periodo de hospitalización, según los distintos centros es de dos a siete días, con escasas complicaciones y molestias durante el postoperatorio. Después del acto quirúrgico es posible mediante procesos telemétricos comprobar el correcto funcionamiento del implante coclear, así como documentar la colocación inicial de los electrodos mediante el control radiológico, lo que servirá de referencia para controles posteriores.

Programa de implantes cocleares en adultos

La valoración del paciente adulto es más simple que la efectuada en el niño. Un elemento determinante es el deseo de comunicarse oralmente, siendo un buen índice de medida la calidad de la lectura labial. En la actualidad la implantación coclear está reservada para pérdidas auditivas de más de 90 dB en las frecuencias de 500, 1000 y 2000 Hz [Tyler1993]. En pacientes con hipoacusia severa, portadores de prótesis auditiva se debe de valorar la ganancia, ya que más importante que los umbrales, es la capacidad de discriminación del lenguaje para indicar la adaptación de un implante coclear [AETS1995]. El test del promontorio carece de valor predictivo sobre la calidad de los resultados, permitiendo únicamente verificar la excitabilidad del nervio auditivo. No hay unanimidad de criterios en la utilización en pacientes adultos [Kileny1992], [Gantz1993], [Shipp1994].

Las pruebas de imagen con la tomografía axial computarizada con cortes coronales y axiales de 1 mm de espesor es indispensable para detectar la existencia de osificación coclear, sobre todo en casos de hipoacusia por otosclerosis o meningitis. La Resonancia Magnética Nuclear permite visualizar la presencia de líquidos en el laberinto membranoso [Silberman1995]. La existencia de osificación coclear hará necesaria la utilización de guías y electrodos especiales [Bredberg1997], [Bredberg2000].

La edad tiene menos importancia que en el caso de los niños si los criterios anteriores son favorables como lo demuestran nuestros casos [Sainz2000]. La valoración psicológica es imprescindible para detectar patologías que contraindique el implante, así como conocer la predisposición del paciente ante el implante. El entorno familiar y social juega un papel primordial sobre todo en el momento de la

rehabilitación, ya que un entorno colaborador le permitirá lograr mejores resultados [Dorman1993].

1.5.6. Aportaciones del implante coclear

El implante coclear proporciona al paciente la percepción del sonido, pero debe desarrollar habilidades para discriminar entre sonidos diferentes, siendo relativamente fácil de adquirir dichas habilidades tras un periodo de entrenamiento auditivo. La identificación de un sonido en contexto abierto es algo más difícil, pues requiere que el paciente conozca bien dicho sonido y la estimulación que el implante le proporciona.

El reconocimiento y comprensión de la voz resultan más complicados pues requieren, además de conocer los sonidos del lenguaje, disponer de un vocabulario y haber aprendido las estructuras gramaticales. Para obtener información de esta percepción es fundamental la reeducación auditiva y lingüística tras el encendido del procesador. Influyen también el estado de la cóclea y el del nervio auditivo así como de la colocación y aspectos técnicos del implante [Loizou1998].

La necesidad del aprendizaje condicionará el rendimiento obtenido por el paciente. En pacientes adultos postlocutivos es determinante el tiempo transcurrido entre la pérdida auditiva y la colocación del implante. A menor tiempo, mejores resultados y más rápidos, ya que disponen de un buen conocimiento del lenguaje y experiencia auditiva reciente [Summerfield1995]. Es necesario un mayor periodo de entrenamiento en aquellos pacientes con mayor tiempo de privación de la audición [Blamey1996].

En los niños es fundamental tener en cuenta el denominado periodo crítico para la colocación del implante coclear. Los niños son capaces de aprender a discriminar e identificar sonidos y de aprender el lenguaje oral a partir de la percepción con el implante coclear. Mediante una rehabilitación y un proceso educativo adecuado obtienen unos resultados iguales o mejores a los obtenidos por adultos postlocutivos. Dentro del grupo de los niños presentan mejores resultados los niños implantados a más temprana edad [Waltzman1994], [Miyamoto1993].

Los resultados del implante coclear se evalúan mediante tests adaptados a cada grupo de pacientes. En nuestro servicio, los pacientes son seguidos mediante el protocolo EARS (Evaluation of Auditory Responses to Speech, evaluación de las respuestas auditivas de la voz) [Allum1996]. Este protocolo incluye tests que evalúan diversos aspectos, entre los que destacamos:

- LiP (Listening Progress, progreso en la audición). Se evalúan habilidades básicas de la percepción auditiva, como son la percepción de presencia o ausencia de sonido, la percepción de algunos fonemas, o la discriminación entre varios sonidos cotidianos. Para su realización se requiere un adiestramiento mínimo [Archbold1994].
- MTP (Monosyllabic-Trochee-Ploysyllabic word test). Consiste en un prueba de discriminación de

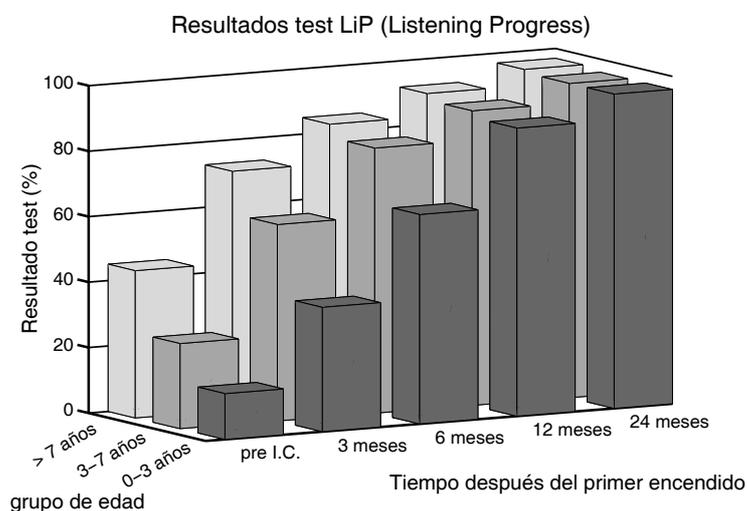


Figura 1.33: Evolución de los resultados del test LiP para distintos grupos de pacientes definidos teniendo en cuenta la edad de implantación.

palabras en listas cerradas, que incluye varias listas de palabras (listas de monosílabos, bisílabos y polisílabos) con distintas cantidades de palabras en cada lista (3, 6, 12 palabras) y requiere un mayor aprendizaje por parte del paciente [Erber1976].

- GASP (Glendonald Auditory Screening Procedure, procedimiento de seguimiento de la audición de Glendonald). En este test se formulan preguntas en contexto abierto y sin apoyo visual, y se evalúa la capacidad del paciente para comprender y responder a la pregunta, necesitando un conocimiento adecuado del vocabulario y de las estructuras gramaticales utilizadas [Erber1982].

Resultados

Las figuras 1.33, 1.34 y 1.35 muestran, respectivamente, los resultados promedio que han obtenido los niños implantados en nuestro servicio para los distintos tests [Sainz2000]. Estas gráficas muestran un análisis realizado sobre 35 niños implantados en nuestro servicio a edades comprendidas entre 20 meses y 16 años. En las gráficas se muestra la evolución en el tiempo de los resultados desde el encendido del procesador, y se han separado los resultados por grupos de edad.

En el test LiP, se aprecia que al cabo de un cierto tiempo, todos los pacientes alcanzan niveles muy buenos de percepción auditiva (al cabo de 24 meses, la puntuación promedio para todos los grupos de edad es superior al 95 %). La evolución de los resultados es más rápida en los niños de mayor edad, pero los resultados se igualan a los 24 meses.

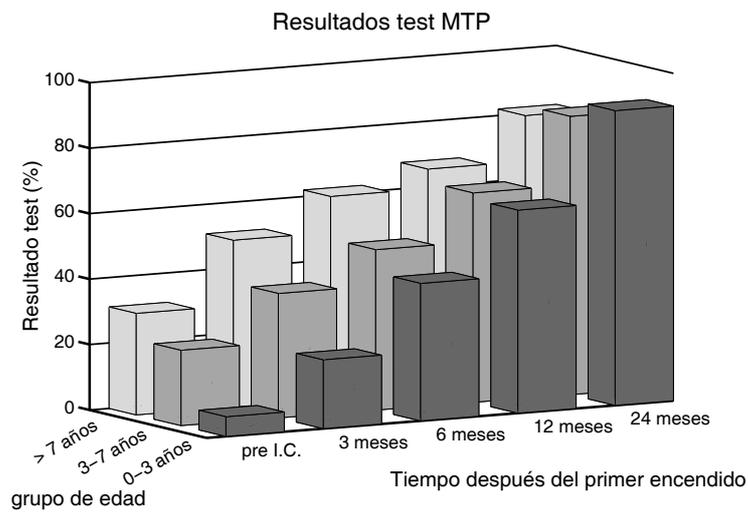


Figura 1.34: Evolución de los resultados del test MTP para distintos grupos de pacientes definidos teniendo en cuenta la edad de implantación.

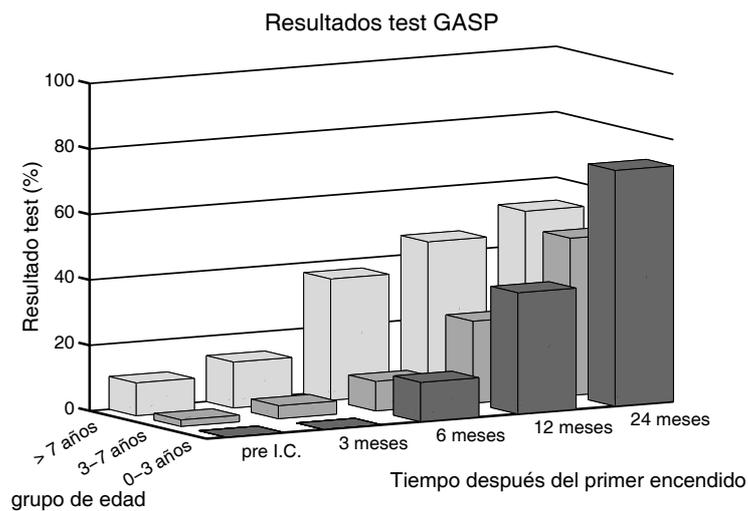


Figura 1.35: Evolución de los resultados del test GASP para distintos grupos de pacientes definidos teniendo en cuenta la edad de implantación.

En el test de discriminación de palabras en lista cerrada (MTP) se observa de nuevo que todos los pacientes alcanzan resultados relativamente altos (en torno al 85 % de aciertos tras 2 años de experiencia en el uso del implante). Al principio la evolución es más rápida en los niños mayores, sin embargo, al cabo de los dos años presentan mejores resultados los niños que se implantaron por debajo de los tres años.

El test GASP, que evalúa la capacidad de reconocimiento y comprensión de voz en contexto abierto muestra un comportamiento parecido al anterior donde las diferencias entre grupos se ven más exageradas. Los resultados a largo plazo se sitúan en torno al 60 %. Durante los primeros meses después del primer encendido del procesador, los mejores resultados se observan para el grupo de más edad, debido esencialmente a que estos niños en promedio disponen de un vocabulario más rico y tienen desarrolladas ciertas habilidades lingüísticas. Sin embargo, la evolución se hace luego más lenta. En el grupo de los implantados a menor edad, se observa que el despegue en las habilidades de reconocimiento y comprensión se retarda (no apareciendo hasta 6 o 12 meses). Al cabo de 2 años de uso del implante se aprecia una ventaja muy significativa para los pacientes de menor edad con respecto a los implantados más tardíamente. En este test se observa que, a largo plazo, los pacientes que obtienen peores resultados son los implantados entre 3 y 7 años (con rendimientos peores incluso a los del grupo de mayores de 7 años). Estos resultados se deben a la distribución de pacientes incluidos en estos grupos en nuestro estudio. El grupo de 3-7 años incluye bastantes pacientes que tenían un nivel de lenguaje muy precario en el momento de la implantación, en comparación con el grupo de implantados con más de 7 años. El nivel de lenguaje en el momento de la implantación es un factor decisivo cuando la plasticidad cerebral se ve reducida por la edad.

Los resultados que hemos obtenido para los pacientes implantados en nuestro servicio coinciden, cualitativamente, con los descritos en otros estudios similares [Waltzman1994], [Miyamoto1993], [Osberger1991], [Gibson1997], [Tyler1997], [Helms1997].

Para estudiar cómo afecta la experiencia auditiva previa a la implantación, hemos analizado los resultados de los test definiendo dos grupos de pacientes en base a dicha experiencia: pacientes con o sin experiencia auditiva reciente. El criterio para considerar a los pacientes con experiencia auditiva reciente es que los umbrales NHL en audiometría tonal liminar, promediados entre 250 y 4000 Hz, y con utilización de audífono, se encontraban por debajo de 60 dB para la primera mitad de la vida del niño en el caso de niños implantados antes de los 5 años, o hasta 3 años antes de la implantación para el resto de pacientes. En las figuras 1.36, 1.37 y 1.38 se muestran, respectivamente, los resultados promedio de los pacientes con y sin experiencia auditiva reciente, para los tests LiP, MTP y GASP.

Para los tres tests, se aprecia que la evolución es significativamente más rápida en el caso de los pacientes con experiencia auditiva previa. Se observa también que los resultados a largo plazo son me-

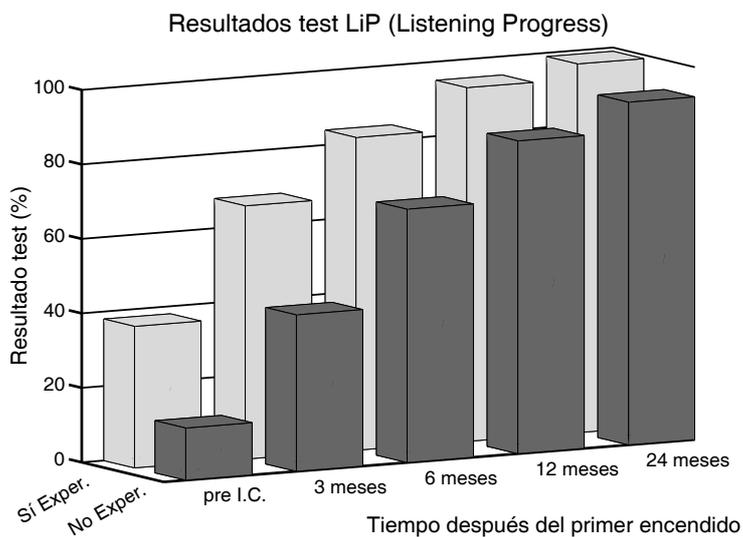


Figura 1.36: Evolución de los resultados del test LiP en función de la experiencia auditiva en el momento de la implantación.

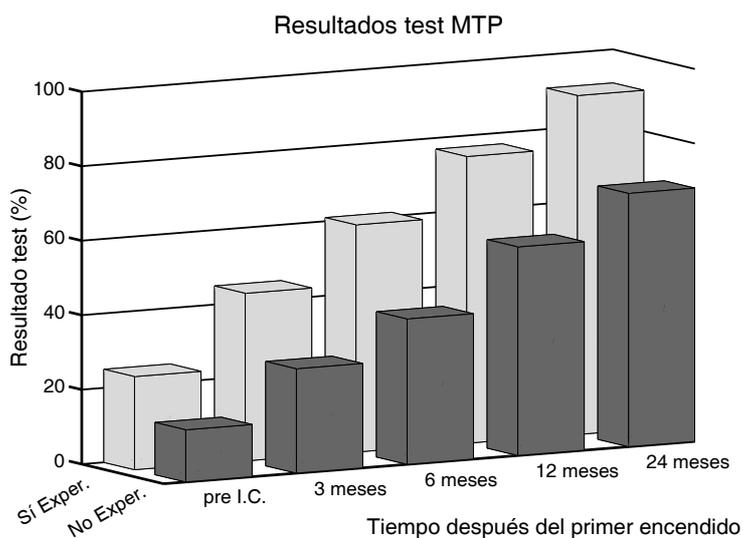


Figura 1.37: Evolución de los resultados del test MTP en función de la experiencia auditiva en el momento de la implantación.

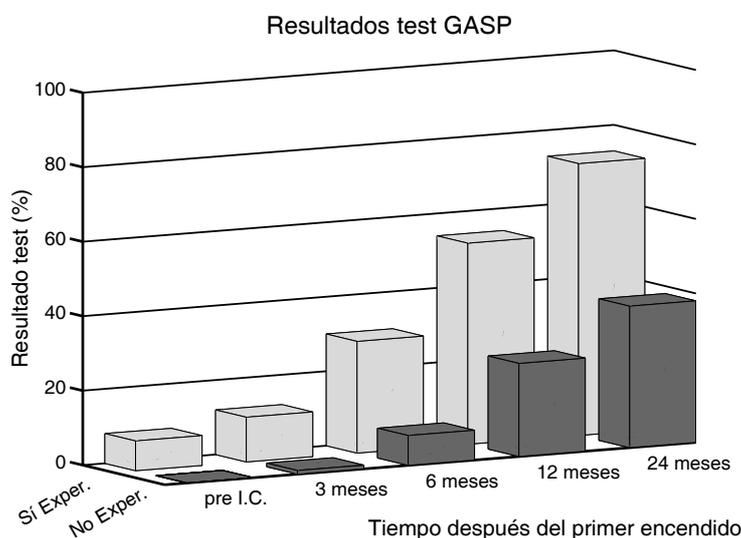


Figura 1.38: Evolución de los resultados del test GASP en función de la experiencia auditiva en el momento de la implantación.

jores cuando se dispone de dicha experiencia. Para el test LiP puede verse como para ambos grupos los resultados a largo plazo alcanzan unos niveles aceptables en tareas de percepción auditiva (99 % para pacientes con experiencia, 92 % si no hay experiencia). Las diferencias son mucho más acusadas en los tests MTP (91 % frente a 68 %) y GASP (73 % y 38 %). Este último resultado pone de manifiesto que la ausencia de experiencia auditiva previa a la implantación es un factor que limita seriamente el desarrollo de habilidades lingüísticas. Este efecto es mucho más acusado a medida que el paciente es implantado a una edad más tardía.

1.6. Medidas electrofisiológicas objetivas en pacientes implantados

Entre las medidas electrofisiológicas objetivas podemos situar las pruebas de telemetría, los potenciales (potencial de acción compuesto, potenciales del tronco, potenciales de latencia media y potenciales corticales) evocados mediante estímulo eléctrico y el estudio del reflejo estapedial evocado mediante estimulación eléctrica. Todas ellas se sirven de la guía de electrodos del dispositivo implantado para hacer llegar el estímulo eléctrico al nervio auditivo. Estas pruebas se pueden realizar de forma intraoperatoria [Mason1995] o bien tras la implantación. En el sujeto adulto y niños colaboradores pueden ser llevadas a cabo con el paciente despierto, como lo demuestra el gran número de exploraciones realizadas en las diferentes líneas de investigación de nuestro grupo de trabajo [Sainz2002], [delaTorre2002e], [Vargas2002], [Ruiz2002]. Con estos tests, se consiguen varios objetivos como son: la certeza de que el

dispositivo está adecuadamente colocado, con una buena impedancia de los electrodos y estimulando la vía auditiva, sirviendo las medidas realizadas en el momento de la implantación como referencia para posibles situaciones futuras de malfunción o dificultades en la programación. También se consiguen predicciones objetivas de los niveles de estimulación eléctrica que podrán ser utilizados como referencia en la programación [Mason1995].

1.6.1. Test de integridad y telemetría

El test de integridad se utiliza en sistemas implantables que carecen de un sistema interno para averiguar la impedancia de los electrodos implantados o sistema de telemetría.

Este sistema de test de integridad puede incluir diferentes tipos de estímulos y su sensibilidad para detectar fallos en los electrodos depende del sistema y del equipo de registro utilizado, aunque normalmente se realiza con un equipo de registro de potenciales evocados, recogiendo en el mismo registro con el mismo equipo, los potenciales del tronco evocados mediante estimulación eléctrica y el artefacto asociado al propio proceso de estimulación que precede a los potenciales del tronco. El artefacto de estimulación de los electrodos es mayor que la respuesta eléctrica del tronco cerebral (presenta típicamente amplitudes de entre 10 y 500 μV). Las diferencias en amplitud y la separación en el tiempo permiten que la respuesta del tronco cerebral y la de los electrodos puedan ser registradas independientemente. Este test de integridad puede ser realizado en el momento de la implantación o de forma posterior.

Actualmente, la mayor parte de los dispositivos de implante coclear incluyen un sistema de telemetría de impedancias para comprobar la impedancia de cada uno de los electrodos del sistema y la interacción eléctrica entre ellos. Este sistema de telemetría permite verificar operaciones básicas del implante coclear (comunicación entre los elementos externo e interno), así como detectar problemas eléctricos en los distintos electrodos (cortocircuitos entre electrodos, o circuitos en abierto por cables cortados).

1.6.2. Registro del potencial de acción compuesto

La exploración del potencial de acción compuesto se realiza usando un electrodo del implante para proporcionar la estimulación eléctrica y otro electrodo para registrar el potencial. La mayoría de los sistemas de implante coclear cuentan en la actualidad con un sistema de telemetría que integra en el implante la circuitería necesaria para el registro del potencial de acción compuesto.

Las primeras experiencias de registro del potencial de acción compuesto en pacientes implantados se realizaron con los sistemas Inneraid, en los que se incorporan diversos sistemas de análisis de los electrodos ubicados dentro de la cóclea [Eddington1978]. Algunos autores han encontrado cierta correlación entre los registros de telemetría de respuesta neural y los máximos niveles de confort de la programa-

ción. En la actualidad, algunos modelos de implante coclear con transmisión transcutánea incorporan en el hardware la telemetría de respuesta neural [Abbas1998], [Coudert1998]. Teniendo en cuenta que, una vez colocado el implante coclear, son medidas no invasivas y se pueden realizar en pacientes despiertos, se trata de una exploración aplicable a poblaciones pediátricas.

1.6.3. Potenciales auditivos del tronco cerebral evocados mediante estimulación eléctrica

Es un método que nos permite valorar el buen funcionamiento del implante coclear y la correcta estimulación de los núcleos auditivos del tronco cerebral, mediante la estimulación eléctrica a través del implante coclear. Como estímulo eléctrico se utiliza un pulso bifásico con tasas de repetición de entre 10 y 100 estímulos por segundo. El electrodo activo se coloca en el vértex, el de referencia en la mastoides contralateral y el electrodo de tierra en la frente. No se utiliza la mastoides ipsilateral por el artefacto que ocasiona. Los filtros utilizados presentan un ancho de banda de 100 a 3.000 Hz y se emplea una ventana de medida de 10 ms. El número de promediaciones utilizado es variable, pero no debe ser inferior a 1.500 estímulos, necesitando una cantidad mayor cuando nos acercamos al umbral. A altas intensidades de estímulo, es posible identificar las ondas II, III y V, siendo ésta última la más utilizada para la identificación del umbral en los potenciales del tronco.

Las latencias de estas ondas son del orden de 1 a 2 ms más cortas que en los potenciales evocados acústicamente, debido entre otros factores, a la ausencia del mecanismo de propagación de la onda acústica en oído medio y ausencia del fenómeno de transducción en oído interno ya que mediante el implante coclear se estimula el nervio coclear directamente.

La calidad de los registros de potenciales del tronco evocados mediante estimulación eléctrica depende de varios factores, entre ellos la existencia de un bajo nivel de ruido e interferencia, la efectividad en la estimulación de las fibras del nervio auditivo y el control del artefacto. Respecto al artefacto, tiene importancia reseñar que la contaminación que sufre el registro por el artefacto del propio estímulo eléctrico es varios órdenes de magnitud mayor que las ondas evocadas. En un reciente estudio realizado por nuestro grupo de investigación se ha conseguido la eliminación del artefacto en implantes cocleares con estimulación monopolar, mediante un tratamiento numérico del artefacto, haciendo posible un mejor análisis de los registros [Ruiz2002] [Ruiz2002a] [Rodriguez2004].

Al ser una prueba objetiva, se utiliza para conseguir referencias para medidas utilizadas en el ajuste del procesador. Son muchos los trabajos que han intentado relacionar el umbral de los potenciales del tronco cerebral evocados mediante estimulación eléctrica con el umbral eléctrico y el máximo nivel de confort utilizados en el ajuste del procesador, que determinan el rango dinámico de la estimulación eléctrica [Shallop1990], [Kileny1991], [Miyamoto1987], [Starr1979]. Algunos trabajos establecen una relación, con un factor determinado de correlación, entre los umbrales de los potenciales del tronco evo-

cados mediante estimulación eléctrica y el nivel del umbral subjetivo obtenido en el ajuste del procesador [Shallop1991], [Mason1994a], [Brown1994]. Otras investigaciones valoran la relación entre el umbral de los potenciales del tronco evocados mediante estimulación eléctrica y el máximo nivel de confort obtenidos en la programación [Brown1993]. Este último muestra una relación más estrecha con los potenciales del tronco evocados mediante estimulación eléctrica que los umbrales subjetivos de estimulación eléctrica, pero sin llegar a haber una correlación clara o significativa en los tests estadísticos.

La falta de sensibilidad de los potenciales del tronco evocados mediante estimulación eléctrica puede ser el resultado de las diferentes tasas de presentación del pulso empleadas en cada registro. Para los potenciales estas tasas son relativamente bajas (menores de 90 estímulos por segundo) comparadas con las 250 a 2.000 empleadas durante el ajuste del procesador o el funcionamiento normal del implante.

Este tipo de exploración puede ser realizado con el paciente despierto en sujetos adultos y colaboradores, mientras que en niños pequeños es necesario recurrir a la sedación o anestesia general. En cuanto al momento de llevar a cabo la exploración, puede ser de forma intraoperatoria o postoperatoria. Parece existir una relación más estrecha entre los obtenidos de forma postoperatoria y los niveles de estimulación subjetivos del ajuste, que con los realizados de forma intraoperatoria. Todos los trabajos han sido realizados en grupos reducidos de pacientes (alrededor de 15 o 20 casos).

Como resumen, podemos decir que existe una relación entre los umbrales de los potenciales del tronco evocados mediante estimulación eléctrica y el rango dinámico subjetivo obtenido durante el ajuste del procesador. Esta relación ha sido observada en varios estudios con diferentes resultados [Mason1993b], [Mason1995], [Almqvist1993] pero también existe gran controversia sobre la escasa robustez o ausencia de esta correlación [Brown1993]. Mediante el análisis basado en la doble normalización (de parámetros de programación y de parámetros de los potenciales evocados) se obtiene información precisa para el balanceo de los umbrales y máximos niveles de confort de la programación, siendo de gran utilidad para el ajuste del procesador del implante coclear [Ruiz2002].

1.6.4. Potenciales de latencia media y potenciales corticales

Para el registro de los potenciales de latencia media en pacientes con implante coclear se usan ventanas de 100 ms, ya que estos potenciales aparecen con latencias entre 25 ms y 40 ms. Las ondas que aparecen son 2 negativas y una positiva, denominadas Na, Pa y Nb. Para estas latencias, la interferencia del artefacto es mínima, por lo que fueron los primeros potenciales que se intentaron registrar con estímulo eléctrico [Mason1994]. Cuando se comprobó que su consistencia depende del estado de sedación, sueño, etc. (al igual que ocurre con los potenciales de latencia media evocados acústicamente), su uso ha quedado restringido a adultos.

Los potenciales corticales presentan una onda negativa (N1) y una onda positiva (P2) con latencias

de 100ms, y entre 150 y 200 ms, respectivamente, más otros componentes que pueden obtenerse dependiendo de la forma de presentación del estímulo (como la Mismatch Negativity o MMN o N2) y la P300. Bajo sedación, sueño o anestesia general y en el caso de niños, estas respuestas son inconsistentes y sólo presentan estabilidad en adultos en condiciones de vigilia. Esto limita enormemente su aplicación clínica.

1.6.5. Test de reflejo estapedial evocado mediante estimulación eléctrica

El reflejo estapedial no sólo es producido por un estímulo acústico en sujetos normooyentes, sino que también se puede originar por un estímulo eléctrico vía implante coclear. La existencia de respuesta nos indica el buen funcionamiento del implante coclear y la integridad de la vía auditiva y su conexión con los núcleos motores ipsi y contralateral del VII par, a nivel del tronco cerebral.

La aparición del reflejo evocado mediante estimulación eléctrica se puede ver directamente durante el acto operatorio. Algunos autores han empleado diversos métodos objetivos para detectar el pequeño movimiento del tendón del músculo del estribo (electromiografía, métodos con fibra óptica) que eliminan el componente subjetivo que supone la observación visual de dicho movimiento [Mason1995]. También puede ser registrado mediante un equipo de impedanciometría. El estímulo empleado para este test consiste en trenes de pulsos emitidos sobre cada uno de los electrodos, con duraciones superiores a 100 ms. El más bajo nivel de estímulo para provocar el reflejo estapedial es el umbral de aparición de dicho reflejo. Durante el acto quirúrgico se puede alterar por la excesiva relajación del paciente. Algunos autores han desarrollado métodos para evaluar el estado exacto de la relajación muscular durante la cirugía del implante coclear [Weber1998]. El reflejo estapedial puede también registrarse mediante otoadmitanciómetro, de forma análoga al caso de estimulación acústica.

Hay una serie de situaciones en las que no es posible la realización del reflejo estapedial evocado mediante estimulación eléctrica en los pacientes portadores de implante coclear, como es en pacientes que se les ha realizado radical mastoidea, existencia de perforación de la membrana timpánica o la existencia de una otitis media secretora, además de ser imprescindible la colaboración del paciente para la realización de esta exploración cuando no se realiza bajo sedación.

1.7. Justificación y objetivos de la tesis

El ajuste adecuado del procesador de voz del implante coclear es algo básico y de suma importancia para proporcionar una buena calidad en la percepción del sonido y de la voz, y posibilitar así un aprovechamiento máximo del implante. Para programar un sistema de implante coclear multicanal, cada canal debe ser revisado independientemente para verificar la funcionalidad de cada electrodo. Para cada

canal se debe estimar el umbral de percepción (THR, threshold) de los impulsos eléctricos y estimar el máximo nivel de confort (MCL, maximum comfortable level) o máximo nivel de estimulación que el paciente acepta sin sensación de molestia. El rango dinámico de cada banda de audio se mapea al rango dinámico eléctrico de cada electrodo, que viene definido por los niveles THR y MCL.

Una estimación poco precisa de estos parámetros degrada la calidad de la representación de la señal de audio, dando lugar a una pérdida de información en el patrón de potenciales de acción en las vías auditivas y, a veces también, a una percepción molesta del sonido. Cuando un electrodo no funcional es activado, la banda espectral asociada a dicho electrodo no es adecuadamente representada y el paciente no percibe adecuadamente las características acústicas asociadas a esta banda. La imprecisión en la estimación de los parámetros MCL usualmente causa una percepción incómoda de la señal de audio, ya que los sonidos se oyen demasiado débiles o demasiado fuertes. También causa una mala ecualización en la percepción de las diferentes bandas de frecuencia (algunas bandas demasiado débiles y otras demasiado fuertes en relación al promedio). Finalmente, una infraestimación de los parámetros THR reduce la sensibilidad de los pacientes, mientras que una sobreestimación reduce el rango dinámico de la estimulación eléctrica, lo que disminuye la resolución en la percepción de la intensidad. Todos estos problemas limitan la capacidad de percepción de los pacientes implantados y reducen sus habilidades para la comprensión de la voz [Dawson1997], [Brill1997].

La programación del procesador es una tarea difícil, basada en una serie de respuestas subjetivas a estímulos presentados en los distintos electrodos. Esta subjetividad se convierte en un problema mayor cuando los pacientes no son colaboradores, o son niños muy pequeños, o pacientes con grandes dificultades en el desarrollo del lenguaje y habilidades comunicativas. En estos casos, el uso de información obtenida de medidas objetivas es de gran utilidad para evaluar la funcionalidad de los electrodos y estimar los niveles THR y MCL [Brown1999]. Entre estas medidas disponemos de la telemetría de respuesta neural (Neural Response Telemetry, NRT) [Shallop1998b], [Abbas1998], [Zimmerling1998], el test de potenciales de tronco evocados mediante estimulación eléctrica [Hodges1997], [Stephan2000], [Ruiz2002] y del reflejo estapedial evocado mediante estimulación eléctrica.

Si bien la telemetría de respuesta neural tiene la ventaja de estar integrada en el sistema de implante coclear en algunos modelos, ésta sólo proporciona información de la primera estación de las vías auditivas [Polak2004]. Además, en muchos casos es difícil de observar el potencial de acción del nervio auditivo, debido al propio artefacto de estimulación, y su utilidad se limita a la verificación del sistema de estimulación eléctrica. Los potenciales evocados mediante estimulación eléctrica se ven igualmente afectados por el artefacto de estimulación, además de requerir que el paciente permanezca en reposo durante la exploración. Esto último hace que la realización de esta prueba en niños presente una gran dificultad, y sea precisa la sedación del paciente. Adicionalmente, la información que proporcionan los potenciales evocados mediante estimulación eléctrica es limitada en cuanto a su aplicación para la programación de

los procesadores de implante coclear [Brown1999].

El test de reflejo estapedial es menos restrictivo en cuanto al estado de reposo del paciente, por lo que frecuentemente esta exploración se puede realizar en niños sin necesidad de sedación. A diferencia de los potenciales del tronco evocados mediante estímulo eléctrico, los registros de reflejo estapedial no se ven afectados por el artefacto de estimulación, por lo que el proceso de obtención de registros es menos laborioso. Algunos estudios sobre reflejo estapedial evocado mediante estímulo eléctrico en pacientes con implante coclear pone de manifiesto que esta exploración puede resultar de gran utilidad para obtener información relevante para la programación [Lorens2004], [Hodges1997], [Jori2002], [Brendel2005].

Algunos autores encuentran una variabilidad importante en la relación de los niveles de aparición de reflejo con el máximo nivel de confort obtenido en la programación posterior, variando dicha relación entre el 50 y el 90 % del umbral del reflejo [Kileny1991], [Shallop1998a]. Otros autores encuentran una alta correlación para predecir el MCL mediante la aplicación del reflejo estapedial con estímulo eléctrico, en comparación con los obtenidos de forma subjetiva por la sensación psicoacústica del paciente [Hodges1997]. Otros autores utilizando el sistema COMBI-40 demuestran la utilidad del umbral del reflejo estapedial obtenido por estimulación eléctrica para la adaptación del procesador [Stephan2000], teniendo en cuenta que los umbrales del reflejo fluctúan más en los primeros seis meses del uso del implante, estabilizándose posteriormente [Stephan2001]. La programación es de especial importancia en niños para mejorar la percepción del lenguaje [Piron2001].

En trabajos previos realizados en nuestro grupo de investigación, hemos encontrado que, si bien la exploración de potenciales del tronco evocados mediante estimulación eléctrica no proporciona directamente una estimación fiable de los niveles de estimulación necesarios para la programación, son de gran utilidad para realizar un balanceo de canales [Ruiz2002], [Ruiz2002a], [Ruiz2004]. Estos resultados sugieren que se puede realizar un estudio análogo sobre los registros de reflejo estapedial evocado mediante estímulo eléctrico, con el objeto de analizar la utilidad de esta exploración tanto para la obtención directa de los niveles de estimulación a programar en el procesador como para realizar el balanceo de los canales.

El objetivo de esta tesis es, por tanto, profundizar en el estudio de los registros del reflejo estapedial mediante estimulación eléctrica a través del implante coclear. En particular, esta tesis se va a centrar en los siguientes aspectos:

- Obtención de registros de reflejo estapedial evocados mediante estímulo eléctrico en pacientes con implante coclear y descripción de la morfología de estos registros.
- Análisis de los registros de reflejo estapedial para su aplicación directa a la programación del procesador, estudiando sus posibilidades y limitaciones.

- Análisis de los registros de reflejo estapedial para el balanceo de canales en el procesador del implante coclear, estudiando sus posibilidades y limitaciones.

1.8. Organización de la Tesis

La tesis se organiza en cuatro partes. La primera está constituida por el capítulo de introducción. La segunda parte está dedicada a la exposición del material y métodos en los que se ha basado el presente trabajo. En la tercera parte se presentan los resultados del estudio y la cuarta contiene una discusión de estos resultados y conclusiones de la tesis. La organización de la tesis responde al siguiente esquema:

Parte I: Introducción.

- Capítulo 1: Introducción.

Parte II: Material y Métodos.

- Capítulo 2: Población estudiada.
- Capítulo 3: Adquisición de registros.

Parte III: Resultados.

- Capítulo 4: Registros del reflejo estapedial.
- Capítulo 5: Relación entre el reflejo estapedial y el mapa de programación.

Parte IV: Discusión y conclusiones.

- Capítulo 6: Aplicación de los resultados en el programa de implantes cocleares.
- Capítulo 7: Conclusiones y trabajo futuro.

Parte II

MATERIAL Y MÉTODOS

Capítulo 2

POBLACIÓN ESTUDIADA

En este capítulo se describe el programa de implantes cocleares del Servicio de O.R.L. del Hospital Universitario S. Cecilio de Granada, así como las características de la muestra objeto de nuestro trabajo, el dispositivo implantable utilizado y la importancia de una adecuada programación del implante coclear para obtener el máximo rendimiento.

2.1. El programa de Implantes Cocleares

Esta Tesis Doctoral forma parte de una de nuestras líneas de investigación (medidas electrofisiológicas objetivas en pacientes implantados). Está basada en el estudio de los pacientes incluidos dentro del Programa de Implantes Cocleares del Servicio de O.R.L. del Hospital Universitario S. Cecilio de Granada, centro de referencia de Andalucía de implantes cocleares.

Nuestro equipo de trabajo está integrado fundamentalmente por especialistas en Otorrinolaringología, audiólogos, físicos, psicólogos y logopedas, requiriendo la participación en algunas ocasiones de especialistas en Pediatría, Neurología, Oftalmología etc. El programa de Implantes Cocleares se inició en el año 1989, pasando a realizar las primeras intervenciones en el año 1990, los primeros implantes se realizaron en pacientes adultos y el programa de implantes en niños se inició dos años después. Desde ese año hasta la fecha actual, se han realizado más de 400 implantaciones de dispositivos intracocleares. Desde el año 2003, el Servicio Andaluz de Salud concede 80 implantes al año, lo que supone la realización de dos intervenciones semanales. El número de implantes realizados por años naturales se puede observar en la figura 2.1. El aumento en el número de implantes colocados desde el año 1998 se debe a la coincidencia de varios factores:

1. Un mayor conocimiento acerca del implante coclear y de sus posibilidades terapéuticas.

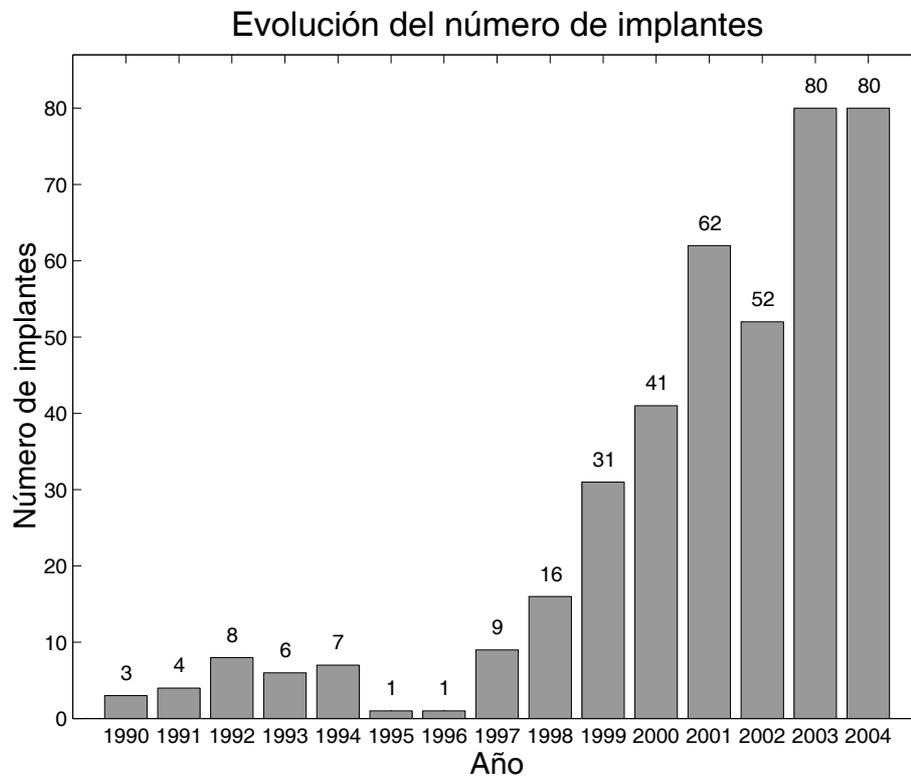


Figura 2.1: *Evolución del número de implantes colocados en nuestro servicio de O.R.L. desde el inicio del programa.*

2. Haber superado la desconfianza inicial en el implante coclear por parte de los pacientes hipoacúsicos y de sus familiares, como tratamiento efectivo de la sordera. Este cambio ha sido propiciado por los resultados observados en los pacientes portadores del implante coclear.
3. Las continuas mejoras tecnológicas que incorporan los dispositivos implantables.
4. La mayor implicación y concienciación del problema por parte de determinados profesionales sanitarios, de los pacientes sordos y de sus familias que ha hecho implicarse a las Autoridades Sanitarias para el establecimiento de un programa de implantes cocleares y la consiguiente financiación del mismo.
5. Una mejora en los medios diagnósticos que supone un diagnóstico más temprano. En nuestro hospital (al igual que en muchos otros), ya se realiza el screening universal de la hipoacusia, si bien no está totalmente implantado a nivel nacional el programa de screening universal.

Todos estos factores han contribuido al aumento de pacientes implantados en los últimos años. A pesar de este fuerte incremento el número de pacientes que demandan la colocación de un implante coclear aumenta de forma progresiva. Al ser nuestro servicio Centro de Referencia para el Diagnóstico Precoz y Tratamiento de la Hipoacusia, recibimos pacientes de toda Andalucía e incluso de fuera de nuestra Comunidad Autónoma que demandan la asistencia en nuestro servicio.

Entre el año 1990 y el año 1996 se realizaron 30 implantaciones de los cuales a 28 pacientes se les implantó un dispositivo Nucleus 22 fabricado por Cochlear. El incremento tanto en número de pacientes implantados como de infraestructura material y humana se produce a partir del año 1997. Desde entonces se han realizado aproximadamente el 90 % de las implantaciones, con el dispositivo COMBI40+ fabricado por MED-EL, (de doce canales). Actualmente, en nuestro servicio se implantan dispositivos de Cochlear, Advanced Bionics y MED-EL.

El gran número de intervenciones anuales y su posterior programación y seguimiento requiere un cuidadosa coordinación de los distintos profesionales que forman nuestro equipo. El gran número de pacientes implantados nos proporciona una gran experiencia en cuanto a la programación y la solución de problemas y nos permite iniciar líneas de investigación con el objetivo de conseguir mejorar los resultados del tratamiento. Dentro de estas líneas de trabajo estaría situada la que constituye uno de los propósitos finales de esta Tesis Doctoral: obtención de medidas objetivas que faciliten la adaptación y progreso del paciente implantado.

En nuestro programa de implantes cocleares el calendario de programaciones para los niños prelocutivos es el siguiente:

- A las cuatro semanas de la implantación, se realiza la primera programación. Este retraso está justificado para que se resuelva el edema subcutáneo que aparece en las primeras semanas tras la

cirugía. Algunos otorrinolaringólogos acortan este tiempo, pero se corre el riesgo de que los niveles eléctricos resulten excesivos cuando el edema desaparece [Dauman2000].

- Durante la semana que sigue al primer encendido se realizan nuevos ajustes para adaptar los niveles del procesador a las necesidades del paciente.
- Tras este período inicial se realizan revisiones a las dos semanas, al mes, a los tres meses y seis meses con el objetivo de ajustar el procesador, de acuerdo con los cambios en los niveles de estimulación que requiere el paciente [Schmidt1997].
- Finalmente se realizan revisiones cada seis meses hasta la edad de 16 años y a partir de este momento cada año.

Con los pacientes poslocutivos se sigue la misma pauta, pero a partir de los dos años de la implantación, se realizan revisiones anuales. No obstante todos los pacientes deben acudir o ponerse en contacto con nuestro equipo siempre que lo consideren necesario o tengan problemas con el funcionamiento del implante.

2.2. Características de los pacientes estudiados

Para nuestro estudio sobre reflejo estapedial evocado con estimulación eléctrica hemos seleccionado una muestra de 37 pacientes con edades comprendidas entre los 3 y 67 años, todos ellos portadores del implante coclear COMBI40+. Como se muestra en la figura 2.2 a 13 pacientes no se les pudo realizar la prueba, lo que supone el 35.1 % de la muestra. Entre las principales características que condicionan la ausencia de reflejo, nos encontramos que algunos pacientes han sido sometidos a intervenciones quirúrgicas de oído por distintas circunstancias o bien padecen patologías de oído medio. Las intervenciones quirúrgicas realizadas a estos pacientes fueron laberintectomías, mastoidectomías radicales o estapedectomías. Entre las patologías de oído medio las más frecuentes son otitis media secretora y perforación de tímpano. En un número reducido de pacientes adultos con hipoacusia progresiva de varios años de evolución con otoscopia y timpanograma normal no fue posible desencadenar el reflejo estapedial lo que hace pensar en posibilidades como otosclerosis, atrofia del músculo estapedial o agenesia del músculo. En este tipo de pacientes no es posible aplicar el test del reflejo estapedial como medida objetiva para la programación del implante coclear.

El estudio descriptivo presenta las siguientes distribuciones con respecto a una serie de variables (edad, sexo y etiología de la hipoacusia) para los pacientes que sí presentaban reflejo. En la figura 2.3 se representa la distribución por grupos de edad. La distribución por sexo se representa en la figura 2.4. La etiología de la hipoacusia de la población estudiada se representa en la figura 2.5. En la figura 2.6 se

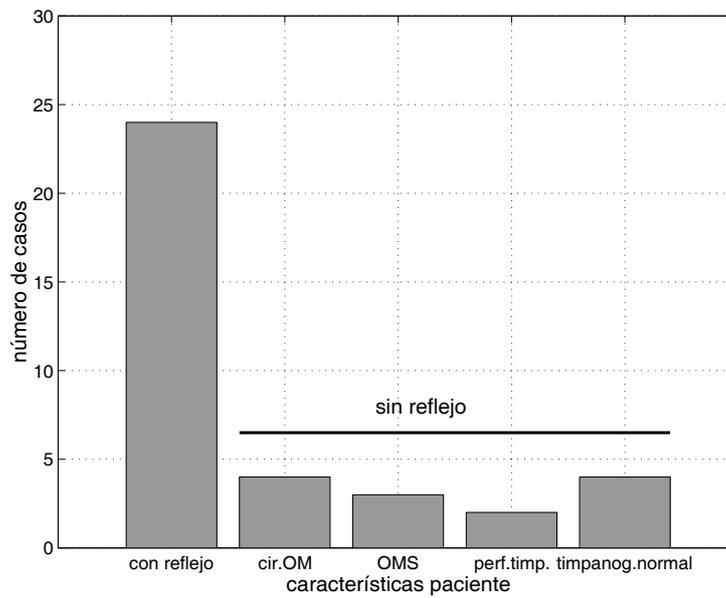


Figura 2.2: Número de pacientes implantados en los que se observa y en los que no se observa el reflejo estapedial. Entre los que no se observa, se indica la causa (cirugía de oído medio, otitis media secretora, perforación timpánica). El último grupo presentaba ausencia de reflejo a pesar de mostrar un timpanograma normal.

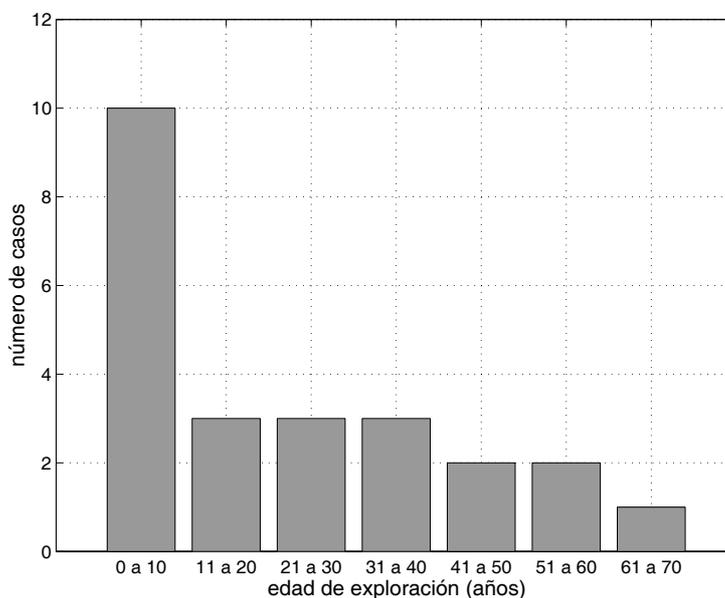


Figura 2.3: *Distribución por edad de los pacientes incluidos en el estudio que presentaban reflejo estapedial.*

muestra la distribución por etiologías de nuestra base de datos de hipoacúsicos severos y profundos, las etiologías de las hipoacusias de los pacientes es similar en términos porcentuales a las distribuciones de poblaciones más amplias [Ruiz1995], [Finsterbusch2002], [Vargas2003].

2.3. Implante coclear utilizado

Todos los pacientes incluidos en este estudio son portadores del dispositivo MEDEL Combi40+. Éste es un implante coclear multicanal, multiestrategia, que consta de dos partes: un estimulador coclear implantable y un procesador externo de voz.

El estimulador coclear implantable del sistema Combi40+ consta, básicamente de tres elementos: un pequeño receptor, una guía portaelectrodos activos con 24 contactos dispuestos en 12 canales de estimulación, y un electrodo de referencia. El receptor va implantado permanentemente en el hueso temporal en posición retroauricular en un lecho óseo labrado al efecto. La guía de electrodos se inserta dentro de la cóclea en la escala timpánica a través de la timpanotomía posterior y de la cocleostomía, el electrodo de referencia se sitúa en posición extracoclear, entre el cráneo y el músculo temporal. La carcasa cerámica del implante es de reducido tamaño, con un espesor de 3.9 mm y con una gran resistencia. Tanto la bobina inductora como toda la circuitería electrónica están incluidas en dicha carcasa cerámica

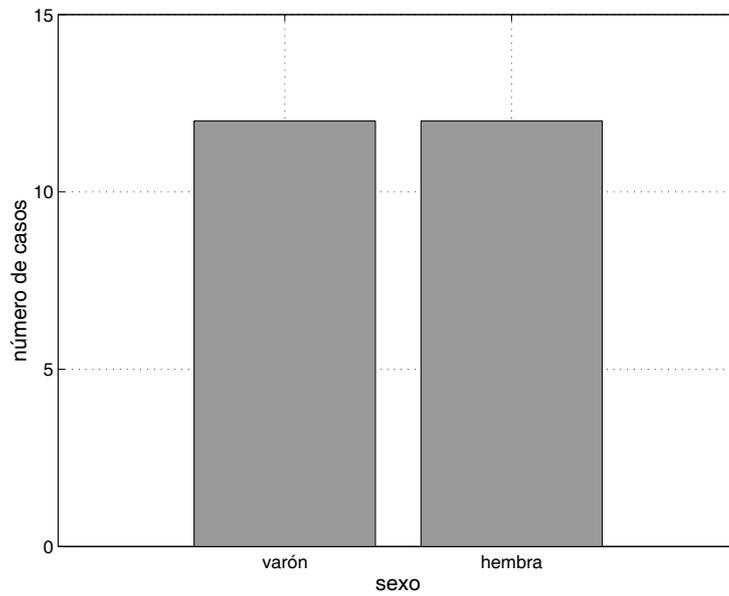


Figura 2.4: Distribución por sexo de los pacientes incluidos en el estudio que presentaban reflejo estapedial.

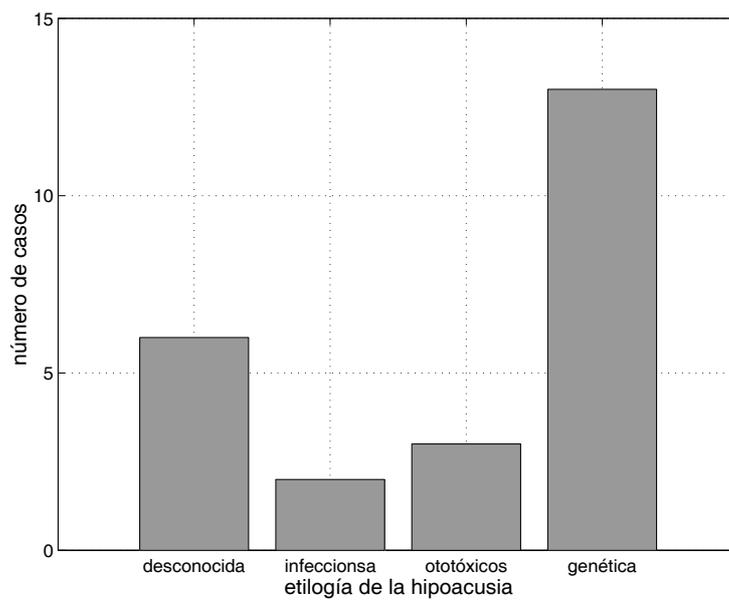


Figura 2.5: Distribución por etiología de los pacientes incluidos en el estudio que presentaban reflejo estapedial.

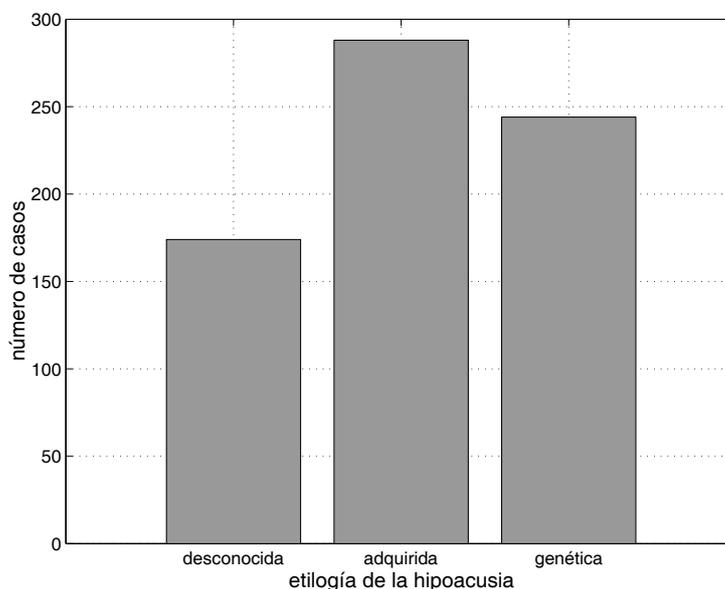


Figura 2.6: *Distribución por etiología de un grupo de referencia de pacientes hipoacúsicos severos y profundos de nuestro servicio de O.R.L..*

blindada y sellada herméticamente y recubiertas de una fina lámina de elastómero de silicona. La figura 2.7 muestra una representación esquemática de los componentes del implante y sus dimensiones. Todos los materiales utilizados en la construcción del implante han sido sometidos a pruebas de fiabilidad y biocompatibilidad.

El Combi40+ posee 12 canales independientes de estimulación monopolar; cada uno dispone de dos contactos activos de estimulación que se encuentran montados en los lados opuestos de la guía portaelectrodos para mejorar las posibilidades de acercamiento al modiolos. La energía requerida por el implante, así como los datos para la estimulación del ganglio espiral, se envían por radiofrecuencia desde el procesador externo de voz, mediante un transmisor inductivo, a través de la piel intacta. El transmisor se fija sobre la piel en el punto donde se encuentra el implante mediante atracción magnética, gracias a los imanes de que dispone tanto el transmisor como el implante. Así, la parte implantada no contiene baterías u otros componentes que necesiten ser reemplazados en el tiempo.

La parte implantada contiene los circuitos y componentes necesarios para obtener la alimentación de la electrónica, recibir la señal enviada desde el transmisor, decodificar los datos transmitidos en la señal, y reconstruir y producir estímulos de acuerdo con las instrucciones recibidas en la señal transmitida desde el procesador. La eficacia de la conexión y la circuitería electrónica receptora es el principal factor que limita la velocidad total de estimulación disponible en un implante coclear. Esto es importante

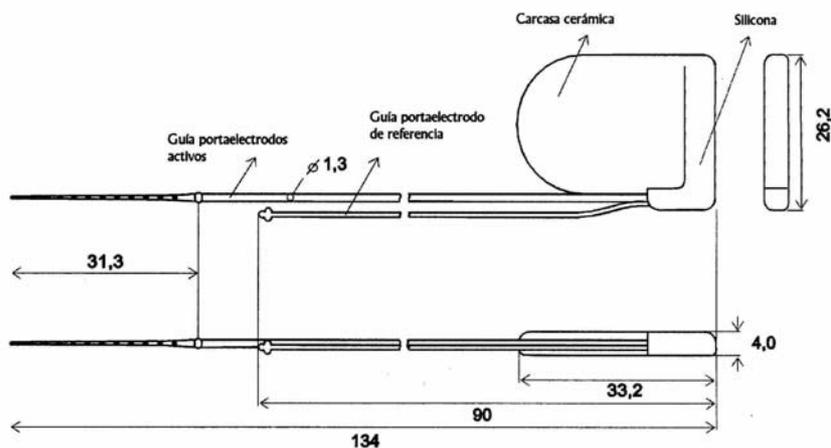


Figura 2.7: Esquema del implante coclear Combi40+.

porque, cuanto mayor es la velocidad de estimulación, mayor número de datos han de ser transmitidos al implante. En el sistema Combi 40+ se transmite información entre el procesador y el implante mediante transmisión digital con una tasa de 600 Kbits por segundo, usando una portadora de 12MHz. Esto permite, en la configuración por defecto, estimular 12 canales, con una resolución en intensidad de 8 bits en cada canal, a una tasa de estimulación de 1526 pulsos por segundo en cada canal.

En la figura 2.8 se muestra un diagrama de bloques del implante Combi 40+ en el que se representa cómo se transmite la energía y los datos a través de una conexión inductiva transcutánea. El implante contiene componentes mixtos analógicos y digitales (CMOS-ASIC) para extraer la energía necesaria, decodificar los datos, y construir y emitir estímulos de acuerdo con las instrucciones recibidas a partir de la señal transferida. La parte digital del CMOS-ASIC se encarga de la sincronización y decodificación de la información, mientras que la parte analógica comprende las fuentes de corriente y los multiplexores de salida [Zierhofer1993], [Zierhofer1994].

Todos los componentes electrónicos del implante, incluyendo la bobina inductora, se encuentran contenidos dentro de una compacta carcasa cerámica blindada. Ésta permite la transmisión de señales de radiofrecuencia siendo posible una transmisión adecuada con muy bajos requerimientos energéticos aún estando la antena incluida y protegida dentro de la carcasa. Además de sus características electrónicas favorables, el material empleado en el implante también posee una gran resistencia mecánica y es similar en dureza al hueso circundante.

La guía portaelectrodo está disponible en un modelo estándar y otros dos (Combi40+S y Combi40+GB-

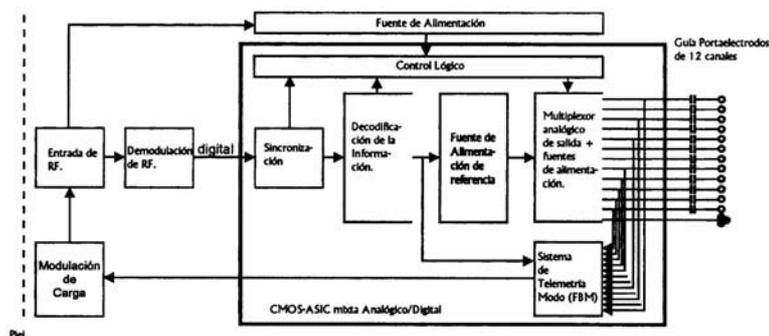


Figura 2.8: Diagrama de bloques del sistema de implante coclear Combi40+.

Split) que se emplean en determinados casos. Estos dos últimos modelos son exactamente iguales al Combi40+ estándar salvo en el diseño de la guía portaelectrodos. La guía portaelectrodos estándar está unida a la carcasa cerámica del receptor y se inserta en el interior de la cóclea habiendo sido diseñada para permitir una colocación completa dentro de la cóclea en todo su recorrido con el mínimo trauma. Las características mecánicas especiales de la guía portaelectrodos facilitan que ésta se incline en la dirección deseada durante el emplazamiento quirúrgico, permitiendo una mayor aproximación de las superficies de contacto de los electrodos frente al modiolo, donde se encuentra el ganglio espiral [Jolly2000]. La guía portaelectrodos contiene 24 contactos de estimulación dispuestos como 12 pares (un par para cada canal) espaciados a una misma distancia, de aproximadamente 2.4 mm. Este amplio número de contactos permite al Combi40+ estimular más de las dos terceras partes del órgano de Corti, previa inserción profunda en la escala timpánica. Los contactos están contruidos en platino con una pureza del 100 % y están unidos a un cableado aislado y dispuesto en espiral, de aleación de platino-iridio (90 %-10 %) que se encuentra a su vez conectado a la electrónica interna del implante. La superficie de contacto por canal es de 0.14 mm^2 . Las dos placas de contacto de cada par de electrodos o canal de estimulación están interconectadas al implante de forma que ambos contactos de cada canal están emparejados eléctricamente en todo momento.

La guía de electrodos estándar tiene una longitud total de 31.3 mm desde el extremo final al anillo marcador de silicona (véase la figura 2.9), que indica al cirujano que se ha realizado una inserción completa. Los electrodos se encuentran espaciados sobre un total de 27.4 mm. El diámetro de la guía decrece ligeramente desde 0.7 mm en su extremo basal a 0.5 mm en su extremo apical.

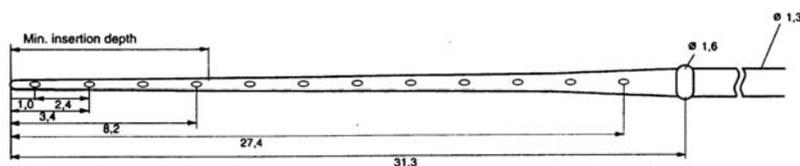


Figura 2.9: Dimensiones de la guía portaelectrodos estándar del implante Combi40+.

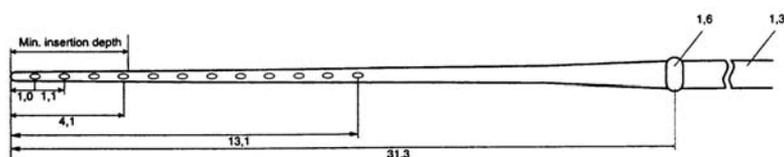


Figura 2.10: Dimensiones de la guía portaelectrodos comprimida Combi40+S.

En el caso del Combi40+S, con guía portaelectrodos comprimida, los pares de electrodos están dispuestos en el espacio con menor separación entre ellos y con una disposición sobre una longitud total de 13.1 mm. Su principal indicación son las cócleas osificadas u ocluidas con tejido fibroso o afectadas por determinadas malformaciones. En la figura 2.10 observamos un diagrama de este modelo de guía.

Por último, el Combi40+GB-Split posee dos guías portaelectrodos comprimidas, una con 5 y otra con 7 electrodos, con dobles contactos, como podemos observar en la figura 2.11. Esta guía tiene un diámetro constante de aproximadamente 0.5-0.6 mm y donde los electrodos se extienden en una longitud aproximada de 7.5 mm en la guía de 7 canales, y de 5.4 mm en la de 5 canales. El diseño de este tipo de guía portaelectrodos obedece, como en el caso anterior, al deseo de mejorar los resultados en el caso de sujetos con cócleas osificadas total o parcialmente.

El modo de funcionamiento estándar permite la utilización de estrategias de procesamiento de alta velocidad, que emplean estímulos en forma de pulsos bifásicos secuenciales, tales como CIS o N-de-M [Zierhofer1995], [Wilson1995], [Dorman1997a], [Loizou1998]. La velocidad máxima de estimulación es de 18.180 pulsos por segundo, que habrían de repartirse entre los canales activados. La duración del pulso puede variar de 26.7 a 425 μs por fase, y el rango de amplitud del estímulo se sitúa entre 2.4 y 1737 μA .

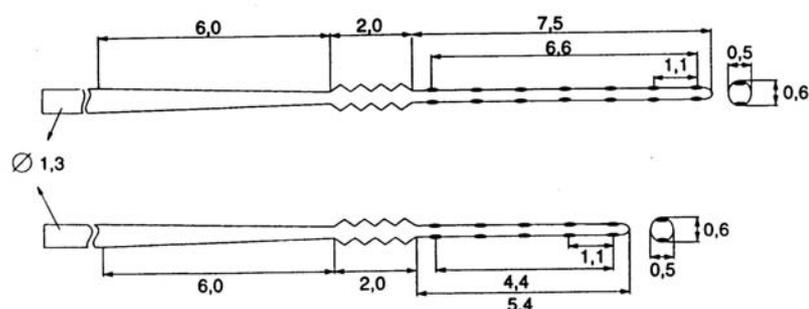


Figura 2.11: Dimensiones de la guía portaelectrodos bifurcada Combi40+GB-Split.

Este modelo de implante siempre estimula en configuración monopolar. Esta estimulación requiere de forma inherente menor energía que la estimulación bipolar, al menos con los diseños de electrodos disponibles actualmente [de la Torre 2002b]. El Combi40+ también incorpora un sistema de monitorización por retroalimentación (conocido como telemetría) que permite valorar la funcionalidad e impedancia de los electrodos.

En cuanto al procesador de voz, para este implante existen dos posibles alternativas: CISPRO+ (procesador de petaca) y el TEMPO+ (procesador retroauricular). El segundo de ellos es el más utilizado en la actualidad (por ser más cómodo, pequeño y ligero y disponer de técnicas de procesamiento de señal mejoradas, proporcionando mejor calidad) y sus principales componentes se pueden apreciar en la figura 2.12.

Las dos principales funciones de adaptación individual del implante (programación y ajuste), requieren la utilización de un interface conocido como DIB (Diagnostic Interface Box). El objetivo en el desarrollo del DIB fue combinar diferentes aplicaciones clínicas para el implante Combi40+, y no sólo la programación. Las utilidades posibles inherentes al DIB son:

- Programación de los procesadores de voz TEMPO+ y CISPRO+.
- Telemetría.
- Estimulación para el registro de potenciales del tronco evocados mediante estimulación eléctrica.
- Estimulación para el registro de reflejo estapedial evocado mediante estimulación eléctrica.

En estos casos, el DIB constituye el hardware de interface, y es utilizado junto con un ordenador personal

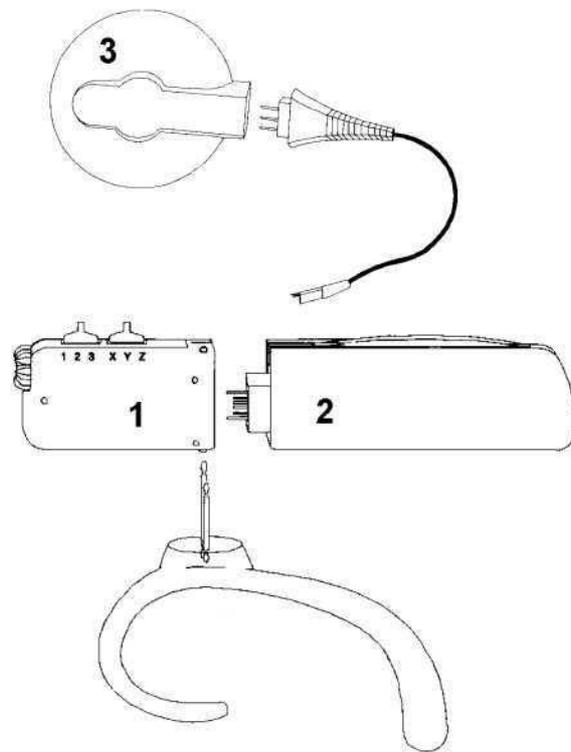


Figura 2.12: Esquema del procesador TEMPO+: (1) Procesador, que incluye el micrófono, controles de volumen, selector de programas y control de sensibilidad; (2) unidad de baterías; (3) transmisor de radiofrecuencia.

conectado a través del puerto serie (mediante el interface RS-232), requiriendo para cada una de esas utilidades un software específico.

2.4. Programación del procesador del implante coclear

La programación del procesador del implante coclear consiste en ajustar una serie de parámetros que adapten el procesador a las necesidades y características del paciente. El objetivo final del implante coclear es proporcionarle al paciente una audición con la máxima calidad.

Dentro de la programación existen unos parámetros que se centran en la interacción entre los electrodos y el nervio auditivo y otros que se relacionan con el procesamiento de la señal de audio.

La interacción entre electrodos y el nervio auditivo viene determinada por los electrodos que son activados, y para cada electrodo, por el umbral de percepción (usualmente conocido como THR o T-level, del inglés Threshold) y el máximo nivel de confort (MCL o C-level, del inglés Maximum Comfortable Level). El rango dinámico eléctrico de cada canal viene definido por los niveles de referencia THR y MCL, y es a este rango dinámico donde se mapea el rango dinámico de cada banda de audio. Una estimación poco precisa de estos dos parámetros degrada la calidad de la representación de la señal de audio, siendo necesario un ajuste preciso del procesador para conseguir una percepción auditiva con suficiente calidad para la comprensión de la voz [Dawson1997], [Fu1999], [Loizou2000], [Sainz2003], [Sainz2003b].

La programación del implante coclear es un proceso dinámico debido a los cambios fisiológicos que afectan al paciente desde la implantación y el primer encendido [Schmidt1997]. Por ello se requiere la revisión periódica del paciente implantado, ya que, a lo largo de la evolución, los cambios precisan nuevos ajustes. Así durante los seis meses posteriores a la implantación se forma tejido fibroso y, en algunos casos, óseo, alrededor del haz de electrodos, lo cual puede afectar al flujo de la corriente y, en consecuencia, a los niveles THR y MCL que deben establecerse de nuevo. Este hecho se constata por las modificaciones de las impedancias de los electrodos en relación con los medidos durante el ajuste inicial [Schmidt1997], [Sainz2003a]. Como se muestra en la 2.13 los niveles THR y MCL experimentan una evolución en el tiempo tras el primer ajuste. Así, se produce, durante el primer mes, un importante incremento del MCL, siendo dicho incremento menor durante los restantes meses alcanzando un nivel estable tras seis meses del encendido inicial del implante [delaTorre2002a], [Sainz2002c]. En nuestros pacientes observamos un incremento del 54 % en el nivel medio de MCL entre la segunda sesión de ajuste o programación y la de los seis meses. El THR también se ve afectado por la evolución en el tiempo tras la implantación. En las primeras sesiones de programación se tienden a sobreestimar los niveles THR. En nuestra casuística, observamos que estos niveles se reducen en un 22 % a lo largo de

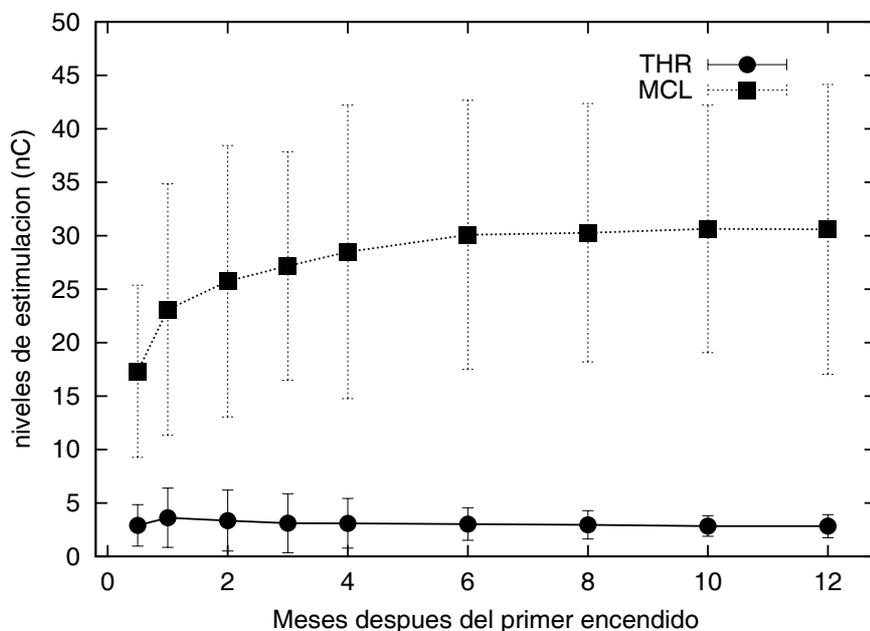


Figura 2.13: Evolución de los niveles de programación THR y MCL desde el primer encendido del procesador.

los 6 primeros meses de uso del implante coclear. Durante la evolución de la programación se produce una mayor tolerancia a mayores niveles de estimulación y también un aumento de la sensibilidad para estímulos de baja intensidad. Esto se traduce en un aumento del rango dinámico eléctrico conforme el paciente implantado adquiere experiencia auditiva.

Los parámetros programables para configurar el procesamiento de la señal de audio tiene por objeto permitir una percepción del sonido (y particularmente de la voz) con máxima calidad, una vez que han sido fijados los parámetros que determinan la interacción electrodo-nervio auditivo. La configuración del procesamiento de señal permite establecer el rango frecuencial de la señal de audio que es procesada, el ancho de banda y límites de frecuencia específicos para el canal asociado a cada electrodo. También permiten establecer la ley que transforma el rango dinámico acústico al rango dinámico eléctrico, el efecto que tiene el control de volumen y la forma de gestionar las distintas configuraciones que se pueden programar en el procesador.

La fase más compleja de la programación del procesador es la que se refiere a la configuración de los parámetros que determinan la interacción entre el implante y el nervio auditivo, ya que es este aspecto el que más variabilidad presenta entre los pacientes. Un ajuste inadecuado limita la calidad de la percepción con el implante y conseguir un ajuste óptimo del procesador del implante coclear puede presen-

tar ciertas dificultades [Wilson1991], [Dawson1997], [Loizou2000], [Sainz2002b], [Kuhn-Inacker2002], [Badih2002], por el estado de las fibras nerviosas a lo largo de la cóclea que hace que la sensación auditiva sea muy diferente dependiendo del electrodo estimulado. Esto dificulta la comparación subjetiva de estímulos presentados en diferentes partes de la cóclea. Es necesaria la colaboración del paciente para el balanceo entre canales. Para obviar estos problemas la obtención de medidas objetivas pueden ser de utilidad para la predicción de los niveles a utilizar en la programación posterior.

Los parámetros referidos al procesamiento de señal son más fáciles de establecer por presentar menos variabilidad entre pacientes. Normalmente, la utilización de valores por defecto proporciona buenos resultados y sólo en algunos casos se mejora ligeramente la calidad realizando pequeñas modificaciones con respecto a los valores por defecto [Sainz2002], [Sainz2003], [de la Torre2002a].

La información necesaria para programar el procesador de voz se obtiene a partir de respuestas subjetivas a una serie de estímulos presentados al paciente a los diferentes electrodos y con diferentes niveles. Este método presenta una serie de inconvenientes, como es la imposibilidad de darnos una información adecuada por parte de los niños de corta edad y por la falta de experiencia auditiva reciente en la mayoría de los pacientes de mayor edad. Para conseguir un ajuste adecuado de estos parámetros es necesario la realización de varias sesiones de trabajo con el paciente.

2.4.1. Encendido de electrodos

El encendido de electrodos, para la programación del procesador, se decide teniendo en cuenta la posición del implante en la cóclea mediante la realización de una radiografía simple (en proyección transorbitaria o proyección de Stenvers) la telemetría de impedancia (que mide la impedancia de cada uno de los electrodos del implante, así como la presencia de posibles cortocircuitos entre canales) y, especialmente la respuesta subjetiva del paciente.

Los electrodos son encendidos si proporcionan una estimulación auditiva adecuada. En cambio, si un electrodo no proporciona una respuesta auditiva adecuada debe ser apagado, ya que la banda de frecuencia asociada a éste no será percibida por el paciente, además de estar consumiendo recursos de forma innecesaria. Al desconectar el electrodo, se redefine el banco de filtros distribuyendo los canales activos en escala logarítmica sobre el eje de frecuencia, de modo que la desconexión del electrodo no va a impedir que perciba el sonido en la banda de frecuencia que estaba asociada al electrodo apagado, aunque va a suponer una pequeña disminución de resolución espectral.

Hay una serie de causas que originan una estimulación inadecuada de los electrodos sobre el nervio auditivo por lo que deben ser desconectados. Entre dichas causas se encuentran las siguientes:

- Electrodos situados fuera de la cóclea, en este caso el electrodo no proporciona una estimulación

del nervio auditivo o la sensación auditiva percibida por el paciente es de muy baja intensidad a pesar de usar unos niveles de estimulación muy altos.

- Electrodo cuya estimulación no proporciona una respuesta auditiva debido a que la zona de la cóclea en la que está colocado el electrodo, el índice de supervivencia neuronal es muy bajo. Éste es uno de los factores implicados en la peor o mejor discriminación del paciente implantado [Gantz1993], [Nadol1989], [Sainz2002], [Sainz2003b], [Ruiz2002a]:
- Estimulaciones colaterales. Si además de la sensación auditiva la estimulación en un electrodo produce estimulaciones colaterales, como son, sensaciones táctiles o actividad motora debido a una estimulación no controlada del nervio facial o mareos debido a la estimulación del nervio vestibular, conviene apagar el canal correspondiente.
- Problemas eléctricos en la guía: si un electrodo está en abierto (impedancia muy alta debido a un corte en el cable que conduce la corriente desde el estimulador al electrodo), no será posible la llegada de corriente y por tanto no le proporcionará estimulación. En caso de cortocircuito entre los electrodos habrá que desconectar uno de ellos o los dos para evitar una confusión entre bandas de frecuencia asociadas a estos electrodos.

2.4.2. Estimación de THR y MCL

Los umbrales (THR) y máximos niveles de confort (MCL) son parámetros que se establecen independientemente para cada canal activado del implante. El THR se define como el mínimo nivel de estimulación eléctrica que el paciente es capaz de percibir, mientras que el MCL se define como el máximo nivel de estimulación que el paciente tolera, para el electrodo considerado, sin llegar a sentir una sensación molesta. Habitualmente estos parámetros son establecidos a través de la respuesta subjetiva de los pacientes ante una serie de estímulos presentados sobre cada electrodo a distintas intensidades [Wilson1991], [Loizou1998]. Este procedimiento presenta varias dificultades [Dawson1997], [Sainz2002c], [Sainz2003]:

- Para la aplicación de este método es necesaria una comunicación fluida entre el programador y el paciente. Ésta comunicación es difícil de conseguir en niños de corta edad y en pacientes con poca experiencia auditiva o con habilidades comunicativas muy limitadas.
- Para la estimación precisa de los umbrales es necesario que el paciente esté concentrado en la percepción de los estímulos de baja intensidad, circunstancia que es difícil de conseguir en niños pequeños y en pacientes que no tienen mucha experiencia en el uso del implante, así como en pacientes que presentan acúfenos, circunstancia bastante frecuente sobre todo en pacientes adultos

ya que el acúfeno enmascara la respuesta proporcionada por el implante y dificulta o impide la estimación precisa de los umbrales.

- Para estimar los niveles máximos de confort es necesario presentar al paciente estímulos de alta intensidad, próximos al máximo nivel que tolera sin que le ocasione molestia. Este concepto es muy subjetivo y además variable de un paciente a otro e incluso en un mismo paciente a lo largo de la sesión de programación, motivos que dificultan la estimación precisa del MCL. También puede ocurrir que la estimulación de un electrodo para un cierto nivel produzca una sensación molesta sin que la sensación auditiva sea de sonido intenso. En estos casos, una programación basada en la definición de MCL daría lugar a una descompensación entre distintas bandas de frecuencia.

Todas estas circunstancias son causa de una estimación inadecuada de los niveles THR y MCL y como consecuencia la aplicación de un rango dinámico eléctrico inadecuado para el electrodo afectado. Este error en la estimación de los parámetros de programación, puede verse parcialmente compensado por la posibilidad que tiene el paciente de ajustar el nivel global de estimulación proporcionado por el implante, a través del control de volumen.

En el caso de que el MCL de un canal esté excesivamente alto, los sonidos en la banda de frecuencia afectada van a producir una sensación molesta, por lo que el paciente tenderá a reducir el nivel global de estimulación a través del control de volumen. Esto tiene como efecto que la estimulación va a ser insuficiente para todas las bandas de frecuencia (excepto la que estaba desajustada) con la consiguiente pérdida de sensibilidad y de resolución en intensidad.

En el caso de una infraestimación del MCL de un canal, el paciente va a percibir la banda de frecuencias correspondiente a dicho canal con una intensidad baja con respecto al resto de canales, perdiendo además sensibilidad y resolución en intensidad para los sonidos en esta banda.

En un trabajo previo [Sainz2003] hemos estimado el efecto que tienen los desajustes de los niveles THR y MCL sobre la sensibilidad. En la figura 2.14 se muestra el efecto del desajuste de los niveles de programación THR y MCL sobre los umbrales de percepción auditiva, tanto sobre los canales afectados por el desajuste como sobre el resto de canales (el desajuste se realizó sobre los canales correspondientes a la frecuencia de 1000 Hz). Hemos encontrado que una infraestimación del MCL de un electrodo de un 20 % produce una pérdida de sensibilidad de 10 dB, mientras que una sobreestimación del 20 % seguida de un reajuste del control de volumen reduce en 8 dB la sensibilidad para el resto de los electrodos. La estimación imprecisa de los niveles THR ocasiona una pérdida de sensibilidad y de resolución en intensidad que puede afectar tanto al canal involucrado como al resto de los canales. Hemos encontrado que una infraestimación del THR al 50 % de su valor óptimo reduce la sensibilidad en 5 dB para el electrodo afectado. Puede observarse que una imprecisión en la estimación de los niveles THR tiene menos efecto sobre la sensibilidad que en el caso de los niveles MCL. La sobreestimación del THR hace que en

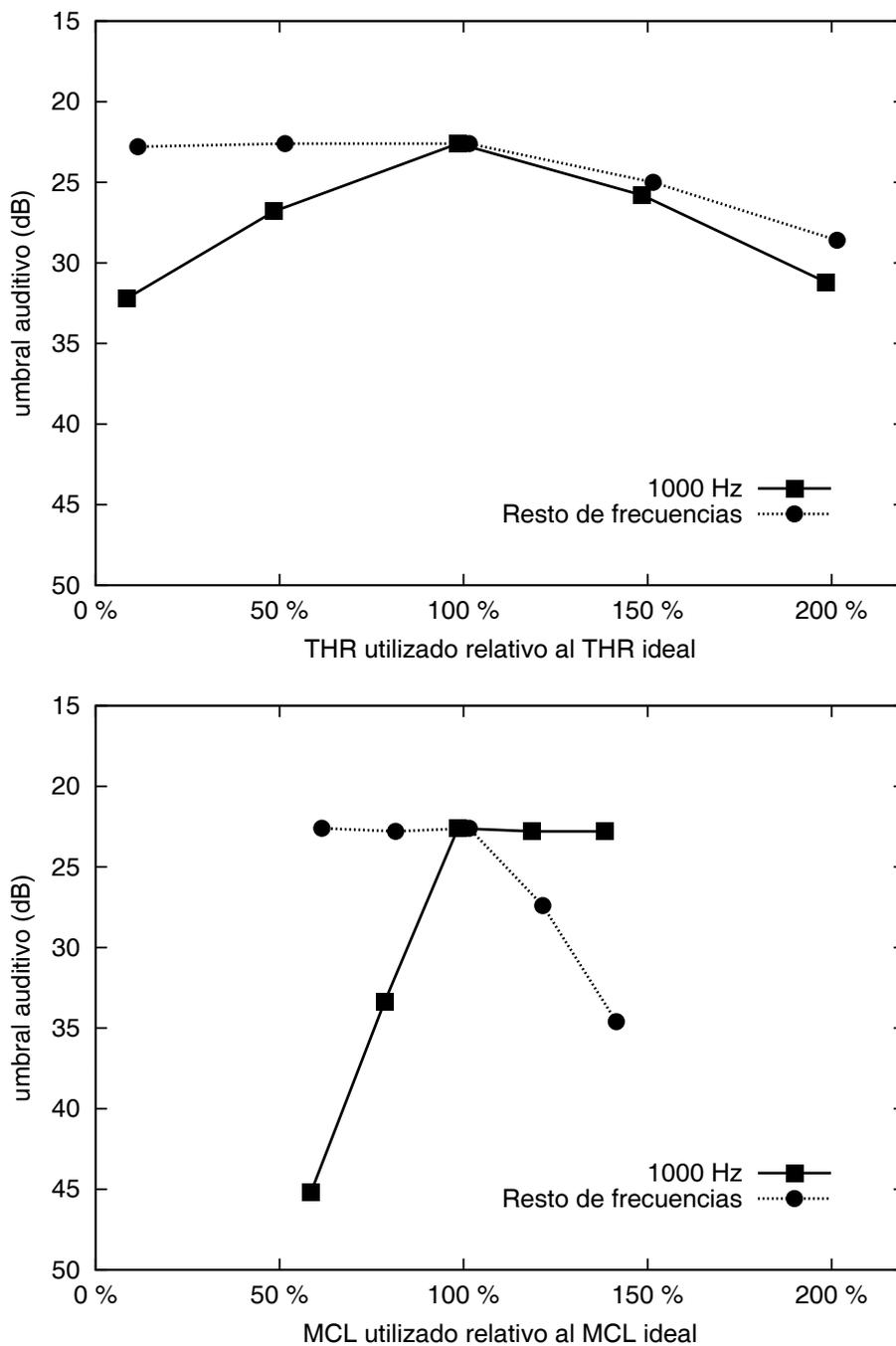


Figura 2.14: Efecto del desajuste de los niveles THR y MCL sobre la sensibilidad en la percepción con el implante coclear.

ausencia de sonido, el procesador genere un estímulo que, estando en el nivel THR establecido, resulta perceptible por el paciente. De este modo el paciente va a percibir un ruido de fondo aún en ausencia de sonido que enmascara los estímulos generados por sonidos débiles, con la consiguiente pérdida de sensibilidad tanto para el canal afectado como para el resto de los canales. Una sobreestimación del 50 % con respecto al valor óptimo reduce la sensibilidad en 7 dB para el canal afectado y en 5 dB para el resto de canales. Estas estimaciones nos dan una idea de la importancia de un buen ajuste del procesador y proporcionan una valoración cuantitativa del efecto que tienen las imprecisiones en la estimación de los niveles THR y MCL.

Capítulo 3

ADQUISICIÓN DE REGISTROS

En este capítulo describimos el procedimiento seguido para obtener los registros del reflejo estapedial sobre los pacientes incluidos en la muestra. Este procedimiento ha incluido una exploración previa para verificar la colocación del implante coclear así como la integridad del sistema tímpano-osicular. En el capítulo se describe como se han generado los estímulos a través del implante coclear y como se han registrado mediante el otoadmitanciómetro.

3.1. Exploración previa

Las exploraciones realizadas antes de obtener los registros del reflejo estapedial, son la verificación tanto del implante coclear como del sistema tímpano-osicular, para cada uno de los pacientes incluidos en este estudio.

La verificación del sistema del implante coclear ha incluido en primer lugar, la comprobación de la inserción de la guía porta-electrodos en la cóclea, mediante radiografía simple en proyección transorbital o proyección de Stenvers. Dicha imagen se obtiene de la historia clínica de cada paciente ya que en el protocolo de implantes cocleares está incluida la realización de la radiografía el día posterior a la intervención quirúrgica. La integridad del sistema de implante coclear se ha comprobado mediante telemetría de impedancias. La telemetría de impedancias, en el sistema de implante Combi 40+ utilizado por los pacientes de la muestra, proporciona información sobre el acoplamiento entre las partes externa e interna y la impedancia eléctrica de cada uno de los electrodos del implante coclear. También permite identificar cortocircuitos entre electrodos o electrodos en abierto.

Tras la comprobación del implante coclear, se realiza la observación de la membrana timpánica mediante otomicroscopía con el objetivo de obtener una imagen de la membrana timpánica magnificada que permita observar los detalles con mayor precisión, valorando el aspecto, color e integridad del tímpano.

Paciente	otoscopia	timpanograma	incluido	causa exclusión
1	normal	normal	sí	—
2	normal	normal	sí	—
3	normal	normal	sí	—
4	normal	normal	sí	—
5	normal	normal	sí	—
6	normal	normal	sí	—
7	normal	normal	sí	—
8	normal	desplaz. pres. negativas	sí	—
9	normal	normal	sí	—
10	normal	normal	sí	—
11	normal	normal	sí	—
12	normal	normal	sí	—
13	normal	normal	sí	—
14	normal	normal	sí	—
15	normal	normal	sí	—
16	normal	normal	sí	—
17	normal	normal	sí	—
18	normal	normal	sí	—
19	normal	normal	sí	—
20	normal	normal	sí	—
21	normal	normal	sí	—
22	normal	normal	sí	—
23	normal	normal	sí	—
24	norma	normal	sí	—
25	normal	normal	no	no se obtiene reflejo
26	normal	normal	no	no se obtiene reflejo
27	cirugía radical	—	no	cirugía radical
28	normal	normal	no	no se obtiene reflejo
29	tímpano congestivo	plano	no	OMS
30	tímpano congestivo	plano	no	OMS
31	perforación central	—	no	perforación timpánica
32	perforación central	—	no	perforación timpánica
33	tímpano congestivo	plano	no	OMS
34	cirugía radical	—	no	cirugía radical
35	cirugía radical	—	no	cirugía radical
36	normal	normal	no	no se obtiene reflejo
37	cirugía radical	—	no	cirugía radical

Tabla 3.1: Resultados de la exploración previa a la exploración del reflejo estapedial.

La realización de una timpanometría, permite valorar el estado del oído medio y la movilidad del complejo timpanoosicular, que debe de ser óptimo para la realización y posterior registro del reflejo estapedial (ya sea evocado mediante estimulación acústica o mediante estimulación eléctrica). Tras la realización de la otoscopia y la valoración del timpanograma permitió, en cada caso, decidir el oído sobre el que obtener el registro del reflejo y, en algunos casos, descartar al paciente para la realización de esta exploración. En la tabla 3.1 se muestra un resumen del resultado de esta exploración previa sobre los pacientes incluidos en nuestro estudio. En la tabla se indican las observaciones más relevantes con respecto a la otoscopia y el timpanograma, cuál fue el oído seleccionado para el registro del reflejo y si finalmente el paciente fue o no considerado para el registro de reflejo estapedial. De los 37 pacientes inicialmente incluidos, 9 fueron descartados por presentar otoscopia o timpanograma incompatible con el registro del reflejo estapedial en ambos oídos (lo que representa un 24.3 %). Del resto, no fue observado que el reflejó en cuatro pacientes a pesar de encontrarse en buen estado el sistema timpanoosicular en al menos un oído. La ausencia de respuesta en estos casos puede atribuirse a una atrofia o agenesia del músculo estapedial.

En la figura 3.1 se muestran tres timpanogramas correspondientes a tres pacientes. La primera gráfica corresponde a un timpanograma normal (curva “tipo A” según la clasificación de Jerger [Jerger1974]). La segunda es un timpanograma de compliancia baja (curva tipo “As”) y corresponde a un paciente que no presentaba reflejo. La tercera es un timpanograma que carece de pico (curva “tipo B”), y corresponde a otro paciente para el que no se obtuvo reflejo. El primer paciente fue incluido en el estudio, mientras que los otros dos quedaron excluidos al no ser posible la obtención de registros del reflejo estapedial. El timpanograma permite además determinar la presión de máxima compliancia, lo que permite realizar el registro del reflejo estapedial en condiciones que maximizan el desplazamiento de la membrana timpánica, estableciendo esta presión durante el registro.

Finalmente, como paso previo a la preparación del estímulo, se apreciaron los niveles de estimulación establecidos en el mapa de programación de cada paciente, es decir, los umbrales de estimulación eléctrica (o niveles THR) y los máximos niveles de confort (o niveles MCL) para los electrodos activados. Esta información resulta de utilidad, durante el registro del reflejo como referencia para elegir la intensidad del estímulo a presentar al paciente, y una vez obtenidos los registros, para estudiar la relación entre las medidas objetivas y el mapa de programación. En el apéndice B se pueden encontrar las curvas timpanométricas, valores y presiones de máxima compliancia, y los mapas de programación de los distintos pacientes.

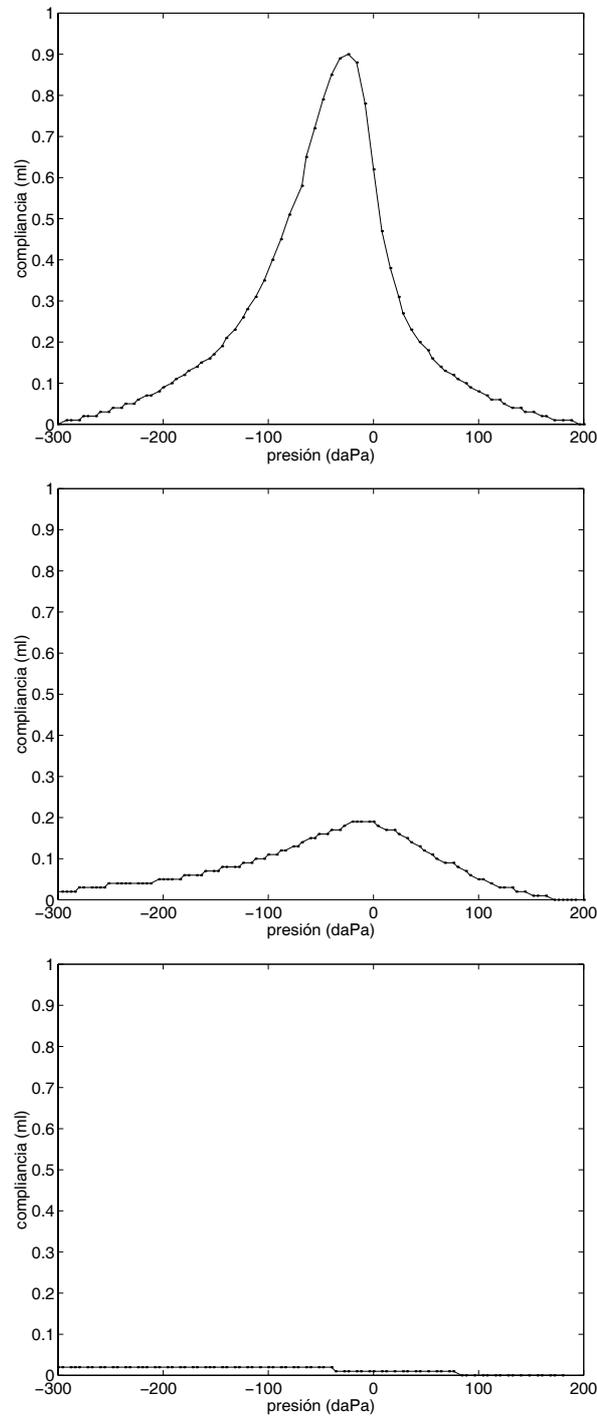


Figura 3.1: *Timpanogramas correspondientes a tres pacientes. El primero presenta características normales. El segundo presenta una compliancia baja. El tercero no presenta pico.*



Figura 3.2: Interface DIB utilizado para la transmisión del estímulo desde el ordenador al implante.

3.2. Preparación y generación de estímulos

En este estudio, el reflejo estapedial ha sido evocado mediante estimulación eléctrica generada a través del implante coclear. Para la generación del estímulo se ha utilizado el hardware y el software desarrollados para el ajuste de los procesadores del implante coclear. El hardware utilizado consiste en un ordenador personal de tipo PC, un interface conocido como DIB (Diagnostic Interface Box), un transmisor que, conectado al DIB, sirve para enviar el estímulo al implante coclear mediante una transmisión transcutánea. Estos elementos son los mismos que se utilizan para la programación y ajuste del procesador. En la figura 3.2 se muestra el DIB y el transmisor, que constituyen el hardware específico necesario para la generación de estímulos necesarios en esta exploración.

Para configurar y presentar los estímulos hemos utilizado el software “CI studio +” desarrollado por MED-EL para la programación de los procesadores de los implantes COMBI 40+. Este software permite presentar, en los distintos electrodos, estímulos adecuados para esta exploración.

El estímulo presentado ha consistido en un tren de pulsos bifásicos. La sensación de volumen que percibe el paciente depende de la carga insertada en cada fase del pulso (es decir, del producto de la

intensidad eléctrica por la duración de la fase). Por tanto, la intensidad eléctrica (medida en μA) y la duración (medida en μs) de cada pulso determinan el nivel de estimulación (que se mide en unidades de carga eléctrica, nC). Los pulsos bifásicos se han presentado con una tasa de repetición que depende de la duración del pulso y del número de electrodos activos, tal y como ocurre durante el funcionamiento normal del sistema:

$$\text{tasa de estimulación} = \frac{1}{N \cdot \Delta t + 2 \cdot \sum_{n=1}^N \Delta T_n}$$

donde N es el número de electrodos activos y ΔT_n es la duración de cada fase de los pulsos correspondientes al electrodo n y Δt es el intervalo entre dos pulsos consecutivos (por defecto $1.67 \mu\text{s}$). Así, en la configuración por defecto, con 12 electrodos activos y una duración de la fase de estimulación de $26.67 \mu\text{s}$, se obtiene una tasa de estimulación de 1560 pulsos por segundo.

De esta forma, se pretende que el estímulo presentado sea consistente con la estrategia de estimulación CIS (continuous interleaved sampling [Loizou1998], [Loizou2000], [Wilson1995], [Zierhofer1997]) implementada en el sistema de implante coclear. Al ser esta estimulación parecida a la que se obtendría durante el funcionamiento normal del sistema de implante coclear, cabe esperar una mejor correlación entre las medidas objetivas y los niveles de programación requeridos por el paciente para una adecuada percepción del sonido.

Con objeto de establecer y mantener la respuesta del músculo estapedial durante un periodo que permita la identificación del reflejo, se ha establecido una duración de un segundo para el tren de pulsos bifásicos que constituye el estímulo. En la figura 3.3 se muestran las características de los estímulos presentados, donde el periodo presentación de estímulo, T_s , es el inverso de la tasa de estimulación, y se ha establecido en el test del reflejo estapedial del siguiente modo:

$$T_s = N_i \cdot (2 \cdot 26,67 \mu\text{s} + 1,67 \mu\text{s})$$

donde N_i es el número de electrodos del implante que se observan insertados en la imagen radiológica. En caso de requerirse niveles altos de estimulación para que aparezca reflejo, la duración del pulso se ha incrementado por encima de los $26.67 \mu\text{s}$, adaptando de forma consistente el periodo de presentación del estímulo en la exploración del reflejo estapedial.

La exploración del reflejo estapedial se ha realizado de forma independiente para cada electrodo del implante coclear. Una vez configurada la duración del tren de pulsos (1 segundo) se ha establecido la duración de la fase en los pulsos y la tasa de estimulación común a todos los electrodos. Finalmente para cada electrodo, se han presentado los trenes de pulsos con distintos valores de la intensidad de estimulación, teniendo en cuenta los niveles establecidos en el mapa de programación del paciente explorado. Se ha comenzado por niveles bajos de estimulación, y se han aumentado progresivamente hasta identificar

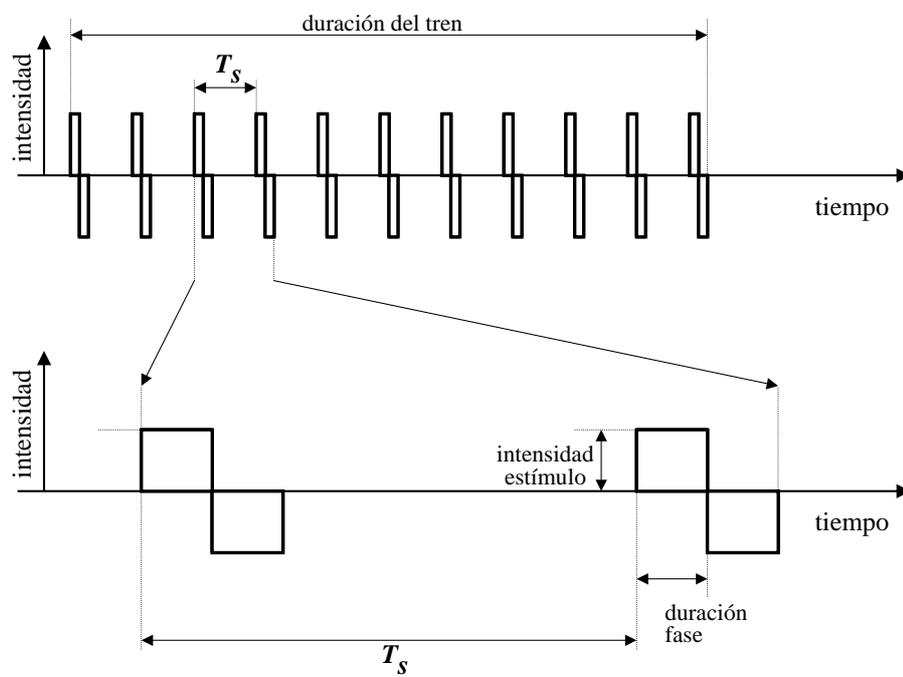


Figura 3.3: Estímulo eléctrico utilizado para evocar el reflejo estapedial.



Figura 3.4: Vista frontal del impedanciómetro AZ26 utilizado par el registro del reflejo estapedial.

el reflejo estapedial en el registro del otoadmitanciómetro.

3.3. Equipo de registro

El registro del timpanograma y del reflejo estapedial se ha realizado con otoadmitanciómetro modelo AZ26 fabricado por InterAcoustics. Este equipo dispone de una consola con teclas para el control del equipo, un display constituido por una pequeña pantalla de cristal líquido y una impresora que mediante rollos de papel térmico permite la generación de los informes en papel, como se aprecia en la figura 3.4. En la parte trasera el equipo, como se aprecia en la figura 3.5, se dispone además de un panel de conexiones en el que se conecta el cable de alimentación del equipo y la sonda para el registro de medidas. Entre los conectores incluye además una entrada para teclado estándar de PC así como un conector RS-232 para transferir los registros a un ordenador de tipo PC a través del puerto serie.

El equipo AZ26 está diseñado para la obtención del timpanograma, para la exploración de la función de la trompa de Eustaquio (test de Willians y test de Toynbee), la realización del test del reflejo estapedial

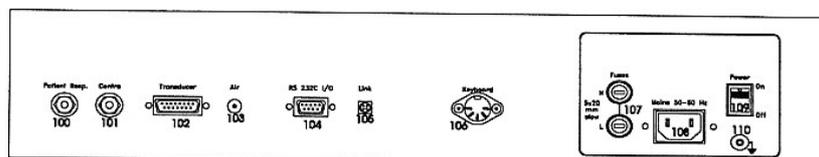


Figura 3.5: Vista posterior del impedanciómetro AZ26, donde se pueden ver las distintas conexiones del equipo.

(medida del umbral, la fatiga y la latencia) así como para la realización de audiometría. El equipo incluye la sonda AZ26-ATP, que dispone de un tubo conectado a una bomba, para poder controlar la presión suministrada al CAE. También dispone del sensor y de un transductor que permite generar sonidos en el oído ipsilateral (en el oído explorado). Para la estimulación del oído contralateral dispone de un altavoz auricular (TDH39) convenientemente calibrado. La sonda es introducida en el CAE utilizando olivas de plástico para conseguir la estanquidad necesaria para la realización de la exploración. A tal efecto, se encuentran disponibles olivas de distintos tamaños para la adaptación de la sonda al tamaño del CAE de cada paciente.

3.3.1. Características técnicas del otoadmitanciómetro

En cuanto a las medidas de presión, el equipo AZ26 permite suministrar presiones comprendidas en el rango de -600 a +300 daPa, y las medidas de presión tienen una precisión del $\pm 10\%$ o 10 daPa. Las medidas de compliancia se encuentran en el rango de 0.1 a 6.0 ml, y son proporcionados con una precisión de $\pm 5\%$ o 0.1 ml. Para la medida del reflejo estapedial, en el transductor ipsilateral se pueden presentar tonos de 500, 1000, 2000, 3000 o 4000 Hz con intensidades entre 10 y 110 dB HL en pasos de 5 dB o bien ruido (de banda ancha, paso-alto o paso-bajo). Sobre el altavoz contralateral se pueden presentar tonos de 250, 500, 1000, 2000, 3000, 4000, 6000 u 8000 Hz, con intensidades entre 10 y 120 dB o bien ruido (de banda ancha, paso-bajo o paso-alto). En este test la ventana de medida es de 1 segundo de duración, o bien puede aumentarse a 10 segundos o a 30 segundos para observar el decay del reflejo.

Para el registro de audiometría el equipo presenta tonos en las frecuencias 250, 500, 1000, 2000, 3000, 4000, 6000 y 8000 Hz con intensidades entre -10 y 100 dB HL (en pasos de 5 dB) excepto para 250 Hz, donde el límite se encuentra en 90 dB HL. Para la realización del test de audiometría el equipo dispone de una entrada en la que se puede conectar un interruptor mediante el cual el paciente indica si ha percibido el estímulo.

El equipo permite la medición de timpanometría, reflejo estapedial (incluyendo decay y latencia), test de la función de la trompa de Eustaquio y audiometría. Estos test pueden realizarse en modo manual o automático. Si bien el modo manual permite un uso más versátil del otoadmitanciómetro, la existencia de un menú de configuración para el modo automático proporciona cierta flexibilidad a los tests, haciendo posible la sistematización de los registros.

La calibración del equipo está realizada por el proveedor de acuerdo con la norma ANSI 3.60-1985/IEC 1027-1991 (para el impedanciómetro) y con la norma ISO/R 389-1991 (para el audiómetro).

El equipo AZ26 dispone de un interface RS-232 para transmitir datos a un ordenador o para recibir datos del ordenador para controlar el equipo. La comunicación se puede configurar a una velocidad comprendida entre 600 y 38400 bits por segundo. La transmisión debe configurarse en modo asíncrono con las características siguientes: 1 bit de comienzo; 7 bits de datos; un bit de paridad (se utiliza paridad par) y 2 bits de parada.

3.3.2. Configuración del equipo de reflejo estapedial

Puesto que nuestro estudio se centra en la medición del reflejo estapedial evocado mediante estimulación eléctrica en pacientes con implante coclear, la parte del equipo AZ26 dedicada a la configuración y generación de estímulo acústico no debe ser tenida en cuenta. La obtención del timpanograma se ha realizado en modo automático. En este modo, el equipo analiza el correcto sellado de la sonda en el CAE, determinando si hay o no fugas de aire. Cuando detecta que la oliva está correctamente colocada, comienza a medir la compliancia haciendo un barrido de presión entre +200 daPa y -300 daPa a una velocidad de 150 daPa/seg con una tonal de sonda fija de 226Hz a 85 dB SPL.

Una vez obtenido el timpanograma se procede a la obtención del registro del reflejo estapedial, lo que se realiza en modo manual. El primer paso para la configuración del test del reflejo estapedial cuando se opera en modo manual es fijar la presión al valor de máxima compliancia obtenido en el timpanograma. El test del reflejo estapedial se configura en modo decay, lo que permite seleccionar una ventana de medida de 10 segundos. El nivel de estimulación acústica (en el equipo del reflejo estapedial) se reduce al mínimo (pues el estímulo que va a desencadenar el reflejo va a proceder del implante). La adquisición del registro comienza pulsando la correspondiente tecla de control. Durante los 10 segundos siguientes es presentado al paciente la estimulación eléctrica, y registrándose en el equipo los cambios de volumen en el CAE asociados al reflejo estapedial. Estos registros son almacenados en el equipo AZ26 y al concluir la exploración son impresos en papel térmico y transferidos a un ordenador PC a través del interface RS-232 para su posterior análisis.

3.4. Obtención de registros y acondicionamiento de datos

3.4.1. Obtención de medidas de reflejo estapedial

El procedimiento seguido para la obtención de los registros del reflejo estapedial en los pacientes con implante coclear ha sido el siguiente. En primer lugar se han realizado las exploraciones previas indicadas (examen de la imagen radiológica de la cóclea, telemetría de impedancias del implante, otomicroscopia y timpanometría en ambos oídos), seleccionando de este modo el oído sobre el que obtener los registros de reflejo. A continuación se ha analizado el mapa de programación del paciente, utilizando los niveles de programación MCL y THR como niveles de referencia para desencadenar el reflejo estapedial. Una vez seleccionado el oído y configurado el sistema para estimulación se ha realizado una nueva timpanometría en el oído seleccionado, que sirve para determinar la presión de máxima compliancia, y a continuación se ha procedido a la obtención de los registros del reflejo estapedial.

Puesto que se utilizó una ventana de 10 segundos para el registro del reflejo y la duración del tren de pulsos utilizados en cada estímulo es de un segundo, en cada registro se presentaron tres estímulos, (es decir tres trenes de pulsos idénticos, con un segundo de duración cada uno de ellos). Esto permite comprobar la reproducibilidad de la respuesta, y a la hora de medir la amplitud del reflejo, disponer de un mayor número de medidas.

Para facilitar el procedimiento de exploración y guardar un registro escrito de la prueba, se ha preparado una ficha para cada paciente (mostrada en la figura 3.6), en la que se indican los datos identificativos del paciente, el oído implantado, el mapa de programación, y para cada registro de reflejo estapedial las características de la estimulación (electrodo activado, intensidad y duración de los pulsos) si fue apreciable el reflejo en el otoadmitanciómetro, en qué oído se realizó el registro y las observaciones pertinentes caso de ser necesarias.

3.4.2. Transferencia de datos

Puesto que el equipo de registro del reflejo AZ26 no dispone de un procedimiento para el almacenamiento permanente de los datos de la exploración, como medida de seguridad los registros fueron impresos haciendo uso de la impresora de papel térmico integrada en el equipo. En la figura 3.7 se muestra el registro impreso tal y como es proporcionado por el equipo AZ26. Este formato de datos no es adecuado para el posterior tratamiento informatizado de los datos, por lo que se ha desarrollado un programa para realizar la transferencia de los datos desde el equipo AZ26 a un PC a través del interface RS-232 (puerto serie).

La conexión entre el equipo AZ26 y el puerto serie del PC se realiza mediante un cable de datos en el

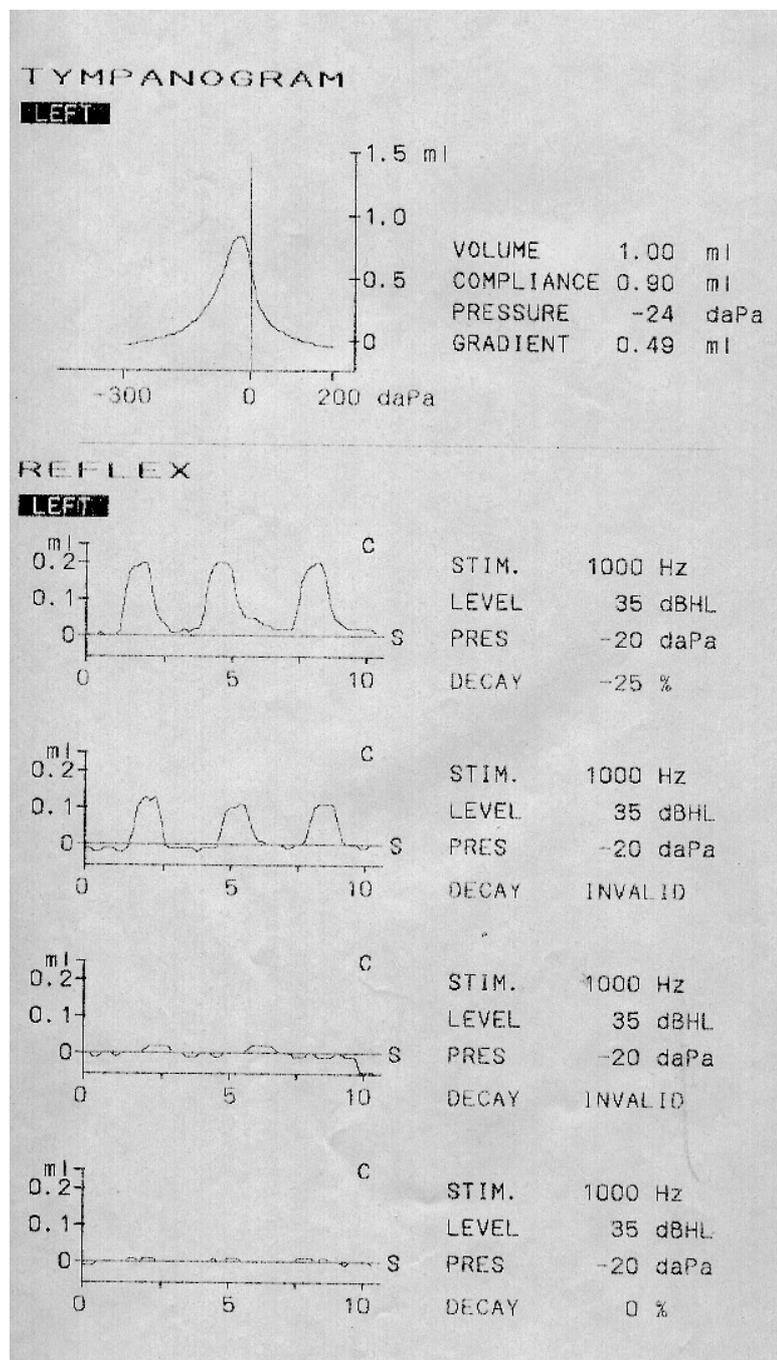


Figura 3.7: Registros proporcionados en papel térmico por el equipo AZ26.

Línea		Equipo AZ26	Equipo PC	
		conector DB-9 número pin	conector DB-9 número pin	conector DB-25 número pin
TX	transmitted data	3	3	2
RX	received data	2	2	3
CTS	clear to send	8	8	5
GND	tierra	5	5	7
DTR	data terminal ready	4	4	20
DSR	data set ready (ready to send)	6	6	6
RTS	request to send	7	7	4

Tabla 3.2: Conexiones en el cable de transmisión del interfaz RS-232 entre el equipo AZ26 y el ordenador personal.

que hay conectadas seis líneas. El interfaz RS-232 dispone de un zócalo DB-9 hembra en el equipo AZ26 mientras que el puerto serie del PC dispone de un conector macho, bien DB-9 o bien DB-25 y el cable preparado por tanto dispone de un conector DB-9 macho en el extremo del equipo AZ26 y un conector hembra, bien DB-9 o bien DB-25 (dependiendo del tipo de conector instalado en el PC) en el extremo correspondiente al PC. Las líneas conectadas y pines correspondientes en el conector se especifican en la tabla 3.2.

La configuración de la transmisión serie requiere utilizar 7 bits de datos, 1 bit de comienzo, 2 bits de parada y 1 bit de paridad (se utiliza paridad par). La tasa de transmisión se puede configurar en el equipo AZ26 para tomar valores entre 600 y 38.400 baudios, pero debe ser la misma en el equipo AZ26 y en el PC.

La comunicación entre el PC y el equipo AZ26 comienza siempre desde el PC. Cada paquete de datos transmitido comienza con un identificador de comienzo de envío (STX, start of sending) para lo que se utilizan el valor 02x hexadecimal. La transmisión de datos finaliza siempre con un identificador de fin de transmisión (EOT end of transmission) utilizando el valor hexadecimal 04x.

Para solicitar un registro de datos al equipo AZ26 hay que enviar el carácter ASCII "G" seguido de un número (en ASCII) comprendido entre -1 y 10. Con G-1 el equipo responde con una identificación, enviando la cadena "Identification AZ26". G0 proporciona el estado del teclado. G1 indica si hay respuesta del paciente (a través del interruptor destinado a tal efecto). G2 o G10 solicita los datos timpanométricos estáticos. G3 solicita el timpanograma (datos de presión y compliancia). G4 o G9 se usa para solicitar los registros del reflejo estapedial. Los indicadores G5 y G6 son utilizados para solicitar datos relativos al test de funcionalidad de la trompa de Eustaquio y G8 solicita los datos audiométricos.

Así, por ejemplo, para solicitar al equipo los datos correspondientes al timpanograma, hay que enviar a través del puerto serie la cadena "STX G3 EOT", es decir los valores hexadecimales "02x 47x 33x

04x". En tal caso el equipo AZ26 responde enviando una cadena de valores hexadecimales que comienza con el identificador STX (02x) y finaliza con el EOT (04x), donde los datos son transmitidos en ASCII utilizando marcas especiales como separadores: (US: unit separator con el valor hexadecimal 1F_x; GS: group separator con 1D_x y RS: record separator, con el valor 1E_x).

En el caso del timpanograma los datos enviados por el equipo AZ26 son (a) el oído explorado (izquierdo: 0; derecho: 1) y una tabla con 255 valores de presión y 255 valores de compliancia en ASCII (los valores de presión entre -600 y 300 expresados en daPa, los de compliancia entre -30 y 300 en centésimas de ml).

En el caso de los registros del reflejo se indica si la exploración corresponde al oído izquierdo (0) o derecho (1), si el estímulo es en el oído ipsi (0) o contralateral (1), el tipo de registro de reflejo (reflex: 0; decay: 1; latency: 2) el tipo de estímulo utilizado (frecuencia o tipo de ruido) el nivel de estimulación, y a continuación una tabla de valores en la que se indican las variaciones de volumen del CAE en función del tiempo, es decir, el registro de reflejo estapedial.

De acuerdo con las especificaciones de la comunicación en entre el AZ26 y un PC, hemos escrito un programa de lenguaje C para realizar la transferencia y almacenamiento de los datos correspondientes a los registros. Dicho programa gestiona la configuración del puerto serie del PC para adaptarla a los requerimientos del equipo AZ26, permitiendo configurar la tasa de transmisión (que debe coincidir con la establecida en el equipo AZ26) y seleccionar el puerto serie del PC utilizado (usualmente COM 1). El resto de parámetros (bits de comienzo, parada y paridad, y tipo de paridad) son fijos y por tanto son configurados automáticamente.

El programa escrito permite además introducir datos identificativos del paciente, y obtienen la fecha del equipo PC. Estos datos son escritos en los ficheros de datos para facilitar la identificación de los registros. Una vez configurada la transmisión, el usuario puede solicitar la transferencia de los datos de timpanometría o del reflejo estapedial. Cuando se selecciona una de estas opciones el PC envía la instrucción correspondiente al equipo AZ26 (enviando la cadena "STX G3 EOT" o "STX G4 EOT" respectivamente) y recibe la respuesta proporcionada por el otoadmitanciómetro. Esta respuesta es desempaquetada y decodificada adecuadamente. Finalmente, el programa permite escribir los datos en un fichero (con extensión ".tim" en el caso del timpanograma o ".ref" en el caso del reflejo) en un formato adecuado, indicando el paciente, la fecha de la exploración y permitiendo opcionalmente la inclusión de los comentarios que el audiólogo estime oportunos.

En el apéndice 1 se incluye el listado del programa en C desarrollado para la comunicación entre el equipo AZ26 y el ordenador a través del interfaz RS-232.

3.4.3. Acondicionamiento de los datos

Los datos transferidos (correspondientes a la timpanometría o al registro del reflejo estapedial) son almacenados en un fichero en formato ASCII para poder ser procesados posteriormente. Los parámetros que no forman parte de la tabla de datos (nombre, fecha, comentarios, etc.) están precedidos por un carácter especial (“%”) que permite su identificación como comentarios durante su procesamiento. Para la lectura y procesamiento de los ficheros “.tim” y “.ref” se han escrito rutinas de MATLAB que permiten la lectura de los ficheros, guardando las tablas de valores en matrices de datos y permitiendo la representación gráfica de los registros, así como la estimación de parámetros que permitan el análisis posterior de las medidas electrofisiológicas. En las figuras 3.8 y 3.9 se muestran registros de timpanometría y del reflejo estapedial tal y como se imprimen por el otoadmitanciómetro y la representación gráfica de los valores transferidos por el procedimiento descrito en esta sección.

3.5. Identificación de respuestas en los pacientes

Para la exploración de cada paciente, se ha registrado la respuesta del reflejo estapedial evocada por la estimulación en los distintos electrodos y con distintos niveles de estimulación. Cada registro, como se ha indicado, incluye la respuesta a tres estímulos idénticos obtenidos con una ventana temporal de 10 segundos. Esto facilita la identificación de la respuesta y permite comprobar la reproducibilidad de la respuesta, haciendo además más fiables las medidas de amplitud.

En las figuras 3.10 se representan las respuestas correspondientes a un paciente al aplicar la estimulación sobre uno de los electrodos. Cada línea representa el registro correspondiente a un nivel de estimulación. Se puede observar cómo disminuye la amplitud del reflejo a medida que se reduce el nivel de estimulación. En estas gráficas se ha desplazado el nivel de referencia de los distintos registros para representar de forma más compacta las respuestas asociadas a los distintos niveles de estimulación. Junto a cada registro se ha indicado que el nivel de estimulación (en nano Coulombios, nC, es decir multiplicando la intensidad de estimulación por la duración de los pulsos) utilizado para evocar el reflejo estapedial.

El apéndice B recoge los datos disponibles correspondientes a la exploración de cada paciente. Se indican la edad del paciente en el momento de la exploración, el tiempo de uso del implante, el oído implantado y el oído explorado. También se ha incluido el mapa de programación, incluyendo para cada canal los niveles MCL y THR en μA , la duración de los pulsos de estimulación, y los niveles MCL y THR en nC. También se han especificado los electrodos desconectados en el mapa de programación. En cuanto a la exploración realizada con el equipo AZ26, se ha representado para cada paciente el timpanograma, indicando el valor de máxima compliancia y la presión de máxima compliancia. En cuanto al

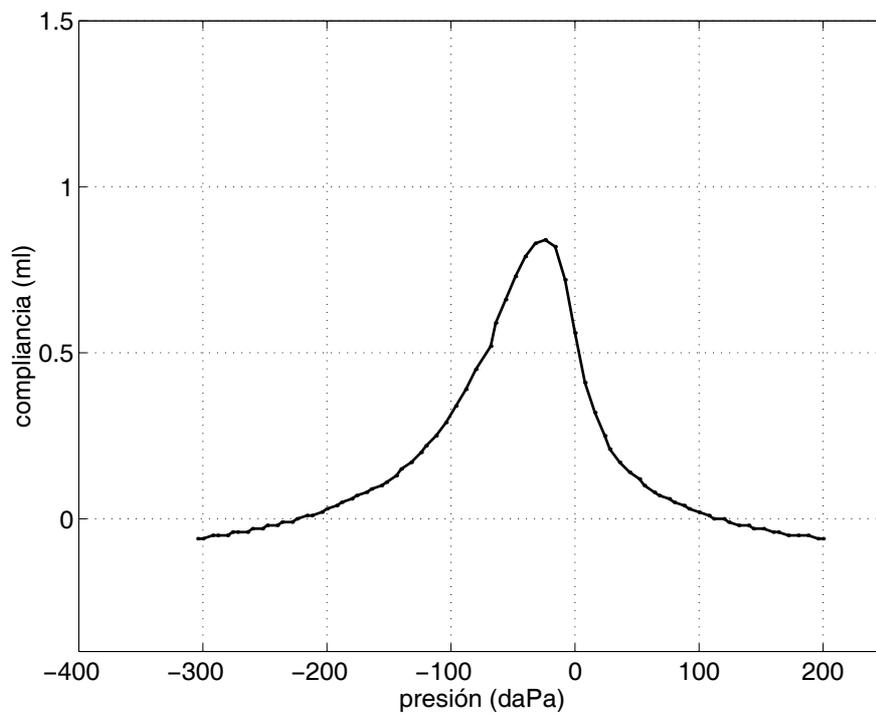
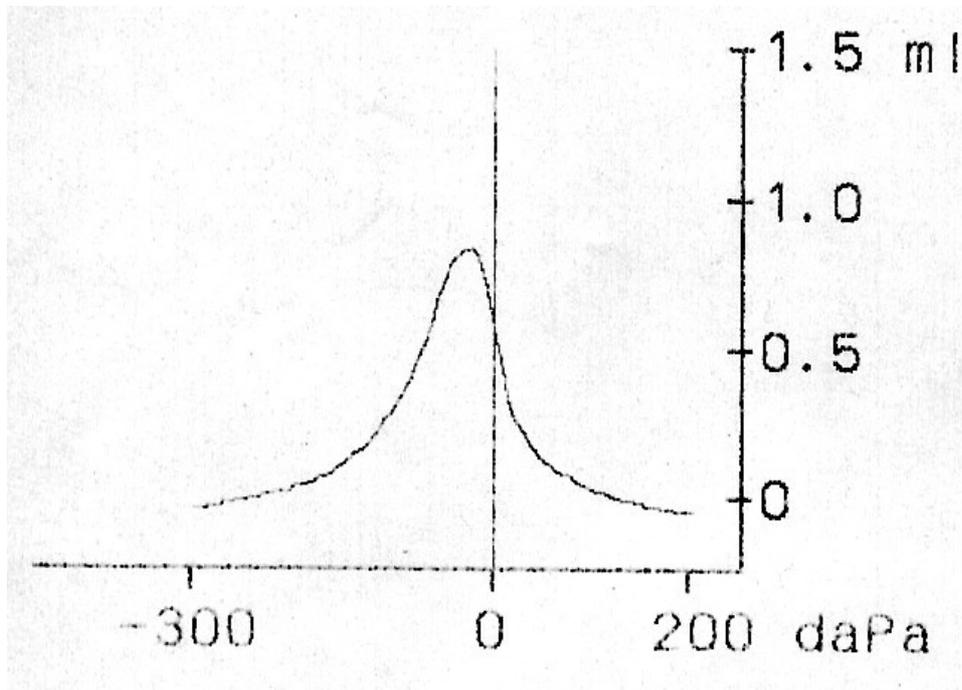


Figura 3.8: Registros del timpanograma proporcionados por el equipo AZ26 en papel térmico (arriba) y los proporcionados por los datos transferidos a través de la conexión con el ordenador (abajo).

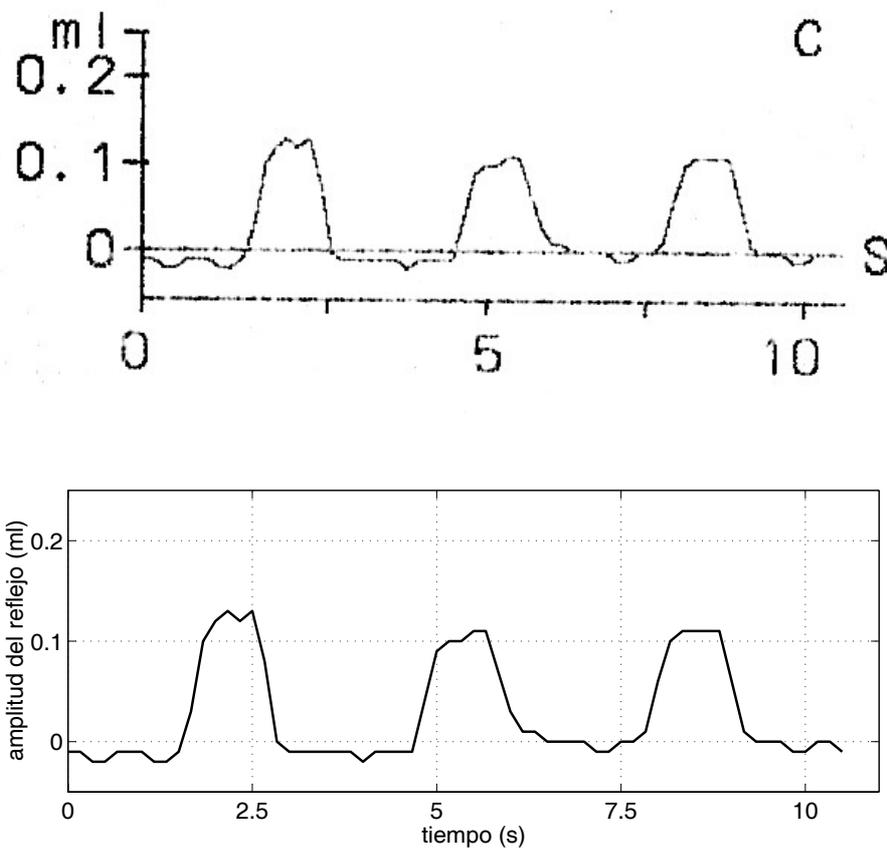


Figura 3.9: Registros del reflejo proporcionados por el equipo AZ26 en papel térmico (arriba) y los proporcionados por los datos transferidos a través de la conexión con el ordenador (abajo).

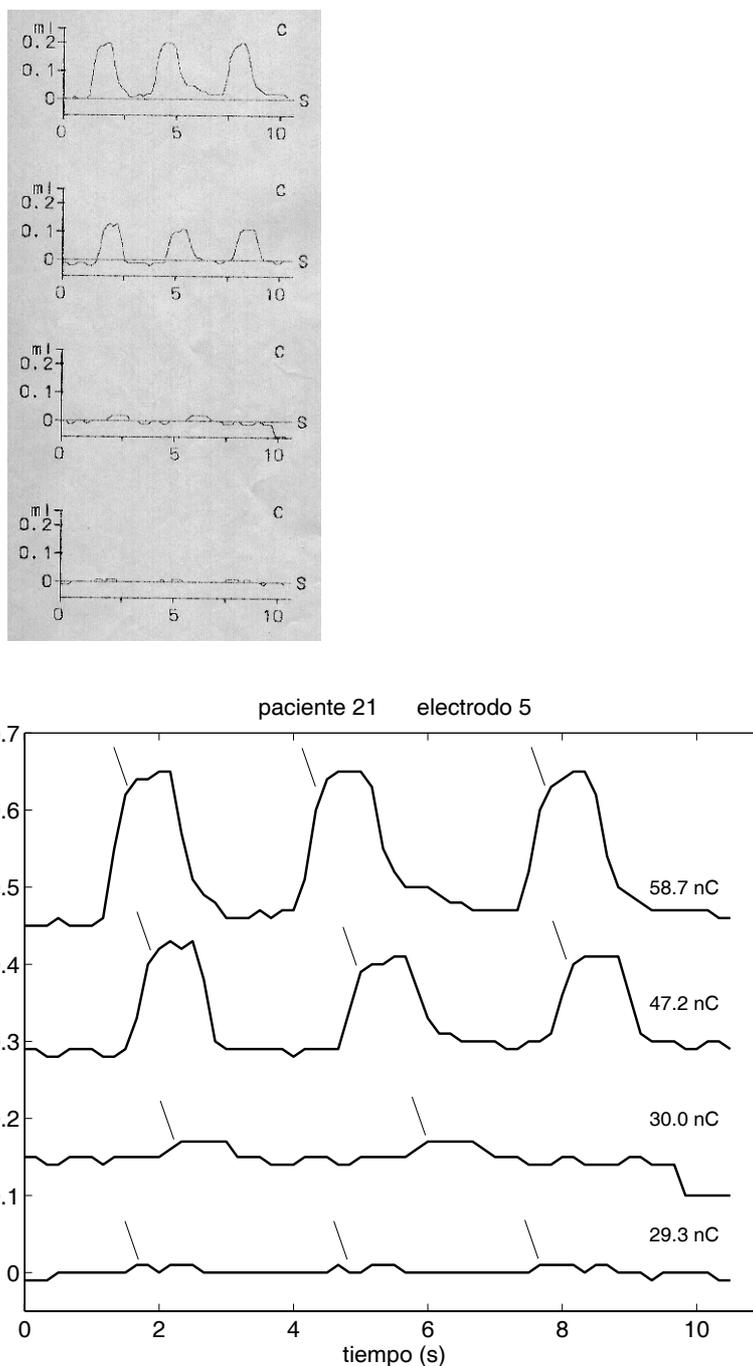


Figura 3.10: Serie de registros del reflejo para distintos niveles de estimulación. Registros proporcionados por el equipo AZ26 en papel térmico (arriba) y los proporcionados por los datos transferidos a través de la conexión con el ordenador (abajo).

reflejo estapedial, se han incluido gráficas para cada uno de los registros del reflejo (en cada figura se han representado los registros correspondientes a la exploración de cada electrodo) y se ha incluido una gráfica con los niveles las curvas de crecimiento correspondientes a cada uno de los electrodos explorados, esto es, la amplitud de los registros del reflejo en función de los niveles de estimulación. Estos datos también han sido representados en una tabla.

Para algunos de los pacientes, no se dispone de registro informatizado, debido a errores en el manejo del programa de transferencia de datos, que han impedido que se almacenen los registros informatizados. En estos casos, se han indicado los valores de máxima compliancia y presión de máxima compliancia (determinados a partir de los registros de timpanometría en papel térmico), y las curvas de crecimiento y tablas correspondientes se han obtenido también a partir de los registros del reflejo disponibles en papel térmico.

Parte III

RESULTADOS

Capítulo 4

REGISTROS DEL REFLEJO ESTAPEDIAL

Una vez descrito el procedimiento para la adquisición de los registros del reflejo estapedial, vamos a proceder a analizar sus características principales. En este capítulo se muestran los reflejos obtenidos bajo distintas condiciones, lo que permitirá familiarizarse con la respuesta. Esto resulta de gran importancia para la identificación de la respuesta en una exploración de reflejo estapedial. También se realizan análisis estadísticos para estudiar qué factores influyen en la amplitud del reflejo estapedial. Finalmente, se presentan las curvas de crecimiento de amplitud como representación compacta de los registros obtenidos para los distintos pacientes.

4.1. Identificación de respuestas

Como se ha indicado en el capítulo anterior, las respuestas se han registrado presentando al paciente varios estímulos, cada uno de ellos de un segundo de duración, sobre una base de tiempos de 10 segundos. El disparo de los estímulos se ha realizado de forma manual, por lo que la localización de las respuestas en cada registro es variable. En la figura 4.1 se muestran varios registros del reflejo estapedial correspondientes al paciente 1 y obtenidos con estimulación sobre el electrodo 1 del implante para distintos niveles de estimulación. Pueden observarse los picos correspondientes a la contracción del músculo estapedial, que aparecen cuando es presentado el estímulo. La amplitud del reflejo disminuye a medida que se reduce la intensidad del estímulo. Resulta más fácil, por tanto, la identificación del reflejo para niveles altos de estimulación.

En las figuras 4.2, 4.3 y 4.4 se pueden comparar los registros correspondientes a distintos electrodos para 3 de los pacientes incluidos en el estudio. El electrodo 1 corresponde a localización apical. Para

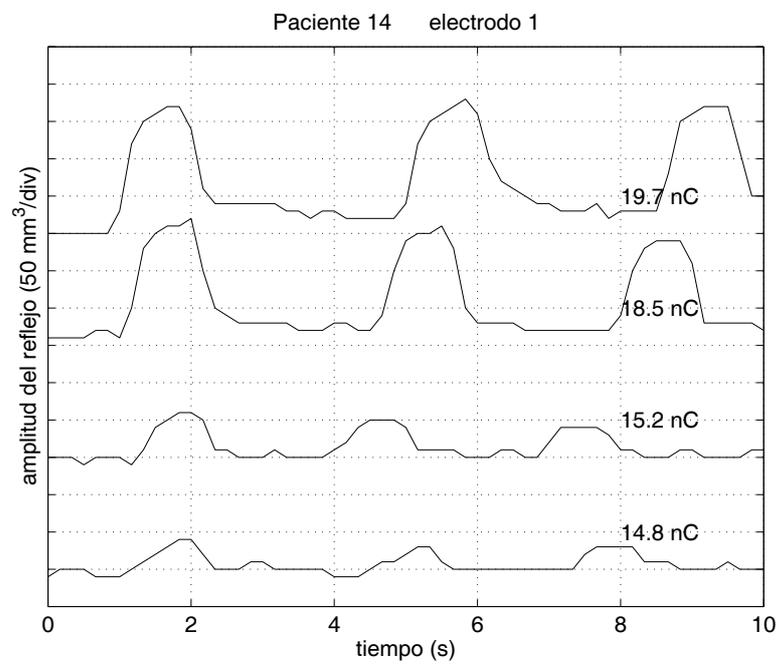


Figura 4.1: Registros del reflejo estapedial (amplitud en función del tiempo) para distintos niveles de estimulación.

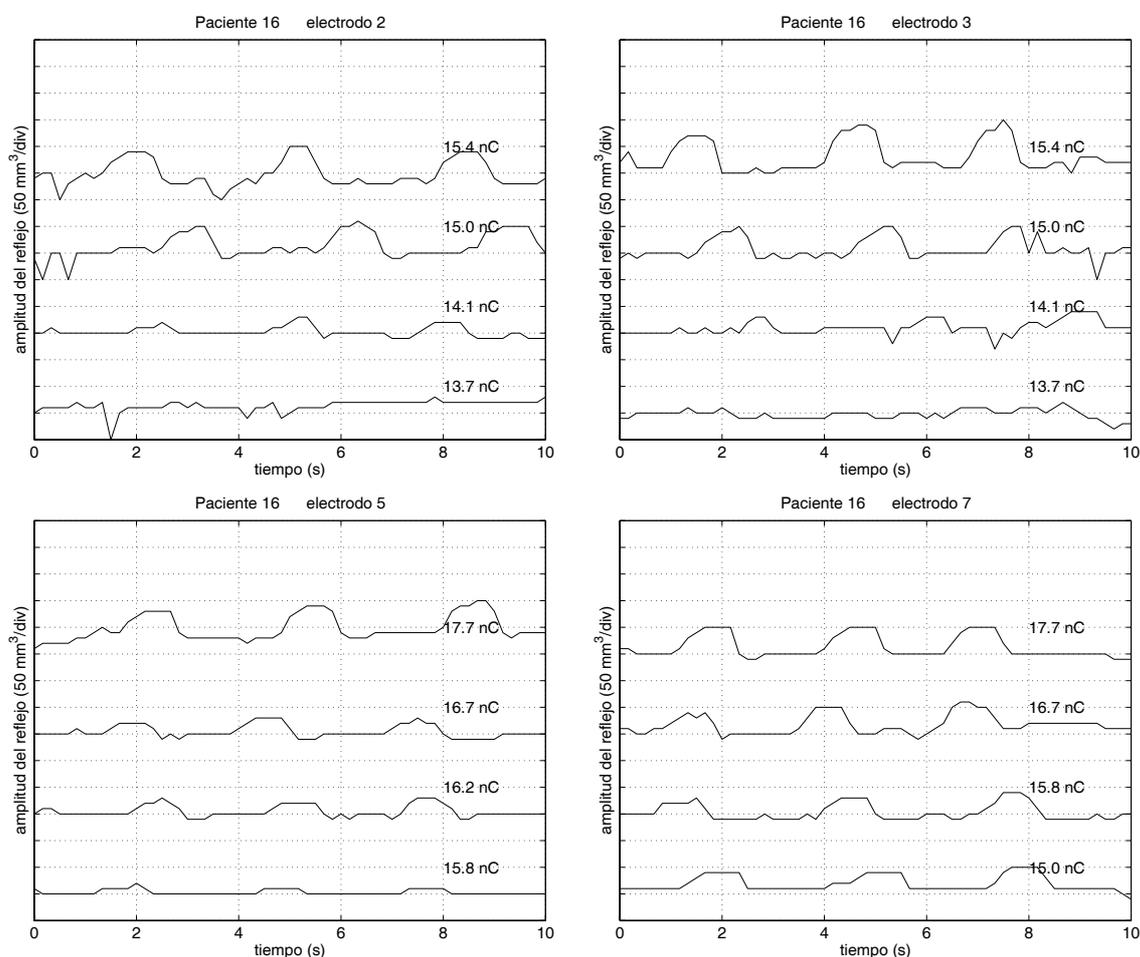


Figura 4.2: Registros del reflejo estapedial (amplitud en función del tiempo) del paciente 16 para estimulación en distintos electrodos.

cada paciente se muestran registros del reflejo estapedial obtenidos con distintos niveles de estimulación. En general se observa una respuesta más clara (de mayor amplitud) cuando la estimulación se presenta sobre los electrodos más apicales, siendo éste otro factor que favorece la identificación del reflejo.

Para determinar la facilidad con que se puede identificar el reflejo estapedial, hemos hecho un recuento de casos en los que éste es identificable, en función del nivel de estimulación y de la posición del electrodo utilizado para la estimulación. El nivel de estimulación se ha tomado relativo al nivel de programación MCL (máximo nivel de confort), ya que este valor nos da una referencia sobre un nivel de estimulación aceptable para el paciente (un nivel muy superior va a ser inviable para la exploración, por resultarle molesto al paciente). En cuanto a la posición del electrodo de estimulación, hemos considerado el electrodo más apical (el insertado más profundamente), un electrodo central (situado en torno a la

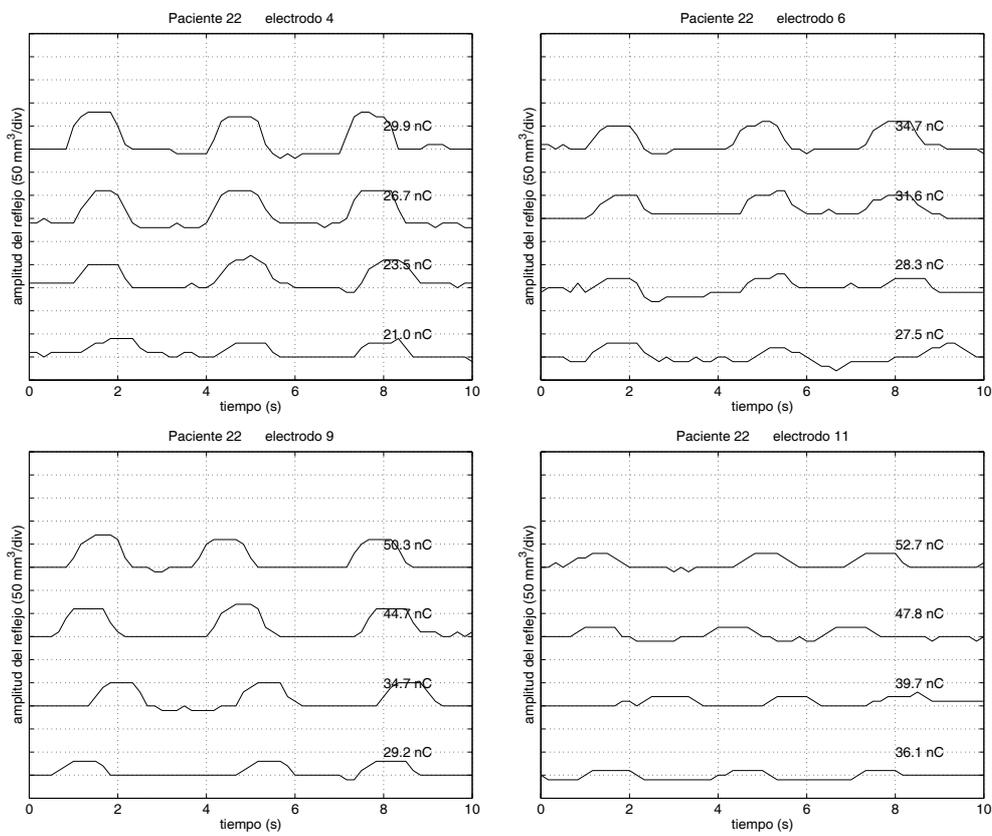


Figura 4.3: Registros del reflejo estapedial (amplitud en función del tiempo) del paciente 22 para estimulación en distintos electrodos.

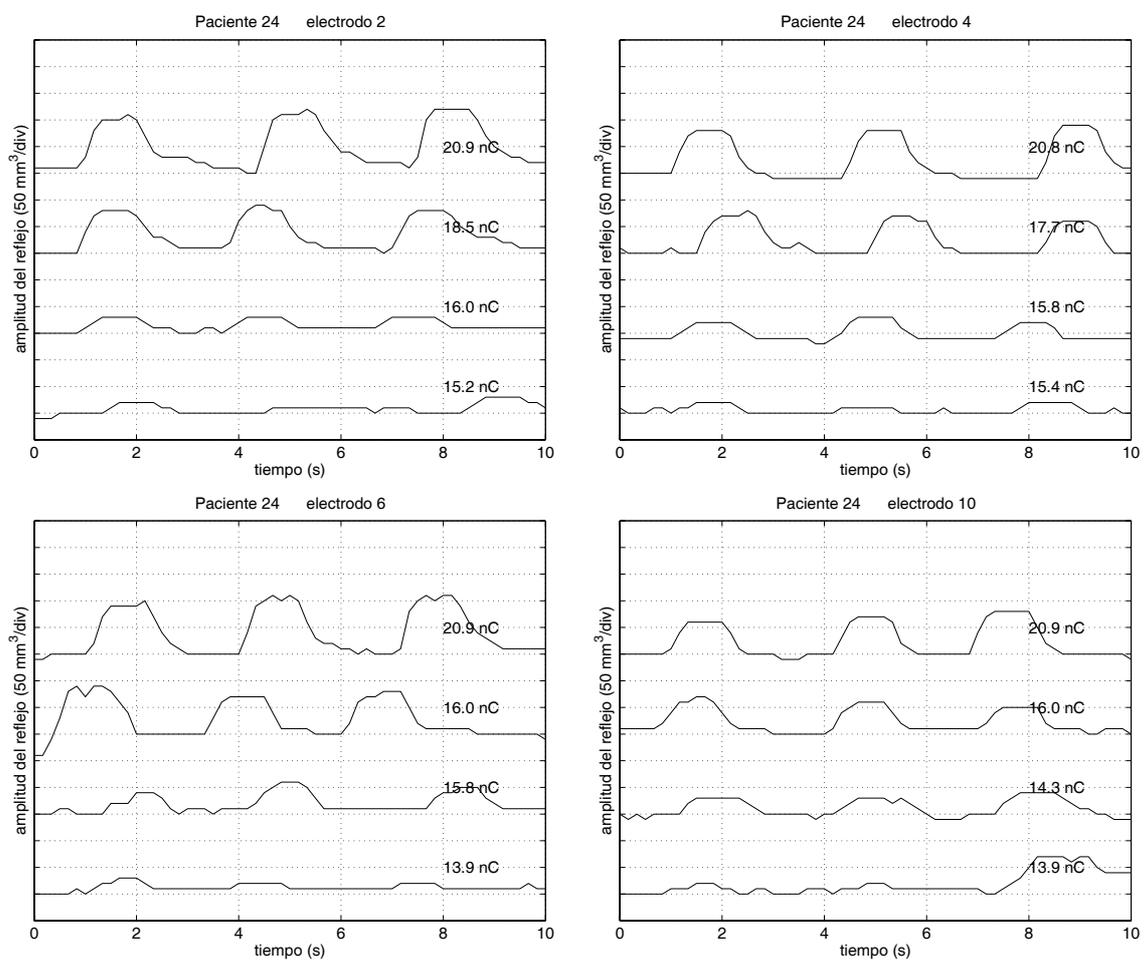


Figura 4.4: Registros del reflejo estapedial (amplitud en función del tiempo) del paciente 24 para estimulación en distintos electrodos.

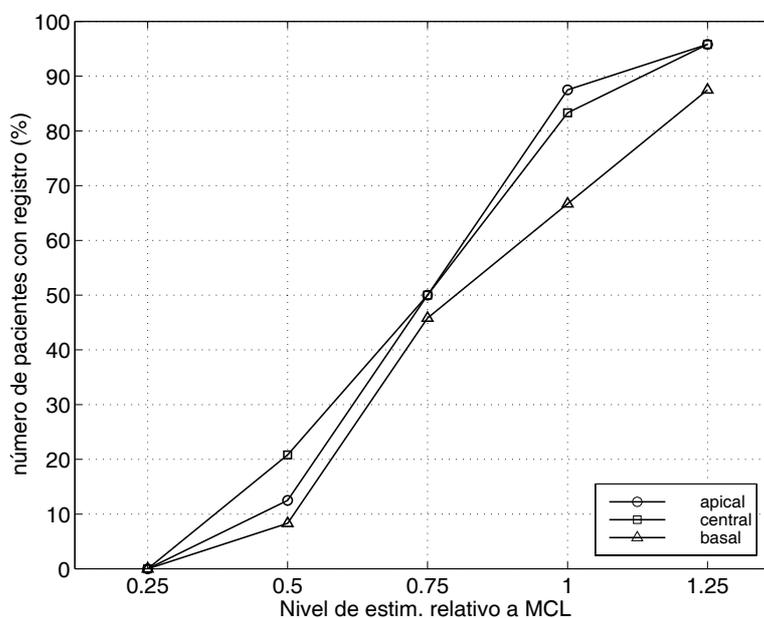


Figura 4.5: Porcentaje de pacientes para los que se observa respuesta en función del nivel de estimulación relativo al máximo nivel de confort en programación.

mitad de la porción de la guía que ha quedado insertada) y el electrodo más basal.

La figura 4.5 muestra en cuántos casos es identificable y reproducible la respuesta del reflejo estapedial para las distintas localizaciones de los electrodos, y en función del nivel de estimulación (relativo al nivel MCL). En este análisis se han incluido únicamente los pacientes que presentaban reflejo estapedial (al menos en algún electrodo y para niveles altos de estimulación), habiéndose excluido de la estadística aquellos pacientes que no presentaban reflejo en ninguno de los oídos (por patología de oído medio o por atrofia del músculo estapedial).

Se puede observar en esta gráfica que la identificación del reflejo es más difícil cuando se estimula la porción más basal de la cóclea, y que los registros resultan más claros para niveles altos de estimulación. La mayor facilidad para identificar respuesta sobre los electrodos más apicales y centrales puede estar asociada a una mayor supervivencia de células nerviosas en estas porciones de la cóclea.

A la vista de estos resultados, puede deducirse que resulta conveniente, para facilitar la identificación de la respuesta, comenzar la exploración con estimulación sobre los electrodos más apicales y con niveles de estimulación relativamente altos. No obstante, es conveniente subir progresivamente el nivel de estimulación para evitar que el estímulo resulte molesto al paciente o se asuste (especialmente en el caso de los niños).

4.2. Factores que condicionan el registro del reflejo estapedial

Las gráficas de las figuras 4.2, 4.3 y 4.4 muestran una cierta variabilidad en la respuesta del reflejo estapedial entre los distintos pacientes. Esta variabilidad afecta tanto a la morfología de la respuesta (tiempos de contracción y de relajación del músculo estapedial, etc.) como a la amplitud de la respuesta y su relación con la intensidad de estimulación.

4.2.1. Morfología de los registros

En cuanto a la morfología de la respuesta, se pueden apreciar diferencias en cuanto a la contracción-relajación del músculo estapedial: en el paciente 16 (figura 4.2) se observa que la relajación es más rápida que la contracción; el paciente 24 (figura 4.4) muestra, por el contrario, una relajación claramente más lenta que la contracción, mientras que en el caso del paciente 22 (figura 4.3) los tiempos de contracción y relajación son similares. En estos tres casos se observa una meseta (con una duración superior a 0.5 segundos) durante la cual la contracción del músculo estapedial se mantiene constante, mientras que en otros casos (como el paciente 14) no llega a establecerse la meseta, o incluso el reflejo se manifiesta como un pico agudo de amplitud (paciente 5), como se aprecia en la figura 4.6. En el apéndice B se pueden apreciar las respuestas obtenidas para los distintos pacientes incluidos en este estudio (únicamente de aquellos pacientes para los que se almacenaron registros informatizados).

La morfología de los registros resulta difícil de estudiar de forma sistemática debido a la precisión del equipo de medida (la relación señal ruido de los registros es inferior a 10 dB en la mayor parte de las respuestas). Por ello, el análisis de los factores que afectan a la respuesta del reflejo estapedial se ha centrado más en la amplitud del reflejo que en la morfología del registro.

Los principales factores que condicionan la amplitud de las respuestas son el nivel de estimulación y la localización de la estimulación a lo largo de la cóclea, además de factores específicos del paciente. Estos factores son estudiados a continuación.

4.2.2. Distribución de los niveles de estimulación y amplitudes del reflejo

Los principales estadísticos que caracterizan la distribución de intensidades de estimulación y amplitudes del reflejo estapedial están mostrados en la tabla 4.1. La estadística se ha realizado sobre todos aquellos registros en los que se observa una respuesta para aquellos pacientes en los que se exploraron al menos 4 electrodos. Este análisis se ha realizado sobre un total de 561 registros y se muestra la media, desviación típica, valores mínimo y máximo y los cuartiles.

Las intensidades de estimulación aplicadas para la obtención de los registros han variado entre 8.5 nC

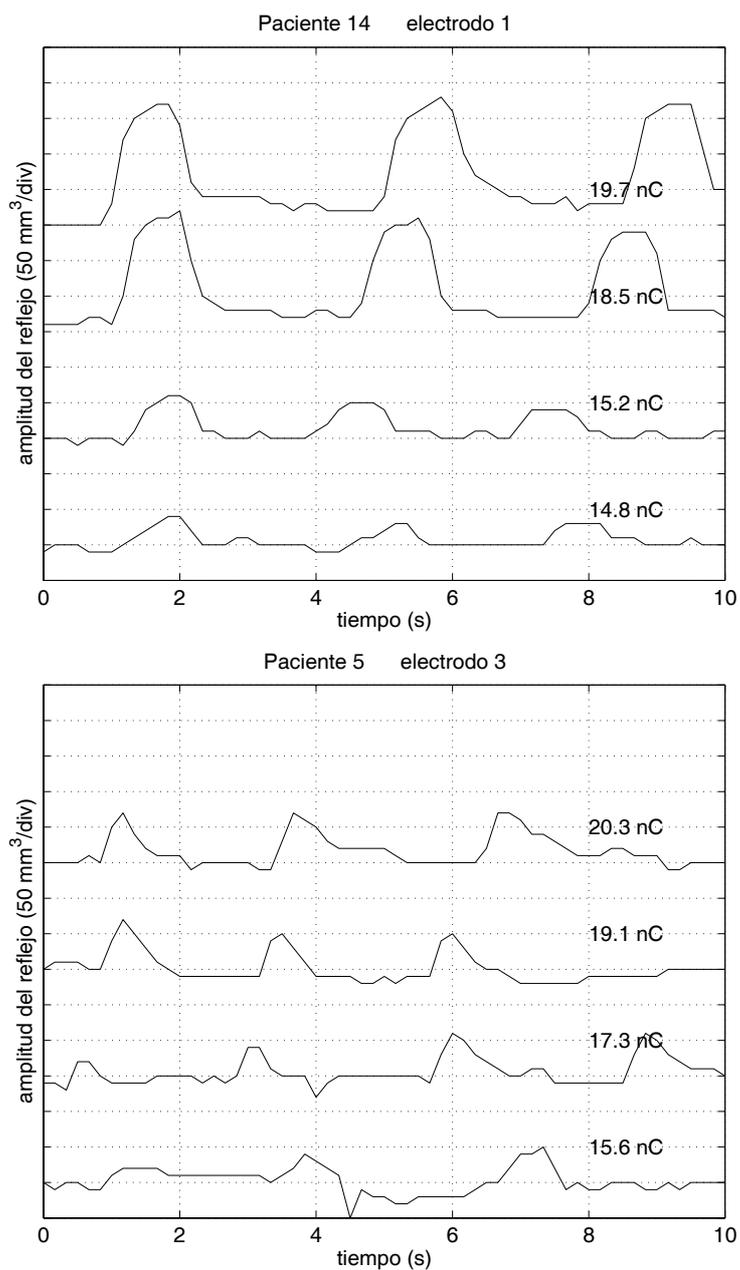


Figura 4.6: Comparación de la forma de onda en la respuesta del reflejo estapedial para dos pacientes.

Variables	media	desv. típ	mín	máx	percentiles		
					25	50	75
Intensidad (nC)	25.01	13.28	8.50	86.30	15.80	20.30	29.70
Intensidad normalizada	1.000	0.2123	0.550	2.202	0.864	0.964	1.096
Amplitud del registro (mm ³)	53.12	39.59	3	220	23	41	75
Amplitud normalizada	1.000	0.5996	0.0894	2.862	0.486	0.901	1.394

Tabla 4.1: Estadísticos descriptivos correspondientes a la intensidad de estimulación y amplitud del reflejo estapedial para todos los registros observados en pacientes con al menos 4 electrodos explorados ($N=561$ registros analizados). Se indican los estadísticos de parámetros con y sin normalización.

y 86.30 nC, observándose una media de 25.01 nC y una desviación típica de 13.28 nC. Las amplitudes registradas han estado entre 3 mm³ y 220 mm³, y presentaban una media de 53.12 mm³ y una desviación típica de 39.59 mm³. El análisis se ha repetido realizando una normalización de los valores de intensidad y amplitud. La normalización se ha realizado por pacientes, dividiendo la intensidad considerada en cada registro entre la intensidad media aplicada al paciente correspondiente y dividiendo la amplitud de cada registro entre la amplitud media de todos los registros del paciente correspondiente.

El rango de variación relativa de la amplitud de los registros no se ve significativamente reducido al aplicar la normalización, debido a que para cada paciente y para cada electrodo, la amplitud del reflejo varía entre un valor máximo y un valor próximo a cero (en el umbral del reflejo). Por ello tiene más sentido estudiar la variabilidad interpaciente atendiendo a las amplitudes máximas de los registros.

Sin embargo, la normalización sí reduce significativamente el rango de variación de intensidad del estímulo, pasando la relación entre desviación típica y media del 53.1 % (antes de normalizar) al 21.2 % (después de normalizar). Esto revela una gran variabilidad interpaciente en cuanto a las intensidades de estimulación necesarias para evocar el reflejo. Por tanto, además de la influencia de la intensidad de estimulación y la localización del electrodo estimulador en la cóclea, deberán estudiarse factores específicos del paciente como posibles condicionantes de la amplitud de los registros.

4.2.3. Influencia del nivel de estimulación

La relación entre la intensidad de estimulación y la amplitud del reflejo estapedial se analiza en las gráficas de la figura 4.7. La primera gráfica muestra la relación intensidad-amplitud previa a la normalización, analizada sobre 561 registros (todos los registros con respuesta para pacientes con al menos 4 electrodos explorados). Como es de esperar, se observa una dependencia estadísticamente significativa entre la intensidad de estimulación y la amplitud del registro, con $p=7.12e-4$. Sin embargo, el coeficiente de correlación es bajo ($r=0.1425$) y la intensidad de estimulación por sí sola únicamente explicaría el 2 % de la variación de la amplitud del registro ($R^2=0.0203$).

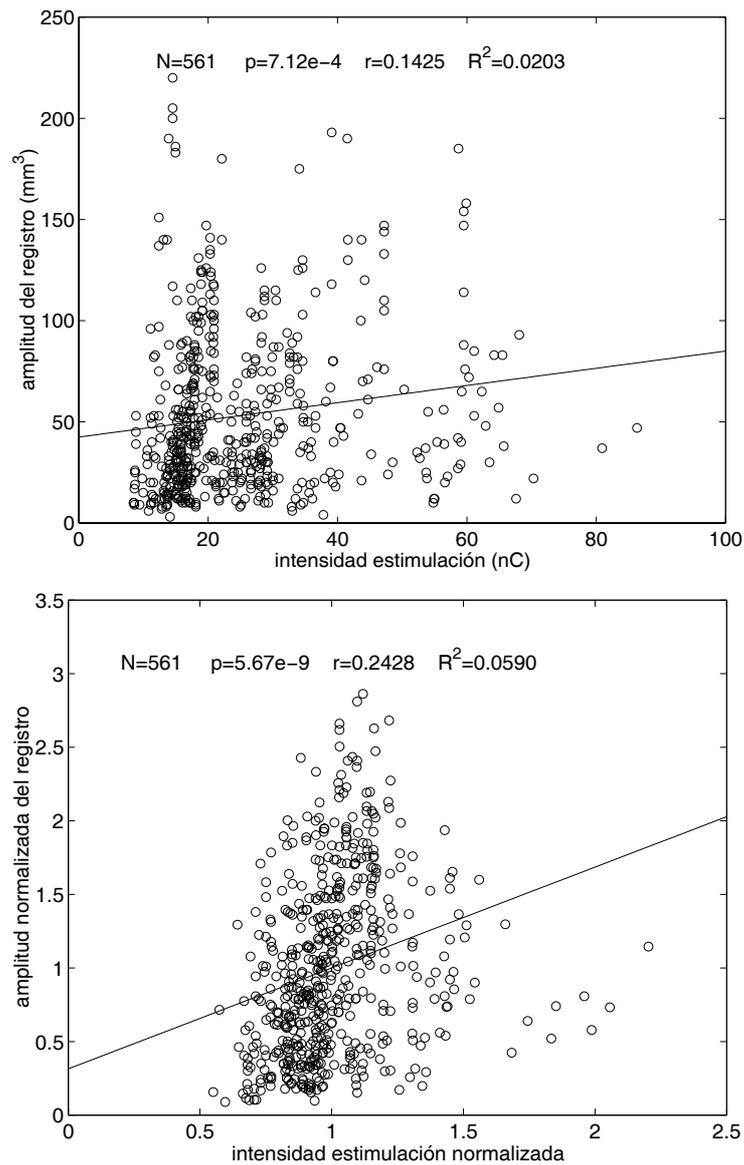


Figura 4.7: Dependencia de la intensidad del estímulo sobre la amplitud de la respuesta del reflejo estapedial. Arriba: análisis de correlación con los datos de intensidad y amplitud; abajo: análisis de correlación con los datos normalizados para cada paciente.

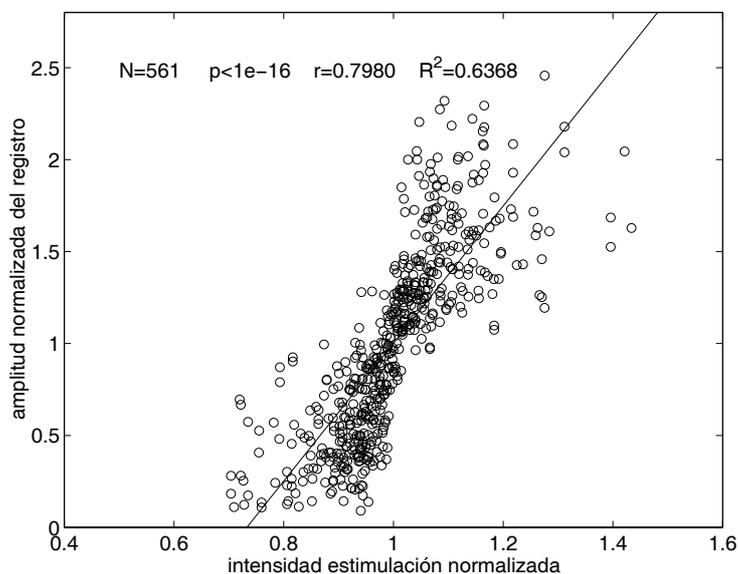


Figura 4.8: Dependencia de la intensidad del estímulo sobre la amplitud de la respuesta del reflejo estapedial con los datos normalizados para cada electrodo.

El análisis sobre variables normalizadas (en la gráfica inferior) pone de manifiesto que la amplitud del reflejo se ve afectada por la variabilidad interpaciente. Usando las variables normalizadas la dependencia es estadísticamente significativa ($p=5.67e-9$) y se obtiene un mejor coeficiente de correlación ($r=0.2428$) aunque sigue siendo bajo. El análisis usando variables normalizadas por pacientes permitiría explicar el 6 % de la variación de la amplitud normalizada en base a la intensidad de estimulación normalizada.

La figura 4.8 muestra un análisis de la relación entre intensidad de estimulación y amplitud del registro usando variables normalizadas por electrodo, es decir, tanto la intensidad como la amplitud se han normalizado dividiendo por los valores medios correspondientes a los registros del electrodo y paciente correspondientes. En este caso, se observa una dependencia estadísticamente significativa ($p < 1e-16$) con un coeficiente de correlación muy superior a los observados anteriormente ($r=0.7980$), de modo que con este análisis, el 63 % de la variación de la amplitud normalizada quedaría explicada por la intensidad de estimulación normalizada, cuando las normalizaciones se realizan electrodo a electrodo. Este análisis muestra la gran variabilidad debida al electrodo sobre el que se realiza la estimulación y la fuerte influencia del nivel de estimulación sobre la amplitud del registro del reflejo estapedial.

Variables	media	desv. típ	mín	máx	percentiles		
					25	50	75
Edad implantación (años)	20.58	17.37	2.61	67.07	6.65	12.90	34.24
Tipo hipoac. (prel. 0; posl. 1)	0.430	0.496	0	1	0	0	1
Compliancia (cm ³)	0.511	0.156	0.260	0.897	0.379	0.500	0.627
Presión (daPa)	-51.29	43.48	-183.6	-8.7	-68.6	-32.7	-25.1
Amplitud máxima (mm ³)	85.26	42.26	20	220	53	76	110

Tabla 4.2: Estadísticos descriptivos correspondientes a las distintas variables que se han relacionado con la amplitud máxima del reflejo estapedial. Se han analizado las variables para los registros correspondientes a cada electrodo estudiado ($N=159$ electrodos estudiados).

4.2.4. Influencia de la localización del electrodo estimulador

La dependencia de la amplitud del registro con la localización del electrodo estimulador se analiza en la figura 4.9. Se ha analizado la amplitud máxima observada para cada uno de los electrodos estudiados en función de la posición del electrodo (medida desde la cocleostomía). En total, se han incluido 159 electrodos de 24 pacientes en el análisis que se ha realizado, tanto para la amplitud máxima como para la amplitud máxima normalizada (realizando la normalización con los datos promedio de cada paciente).

En el análisis sin normalización no se observa una relación estadísticamente significativa ($p=0.70$), mientras que el segundo análisis muestra que la amplitud máxima normalizada se ve influenciada de forma significativa por la localización del electrodo estimulador ($p=0.0019$), obteniéndose mayores amplitudes cuanto más apical es la localización del electrodo. No obstante, el coeficiente de correlación es relativamente bajo ($r=0.2449$) y esta variable sólo justifica el 6 % de la variación de la amplitud máxima normalizada.

4.2.5. Influencia de parámetros específicos del paciente

Para estudiar las causas de la variabilidad interpaciente se ha analizado la influencia de diversos parámetros específicos del paciente sobre la amplitud máxima de los registros del reflejo estapedial. Los parámetros que se han considerado son la edad de implantación, el tipo de hipoacusia (en cuanto al momento de instauración en relación con la adquisición del lenguaje), el valor de máxima compliancia en el timpanograma y la presión de máxima compliancia.

En la tabla 4.2 se muestran los estadísticos descriptivos de las variables consideradas. La edad de implantación se ha expresado en años. En cuanto al tipo de hipoacusia (en relación con el momento de instauración) se han considerado 2 categorías (prelocutivos y poslocutivos), asignando el valor 0 a las hipoacusias prelocutivas y el valor 1 a las poslocutivas. Se han considerado poslocutivas a las que se han

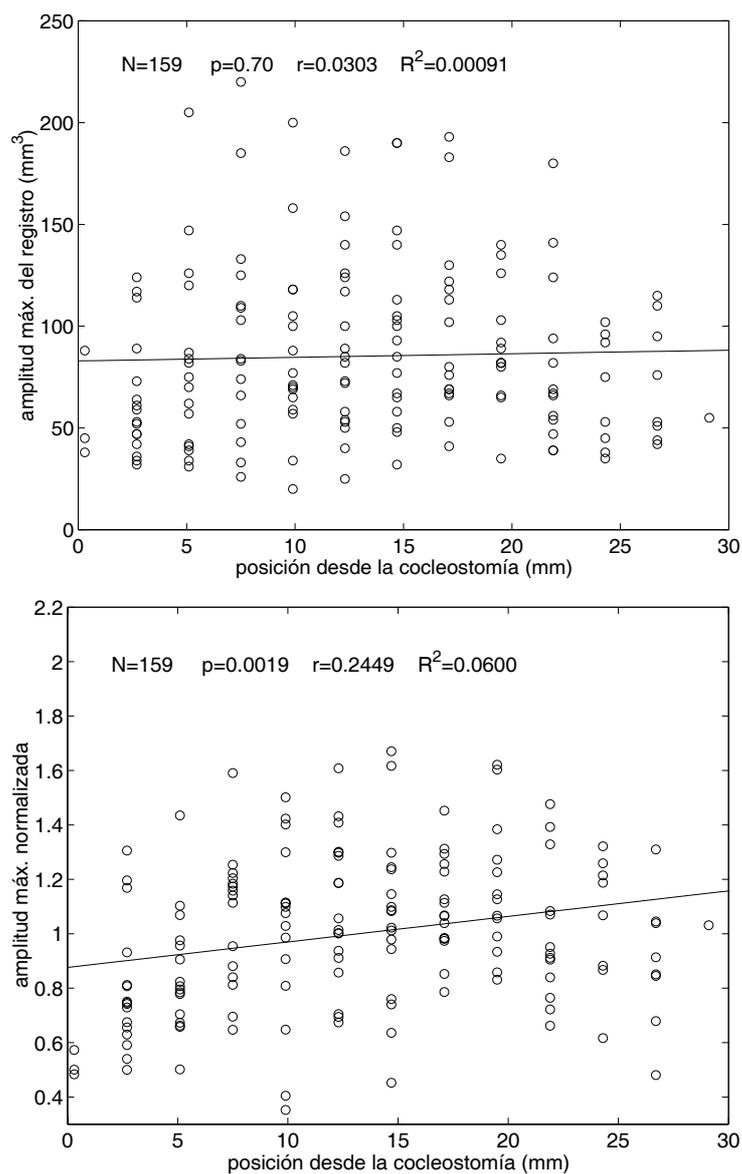


Figura 4.9: Dependencia de la localización del electrodo estimulador sobre la amplitud máxima observada en la respuesta del reflejo estapedial. Arriba: análisis de correlación con los datos de localización y amplitud máxima; abajo: análisis de correlación con los datos de amplitud máxima normalizados para cada paciente.

Tipo de hipoacusia	<i>N</i>	media	desv. típ.	<i>p</i>	η	η^2
Prelocutiva (< 5 años)	91	79.59	42.35			
Poslocutiva (\geq 5 años)	68	92.85	41.26			
Total	159	85.26	42.27	0.050	0.156	0.024

Tabla 4.3: Dependencia del tipo de hipoacusia (momento de instauración en relación con la adquisición del lenguaje) sobre la amplitud máxima observada en la respuesta del reflejo estapedial.

instaurado a una edad inferior a los 5 años. Los valores de máxima compliancia y presión de máxima compliancia en el timpanograma se han medido, respectivamente, en cm^3 y daPa y la amplitud máxima del registro en mm^3 . El análisis se ha extendido a los 159 electrodos estudiados para los 24 pacientes incluidos.

La relación entre la amplitud máxima de los registros del reflejo estapedial y las distintas variables independientes específicas del paciente se analizan en las figuras 4.10 y 4.11 y en las tablas 4.3 y 4.4.

La tabla 4.3 analiza la dependencia del tipo de hipoacusia sobre la amplitud máxima del registro. Un análisis de medias para los grupos de pre y poslocutivos muestra diferencias estadísticamente significativas con $p=0.050$ y un coeficiente de asociación $\eta=0.156$, siendo la amplitud del reflejo menor entre los pacientes prelocutivos que entre los poslocutivos. Esta diferencia podría estar relacionada con un mejor estado del músculo estapedial o de las terminaciones del nervio auditivo para los pacientes que han tenido mayor experiencia auditiva con respecto a los que han sufrido una hipoacusia prelocutiva.

La figura 4.10 relaciona la edad de implantación del paciente con la amplitud máxima del registro. Hay una dependencia estadísticamente significativa entre ambas variables ($p=0.00172$) con un coeficiente de correlación $r=0.2467$. Se observa un aumento de la amplitud máxima del reflejo a medida que se incrementa la edad de implantación, hecho que de nuevo podría estar asociado con una mayor experiencia auditiva y un mejor estado del músculo estapedial y de las terminaciones del nervio auditivo.

En la figura 4.11 se analiza la influencia de la compliancia máxima y la presión de máxima compliancia sobre la amplitud máxima del reflejo. Ambas variables influyen de forma significativa sobre la amplitud del reflejo ($p=0.0146$ y $r=0.1932$ para la compliancia; $p=0.000920$ y $r=0.2603$ para la presión). La amplitud aumenta con la compliancia. Este incremento de la amplitud registrada puede asociarse a un mejor estado del sistema timpano-oscilar. El incremento de la amplitud del registro para presiones próximas al equilibrio puede asociarse también a unas mejores condiciones del sistema timpano-oscilar a la hora de manifestar variaciones de volumen del CAE para una determinada contracción del músculo estapedial.

La tabla 4.4 resume la influencia de las distintas variables sobre la amplitud máxima del reflejo estapedial. En la última fila se presentan los resultados de un análisis de regresión múltiple en el que se han

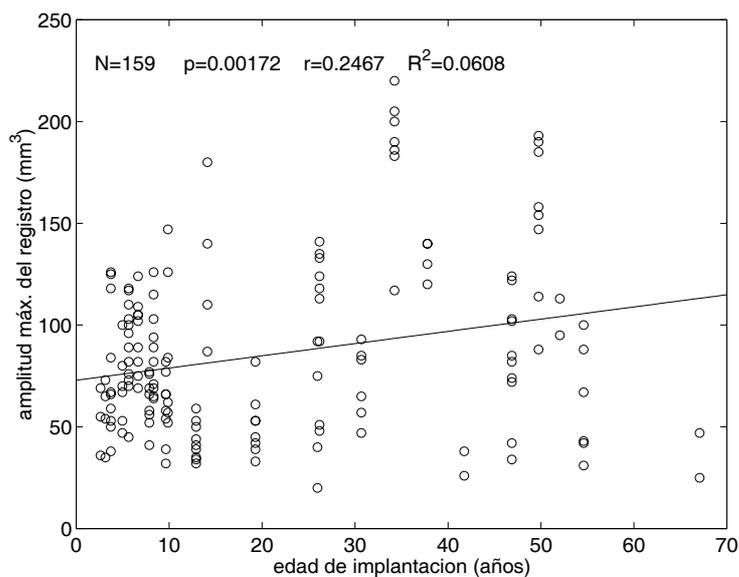


Figura 4.10: Dependencia de la edad del paciente (en el momento de la implantación) sobre la amplitud máxima observada en la respuesta del reflejo estapedial.

Variante	N	p	r	R^2
Edad de implantación	159	0.00172	0.2467	0.0608
Tipo de hipoacusia	159	0.050	0.1557	0.0242
Compliancia	159	0.0147	0.1932	0.0373
Presión de máx. compliancia	159	0.00092	0.2603	0.0678
Modelo de regresión múltiple	159	2.19e-5	0.3984	0.1587

Tabla 4.4: Influencia de las distintas variables sobre la amplitud máxima observada en la respuesta del reflejo estapedial. Para cada variable se muestran los resultados del correspondiente análisis de regresión simple. La última fila muestra el análisis de regresión múltiple incluyendo las distintas variables independientes

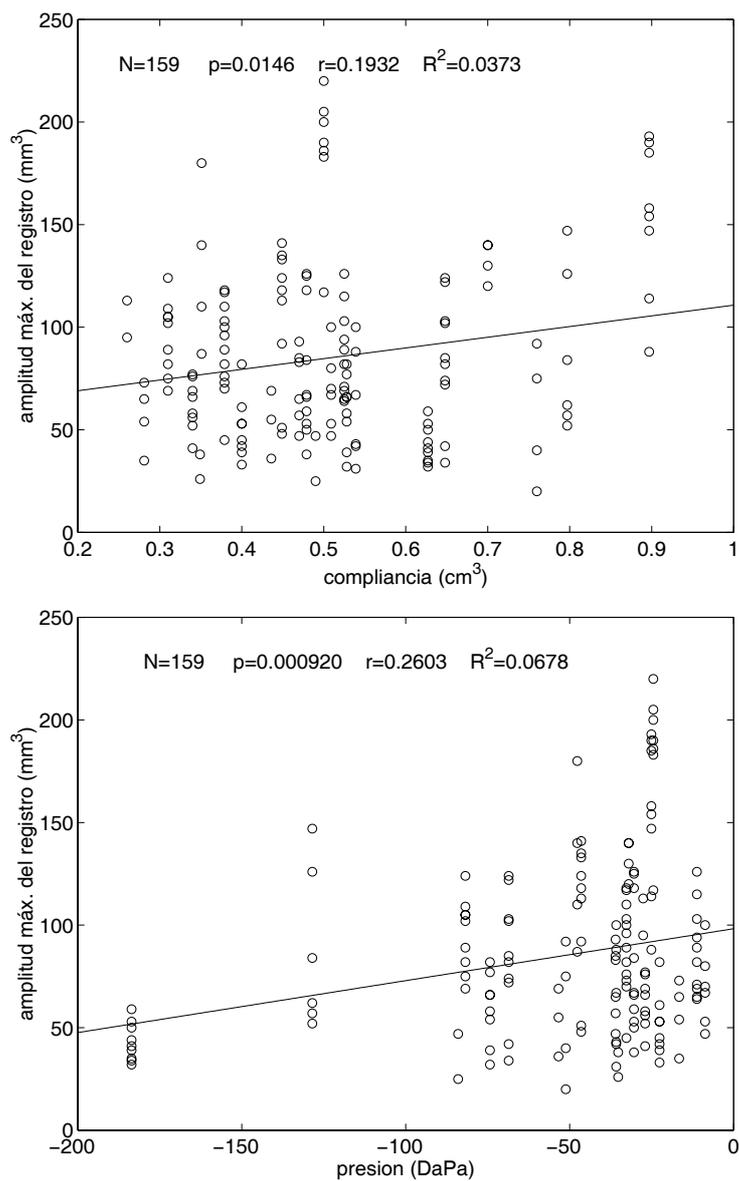


Figura 4.11: Dependencia de la compliancia (arriba) y de la presión de máxima compliancia (abajo) sobre la amplitud máxima observada en la respuesta del reflejo estapedial.

incluido las cuatro variables independientes. Este último análisis, naturalmente, muestra una dependencia estadísticamente significativa entre las variables independientes y la dependiente ($p=2.19e-5$), y proporciona un coeficiente de correlación $r=0.3984$, de modo que estos parámetros específicos del paciente pueden explicar el 15.87 % de la variabilidad observada en la amplitud máxima.

La parte de variabilidad interpaciente no explicada por estas variables estará asociada a otros factores condicionantes específicos del paciente no considerados en este estudio¹, entre los que podría encontrarse la etiología de la hipoacusia, lesiones intracocleares, estado del músculo estapedial, etc.

4.3. Curvas de crecimiento de amplitud

La relación entre intensidad de estimulación y amplitud del reflejo estapedial evocado puede representarse de forma compacta mediante las curvas de crecimiento de amplitud. En estas curvas se representa la amplitud del reflejo en función de la intensidad de estimulación, de modo que en una misma gráfica se pueden representar todos los registros obtenidos para un paciente (para los distintos electrodos y los distintos niveles de estimulación) o se pueden comparar los registros de distintos pacientes.

4.3.1. Morfología de las curvas de crecimiento

La figura 4.12 muestra el aspecto típico de las curvas de crecimiento de amplitud en los registros del reflejo estapedial. Estas curvas presentan un crecimiento aproximadamente lineal a intensidades próximas al umbral, con una tendencia a la saturación para altas intensidades de estimulación. La amplitud máxima se ha definido como la máxima amplitud registrada para el electrodo correspondiente, que usualmente coincide con la amplitud del registro obtenida con la máxima intensidad de estimulación.

Podría definirse, sobre la curva de crecimiento, una amplitud de saturación y una intensidad de saturación, como los valores de amplitud e intensidad de estimulación en los que se produce el codo. Sin embargo, no se han estimado estos parámetros por varias razones:

- Para alcanzar la saturación en la amplitud del reflejo estapedial, es necesario estimular con niveles altos (usualmente por encima del MCL), y en un porcentaje elevado de casos los pacientes no toleran la estimulación a esta intensidad.
- El ruido asociado al procedimiento de medida hace que una estimación precisa del punto de saturación requiera un número elevado de registros, que puede prolongar excesivamente la exploración.

¹No se han considerado más variables por la dificultad en el acceso a algunas de éstas, y el reducido número de pacientes incluidos en el estudio, que requerirían una categorización cuidadosa de las variables, y podría conducir a resultados con escasa significación estadística.

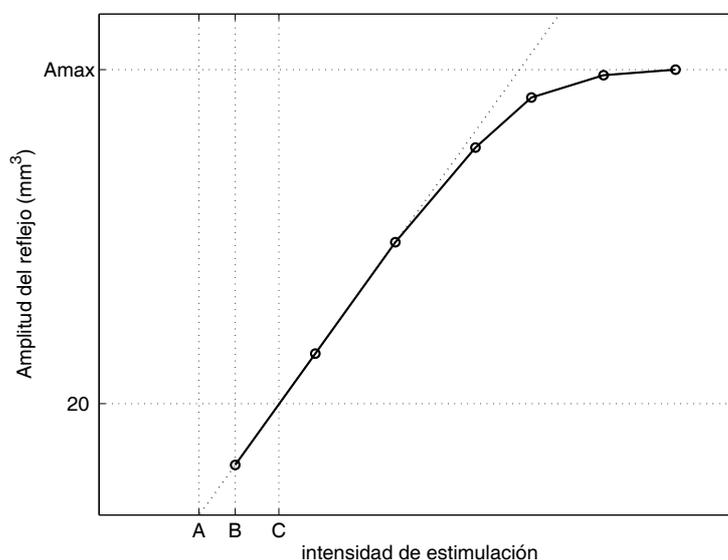


Figura 4.12: *Aspecto típico de las curvas de crecimiento de amplitud en registros del reflejo estapedial. Se indican los distintos umbrales definidos en el estudio (umbral A, B y C).*

- En muchos casos, en lugar de una saturación, en la curva de crecimiento se observa únicamente una ligera convexidad. Esto hace difícil establecer un criterio general que defina cuáles son la intensidad y la amplitud de saturación para una curva de crecimiento.

El umbral del reflejo estapedial se puede establecer con distintos criterios. Se han propuesto tres definiciones para el análisis posterior de los datos. La primera de ellas (que se ha denominado “umbral A”) se obtiene por extrapolación de la zona lineal de la curva de crecimiento y se define con la intensidad para la que se obtendría amplitud nula en la curva de crecimiento. Este umbral tiene la ventaja de ser independiente de los niveles de estimulación concretos que han sido utilizados para el registro del reflejo. Sin embargo, tiene el inconveniente de estar afectado por imprecisiones asociadas al error de medida, ya que es precisamente para bajas amplitudes cuando las medidas de amplitud están más afectadas por el ruido.

Puesto que en la metodología de adquisición de los registros se ha buscado el umbral del reflejo estapedial, otra definición aceptable del umbral sería el mínimo nivel de estimulación para el que se aprecia una respuesta reproducible. Este parámetro se ha denominado “umbral B”. Como principal inconveniente de esta definición debe considerarse que debido al ruido en el equipo de medida, en determinados casos puede quedar sobreestimado el umbral. Además, la estimación del umbral se va a ver condicionada por los valores elegidos para realizar la exploración.

El “umbral C” se ha definido como el nivel de estimulación necesario para observar una amplitud del reflejo con un valor determinado, que se ha establecido en 20 mm³. Esta amplitud de referencia se ha considerado teniendo en cuenta que se alcanza para todos los electrodos estudiados y que es una amplitud superior a la resolución mínima del equipo de medida (10 mm³). El umbral C se obtiene por interpolación lineal de los puntos anterior y posterior en la curva de crecimiento.

4.3.2. Comparación de las curvas de crecimiento de amplitud

Las figuras 4.13, 4.14, 4.15 y 4.16 muestran las curvas de crecimiento de amplitud para cada uno de los 24 pacientes incluidos en el estudio y para cada uno de los electrodos estudiados. Las curvas se representan en una escala común, lo que permite realizar comparaciones entre los distintos pacientes (el apéndice B incluye, para cada paciente, las curvas de crecimiento, en una escala específica para cada caso, y por tanto con mayor resolución).

En cada gráfica se han etiquetado las curvas de crecimiento correspondientes a cada uno de los electrodos. Pueden observarse pacientes en los que las curvas aparecen muy compactadas para los distintos electrodos (pacientes 4, 13, 17 o 19), y pacientes para los que se observan muy dispersas (pacientes 3, 8, 15, 21 o 22).

Las curvas de crecimiento de los electrodos de localización más basal tienden a aparecer a la derecha y/o por debajo de las del resto de electrodos, es decir, se necesitan mayores niveles de estimulación para provocar el reflejo, y las amplitudes obtenidas son menores. En algunos casos, esta tendencia se produce de forma progresiva (pacientes 2, 21 o 22), mientras que en otros esta tendencia únicamente se observa para el electrodo de localización más basal (pacientes 16, 23 o 24). Las curvas de crecimiento de los distintos pacientes permiten también apreciar casos en los que se alcanza cierto grado de saturación en la amplitud del reflejo estapedial, frente a otros en los que se aprecia únicamente una cierta convexidad o un comportamiento prácticamente lineal de la relación entre la amplitud del reflejo estapedial y la intensidad de estimulación.

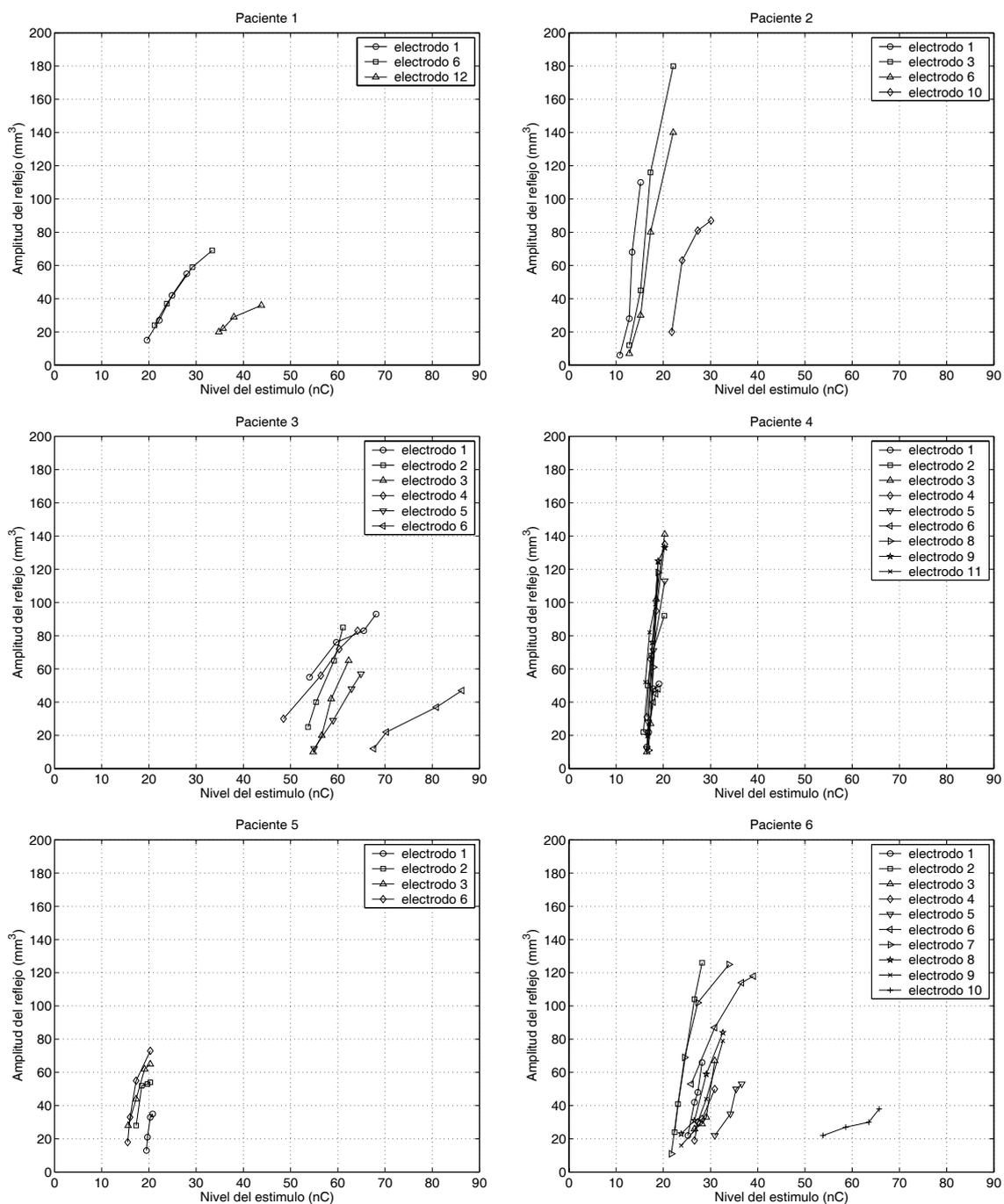


Figura 4.13: Curvas de crecimiento de amplitud (amplitud en función de la intensidad de estimulación) para los pacientes 1, 2, 3, 4, 5 y 6.

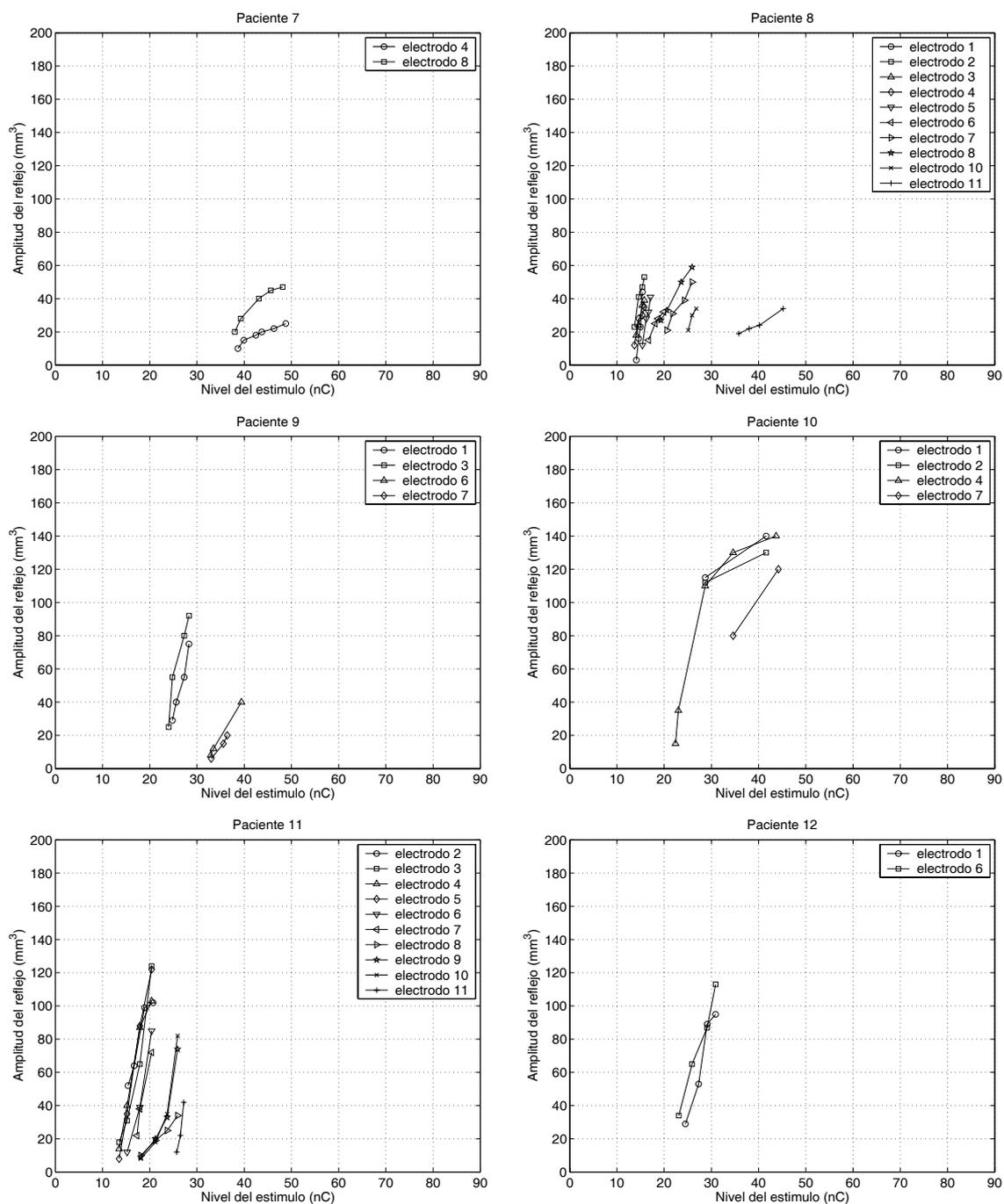


Figura 4.14: Curvas de crecimiento de amplitud (amplitud en función de la intensidad de estimulación) para los pacientes 7, 8, 9, 10, 11 y 12.

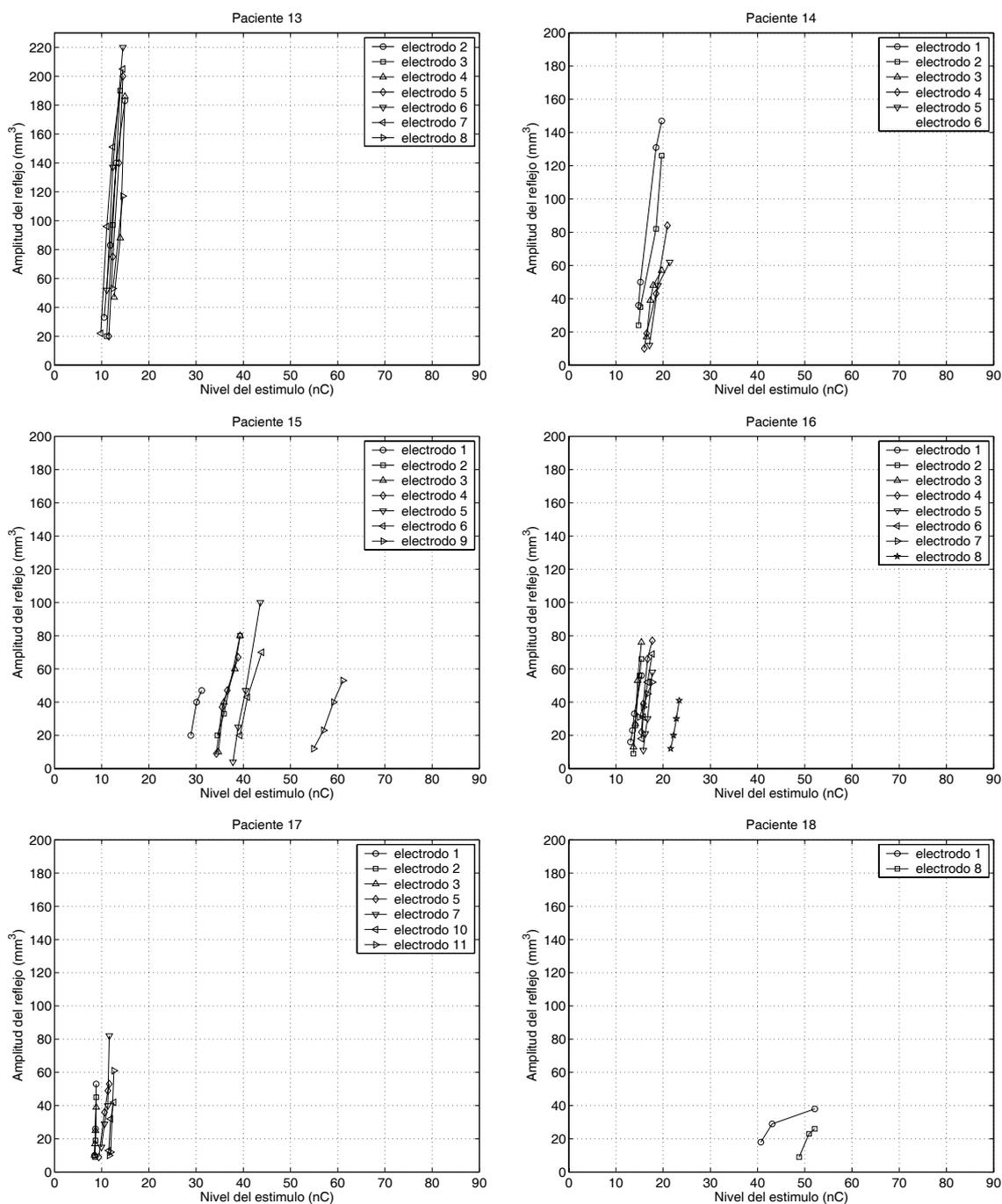


Figura 4.15: Curvas de crecimiento de amplitud (amplitud en función de la intensidad de estimulación) para los pacientes 13, 14, 15, 16, 17 y 18.

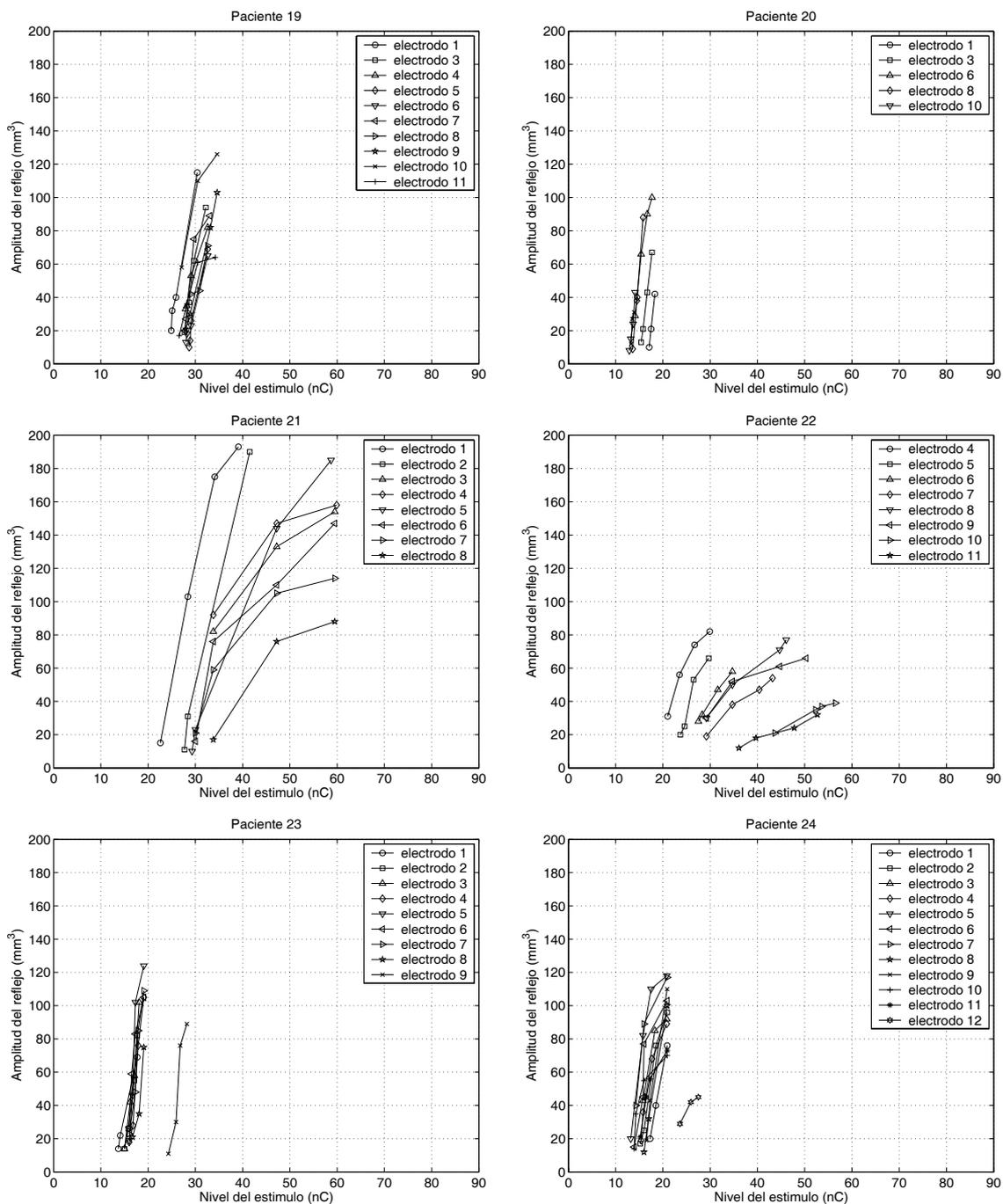


Figura 4.16: Curvas de crecimiento de amplitud (amplitud en función de la intensidad de estimulación) para los pacientes 19, 20, 21, 22, 23 y 24.

Capítulo 5

RELACIÓN ENTRE EL REFLEJO ESTAPEDIAL Y EL MAPA DE PROGRAMACIÓN

En este capítulo se analiza la aplicación de los registros del reflejo estapedial a la programación de los procesadores de los sistemas de implante coclear. En primer lugar, se estudia la aplicación de las curvas de crecimiento a la hora de determinar el encendido o apagado de los distintos electrodos del implante. La otra aplicación relevante en el ajuste del procesador es la determinación de los niveles de programación THR (umbral) y MCL (máximo nivel de confort) específicos para cada electrodo. Como parámetro objetivo procedente del registro del reflejo estapedial se ha utilizado el umbral del reflejo (los umbrales A, B y C definidos en el capítulo anterior). El análisis de regresión entre el umbral del reflejo y los niveles de programación proporciona una estimación de los niveles THR y MCL con una precisión limitada, por lo que se han realizado análisis adicionales considerando niveles normalizados (que permiten el balanceo de canales, con una precisión aceptable). Finalmente, en el estudio estadístico se han incluido variables adicionales que permiten, mediante un análisis de regresión múltiple, estimaciones más precisas de los niveles de programación.

5.1. Encendido de electrodos

El primer paso en el ajuste y programación del procesador de un sistema de implante coclear es la determinación de los electrodos que deben encenderse o apagarse. Los factores que pueden hacer recomendable que un electrodo del implante sea desconectado son variados. Entre las principales causas de desconexión de electrodos podemos considerar:

- Que el electrodo no esté insertado en la cóclea.
- Que haya un fallo técnico en el electrodo (cable cortado o cortocircuito con otro electrodo).
- Que produzca una estimulación colateral no deseada (del nervio facial o del nervio vestibular).
- Que el electrodo esté estimulando una región con escasa inervación (con un índice de supervivencia neuronal reducido, debido a las lesiones cocleares).

Las imágenes radiológicas del implante y la inspección durante la cirugía de la guía de electrodos y su posición en la cóclea ayudan a determinar cuántos electrodos están insertados en la cóclea. Los fallos técnicos se pueden diagnosticar fácilmente con las utilidades de telemetría disponibles en todos los modelos de implante coclear. Las estimulaciones laterales de los nervios facial o vestibular usualmente son referidas por el propio paciente, resultando más difíciles de identificar en el caso de niños o de pacientes poco colaboradores. La identificación de electrodos que, estando insertados en la cóclea, presentan una estimulación poco eficiente (por estar alojados en una zona de escasa inervación o con mayor lesión coclear) resulta más compleja.

Los registros del reflejo estapedial, y más concretamente, las curvas de crecimiento de amplitud permiten comparar la eficacia de la estimulación de los distintos electrodos alojados en la cóclea, y de este modo proporcionan información que puede resultar de gran utilidad a la hora de decidir si un electrodo debe permanecer conectado o debe apagarse en el mapa de programación.

En la figura 5.1 se muestran las curvas de crecimiento de amplitud del reflejo estapedial para los pacientes 6 y 24. En el caso del paciente 6 se observa, para el electrodo 10, un comportamiento diferente al del resto de electrodos analizados, presentando una menor amplitud en el reflejo y requiriendo un mayor nivel de estimulación para evocarlos. Estas curvas de crecimiento manifiestan que la estimulación proporcionada por el electrodo 10 es menos efectiva (menor respuesta auditiva con mayores niveles de estimulación) y sugieren la desconexión de este electrodo. Este análisis es coherente con la programación establecida para este paciente (véase apéndice B). En el mapa de programación, está desconectado el electrodo 10 debido a que este electrodo proporciona una cierta sensación auditiva al paciente, pero ésta le resulta desagradable, observándose un rango dinámico eléctrico muy reducido para este electrodo. En el caso del paciente 24 (gráfica inferior de la figura 5.1) se aprecia un comportamiento similar, en este caso con el electrodo 12. De nuevo, las curvas de crecimiento sugieren la desconexión del electrodo 12, lo que coincide con el mapa de programación establecido para este paciente. Cabe destacar que en ambos casos los electrodos desconectados están insertados en la porción más basal de la cóclea y la estimulación eléctrica proporcionada por éstos da lugar a una sensación auditiva. Sin embargo, esta estimulación no es suficientemente eficiente y la calidad de la programación mejora cuando los electrodos en cuestión son desconectados.

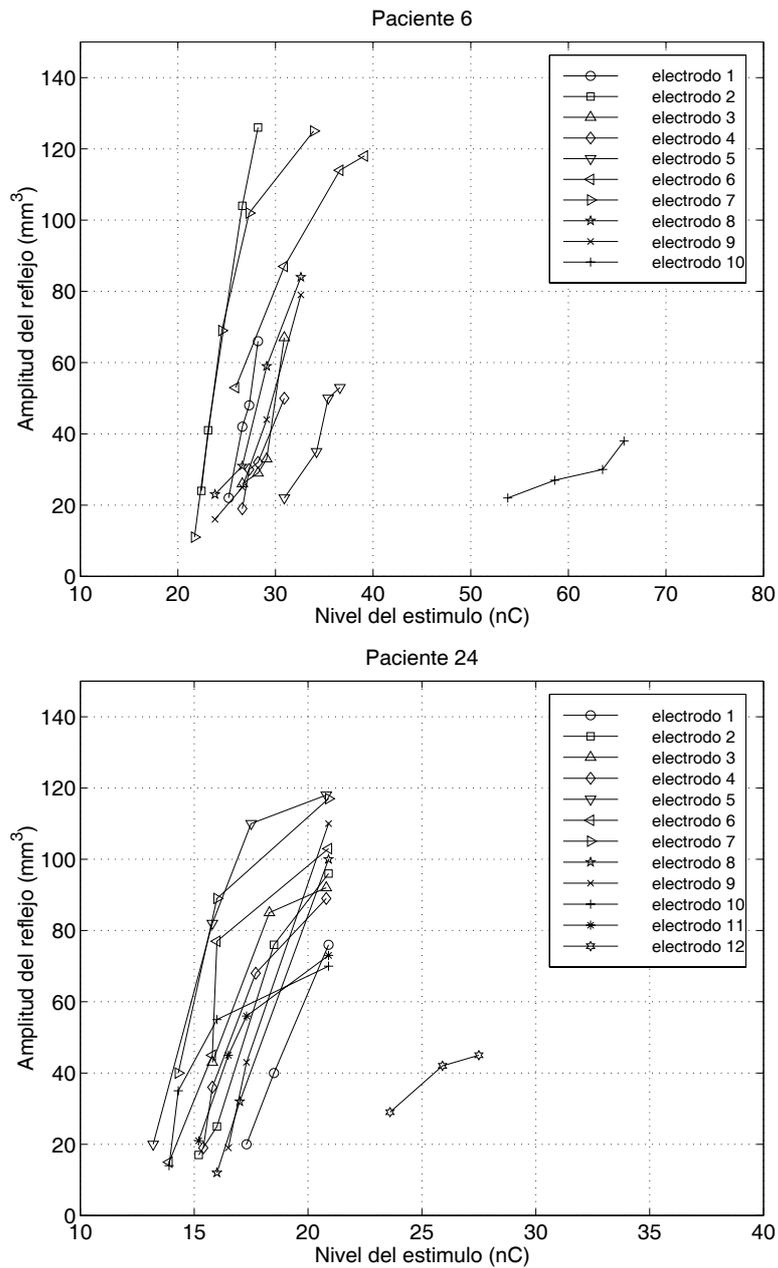


Figura 5.1: Curvas de crecimiento de amplitud del reflejo estapedial correspondientes a los pacientes 6 y 24. Se observa un comportamiento anómalo (menor amplitud a mayor nivel de estimulación) para los electrodos 10 del paciente 6 y 12 del paciente 24.

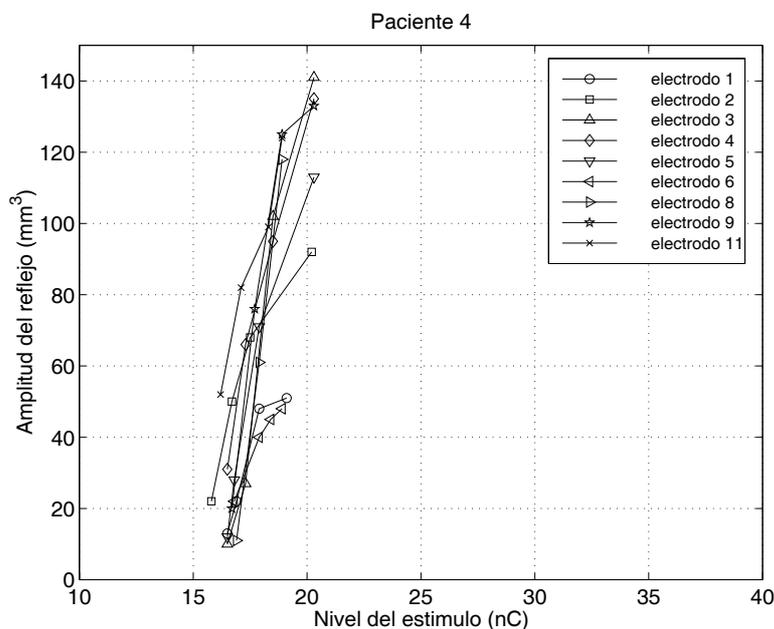


Figura 5.2: *Curvas de crecimiento de amplitud del reflejo estapedial correspondientes al paciente paciente 4. Se observa un comportamiento similar para todos los electrodos explorados.*

La figura 5.2 muestra las curvas de crecimiento del paciente 4. En este caso, se estudiaron distintos electrodos, encontrándose una respuesta adecuada en todos ellos, salvo en el electrodo 12 para el que no se observó reflejo estapedial incluso a niveles altos de estimulación. La exploración del reflejo estapedial sugiere la desconexión del electrodo 12 y coincide nuevamente con la programación en este caso: El electrodo 12 de este paciente está desconectado en el mapa de programación, ya que no se observó respuesta auditiva incluso a niveles de estimulación muy altos. También en los pacientes 8 y 11 se verificó la ausencia de reflejo estapedial en el electrodo 12, con respuesta en el resto de los electrodos explorados, concordando esta observación con los electrodos encendidos en los respectivos mapas de programación, que presentaban activados todos los electrodos salvo el 12 (véase apéndice B).

Hay casos en los que la decisión de conectar o desconectar electrodos en base a la respuesta del reflejo estapedial resulta más difícil. En la gráfica superior de la figura 5.3 se observan las curvas de crecimiento correspondientes al paciente 22. Este paciente presenta una degradación progresiva de la respuesta del reflejo estapedial a medida que nos desplazamos hacia los electrodos más basales, no observándose respuesta alguna en el electrodo 12. Estas curvas de crecimiento sugieren la desconexión del electrodo 12, y acaso también la de alguno de los electrodos más basales (el 11 o el 10) que requerían niveles de estimulación sensiblemente mayores. En este caso, el mapa de programación mantenía 11 electrodos activos. En las curvas de crecimiento del paciente 23 (gráfica inferior de la figura 5.3) se observa que

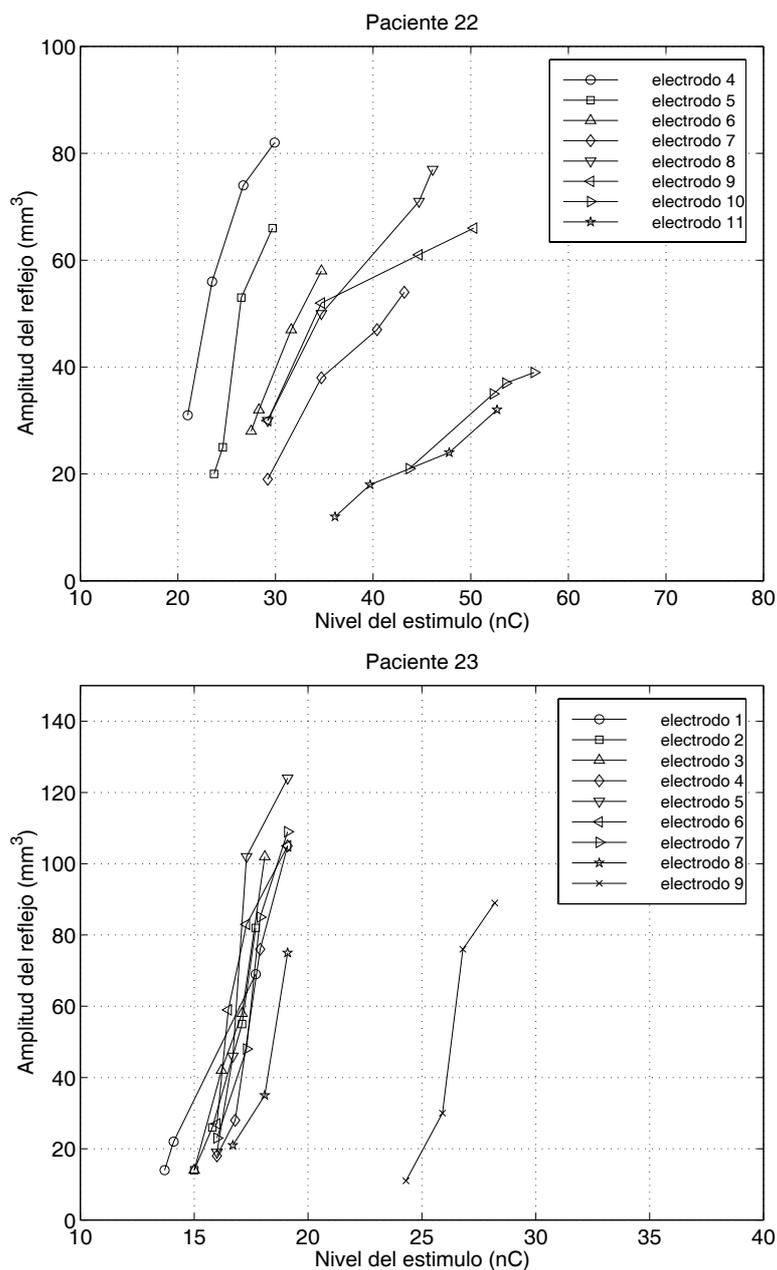


Figura 5.3: Curvas de crecimiento de amplitud del reflejo estapedial correspondientes a los pacientes 22 y 23. En el primer caso se aprecia una degradación progresiva de la respuesta a medida que nos desplazamos a electrodos basales. En el segundo caso se aprecia que el electrodo 9 requiere mayor nivel de estimulación, si bien la amplitud observada para el reflejo es similar a la del resto de electrodos.

el electrodo 9 requiere un nivel de estimulación muy superior al resto de electrodos, lo que en principio sugeriría el apagado de este electrodo. Sin embargo, la amplitud del reflejo para este electrodo es similar a la observada para el resto de electrodos, lo que hace pensar en una respuesta auditiva comparable a la obtenida para los demás electrodos, con la única diferencia de los niveles de estimulación requeridos. En este caso, el mapa de programación mantenía activo el electrodo 9 y desconectados los electrodos 10, 11 y 12, para los que no se observó respuesta en el registro del reflejo estapedial.

En los ejemplos presentados anteriormente se observa la utilidad de los registros del reflejo estapedial y de las curvas de crecimiento de amplitud para valorar la funcionalidad de los distintos electrodos del implante coclear y de las terminaciones del nervio auditivo estimuladas por cada uno de ellos. En el apéndice B se muestran las curvas de crecimiento de los 24 pacientes incluidos en el estudio junto con sus mapas de programación, lo que permite verificar la relación entre la respuesta del reflejo estapedial y el encendido de electrodos en aquellos pacientes en los que se ha explorado un número suficiente de electrodos.

5.2. Correlación entre umbral del reflejo y niveles de programación

La utilización de medidas electrofisiológicas objetivas para inferir los niveles de estimulación en los mapas de programación de los procesadores, requiere analizar la relación existente entre los parámetros extraídos de las medidas objetivas y los niveles de programación. El análisis de las curvas de crecimiento presentado en el capítulo anterior mostraba que el parámetro más apropiado para caracterizar la curva de crecimiento es el umbral del reflejo estapedial, habiéndose propuesto tres definiciones del umbral del reflejo:

- Umbral A: intensidad de estimulación para amplitud nula en el reflejo, obtenida por extrapolación en la curva de crecimiento.
- Umbral B: intensidad de estimulación mínima para la que se ha observado reflejo durante la exploración.
- Umbral C: intensidad de estimulación necesaria para obtener una amplitud del reflejo de 20 mm³.

En el capítulo anterior se discutió la dificultad para definir otros parámetros que caracterizan la curva de crecimiento (como la amplitud en la saturación o la intensidad de saturación), por lo que únicamente se usarán los umbrales A, B y C como parámetros objetivos en el análisis. Los niveles de programación THR (umbral) y MCL (máximo nivel de confort) correspondientes a cada electrodo se han analizado tratando de encontrar la relación entre éstos y los umbrales A, B y C del reflejo para la curva de crecimiento de los electrodos correspondientes. El análisis ha usado, como punto de partida, una base de datos en la

Variable	media	desv. típ.	rango		percentiles		
			mín.	máx	25	50	75
umbral A (nC)	21.12	10.05	8.3	63.4	14.0	16.9	26.6
umbral B (nC)	22.49	11.17	8.5	67.6	15.0	17.3	27.9
umbral C (nC)	22.63	11.20	8.6	69.6	14.51	17.69	27.92
THR (nC)	2.86	2.13	0.80	14.10	1.24	2.47	3.29
MCL (nC)	35.69	28.67	9.72	156.0	19.12	24.9	33.4

Tabla 5.1: Estadísticos descriptivos de las medidas objetivas (umbrales A, B y C del reflejo estapedial) y los niveles subjetivos de programación (THR y MCL).

que, para cada electrodo explorado, se ha indicado el valor de los umbrales A, B y C (procedentes de la correspondiente curva de crecimiento) y los niveles de programación THR y MCL.

5.2.1. Estadísticos descriptivos de los umbrales y los niveles de programación

Como primer paso del análisis se han estudiado las distribuciones de los parámetros a relacionar, esto es, umbrales A, B y C y niveles de programación THR y MCL. La tabla 5.1 muestra los estadísticos descriptivos de los umbrales A, B y C del reflejo estapedial y de los niveles de programación THR y MCL. En la tabla se incluyen la media, desviación típica, valores mínimo y máximo y cuartiles. El apéndice C incluye una tabla con más estadísticos (sesgo y curtosis), además de los histogramas de las distintas variables.

Puede apreciarse que las distribuciones de los umbrales A, B y C son bastante similares. En realidad estos tres parámetros presentan una alta correlación entre sí, debido a que las diferencias entre los umbrales A, B y C son pequeñas (unos pocos nano-Coulombios) en comparación con el rango en el que varían (alrededor de 60 nano Coulombios). La correlación entre los umbrales A y B es $r=0.983$; entre los umbrales A y C $r=0.989$; y entre los umbrales B y C $r=0.985$. Se aprecia que tanto la media como los valores mínimo y máximo y los cuartiles son ligeramente menores para el umbral A que para los umbrales B y C. Esto se debe a la definición de los umbrales A, B y C, que hace que en cada curva de crecimiento, el umbral A sea sistemáticamente inferior a los umbrales B y C. Además, el umbral B es generalmente inferior al umbral C ya que en casi todos los electrodos explorados, se han medido reflejos con amplitudes inferiores a 20 mm^3 .

También se aprecia que los umbrales del reflejo estapedial se encuentran generalmente dentro del rango dinámico definido por el THR y el MCL, aunque más próximos a este último. Sin embargo, para un cierto porcentaje de los umbrales del reflejo se observan para niveles de estimulación superiores al MCL.

x	y	N	p	r	R^2	ord. origen		pendiente	
						a	$SE(a)$	b	$SE(b)$
umb A	THR	159	<1e-16	0.7366	0.5426	-0.4526	0.5413	0.1568	0.02315
umb B	THR	159	<1e-16	0.7533	0.5675	-0.3862	0.5085	0.1443	0.02026
umb C	THR	159	<1e-16	0.7439	0.5533	-0.3533	0.5178	0.142	0.02052
umb A	MCL	159	<1e-16	0.8206	0.6734	-13.76	6.132	2.341	0.2622
umb B	MCL	159	<1e-16	0.8032	0.6451	-10.69	6.174	2.062	0.246
umb C	MCL	159	<1e-16	0.7776	0.6047	-9.323	6.53	1.989	0.2587

Tabla 5.2: Resultados del análisis de regresión entre los niveles de programación THR y MCL y los umbrales A, B y C del reflejo estapedial.

5.2.2. Análisis de regresión entre umbrales y niveles de programación

La relación entre los umbrales del reflejo (A, B y C) y los niveles de programación (THR y MCL) se ha analizado mediante análisis de regresión lineal. Las gráficas de las figuras 5.4, 5.5 y 5.6 muestran cómo varían los niveles THR y MCL en función de los umbrales A, B y C, respectivamente. En cada figura se muestran las observaciones correspondientes a cada electrodo (círculos), la recta, proporcionada por el análisis de regresión, que mejor ajusta los datos (línea sólida), y los límites del intervalo de confianza del 95 % para una estimación de los niveles de programación (THR o MCL) inferida a partir de los umbrales observados. Los análisis se han extendido a los 159 electrodos analizados, y los principales parámetros proporcionados por el análisis de regresión se han indicado en las figuras: el número de observaciones (N), la probabilidad de la hipótesis nula de independencia estadística (p), el coeficiente de correlación (r), el coeficiente de determinación (R^2) y el nivel de incertidumbre.

Este último parámetro trata de evaluar la precisión con que se puede inferir la variable dependiente en función de la variable independiente y se ha definido como el cociente entre la semianchura del intervalo de confianza del 95 % y el valor medio de la variable dependiente, expresada en porcentaje. De este modo, un nivel de incertidumbre del 15 % se puede interpretar como que el 5 % de las estimaciones de la variable dependiente basadas en observaciones de la variable independiente van a presentar un error superior al 15 %. Si, por ejemplo, el valor estimado para el MCL es de 45 nC, con este nivel de incertidumbre hay un 95 % de probabilidad de que el MCL real se encuentre entre 38.25 nC y 51.75 nC, y un 5 % de probabilidad de que esté fuera de este intervalo. El nivel de incertidumbre así definido permite valorar la utilidad de una determinada variable independiente para la estimación de la variable dependiente (en este caso los niveles de programación). Lógicamente, cuanto menor sea el nivel de incertidumbre, más precisas van a ser las estimaciones de los niveles de programación basadas en los umbrales del reflejo estapedial.

Los resultados del análisis de regresión aparecen resumidos en las tablas 5.2 y 5.3. En la primera

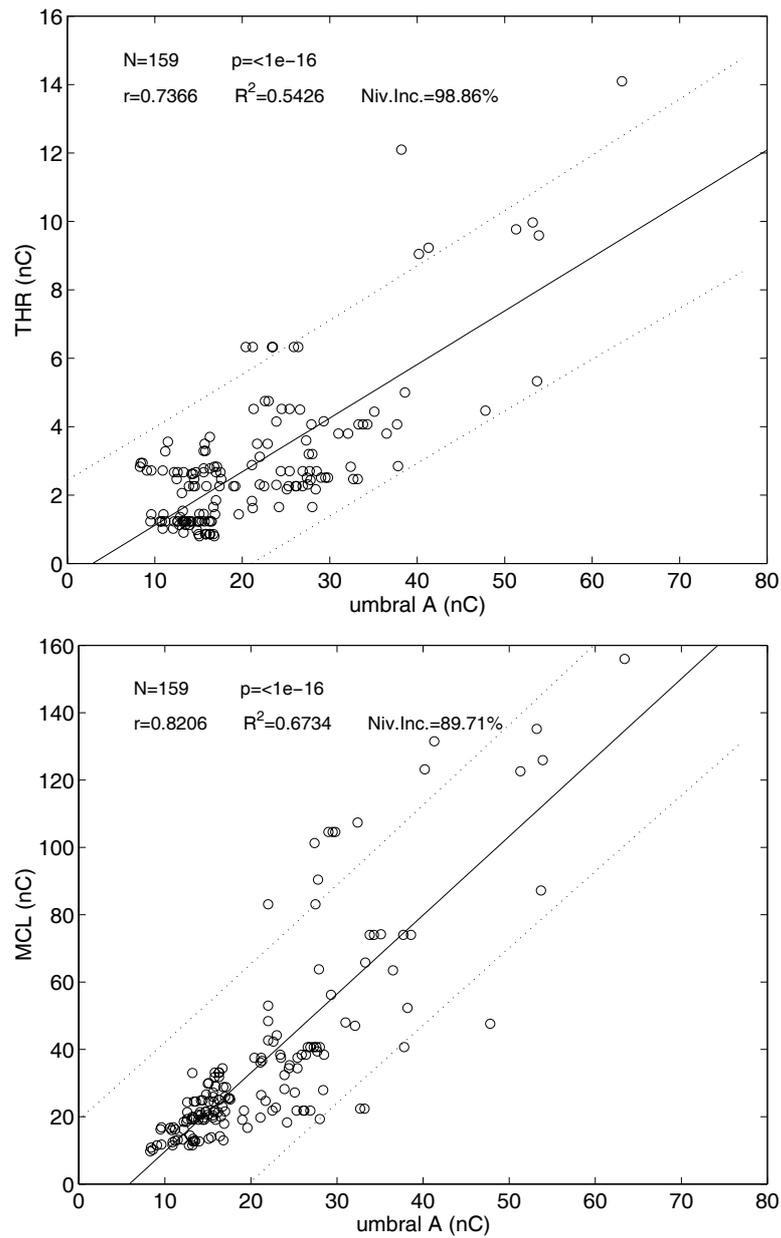


Figura 5.4: Relación entre los niveles subjetivos de programación (arriba THR, y abajo MCL) y el umbral A del reflejo estapedial.

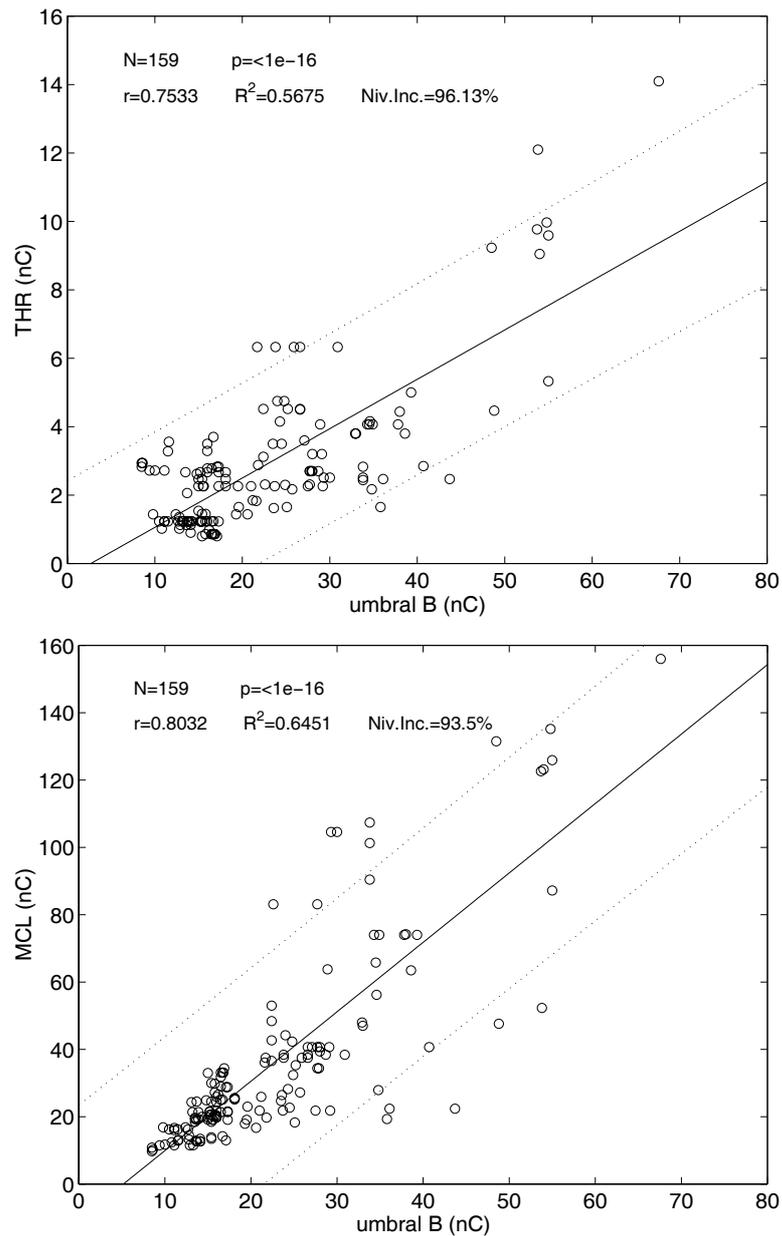


Figura 5.5: Relación entre los niveles subjetivos de programación (arriba THR, y abajo MCL) y el umbral B del reflejo estapedial.

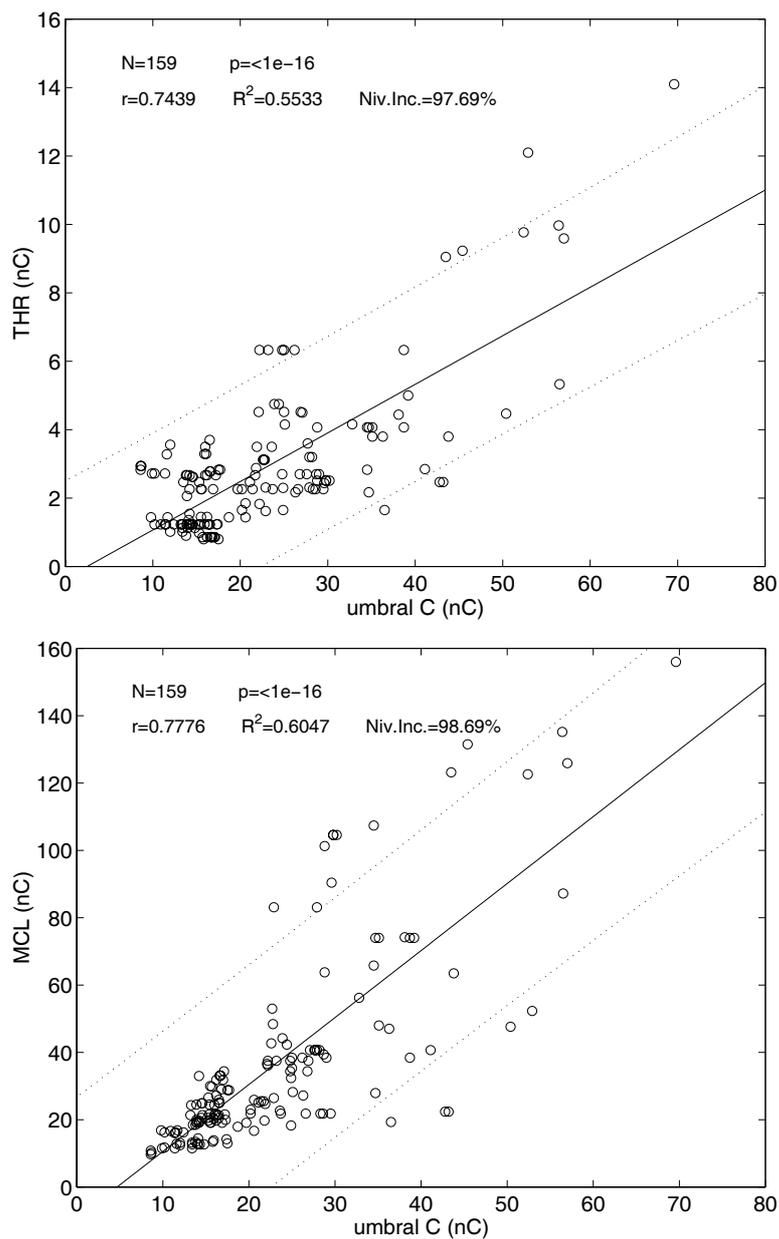


Figura 5.6: Relación entre los niveles subjetivos de programación (arriba THR, y abajo MCL) y el umbral C del reflejo estapedial.

x	y	estadísticos y			interv. conf. 95 %	
		media	mediana	desv. típ.	semianchura	nivel incert.
umb A	THR	2.859	2.470	2.139	2.827	98.86 %
umb B	THR	2.859	2.470	2.139	2.749	96.13 %
umb C	THR	2.859	2.470	2.139	2.793	97.69 %
umb A	MCL	35.693	24.900	28.674	32.019	89.71 %
umb B	MCL	35.693	24.900	28.674	33.373	93.50 %
umb C	MCL	35.693	24.900	28.674	35.225	98.69 %

Tabla 5.3: Incertidumbre asociada al análisis de regresión entre los niveles de programación (THR y MCL) y los umbrales A, B y C del reflejo estapedial.

tabla se indican los valores de N , p , r , y R^2 , y además, los valores de la ordenada en el origen (a) y la pendiente (b) de la recta de regresión, acompañados de los correspondientes errores estándar ($SE(a)$ y $SE(b)$). La segunda tabla se centra en la incertidumbre de las estimaciones de los niveles de programación a partir del umbral del reflejo estapedial, y muestra la media, mediana y desviación estándar del nivel de programación a inferir, la semianchura del intervalo de confianza del 95 % para las estimaciones de los niveles de programación, y el nivel de incertidumbre antes definido.

En todos los análisis se observan valores muy bajos de p , lo que manifiesta una dependencia estadísticamente significativa entre los umbrales del reflejo y los niveles de programación. Los pacientes y electrodos con valores bajos en el umbral del reflejo presentan niveles de programación menores que los que tienen valores altos en el umbral del reflejo (en todos los análisis, $p < 1e-16$). Los coeficientes de correlación son relativamente altos (cerca de 0.75 para el THR y cerca de 0.80 para el MCL) de modo que gran parte de la variación de los niveles de programación quedaría explicada en base a variaciones en el umbral del reflejo. Sin embargo, puesto que la finalidad del presente análisis es una estimación fiable de los niveles de programación, es necesario evaluar la incertidumbre asociada a estas estimaciones. Los niveles de incertidumbre para un nivel de confianza del 95 % son ligeramente inferiores al 100 %, y algo más bajos para las estimaciones del MCL que para las estimaciones del THR. Los elevados valores del nivel de incertidumbre ponen de manifiesto que, a pesar de existir una relación estadísticamente significativa entre los umbrales del reflejo y los niveles de programación, la estimación de los niveles de programación basada en los umbrales no tiene suficiente precisión para una aplicación práctica, ya que con una probabilidad del 5 % el error asociado a la estimación va a ser del orden del 100 % o mayor.

De esta forma, la relación entre umbrales del reflejo y niveles de programación de forma directa no tiene mucha utilidad práctica en lo que a la programación de los procesadores se refiere. La principal causa de esta gran imprecisión se puede asociar a la variabilidad interpaciente ya discutida en el capítulo anterior (cuando se analizaron los factores que afectaban a la amplitud del reflejo).

Para verificar el efecto de la variabilidad interpaciente sobre la relación entre los niveles de progra-

x	y	N	p	r	R^2	ord. origen		pendiente	
						a	$SE(a)$	b	$SE(b)$
umb A-P	THR-P	24	1.41e-005	0.7637	0.5833	-0.3696	1.409	0.1491	0.05686
umb B-P	THR-P	24	8.798e-006	0.7748	0.6003	-0.355	1.359	0.1391	0.05121
umb C-P	THR-P	24	1.521e-005	0.7619	0.5805	-0.3175	1.398	0.1365	0.05236
umb A-P	MCL-P	24	5.26e-007	0.83	0.6889	-15.40	17.6	2.343	0.7103
umb B-P	MCL-P	24	5.965e-007	0.8279	0.6854	-14.28	17.43	2.149	0.6569
umb C-P	MCL-P	24	1.658e-006	0.8095	0.6554	-13.42	18.32	2.097	0.6861

Tabla 5.4: Resultados del análisis de regresión entre los niveles de programación THR y MCL y los umbrales A, B y C del reflejo estapedial usando los valores promediados por paciente.

mación y los umbrales, a continuación se realiza un análisis con las variables promediadas por paciente, que se presenta en la siguiente sección. Para obviar el inconveniente de la variabilidad interpaciente se propone la normalización por paciente de las variables, dividiendo las variables por el valor promedio calculado para cada paciente. También se propone complementar el modelo de estimación de los niveles de programación con nuevas variables y realizar las estimaciones en base a un ajuste de regresión múltiple. Ambos procedimientos son presentados en secciones posteriores.

5.3. Correlaciones usando valores promedio

El análisis de regresión usando valores promedio por paciente permite comprobar el efecto de la variabilidad interpaciente sobre la relación entre umbrales del reflejo y los niveles de programación. El promedio se ha realizado paciente a paciente, considerando el número de electrodos estudiados mediante reflejo estapedial para cada paciente.

Las figuras 5.7, 5.8 y 5.9 presentan el análisis de regresión entre niveles de programación promediados (THR-P y MCL-P) y los umbrales del reflejo promediados (umbral A-P, umbral B-P y umbral C-P), respectivamente. Como en las figuras anteriores, se indica la recta de regresión y el intervalo de confianza del 95 %, así como los principales estadísticos proporcionados por el análisis de regresión (N , p , r , R^2 y el nivel de incertidumbre). En las tablas 5.4 y 5.5 se muestran los estadísticos, la ordenada en el origen y pendiente de cada una de las rectas de regresión, junto con los errores estándar correspondientes.

La comparación de las tablas 5.4 y 5.5 (análisis con valores promedio) y las tablas 5.2 y 5.3 (análisis con valores sin promediar) permite extraer algunas conclusiones. Con los valores promedio sigue observándose una dependencia estadísticamente significativa entre los umbrales del reflejo y los niveles de programación, si bien los valores de p son mayores que cuando se analizaron variables sin promediar. No obstante, este efecto es debido a que al utilizar variables sin promediar la estadística se extendía sobre 159 observaciones, mientras que en el análisis con variables promediadas, contamos únicamente con 24

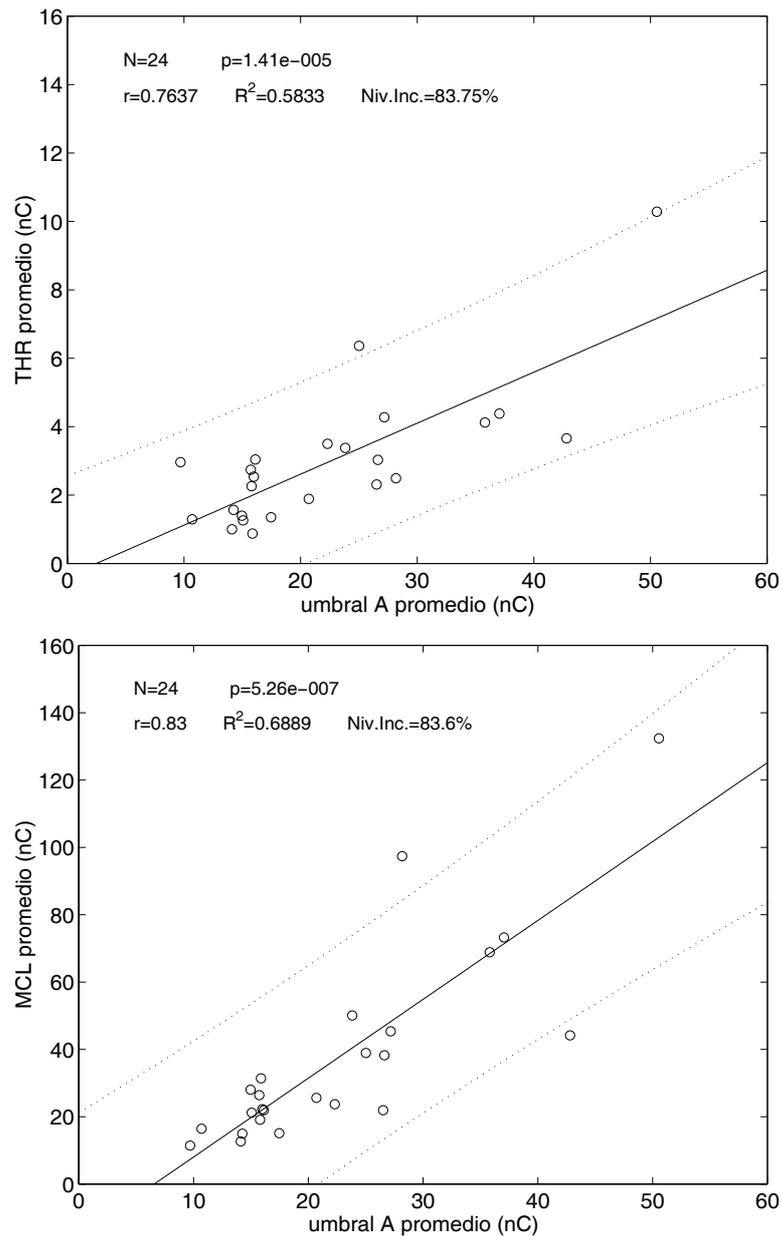


Figura 5.7: Relación entre los niveles subjetivos de programación (arriba THR, y abajo MCL) y el umbral A del reflejo estapedial usando valores promediados por paciente.

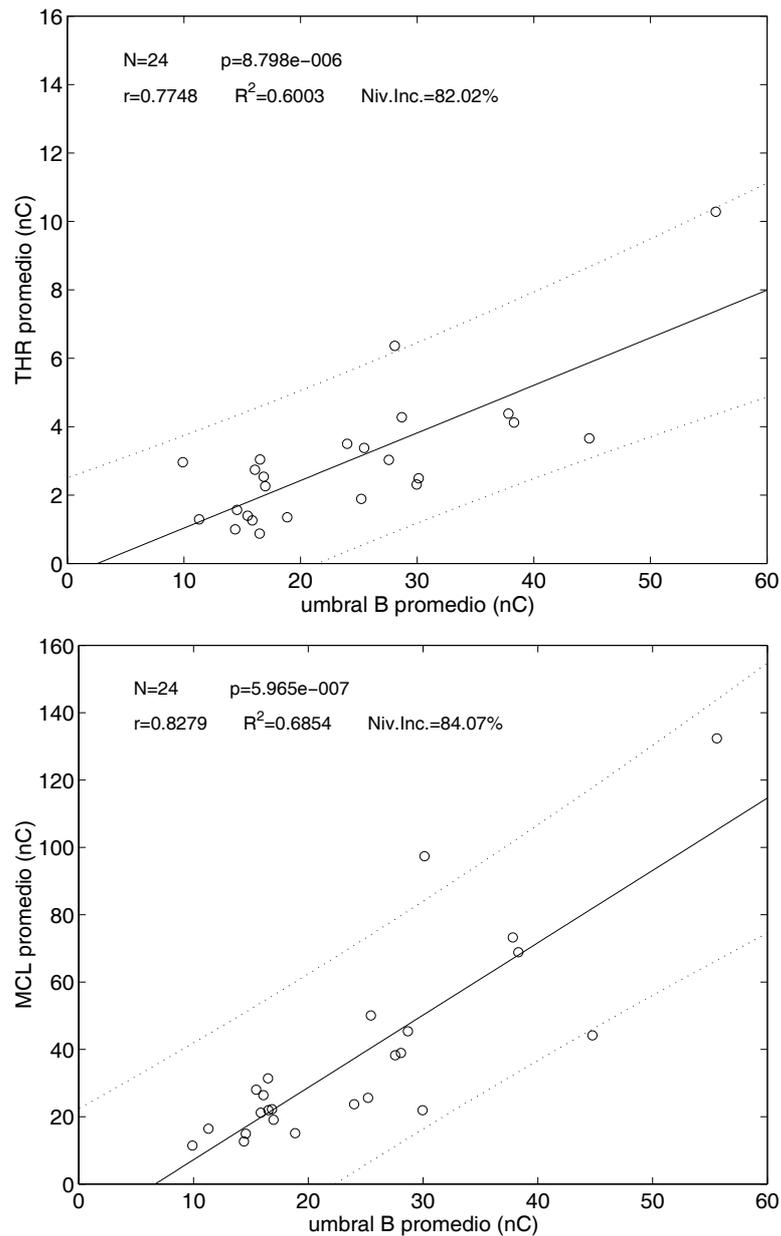


Figura 5.8: Relación entre los niveles subjetivos de programación (arriba THR, y abajo MCL) y el umbral B del reflejo estapedial usando valores promediados por paciente.

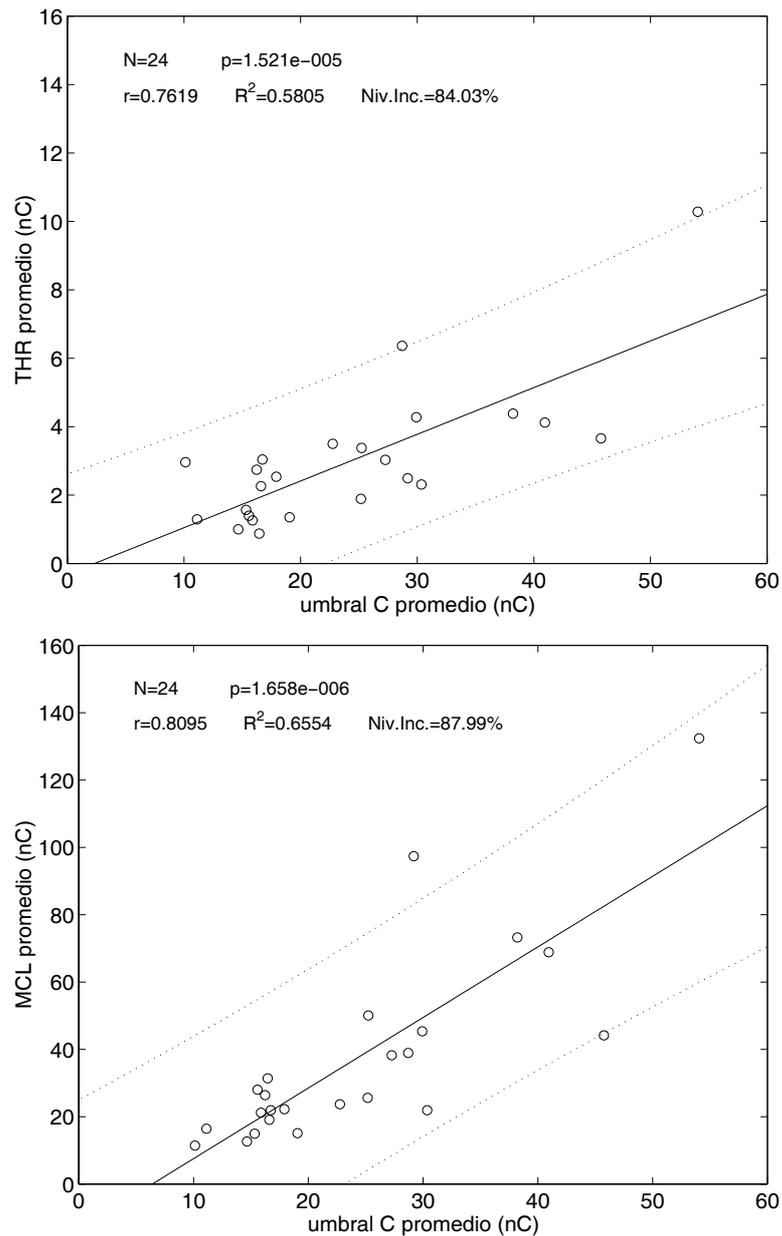


Figura 5.9: Relación entre los niveles subjetivos de programación (arriba THR, y abajo MCL) y el umbral C del reflejo estapedial usando valores promediados por paciente.

x	y	estadísticos y			interv. conf. 95 %	
		media	mediana	desv. típ.	semianchura	nivel incert.
umb A-P	THR-P	2.999	2.641	2.028	2.512	83.75 %
umb B-P	THR-P	2.999	2.641	2.028	2.460	82.02 %
umb C-P	THR-P	2.999	2.641	2.028	2.520	84.03 %
umb A-P	MCL-P	37.536	25.992	29.320	31.379	83.60 %
umb B-P	MCL-P	37.536	25.992	29.320	31.556	84.07 %
umb C-P	MCL-P	37.536	25.992	29.320	33.027	87.99 %

Tabla 5.5: Incertidumbre asociada al análisis de regresión entre los niveles de programación (THR y MCL) y los umbrales A, B y C del reflejo estapedial, usando valores promediados por paciente.

observaciones. Es muy destacable la gran semejanza en los coeficientes de correlación (r) y de determinación (R^2) entre las variables promediadas y sin promediar, así como en las ordenadas en el origen y pendientes, si bien los errores estándar resultan bastante mayores en el caso de las variables promediadas debido, de nuevo, al menor número de observaciones involucradas en la estadística. La semianchura de los intervalos de confianza y los niveles de incertidumbre son también similares para las variables promediadas y sin promediar (ligeramente menores para las variables promediadas).

Este análisis pone de manifiesto que la mayor parte de la variabilidad que se observa en los niveles de programación que no está asociada a variabilidad en los umbrales del reflejo se aprecia tanto al considerar valores específicos para cada electrodo como al considerar valores promediados por cada paciente, y por tanto, se debe, fundamentalmente, a características específicas de cada paciente. Para reducir el efecto de la variabilidad interpaciente se ha realizado un análisis usando variables normalizadas (en la siguiente sección) y un análisis incluyendo nuevas variables que permitan caracterizar los aspectos específicos de cada paciente (presentado a continuación del análisis con variables normalizadas).

5.4. Correlación usando valores normalizados

La normalización de las variables (tanto umbrales A, B y C como niveles de programación THR y MCL) se ha realizado dividiendo cada variable por el valor promedio de cada paciente. Los análisis de regresión entre los niveles de programación normalizados y los umbrales A, B y C normalizados se representan en las figuras 5.10, 5.11 y 5.12. En estas figuras se aprecia que, debido a la normalización, los valores de los umbrales y de los niveles de programación varían en torno a la unidad. Las tablas 5.6 y 5.7 muestran los estadísticos proporcionados por los correspondientes análisis de regresión.

Los análisis sobre variables normalizadas muestran una clara dependencia estadística entre los niveles de programación y los umbrales del reflejo estapedial, con valores de p muy bajos (ligeramente mejores en el caso del MCL normalizado). Los coeficientes de correlación r son próximos a 0.55 en el

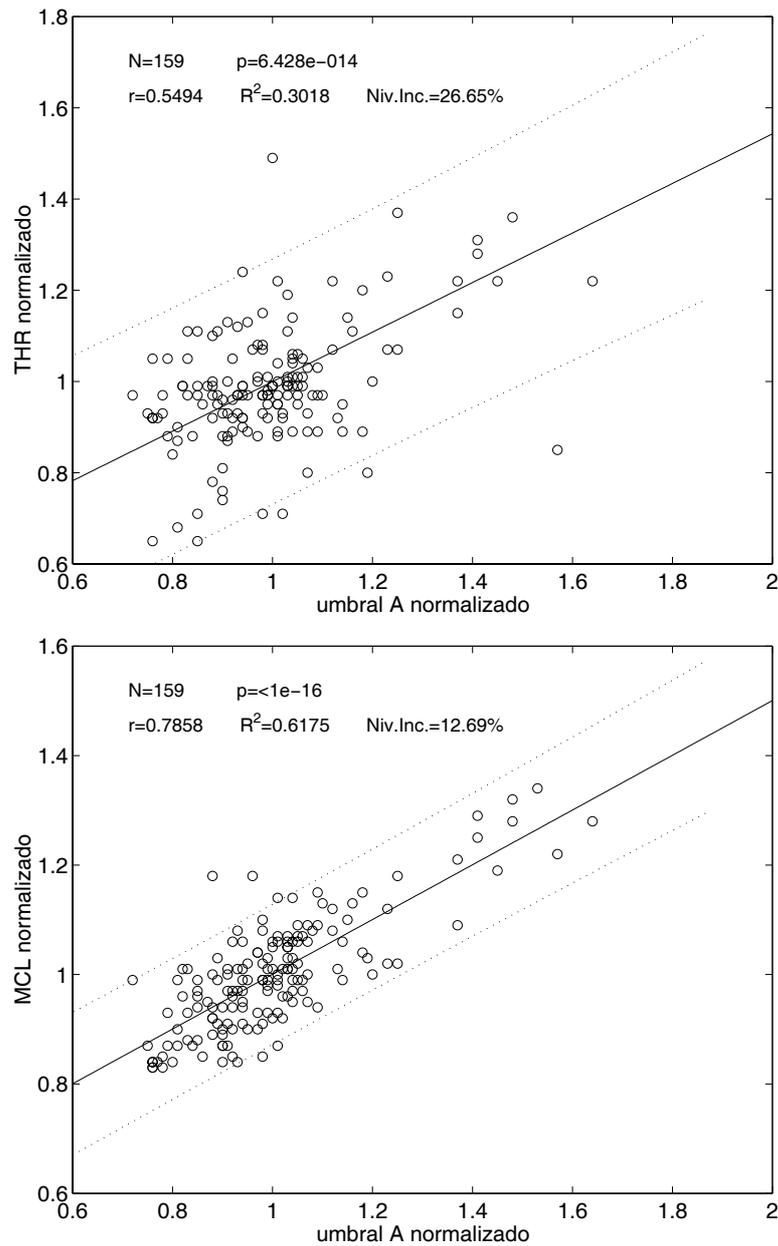


Figura 5.10: Relación entre los niveles subjetivos de programación (arriba THR, y abajo MCL) y el umbral A del reflejo estapedial usando valores normalizados por paciente.

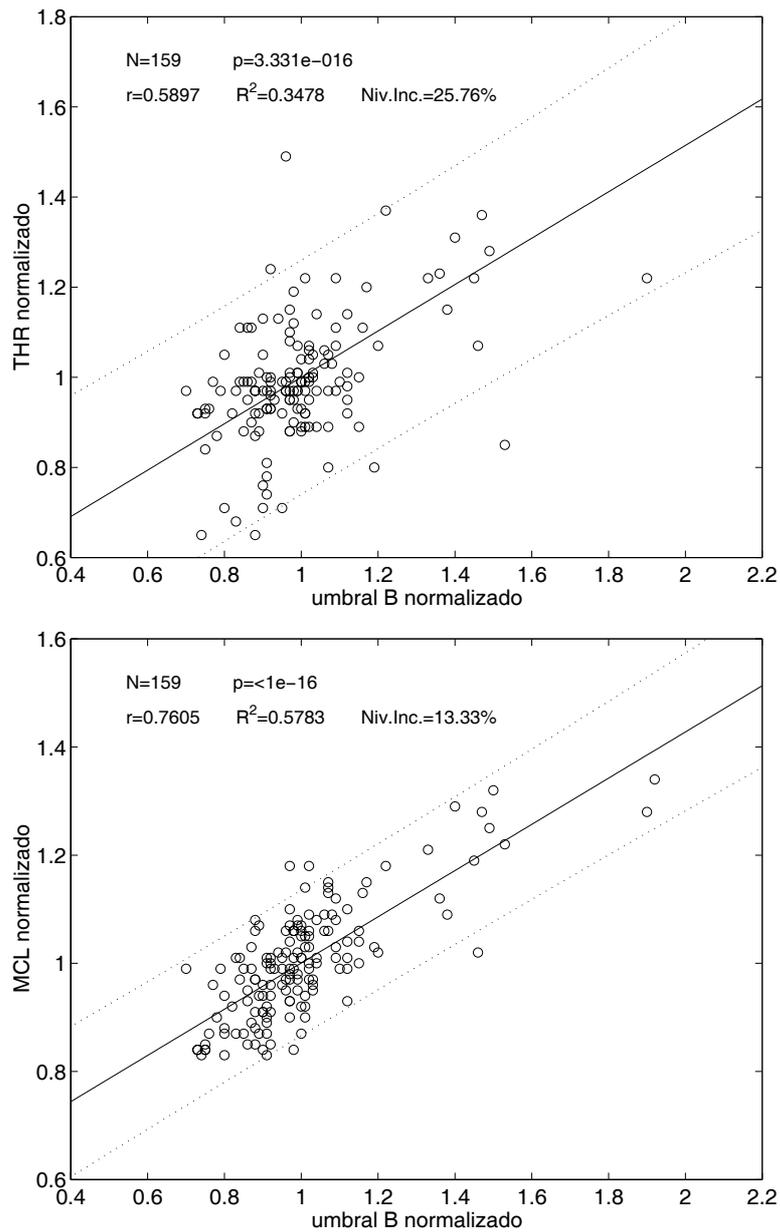


Figura 5.11: Relación entre los niveles subjetivos de programación (arriba THR, y abajo MCL) y el umbral B del reflejo estapedial usando valores normalizados por paciente.

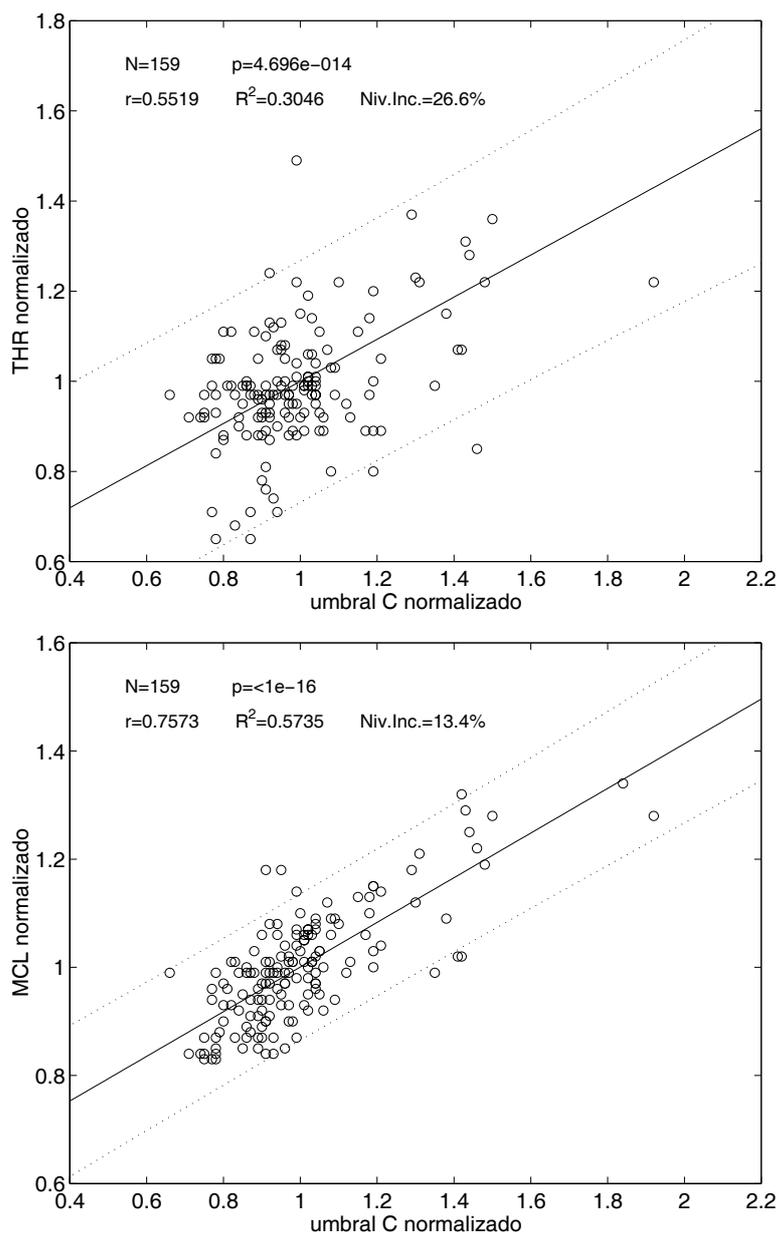


Figura 5.12: Relación entre los niveles subjetivos de programación (arriba THR, y abajo MCL) y el umbral C del reflejo estapedial usando valores normalizados por paciente.

x	y	N	p	r	R^2	ord. origen		pendiente	
						a	$SE(a)$	b	$SE(b)$
umb A-N	THR-N	159	6.428e-014	0.5494	0.3018	0.4567	0.1346	0.543	0.1328
umb B-N	THR-N	159	3.331e-016	0.5897	0.3478	0.4853	0.1152	0.5146	0.1134
umb C-N	THR-N	159	4.696e-014	0.5519	0.3046	0.5325	0.1156	0.4674	0.1136
umb A-N	MCL-N	159	<1e-16	0.7858	0.6175	0.5004	0.06413	0.5001	0.0633
umb B-N	MCL-N	159	<1e-16	0.7605	0.5783	0.5734	0.05965	0.4272	0.05868
umb C-N	MCL-N	159	<11e-16	0.7573	0.5735	0.5877	0.05829	0.4129	0.05727

Tabla 5.6: Resultados del análisis de regresión entre los niveles de programación THR y MCL y los umbrales A, B y C del reflejo estapedial usando los valores normalizados por paciente.

x	y	estadísticos y			interv. conf. 95 %	
		media	mediana	desv. típ.	semianchura	nivel incert.
umb A-N	THR-N	1.000	0.970	0.163	0.266	26.65 %
umb B-N	THR-N	1.000	0.970	0.163	0.258	25.76 %
umb C-N	THR-N	1.000	0.970	0.163	0.266	26.60 %
umb A-N	MCL-N	1.000	0.990	0.105	0.127	12.69 %
umb B-N	MCL-N	1.000	0.990	0.105	0.133	13.33 %
umb C-N	MCL-N	1.000	0.990	0.105	0.134	13.40 %

Tabla 5.7: Incertidumbre asociada al análisis de regresión entre los niveles de programación (THR y MCL) y los umbrales A, B y C del reflejo estapedial, usando valores normalizados por paciente.

caso del THR normalizado y próximos a 0.75 en el caso del MCL normalizado. Los niveles de incertidumbre se ven significativamente reducidos (con respecto a los análisis previos) cuando se realiza el análisis sobre variables normalizadas. Los niveles de programación THR normalizados se pueden inferir con un error inferior al 26 % (con una probabilidad del 95 %) y los niveles MCL normalizados se pueden inferir con un error inferior al 13 % (con una probabilidad del 95 %).

Este análisis proporciona, por tanto, estimaciones con una precisión aceptable, de los niveles de programación THR y MCL normalizados. Debe destacarse que este análisis no proporciona el mapa de programación, sino los niveles de programación normalizados, es decir, mediante este análisis es posible balancear los niveles de programación THR y MCL de los distintos canales, pero no nos proporciona los niveles específicos a establecer en el mapa de programación. Esto es consecuencia del proceso de normalización realizado para reducir la variabilidad interpaciente.

5.5. Inclusión de nuevas variables

Una forma de abordar el problema de la variabilidad interpaciente es la inclusión de variables adicionales que contribuyan a explicar los niveles de programación. Así, por ejemplo, se sabe que existe una dependencia estadística de los máximos niveles de confort con la edad del paciente [Sainz2003] o con su experiencia en el uso del implante [Brill1997], de modo que un modelo que además de los umbrales del reflejo estapedial incluya la edad de implantación y la experiencia en el uso del implante como variables independientes, proporcionará estimaciones más precisas (con menos incertidumbre) que un modelo que únicamente utilice el umbral del reflejo estapedial.

Entre las variables adicionales que se han estudiado, se han incluido algunas que son específicas del paciente, y otras que son específicas del electrodo analizado. Entre las primeras se encuentran: la edad de exploración; la experiencia del paciente con el implante (tiempo de uso del implante, considerado desde el primer encendido del procesador); el tipo de hipoacusia (en cuanto al momento de instauración en relación con la adquisición del lenguaje); el valor de máxima compliancia y la presión de máxima compliancia en el timpanograma; y el número de electrodos insertados en la cóclea. Entre las variables específicas de cada electrodo estudiado, se han incluido: el electrodo estudiado (índice del electrodo, a lo largo de la guía, siendo 1 para el de localización más apical, y 12 para el de localización más basal); la localización del electrodo a lo largo de la cóclea, medida desde la cocleostomía; y la amplitud máxima del reflejo observada en la curva de crecimiento del electrodo correspondiente. Además, se han considerado también como variables específicas del electrodo los umbrales A, B y C del reflejo estapedial, y los umbrales A, B y C normalizados.

5.5.1. Estadísticos descriptivos de las variables incluidas en el estudio

Los valores observados para cada paciente y cada electrodo (para la mayor parte de las variables consideradas) pueden consultarse en el apéndice B. Los estadísticos descriptivos correspondientes a estas variables se presentan en la tabla 5.8. Se han indicado la media, desviación típica, valores mínimo y máximo y cuartiles. Cabe destacar que la variable “tipo de hipoacusia” es una variable binaria, a la que se le ha asignado el valor 0 para los pacientes prelocutivos y el valor 1 para los poslocutivos, considerando prelocutivos aquellos cuya hipoacusia se ha establecido a una edad inferior a los 5 años.

En la tabla se han incluido los estadísticos descriptivos de las variables específicas del paciente (que son comunes a todos los electrodos estudiados para un mismo paciente), las variables específicas del electrodo (incluyendo los umbrales del reflejo estapedial, con y sin normalización) y las variables dependientes que se pretenden estimar (niveles de programación THR y MCL y los niveles normalizados correspondientes), que son también variables específicas para cada electrodo. En el apéndice C se muestra

Variable	media	desv. típ.	rango		percentiles		
			mín.	máx	25	50	75
edad exploración (años)	21.66	16.99	3.05	68.78	8.17	13.36	34.31
uso del implante (años)	1.081	1.034	0.04	3.20	0.12	0.75	2.08
tipo hipoac. (preloc/posloc)	0.430	0.496	0	1	0	0	1
compliance (cm ³)	0.511	0.157	0.260	0.897	0.379	0.500	0.627
presión max. compl. (daPa)	-51.29	43.48	-183.6	-8.7	-68.6	-32.7	-25.1
núm. electrodos insertados	9.70	1.64	6	12	9	11	11
electrodo estudiado	5.33	3.04	1	12	3	5	8
localiz. elec. (mm cocleost.)	13.20	7.31	0.3	29.1	7.5	12.3	19.5
amplitud máx. reflejo (mm ³)	25.26	42.27	20	220	53	76	110
umbral A (nC)	21.12	10.05	8.3	63.4	14.0	16.9	26.6
umbral B (nC)	22.49	11.17	8.5	67.6	15.0	17.3	27.9
umbral C (nC)	22.63	11.20	8.6	69.6	14.51	17.69	27.92
umbral A normalizado	1	0.165	0.72	1.64	0.90	0.98	1.05
umbral B normalizado	1	0.187	0.70	1.92	0.89	0.97	1.04
umbral C normalizado	1	0.193	0.66	1.92	0.89	0.97	1.04
THR (nC)	2.86	2.13	0.80	14.10	1.24	2.47	3.29
MCL (nC)	35.69	28.67	9.72	156.0	19.12	24.9	33.4
THR normalizado	1	0.163	0.65	1.90	0.92	0.97	1.05
MCL normalizado	1	0.105	0.83	1.34	0.93	0.99	1.06

Tabla 5.8: Estadísticos descriptivos de las variables consideradas en el estudio

una tabla extendida de los estadísticos descriptivos correspondientes a estas variables, junto con los histogramas. Los estadísticos descriptivos e histogramas se han obtenido sobre una base de datos con 159 entradas (una para cada electrodo estudiado) que contenía, para cada entrada, los valores de las distintas variables (independientes y dependientes) a estudiar.

5.5.2. Relación entre las variables y los niveles de programación

En un primer análisis, se va a estudiar si existe una relación estadísticamente significativa entre cada una de las variables independientes propuestas y cada una de las variables dependientes (niveles de programación THR y MCL con y sin normalización) a estimar. De este modo, el modelo de regresión múltiple incluirá únicamente aquellas variables independientes que muestran una relación estadísticamente significativa con las variables dependientes a estimar.

En esta parte del análisis no se ha estudiado la relación entre las variables específicas de paciente y los niveles de programación normalizados. La razón es que un parámetro específico del paciente no proporciona información alguna sobre los niveles de programación normalizados. Esto es debido a que para cada paciente vamos a tener un valor concreto de edad (por ejemplo), y todos sus electrodos van a presentar unos valores del nivel de programación normalizados alrededor del valor 1 y cuya media es

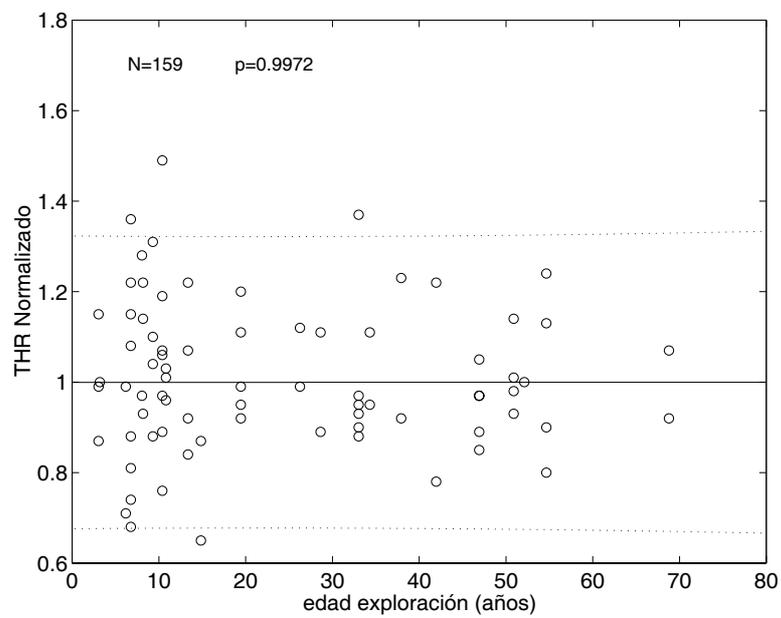


Figura 5.13: Relación entre el THR normalizado y la edad en el momento de la exploración. Se observa la ausencia de dependencia estadística debido a que se ha relacionado una variable normalizada por paciente con una variable específica de cada paciente.

la unidad, de modo que el análisis de regresión proporcionará como mejor ajuste la recta $y = 1$, con pendiente nula y con la inexistencia de dependencia estadística entre ambas variables ($p=1$ salvo errores de precisión en el cálculo). En la figura 5.13 se muestra la relación entre la edad de la exploración y el nivel THR normalizado. Se observa que la pendiente de la recta de regresión es nula, y que la ecuación de la recta es la constante $y = 1$, debido a que para cada edad (para cada paciente), los valores de THR normalizados tienen media igual a 1. El valor de p proporcionado por el ajuste de regresión es, además, muy próximo a 1.

La relación entre las distintas variables independientes y los niveles de programación (THR, MCL, THR normalizado y MCL normalizado) se muestra en las figuras 5.14, 5.15, 5.16, 5.17, 5.18, 5.19, 5.20, 5.21 y 5.22. En las figuras se ha excluido el análisis de la relación entre niveles de programación normalizados y variables específicas para cada paciente, ya que, como se ha indicado anteriormente, carece de sentido.

Edad de exploración

La edad en el momento de la exploración 5.14 influye de forma significativa sobre los niveles MCL ($p=2.46e-4$), pero no sobre los niveles THR ($p=0.994$). Los niveles MCL son más altos cuanto mayor es la edad del paciente. El coeficiente de determinación R^2 indica que el 8.2 % de la variación del MCL está condicionado por la edad en el momento de la exploración. Si bien este valor es bajo, esta variable podría contribuir a una mejor estimación de los niveles MCL.

Tiempo de uso del implante

El tiempo de uso del implante (figura 5.15) influye de forma estadísticamente significativa tanto sobre el THR ($p=4.24e-10$) como sobre el MCL ($p=1.74e-10$). Tanto los niveles THR como los MCL tienden a aumentar a medida que el paciente tiene más experiencia en el uso del implante. Esta variable explica un 22.1 % de la variación del THR y un 22.9 % de la variación del MCL, de modo que puede también ser de utilidad en la estimación de los niveles de programación.

Tipo de hipoacusia

El tipo de hipoacusia muestra un incremento de los niveles de programación THR y MCL para el caso de las hipoacusias poslocutivas (figura 5.16). En el caso del THR la dependencia no es estadísticamente significativa, aunque está cerca del límite para un nivel de confianza del 95 % ($p=0.078$), mientras que en el caso del MCL la dependencia es estadísticamente significativa ($p=2.38e-5$). El tipo de hipoacusia justifica un 10.8 % de la variación del nivel MCL y apenas un 2 % de la variación del THR.

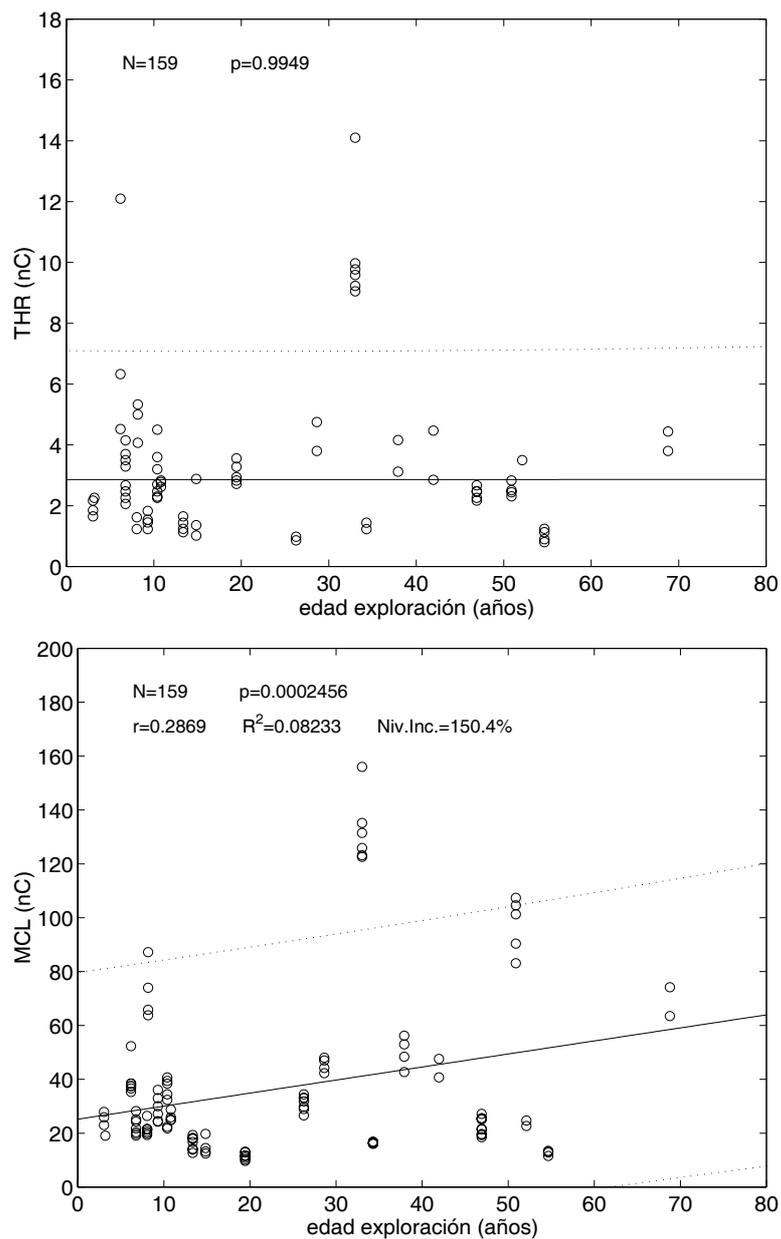


Figura 5.14: Relación entre los niveles subjetivos de programación (THR, MCL) y la edad en el momento de la exploración.

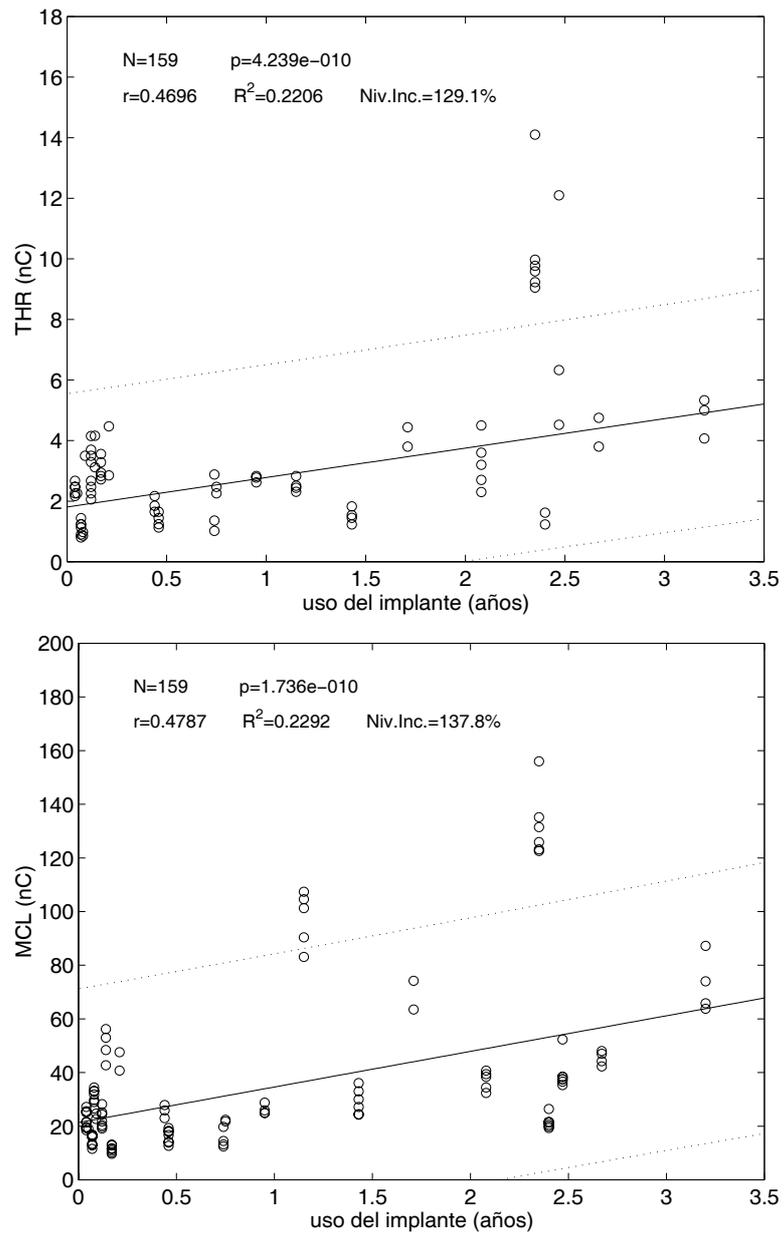


Figura 5.15: Relación entre los niveles subjetivos de programación (THR, MCL) y el tiempo de uso del implante en el momento de la exploración.

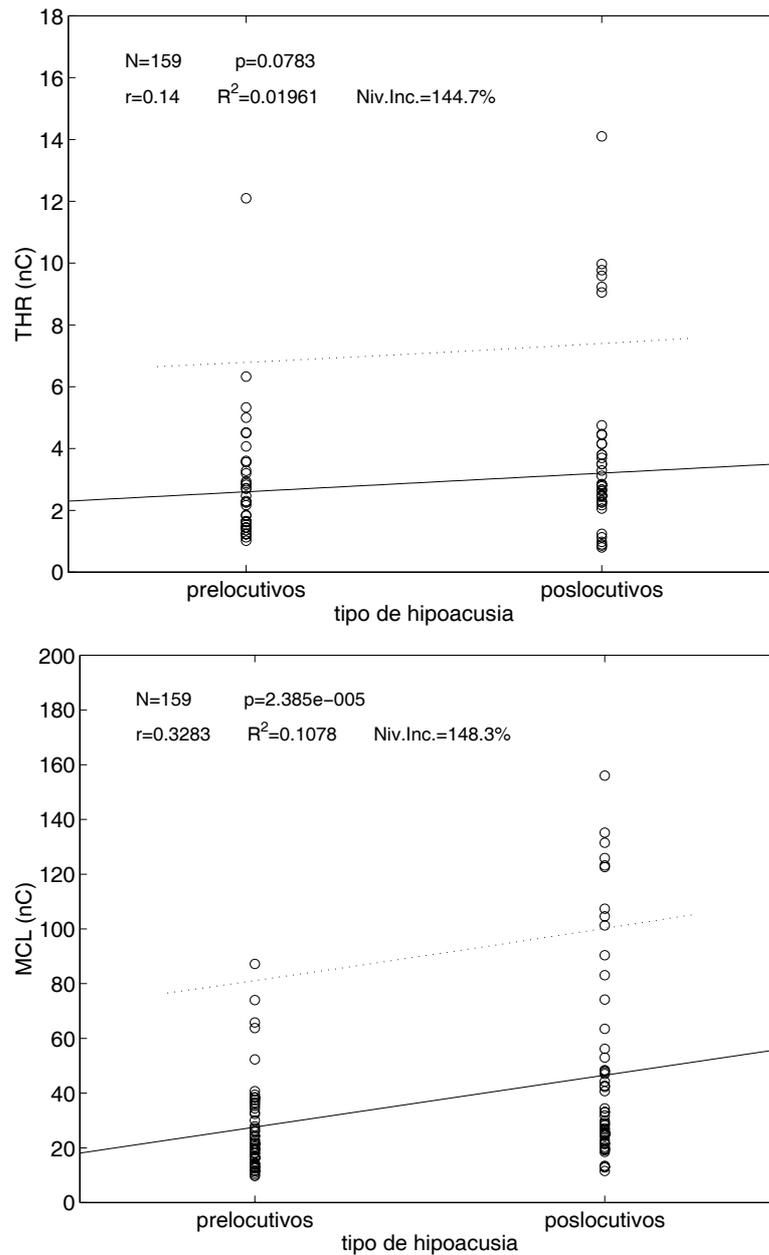


Figura 5.16: Relación entre los niveles subjetivos de programación (THR, MCL) y el tipo de hipoacusia.

Compliance y presión de máxima compliance

La figura 5.17 muestra la relación entre el valor de máxima compliance en el timpanograma y los niveles de programación THR y MCL. No se aprecia una dependencia significativa entre la compliance y el THR ($p=0.77$) mientras que se observa un aumento estadísticamente significativo del MCL cuando la compliance se incrementa ($p=1.50e-5$). La compliance puede explicar un 11.3 % de la variación del MCL.

La presión de máxima compliance (figura 5.18) también influye de forma estadísticamente significativa sobre los niveles THR ($p=0.0176$) y MCL ($p=3.88e-4$). Cuanto más próxima al equilibrio es la presión, mayores son los niveles THR y MCL observados. Esta variable permite explicar el 3.5 % de la variación del THR y el 7.7 % de la variación del MCL.

Número de electrodos insertados

En la figura 5.19 se muestran la relación entre el número de electrodos insertados y los niveles de programación THR y MCL. La relación entre esta variable y los niveles de programación es estadísticamente significativa ($p=1.33e-10$ para el THR y $p < 1e-16$ para el MCL). Se aprecia que los niveles de programación son menores cuanto mayor es la profundidad de inserción de la guía. Este comportamiento tiene sentido, ya que cuanto más apical es la localización de un electrodo dado, menores son los niveles de estimulación requeridos y más bajos serán los valores THR y MCL de estos electrodos. Por tanto, en una guía en la que se ha insertado un mayor número de electrodos, la profundidad media de inserción de los electrodos será mayor y se pueden esperar niveles de programación más bajos. El número de electrodos insertados justifica un 23.2 % de la variación del nivel THR y un 41.6 % de la variación del MCL.

Electrodo estudiado

El índice del electrodo (posición a lo largo de la guía, 1 si está en el extremo apical de la guía, 12 si está en el extremo basal), es un parámetro específico del electrodo y por tanto se puede considerar para la estimación de los niveles THR y MCL, y también para los niveles THR y MCL normalizados. La figura 5.20 muestra la relación entre el electrodo estudiado y los niveles de programación, observándose una escasa dependencia estadística con el THR ($p=0.93$) y con el MCL ($p=0.26$) y una alta dependencia estadística con los niveles de programación normalizados ($p=7.55e-15$ para el THR normalizado y $p < 1e-16$ para el MCL normalizado).

La falta de dependencia con los valores no normalizados se debe a que el índice del electrodo, por sí solo, no condiciona los niveles de programación necesarios, sino que lo hace a través de la profundidad

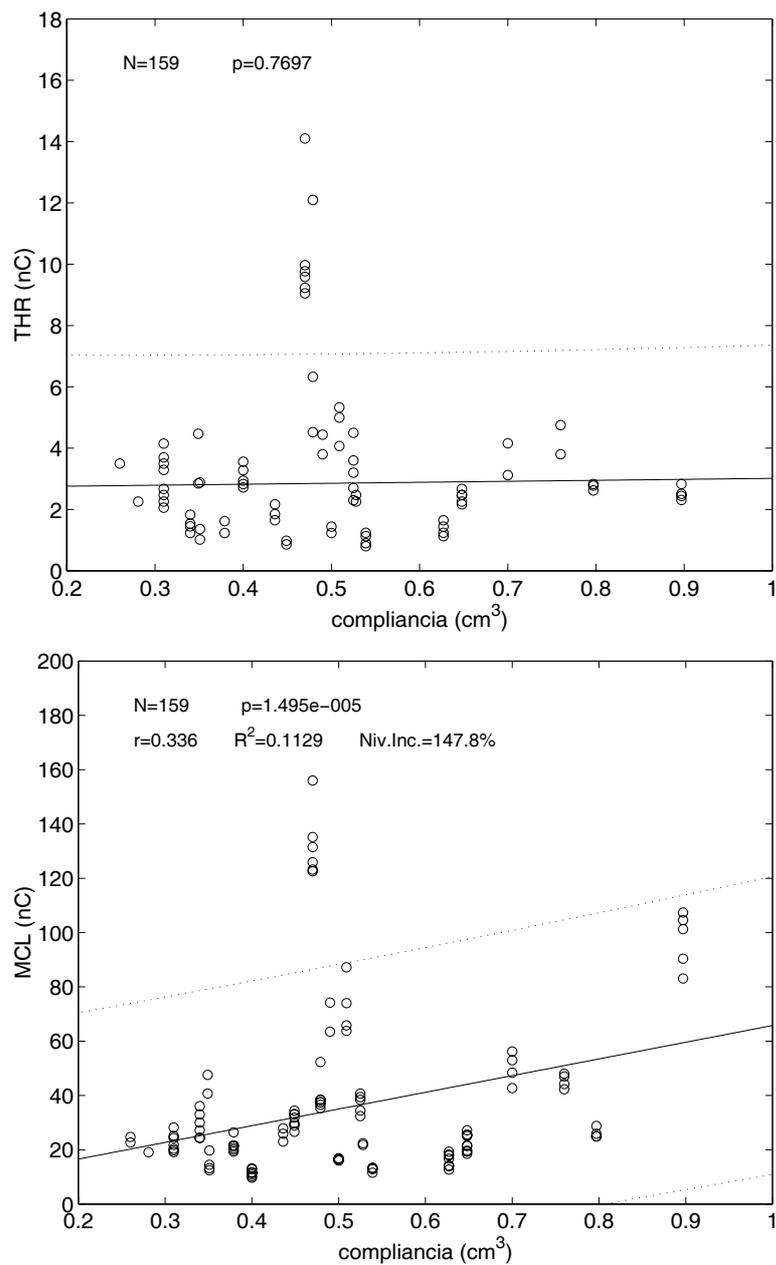


Figura 5.17: Relación entre los niveles subjetivos de programación (THR, MCL) y la compliancia.

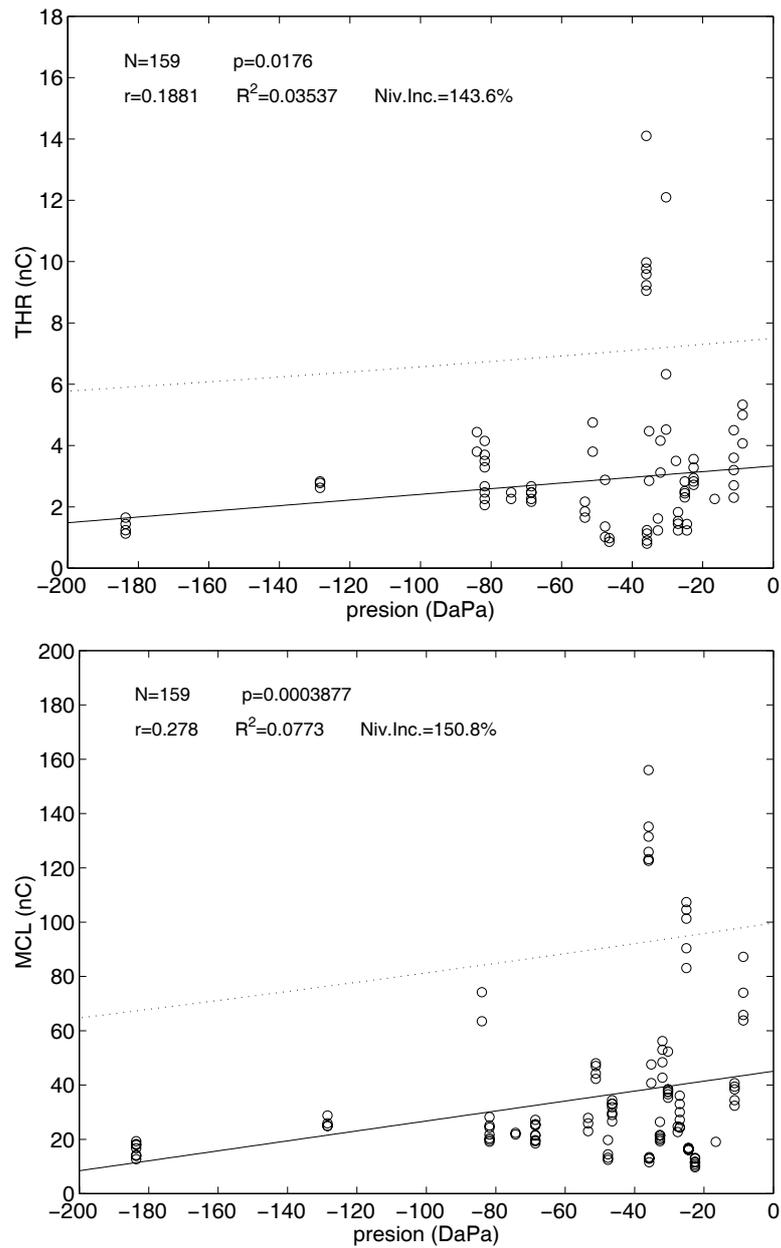


Figura 5.18: Relación entre los niveles subjetivos de programación (THR, MCL) y la presión de máxima compliancia.

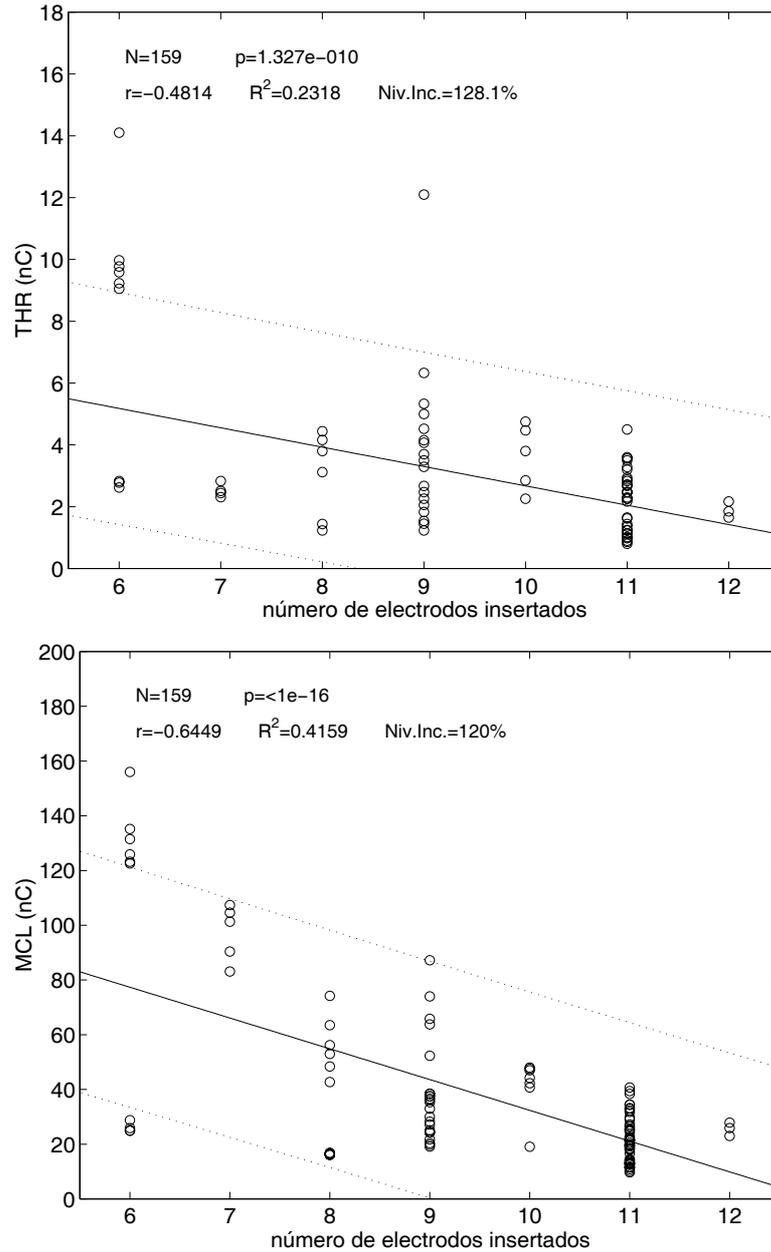


Figura 5.19: Relación entre los niveles subjetivos de programación (THR, MCL) y el número de electrodos insertados.

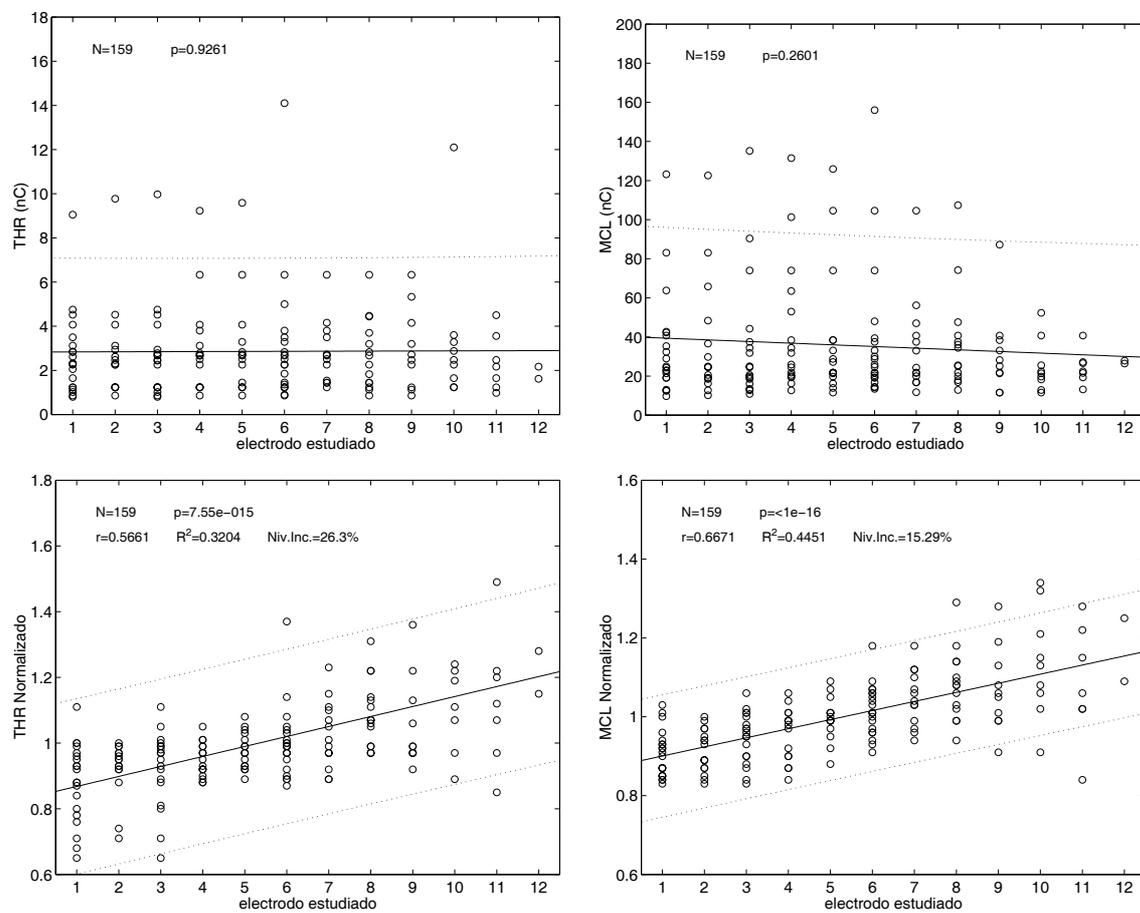


Figura 5.20: Relación entre los niveles subjetivos de programación (THR, MCL, THR normalizado y MCL normalizado) y el electrodo estudiado.

de inserción de la guía, que condiciona la localización de cada electrodo en la cóclea. En el caso de los valores normalizados, cuanto mayor es el índice del electrodo, más basal es la localización y se tiende a un incremento del nivel de programación con respecto a los valores promedio. El índice del electrodo condiciona un 32.0 % de la variación del THR normalizado y un 44.5 % de la variación del MCL normalizado.

Localización del electrodo

La variable “localización del electrodo” medida desde la cocleostomía se ha incluido para poder describir mejor las diferencias asociadas a la localización en la cóclea de cada electrodo, teniendo en cuenta no sólo el índice del electrodo, sino también la profundidad de inserción de la guía. Un valor alto de esta variable indica una inserción profunda del electrodo y por tanto una localización más apical.

La figura 5.21 muestra la relación de esta variable con los niveles de programación (normalizados y sin normalizar). Para todos ellos se aprecia una dependencia estadísticamente significativa ($p=6.64e-4$ para el THR; $p=1.01e-3$ para el MCL) más clara para los niveles de programación normalizados ($p=9.44e-15$ para el THR normalizado y $p < 1e-16$ para el MCL normalizado). En todos los casos se aprecia un decremento de los niveles de programación necesarios cuanto más apical es la localización del electrodo estudiado. Esta variable justifica el 7.1 % de la variación del THR; el 6.7 % de la variación del MCL; el 31.9 % de la variación del THR normalizado; y el 43.9 % de la variación del MCL normalizado.

Amplitud máxima del reflejo

En la figura 5.22 se analiza la relación entre la amplitud máxima observada en el reflejo estapedial y los niveles de programación (con y sin normalización). Se observa una dependencia estadísticamente significativa con el THR ($p=0.0389$) y con el MCL normalizado ($p=0.017$), mientras que no se observa tal dependencia con el MCL ($p=0.21$) y está muy cerca de la dependencia significativa en el caso del THR normalizado ($p=0.063$). La tendencia es a una disminución de los niveles de programación cuando la amplitud máxima del registro aumenta. En el caso del THR, esta variable apenas permite describir el 2.7 % de la variación, siendo el 3.6 % la variación del MCL normalizado que puede explicar.

Resumen de la relación entre las variables y los niveles de programación

Las tablas 5.9, 5.10, 5.11 y 5.12 resumen los análisis de regresión simple realizados para relacionar las distintas variables independientes propuestas con los niveles de programación buscados (THR, MCL, THR normalizado y MCL normalizado). En las tablas, además de las variables que se acaban de analizar, se han incluido los umbrales del reflejo estapedial (A, B y C) y los umbrales del reflejo estapedial

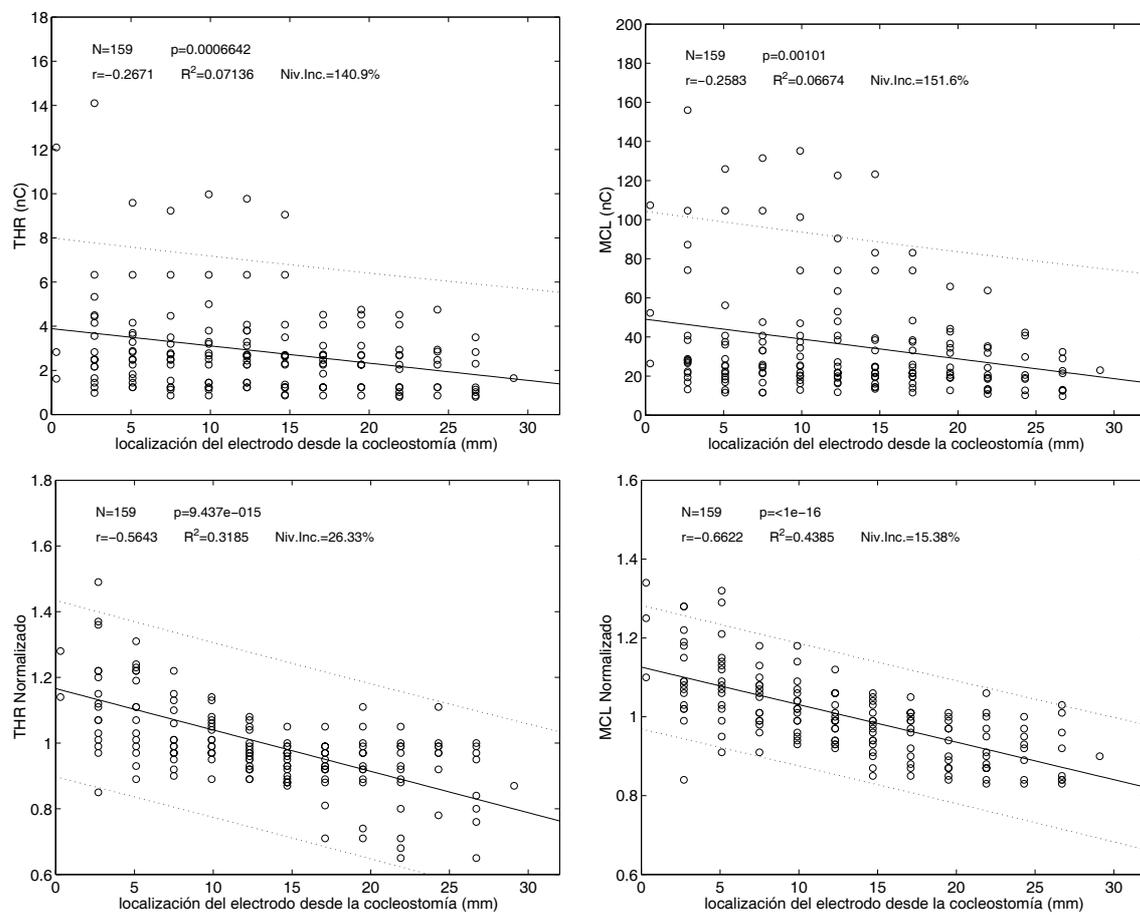


Figura 5.21: Relación entre los niveles subjetivos de programación (THR, MCL, THR normalizado y MCL normalizado) y la localización del electrodo estudiado.

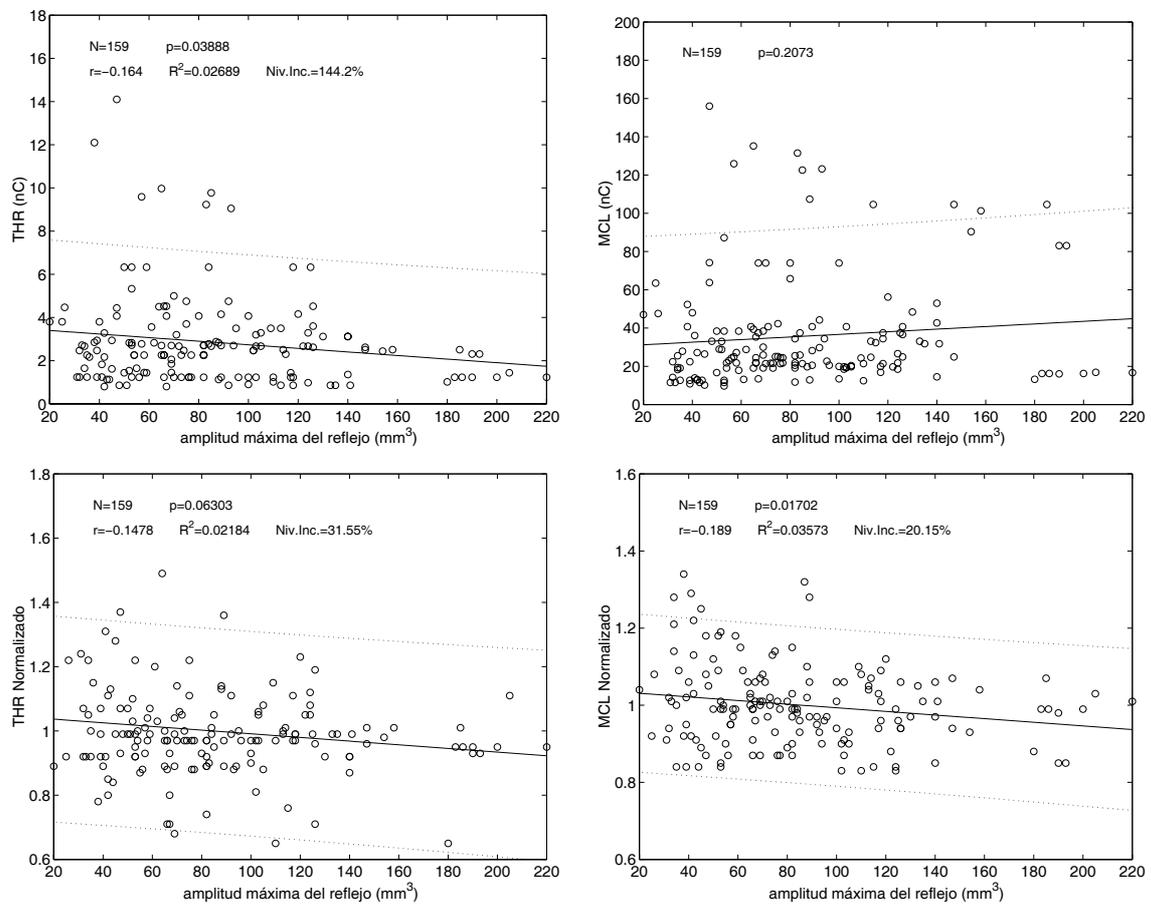


Figura 5.22: Relación entre los niveles subjetivos de programación (THR, MCL, THR normalizado y MCL normalizado) y la amplitud máxima del reflejo estapedial.

normalizados (A normalizado, B normalizado y C normalizado). Además de los análisis entre umbrales y niveles de programación y entre umbrales normalizados y niveles de programación normalizados (ya estudiados en secciones previas), se han incluido análisis entre umbrales normalizados y niveles de programación no normalizados, y entre umbrales no normalizados y niveles de programación normalizados, si bien de estos últimos análisis no se espera que proporcionen una información decisiva en los niveles de programación.

La tabla 5.9 resume la relación entre las distintas variables independientes y el nivel de programación THR. La tabla 5.10 analiza la relación entre las variables y el MCL. Las tablas 5.11 y 5.12 muestran la relación de las variables independientes con los niveles de programación THR normalizado y MCL normalizado, respectivamente. Estas tablas permiten apreciar, para cada uno de los niveles de programación, cuáles son las variables independientes susceptibles de ser incluidas en el modelo de regresión múltiple, con objeto de mejorar las estimaciones de los niveles de programación. Así, en el caso del THR (tabla 5.9), se descartarían la edad de exploración, la compliancia y el índice del electrodo, y se observa que las mejores variables son los umbrales sin normalizar. En el caso del MCL (tabla 5.10) se descartarían el índice del electrodo, la amplitud máxima y los umbrales normalizados, y las mejores variables vuelven a ser los umbrales del reflejo sin normalizar. En el caso de los niveles de programación normalizados, no se descartaría ninguna variable a priori y las mejores variables son los umbrales del reflejo normalizados (tablas 5.11 y 5.12).

x	y	p	r	R^2	ord. origen		pendiente	
					a	SE(a)	b	SE(b)
edad exp.	THR	0.995	-	-	-	-	-	-
uso impl.	THR	4.24e-10	0.4696	0.2206	1.81	0.439	0.971	0.294
tipo hipoac.	THR	0.0783	0.14	0.01961	2.60	0.449	0.604	0.687
compliance	THR	0.770	-	-	-	-	-	-
pres. máx. c.	THR	0.0176	0.1881	0.03537	3.33	0.522	0.00925	0.00777
núm. elect.	THR	1.33e-10	-0.4814	0.2318	8.94	1.805	-0.626	0.183
electrodo	THR	0.926	-	-	-	-	-	-
localiz. el.	THR	6.64e-4	-0.2671	0.07136	3.89	0.684	-0.0781	0.0453
ampl. máx.	THR	0.0389	-0.164	0.02689	3.57	0.764	-0.00830	0.00803
umb A	THR	<1e-16	0.7366	0.5426	-0.453	0.541	0.157	0.023
umb B	THR	<1e-16	0.7533	0.5675	-0.386	0.509	0.144	0.020
umb C	THR	<1e-16	0.7439	0.5533	-0.353	0.518	0.140	0.021
umb A norm.	THR	0.0648	0.1468	0.02155	0.958	2.089	1.902	2.061
umb B norm.	THR	0.0311	0.1711	0.02927	0.904	1.843	1.957	1.813
umb C norm.	THR	0.0399	0.1632	0.02663	1.049	1.793	1.811	1.762

x	y	estadísticos y			interv. conf. 95 %	
		media	mediana	desv. típ.	semianchura	nivel incert.
edad exp.	THR	2.859	2.470	2.139	-	-
uso impl.	THR	2.859	2.470	2.139	3.690	129.05 %
tipo hipoac.	THR	2.859	2.470	2.139	4.138	144.73 %
compliance	THR	2.859	2.470	2.139	-	-
pres. máx. c.	THR	2.859	2.470	2.139	4.105	143.57 %
núm. elect.	THR	2.859	2.470	2.139	3.663	128.12 %
electrodo	THR	2.859	2.470	2.139	-	-
localiz. el.	THR	2.859	2.470	2.139	4.028	140.86 %
ampl. máx.	THR	2.859	2.470	2.139	4.123	144.19 %
umb A	THR	2.859	2.470	2.139	2.827	98.86 %
umb B	THR	2.859	2.470	2.139	2.749	96.13 %
umb C	THR	2.859	2.470	2.139	2.793	97.69 %
umb A norm.	THR	2.859	2.470	2.139	4.134	144.59 %
umb B norm.	THR	2.859	2.470	2.139	4.118	144.02 %
umb C norm.	THR	2.859	2.470	2.139	4.123	144.21 %

Tabla 5.9: Resultados del análisis de regresión entre los niveles de programación THR y las distintas variables independientes consideradas en el estudio.

x	y	p	r	R^2	ord. origen		pendiente	
					a	SE(a)	b	SE(b)
edad exp.	MCL	2.46e-4	0.2869	0.0823	25.2	7.151	0.484	0.26
uso impl.	MCL	1.74e-10	0.4787	0.2292	21.34	5.85	13.27	3.915
tipo hipoac.	MCL	2.39e-5	0.3283	0.1078	27.58	5.741	18.97	8.778
compliance	MCL	1.50e-5	0.336	0.1129	4.26	14.82	61.5	27.74
pres. máx. c.	MCL	3.88e-4	0.278	0.0773	45.1	6.842	0.183	0.1019
núm. elect.	MCL	<1e-16	-0.6449	0.4159	144.8	21.1	-11.25	2.144
electrodo	MCL	0.260	-	-	-	-	-	-
localiz. el.	MCL	1.01e-3	-0.2583	0.0667	49.07	9.19	-1.013	0.6092
ampl. máx.	MCL	0.207	-	-	-	-	-	-
umb A	MCL	<1e-16	0.8206	0.6734	-13.76	6.132	2.341	0.2622
umb B	MCL	<1e-16	0.8032	0.6451	-10.69	6.174	2.062	0.246
umb C	MCL	<1e-16	0.7776	0.6047	-9.323	6.53	1.989	0.2587
umb A norm.	MCL	0.267	-	-	-	-	-	-
umb B norm.	MCL	0.346	-	-	-	-	-	-
umb C norm.	MCL	0.280	-	-	-	-	-	-

x	y	estadísticos y			interv. conf. 95 %	
		media	mediana	desv. típ.	semianchura	nivel incert.
edad exp.	MCL	35.693	24.900	28.674	53.668	150.36 %
uso impl.	MCL	35.693	24.900	28.674	49.186	137.80 %
tipo hipoac.	MCL	35.693	24.900	28.674	52.917	148.26 %
compliance	MCL	35.693	24.900	28.674	52.767	147.84 %
pres. máx. c.	MCL	35.693	24.900	28.674	53.815	150.77 %
núm. elect.	MCL	35.693	24.900	28.674	42.817	119.96 %
electrodo	MCL	35.693	24.900	28.674	-	-
localiz. el.	MCL	35.693	24.900	28.674	54.122	151.63 %
ampl. máx.	MCL	35.693	24.900	28.674	-	-
umb A	MCL	35.693	24.900	28.674	32.019	89.71 %
umb B	MCL	35.693	24.900	28.674	33.373	93.50 %
umb C	MCL	35.693	24.900	28.674	35.225	98.69 %
umb A norm.	MCL	35.693	24.900	28.674	-	-
umb B norm.	MCL	35.693	24.900	28.674	-	-
umb C norm.	MCL	35.693	24.900	28.674	-	-

Tabla 5.10: Resultados del análisis de regresión entre los niveles de programación MCL y las distintas variables independientes consideradas en el estudio.

x	y	p	r	R^2	ord. origen		pendiente	
					a	SE(a)	b	SE(b)
electrodo	THR-N	7.55e-15	0.566	0.320	0.838	0.0436	0.0304	7.12e-3
localiz. el.	THR-N	9.44e-15	-0.564	0.319	1.166	0.0447	-0.0126	2.96e-3
ampl. máx.	THR-N	0.06303	-0.148	0.0218	1.048	0.0584	-5.71e-4	6.14e-4
umb A	THR-N	0.0119	0.199	0.0397	0.931	0.0598	3.23e-3	2.56e-3
umb B	THR-N	2.86e-3	0.235	0.0553	0.922	0.0573	3.43e-3	2.28e-3
umb C	THR-N	2.96e-3	0.234	0.0549	0.922	0.0575	3.41e-3	2.28e-3
umb A norm.	THR-N	6.43e-14	0.549	0.3018	0.457	0.1346	0.5430	0.1328
umb B norm.	THR-N	3.33e-16	0.590	0.3478	0.485	0.1152	0.5146	0.1134
umb C norm.	THR-N	4.70e-14	0.552	0.3046	0.533	0.1156	0.4674	0.1136

x	y	estadísticos y			interv. conf. 95 %	
		media	mediana	desv. típ.	semianchura	nivel incert.
electrodo	THR-N	1.000	0.970	0.163	0.263	26.30 %
localiz. el.	THR-N	1.000	0.970	0.163	0.263	26.33 %
ampl. máx.	THR-N	1.000	0.970	0.163	0.315	31.55 %
umb A	THR-N	1.000	0.970	0.163	0.312	31.26 %
umb B	THR-N	1.000	0.970	0.163	0.310	31.01 %
umb C	THR-N	1.000	0.970	0.163	0.310	31.01 %
umb A norm.	THR-N	1.000	0.970	0.163	0.266	26.65 %
umb B norm.	THR-N	1.000	0.970	0.163	0.258	25.76 %
umb C norm.	THR-N	1.000	0.970	0.163	0.266	26.60 %

Tabla 5.11: Resultados del análisis de regresión entre los niveles de programación THR normalizados las distintas variables independientes consideradas en el estudio.

x	y	p	r	R^2	ord. origen		pendiente	
					a	SE(a)	b	SE(b)
electrodo	MCL-N	<1e-16	0.667	0.445	0.877	0.0254	0.0231	4.14e-3
localiz. el.	MCL-N	<1e-16	-0.662	0.439	1.126	0.0261	-9.51e-3	1.73e-3
ampl. máx.	MCL-N	0.0170	-0.189	0.0357	1.040	0.0373	4.70e-4	3.93e-4
umb A	MCL-N	1.48e-3	0.250	0.0625	0.945	0.0381	2.613e-3	1.63e-3
umb B	MCL-N	7.209e-4	0.265	0.0705	0.944	0.0366	2.50e-3	1.46e-3
umb C	MCL-N	3.72e-4	0.279	0.0777	0.941	0.0365	2.613e-3	1.45e-3
umb A norm.	MCL-N	<1e-16	0.786	0.618	0.500	0.0641	0.500	0.0633
umb B norm.	MCL-N	<1e-16	0.761	0.578	0.573	0.0597	0.427	0.0587
umb C norm.	MCL-N	<1e-16	0.757	0.574	0.588	0.0583	0.4130	0.0573

x	y	estadísticos y			interv. conf. 95 %	
		media	mediana	desv. típ.	semianchura	nivel incert.
electrodo	MCL-N	1.000	0.990	0.105	0.153	15.29 %
localiz. el.	MCL-N	1.000	0.990	0.105	0.154	15.38 %
ampl. máx.	MCL-N	1.000	0.990	0.105	0.202	20.15 %
umb A	MCL-N	1.000	0.990	0.105	0.199	19.87 %
umb B	MCL-N	1.000	0.990	0.105	0.198	19.79 %
umb C	MCL-N	1.000	0.990	0.105	0.197	19.71 %
umb A norm.	MCL-N	1.000	0.990	0.105	0.127	12.69 %
umb B norm.	MCL-N	1.000	0.990	0.105	0.133	13.33 %
umb C norm.	MCL-N	1.000	0.990	0.105	0.134	13.40 %

Tabla 5.12: Resultados del análisis de regresión entre los niveles de programación MCL normalizados las distintas variables independientes consideradas en el estudio.

núm x	y	N	p	r	R^2	interv. conf. 95 %	
						semianchura	nivel incert.
12	THR	159	<1e-16	0.8263	0.6827	2.354	82.34 %
10	MCL	159	<1e-16	0.9346	0.8735	19.93	55.83 %
9	THR-N	159	<1e-16	0.6873	0.4724	0.2316	23.17 %
9	MCL-N	159	<1e-16	0.8421	0.7091	0.1107	11.07 %

Tabla 5.13: Resultados del análisis de regresión múltiple para estimar los niveles THR, MCL, THR-N y MCL-N en función de las distintas variables independientes.

5.6. Análisis de regresión múltiple

De acuerdo con el análisis de las distintas variables independientes realizado en la anterior sección, en los análisis de regresión múltiple se han incluido 12 variables independientes para la estimación del THR (véase tabla 5.9), 10 variables para la estimación del MCL (tabla 5.10), 9 para la estimación del THR normalizado (tabla 5.11) y 9 para la estimación del MCL normalizado (tabla 5.12).

5.6.1. Resultados del análisis de regresión múltiple

Los resultados del análisis de regresión múltiple aplicado para cada uno de los niveles de programación, se muestran en la tabla 5.13. En ésta se indican la probabilidad de la hipótesis nula de independencia estadística (p), los coeficientes de correlación y de determinación (r y R^2), la semianchura del intervalo de confianza del 95 % y el nivel de incertidumbre.

Se observa que los valores de p son muy bajos para los cuatro niveles de programación, y como es lógico, se aprecia una mejora en los coeficientes de correlación y determinación, y una disminución de los niveles de incertidumbre con respecto a los mejores análisis de regresión simple. Así, para el THR, el mejor análisis de regresión simple correspondía al umbral B (que proporcionaba un coeficiente de determinación $R^2=0.5675$ y un nivel de incertidumbre del 96.13 %) mientras que el análisis de regresión múltiple proporciona $R^2=0.6827$ y un nivel de incertidumbre del 82.34 %. En el caso del nivel MCL, el coeficiente de determinación pasa de $R^2=0.6734$ (para el umbral A en el análisis de regresión simple) a $R^2=0.8735$ (en el análisis de regresión múltiple), reduciéndose el nivel de incertidumbre del 89.71 % al 55.83 %. Para el nivel THR normalizado R^2 pasa de 0.3478 (para el umbral B normalizado) a 0.4724 (con regresión múltiple) y el nivel de incertidumbre pasa del 25.76 % al 23.17 %. Finalmente, para el MCL normalizado la mejor variable en el análisis de regresión simple es el umbral A normalizado, y el análisis de regresión múltiple produce un incremento en R^2 de 0.6180 a 0.7091 y una reducción del nivel de incertidumbre del 12.69 % al 11.07 %.

Los análisis de regresión múltiple proporcionan una estimación de los niveles de programación en

función de las distintas variables independientes consideradas, donde la precisión de los niveles de programación viene dada por los niveles de incertidumbre. Los valores de los niveles de programación estimados vienen dados por una combinación lineal de las distintas variables independientes. Los coeficientes (ordenada en el origen y constantes que multiplican a cada una de las variables independientes) correspondientes a los niveles de programación (THR, MCL, THR normalizado y MCL normalizado) se especifican en el apéndice C. A partir de estos coeficientes, las estimaciones de los niveles de programación se pueden obtener de acuerdo con la expresión:

$$y = a + b_1x_1 + b_2x_2 + \dots + b_Nx_N$$

donde y sería el nivel de programación a estimar, a la ordenada en el origen, x_n (con $n = 1, \dots, N$) las distintas variables independientes consideradas en el modelo de regresión múltiple, y b_n los coeficientes asociados a estas variables, proporcionados por el análisis.

Las estimaciones así obtenidas deben considerarse teniendo en cuenta el error asociado correspondiente. En las figuras 5.23 y 5.24 se analiza este error. Estas figuras representan el histograma (gráfico de barras) y el histograma acumulativo (línea sólida) del error relativo asociado a la estimación del THR (figura 5.23, gráfica superior), MCL (figura 5.23, gráfica inferior), THR normalizado (figura 5.24, gráfica superior) y MCL normalizado (figura 5.24, gráfica inferior).

5.6.2. Modelos de regresión múltiple reducidos

El análisis de regresión múltiple mejora sustancialmente las estimaciones de los niveles de programación con respecto a los análisis de regresión simple. Sin embargo, el número de variables independientes incluidas en estos análisis es relativamente alto, y esto presenta algunos inconvenientes:

- Dificulta la aplicación práctica del procedimiento, al obligar a recoger todas las variables independientes para poder obtener el nivel de programación correspondiente.
- Cuanto mayor es el número de variables independientes incluidas, mayor es el riesgo de pérdida de generalidad del modelo, es decir, puede ocurrir que obtengamos un buen ajuste para los datos incluidos en el estudio (con unos niveles de incertidumbre muy reducidos) y sin embargo, al aplicar el análisis sobre datos nuevos, obtengamos estimaciones con un error mucho mayor que el esperado por el modelo. Esta situación de pérdida de generalidad se evitaría incluyendo un número muy elevado de observaciones en los análisis estadísticos. Puesto que en este estudio hemos incluido 159 electrodos de 24 pacientes (en términos estadísticos el número de observaciones es reducido) debe evitarse la inclusión de muchas variables independientes en el ajuste de regresión múltiple.

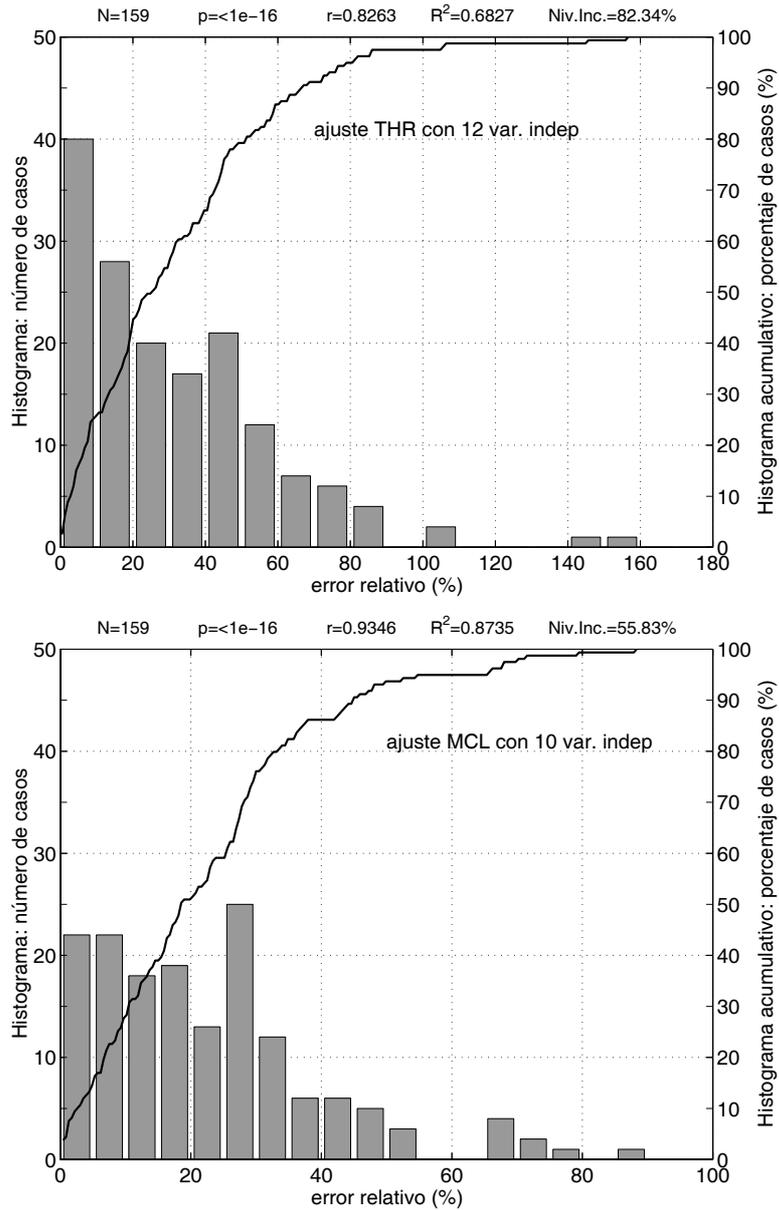


Figura 5.23: Distribución del error relativo para las estimaciones del THR y MCL basadas en regresión múltiple incluyendo las distintas variables independientes.

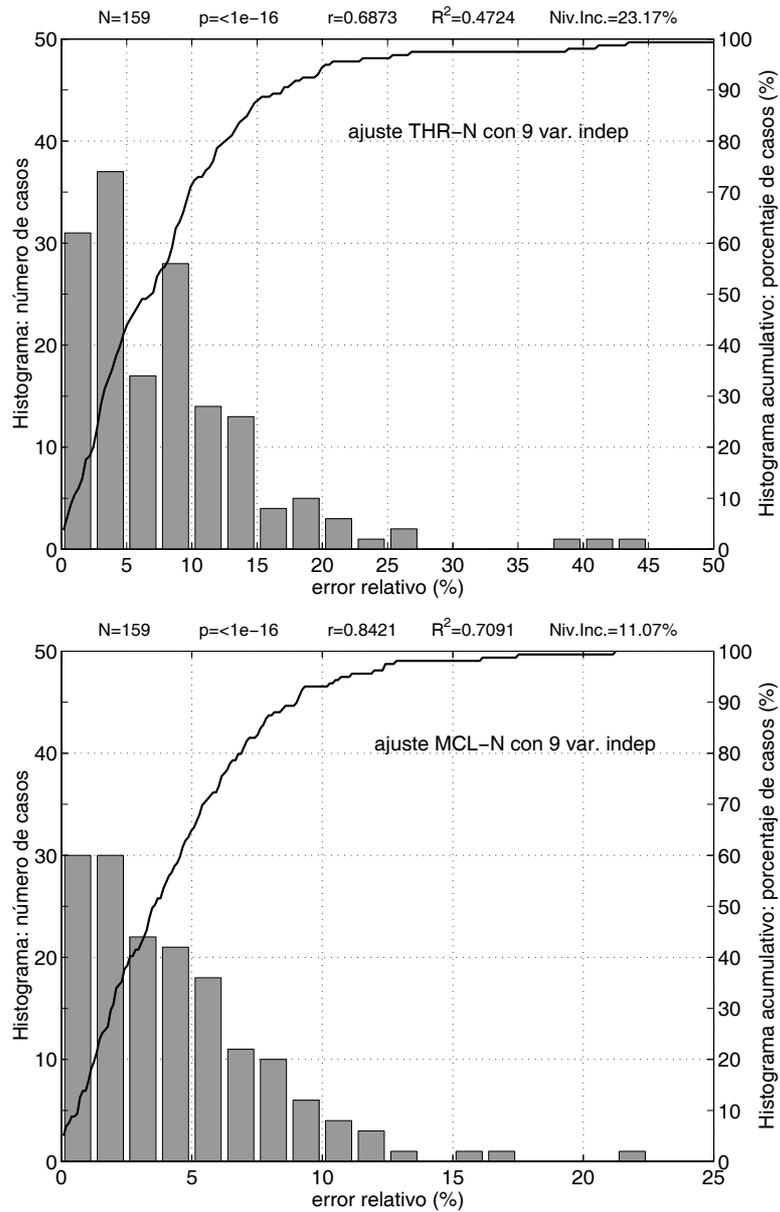


Figura 5.24: Distribución del error relativo para las estimaciones del THR-N y MCL-N basadas en regresión múltiple incluyendo las distintas variables independientes.

núm x	y	N	p	r	R^2	interv. conf. 95 %	
						semianchura	nivel incert.
1	THR	159	<1e-16	0.7533	0.5675	2.749	96.13 %
2	THR	159	<1e-16	0.7835	0.6139	2.597	90.83 %
3	THR	159	<1e-16	0.7906	0.625	2.559	89.51 %
4	THR	159	<1e-16	0.7993	0.6389	2.511	87.83 %
5	THR	159	<1e-16	0.8066	0.6507	2.47	86.39 %
6	THR	159	<1e-16	0.8096	0.6554	2.453	85.81 %
7	THR	159	<1e-16	0.8126	0.6604	2.436	85.19 %
8	THR	159	<1e-16	0.8149	0.6641	2.422	84.72 %
9	THR	159	<1e-16	0.8226	0.6767	2.377	83.12 %
10	THR	159	<1e-16	0.8243	0.6794	2.366	82.76 %
11	THR	159	<1e-16	0.8254	0.6813	2.36	82.53 %
12	THR	159	<1e-16	0.8263	0.6827	2.354	82.34 %

Tabla 5.14: Resultados del análisis de regresión múltiple para estimar los niveles THR incrementando progresivamente el número de variables independientes.

- Debido a la correlación entre las distintas variables independientes, a veces la inclusión de una nueva variable independiente no supone una aportación importante de información con respecto a la información proporcionada por las variables independientes previamente incluidas. Esta situación puede ocurrir al incluir los distintos umbrales del reflejo, ya que la correlación entre éstos es superior a 0.98. De este modo, el umbral A por sí solo es capaz de explicar el 67.3 % de la variación del MCL, y el umbral B explica el 64.5 % de la variación del MCL, mientras que un modelo que incluya las dos variables explicaría el 67.4 %. A la hora de incluir el umbral B, habría que considerar el compromiso entre las ventajas (mejor estimación del MCL) y los inconvenientes (modelo más complejo y pérdida de generalidad) de incluir nuevas variables en el modelo, teniendo en cuenta la correlación entre las distintas variables independientes.

Para decidir cuáles son las variables independientes que se deben incluir, el primer paso es ordenarlas de acuerdo con la contribución de información que proporcionan. La primera variable seleccionada se ha elegido como la que presenta un mayor coeficiente de determinación R^2 . Para decidir cuál es la segunda variable a incluir, se ha realizado una serie de análisis incluyendo dos variables independientes (la ya seleccionada y cada una de las restantes), verificando el coeficiente de determinación R^2 obtenido en cada uno de los análisis. La segunda variable seleccionada es la que proporciona un mayor coeficiente de determinación. La selección de la tercera variable a incluir se realiza con una serie de análisis con tres variables (las dos seleccionadas y cada una de las restantes), y así sucesivamente. Este procedimiento ordena las variables teniendo en cuenta la información adicional que aporta su inclusión en el modelo (dada la información ya incluida por las variables previas).

núm x	y	N	p	r	R^2	interv. conf. 95 %	
						semianchura	nivel incert.
1	MCL	159	<1e-16	-0.8206	0.6734	32.02	89.71 %
2	MCL	159	<1e-16	0.8945	0.80	25.05	70.19 %
3	MCL	159	<1e-16	0.9063	0.8213	23.68	66.35 %
4	MCL	159	<1e-16	0.9181	0.8428	22.21	62.23 %
5	MCL	159	<1e-16	0.9231	0.8521	21.55	60.36 %
6	MCL	159	<1e-16	0.9286	0.8622	20.8	58.26 %
7	MCL	159	<1e-16	0.931	0.8668	20.45	57.29 %
8	MCL	159	<1e-16	0.933	0.8704	20.17	56.50 %
9	MCL	159	<1e-16	0.9343	0.873	19.97	55.94 %
10	MCL	159	<1e-16	0.9346	0.8735	19.93	55.83 %

Tabla 5.15: Resultados del análisis de regresión múltiple para estimar los niveles MCL incrementando progresivamente el número de variables independientes.

En el caso del nivel de programación THR, el orden en que se han seleccionado las variables ha sido el siguiente: umbral B; número de electrodos insertados; amplitud máxima del reflejo; presión de máxima compliancia; umbral A normalizado; umbral A; umbral B normalizado; umbral C; umbral C normalizado; localización del electrodo; uso del implante; y tipo de hipoacusia. En la tabla 5.14 se muestran los resultados del análisis de regresión múltiple en función del número de variables independientes incluidas. De este modo, por ejemplo, en el análisis con tres variables independientes se han incluido las tres mejores, es decir, el umbral B, el número de electrodos y la amplitud máxima del reflejo. Puede apreciarse que a medida que se incorporan más variables, mejoran las estimaciones (mayores valores de r y R^2 y menores niveles de incertidumbre). Sin embargo, cada vez la mejora es menos importante, ya que la aportación de información adicional es cada vez menor. Se ha considerado que la inclusión de las 5 primeras variables independientes (umbral B, número de electrodos insertados, amplitud máxima del reflejo, presión de máxima compliancia y umbral A normalizado) proporciona un compromiso razonable entre la precisión de las estimaciones y el número de variables.

En la tabla 5.15 se muestra el efecto de incluir progresivamente variables independientes para la estimación del nivel de programación MCL. En este caso las variables se han incluido en el orden siguiente: umbral A; número de electrodos insertados; electrodo; edad de exploración; uso del implante; umbral C; umbral B; presión de máxima compliancia; compliancia; tipo de hipoacusia; localización del electrodo. En este caso, se ha considerado apropiada la inclusión de las 6 primeras variables independientes.

El análisis de las variables independientes incluidas para la estimación del THR normalizado se muestra en la tabla 5.16. Las variables han sido incluidas en el siguiente orden: umbral B normalizado; localización del electrodo; umbral C normalizado; electrodo; umbral A normalizado; amplitud máxima; umbral B; umbral A y umbral C. Se ha considerado adecuado incluir las 4 primeras variables inde-

núm x	y	N	p	r	R^2	interv. conf. 95 %	
						semianchura	nivel incert.
1	THR-N	159	3.33e-16	0.5897	0.3478	0.2575	25.76 %
2	THR-N	159	<1e-16	0.6615	0.4375	0.2391	23.92 %
3	THR-N	159	<1e-16	0.6715	0.451	0.2363	23.64 %
4	THR-N	159	<1e-16	0.6796	0.4619	0.2339	23.40 %
5	THR-N	159	<1e-16	0.6833	0.467	0.2328	23.29 %
6	THR-N	159	<1e-16	0.6839	0.4677	0.2326	23.27 %
7	THR-N	159	<1e-16	0.6839	0.4677	0.2326	23.27 %
8	THR-N	159	<1e-16	0.6873	0.4724	0.2316	23.17 %
9	THR-N	159	<1e-16	0.6873	0.4724	0.2316	23.17 %

Tabla 5.16: Resultados del análisis de regresión múltiple para estimar los niveles THR-N incrementando progresivamente el número de variables independientes.

núm x	y	N	p	r	R^2	interv. conf. 95 %	
						semianchura	nivel incert.
1	MCL-N	159	<1e-16	0.7858	0.6175	0.127	12.69 %
2	MCL-N	159	<1e-16	0.8283	0.6861	0.115	11.5 %
3	MCL-N	159	<1e-16	0.8324	0.6929	0.1138	11.37 %
4	MCL-N	159	<1e-16	0.8357	0.6985	0.1127	11.27 %
5	MCL-N	159	<1e-16	0.8364	0.6995	0.1125	11.25 %
6	MCL-N	159	<1e-16	0.8369	0.7004	0.1124	11.23 %
7	MCL-N	159	<1e-16	0.8414	0.708	0.1109	11.09 %
8	MCL-N	159	<1e-16	0.8418	0.7086	0.1108	11.08 %
9	MCL-N	159	<1e-16	0.8421	0.7091	0.1107	11.07 %

Tabla 5.17: Resultados del análisis de regresión múltiple para estimar los niveles MCL-N incrementando progresivamente el número de variables independientes.

pendientes. Finalmente, para la estimación del MCL normalizado, las variables independientes se han incluido en el siguiente orden: umbral A normalizado; electrodo; localización del electrodo; umbral B normalizado; umbral C normalizado; umbral C; umbral A; amplitud máxima; y umbral B. En la tabla 5.17 se muestra el efecto de la inclusión progresiva de las variables independientes. En este caso se han seleccionado las tres primeras variables como mejor compromiso.

Los resultados de los análisis de regresión múltiple con las variables independientes seleccionadas se resumen en la tabla 5.18. Los coeficientes aplicados a cada una de las variables independientes seleccionadas se muestran en la tabla 5.19. Puede apreciarse que con los modelos de regresión múltiple reducidos, se consiguen resultados próximos a los proporcionados por los modelos de regresión múltiple completos, usando modelos más sencillos (con menos variables independiente) y reduciendo el riesgo de pérdida de generalidad. Con estos análisis se pueden inferir: el nivel de programación THR con un nivel de incertidumbre del 86.39 %; el MCL con un nivel de incertidumbre del 58.26 %; el THR normalizado

núm x	y	N	p	r	R^2	interv. conf. 95 %	
						semianchura	nivel incert.
5	THR	159	<1e-16	0.8066	0.6507	2.47	86.39 %
6	MCL	159	<1e-16	0.9286	0.8622	20.8	58.26 %
4	THR-N	159	<1e-16	0.6796	0.4619	0.2339	23.4 %
3	MCL-N	159	<1e-16	0.8324	0.6929	0.1138	11.37 %

Tabla 5.18: Resultados del análisis de regresión múltiple para estimar los niveles THR, MCL, THR-N y MCL-N en función de las variables independientes seleccionadas.

con un nivel de incertidumbre del 23.40 % y el MCL normalizado con un nivel de incertidumbre del 11.37 %. Estos análisis proporcionan una estimación con una precisión razonable para los niveles THR y MCL normalizados, y una aproximación a los niveles THR y MCL (menos precisa para el THR), lo que constituye una información muy útil para el balanceo de canales, y una ayuda para establecer los niveles MCL de programación.

La distribución del error relativo de las estimaciones de los niveles de programación basadas en los modelos de regresión múltiple reducidos se pueden apreciar en las figuras 5.25 y 5.26. En ellas se muestran los histogramas del error relativo (gráfico de barras) y los histogramas acumulativos del error relativo (línea sólida).

variable	coeficiente	error estándar	error est. relativo
orden. origen	6.646	2.471	37.18 %
umb B	0.1191	0.02342	19.67 %
núm. elect.	-0.3926	0.1529	38.94 %
ampl. máx.	-9.468e-3	0.005972	63.07 %
pres. máx. c.	6.199e-3	0.0051	82.26 %
umb A norm.	-1.531	1.361	88.88 %

variable	coeficiente	error estándar	error est. relativo
orden. origen	40.22	14.25	35.44 %
umb A	2.697	1.135	42.07 %
núm. elect.	-5.525	1.189	21.52 %
edad exp.	0.3805	0.1197	31.46 %
uso impl.	5.011	2.276	45.41 %
umb C	-2.828	1.238	43.78 %
umb B	1.887	1.140	60.39 %

variable	coeficiente	error estándar	error est. relativo
orden. origen	0.6868	0.1798	26.18 %
umb B norm.	0.698	0.3826	54.8 %
localiz. el.	-0.004818	0.0052	107.9 %
umb C norm.	-0.3799	0.3781	99.53 %
electrodo	0.01099	0.01252	113.9 %

variable	coeficiente	error estándar	error est. relativo
orden. origen	0.626	0.09507	15.19 %
umb A norm.	0.3695	0.07129	19.29 %
electrodo	0.0067	0.006085	90.83 %
localiz. el.	-0.002328	0.002527	108.5 %

Tabla 5.19: Coeficientes proporcionados por el análisis de regresión múltiple para estimar los niveles de programación en función de las variables independientes seleccionadas.

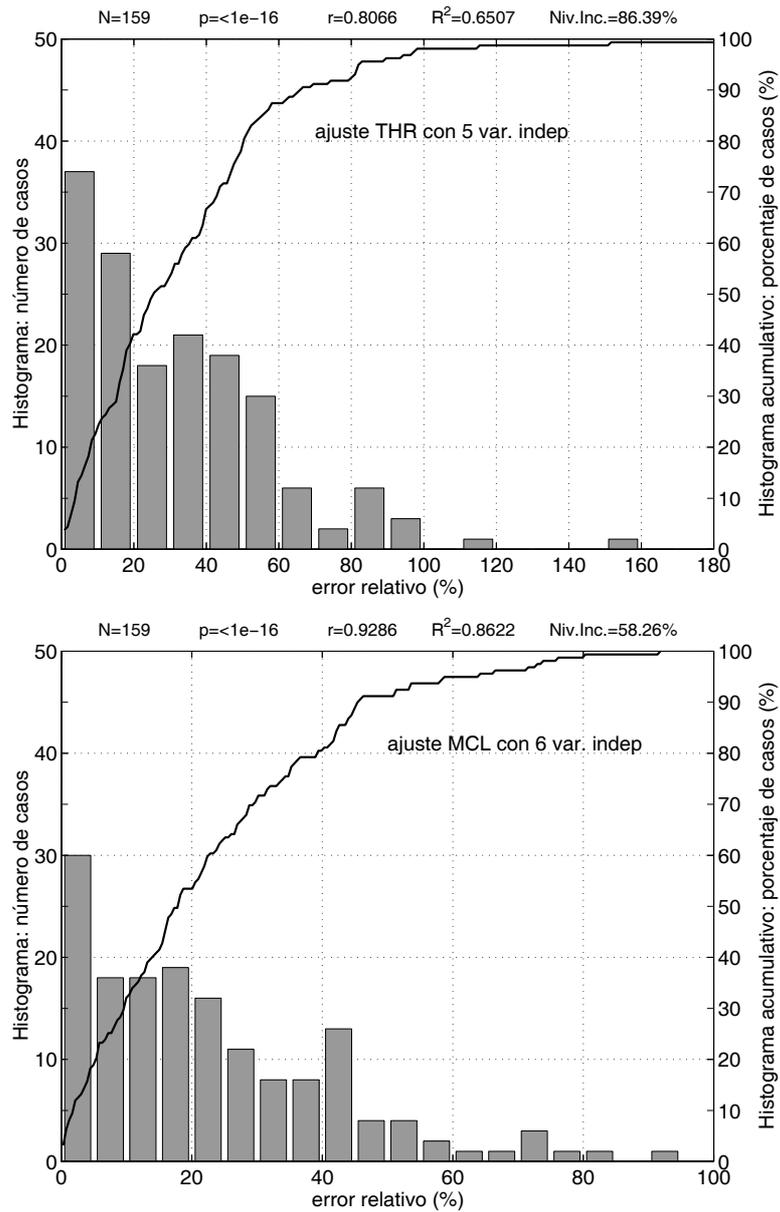


Figura 5.25: Distribución del error relativo para las estimaciones del THR y MCL basadas en regresión múltiple incluyendo las variables independientes seleccionadas.

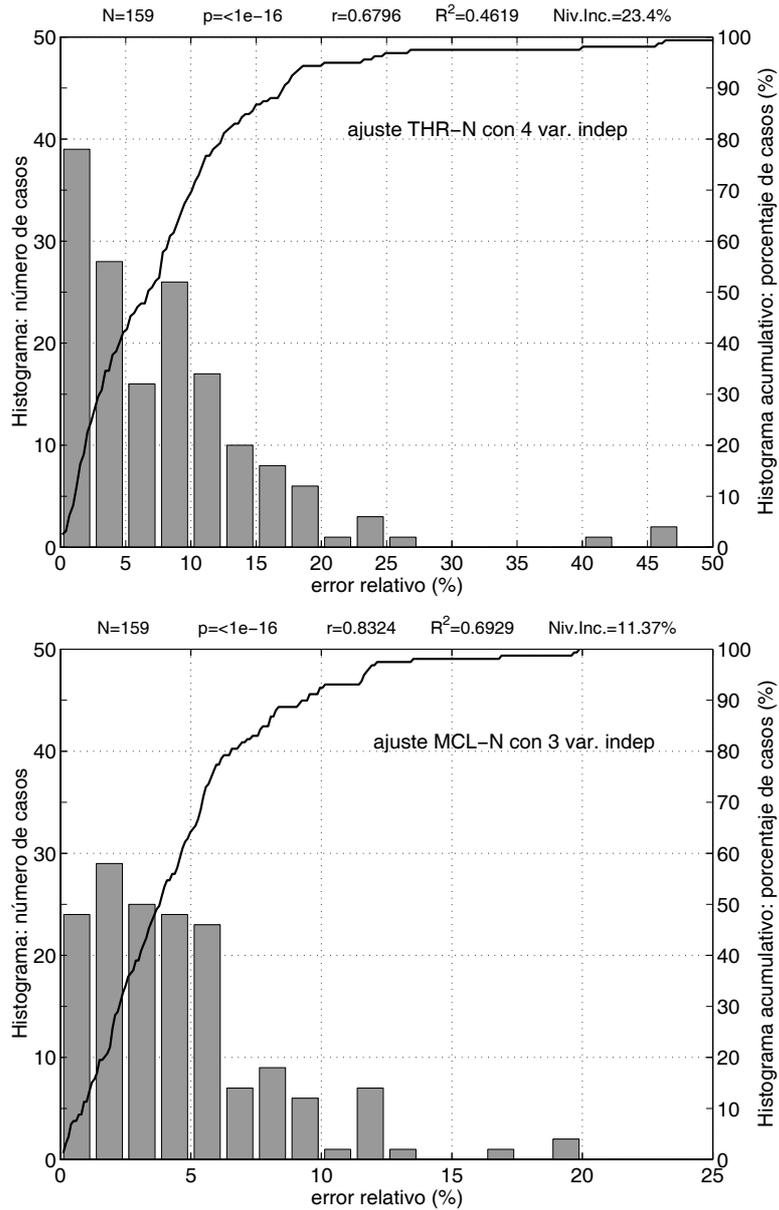


Figura 5.26: Distribución del error relativo para las estimaciones del THR-N y MCL-N basadas en regresión múltiple incluyendo las variables independientes seleccionadas.

Parte IV

DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

Capítulo 6

APLICACIÓN DE LOS RESULTADOS EN EL PROGRAMA DE IMPLANTES COCLEARES

Una vez presentado el análisis sobre la relación entre los mapas de programación y los registros del reflejo estapedial, en este capítulo se discute la aplicación de esta exploración en el programa de implantes cocleares. En primer lugar se resume la información que se puede obtener del test del reflejo estapedial, indicando los procedimientos a seguir para obtener las estimaciones de los niveles de programación y los errores asociados a estas estimaciones. Esto nos proporciona una idea acerca de las posibilidades y limitaciones de la exploración del reflejo estapedial en pacientes portadores de implante coclear. A continuación se van a comparar los resultados obtenidos en nuestro estudio con los presentados por otros autores en relación con la aplicación de esta exploración a la programación de los procesadores de los sistemas de implante coclear. Finalmente, se realiza una comparación entre esta exploración y otras medidas electrofisiológicas objetivas, indicando las posibilidades y limitaciones que presentan cada una de éstas.

6.1. Programación del procesador

Los registros del reflejo estapedial proporcionan información que permite valorar la funcionalidad del sistema de implante coclear y del nervio auditivo, así como comparar la eficacia de la estimulación eléctrica proporcionada por los distintos electrodos en las distintas particiones cocleares. Por otra parte, la relación entre los umbrales del reflejo y los niveles de programación ponen de manifiesto la utilidad de esta exploración a la hora de establecer el mapa de programación en el procesador. La información

proporcionada por la exploración puede, por tanto, contribuir a mejorar la percepción a través del sistema de implante coclear.

6.1.1. Verificación de la respuesta auditiva

La observación del reflejo estapedial confirma la integridad funcional del arco reflejo como respuesta a la estimulación eléctrica a través del implante coclear. De este modo, la existencia de registros de reflejo en al menos algunos electrodos permite verificar la funcionalidad del sistema de implante coclear y la respuesta del nervio auditivo a la estimulación eléctrica.

Ésta es una información muy primaria, y generalmente la confirmación de una respuesta auditiva a la estimulación eléctrica se obtiene por otros medios más directos. En el caso de los niños (incluso los más pequeños), en la primera programación suelen mostrar una actitud de búsqueda ante la estimulación del nervio auditivo proporcionada por el implante coclear, que indica la existencia de respuesta auditiva (y por tanto funcionalidad del implante y de la vía auditiva). En el caso de los adultos con experiencia auditiva previa, identifican la estimulación proporcionada por el implante coclear como una sensación auditiva clara. En estos casos, en los que la respuesta del paciente es evidente, y se confirma la existencia de una respuesta auditiva a la estimulación eléctrica, las medidas electrofisiológicas objetivas no resultan de gran utilidad práctica en lo que se refiere a la verificación de la respuesta auditiva.

Sin embargo, en sujetos sin ninguna experiencia auditiva, la identificación subjetiva de la sensación como auditiva puede resultar más difícil (llegando, en algunos casos, a confundirse con sensaciones táctiles asociadas con la estimulación colateral del nervio facial). También en algunos niños, o en el caso de malformaciones cocleares puede resultar difícil la confirmación por parte del paciente de una respuesta auditiva a la estimulación eléctrica. En estos casos, la existencia de respuesta confirmada mediante medidas electrofisiológicas objetivas (y entre ellas, registros del reflejo estapedial) pueden resultar de gran utilidad.

6.1.2. Encendido de electrodos

Los registros del reflejo estapedial, cuando son obtenidos en muchos electrodos, permiten comparar la respuesta auditiva proporcionada por cada uno de ellos, como se ha visto en el capítulo anterior. La funcionalidad de una canal del implante coclear requiere, por una parte, que el electrodo funcione correctamente, generando los pulsos eléctricos de estimulación correspondientes, y por otra parte requiere la existencia de terminaciones nerviosas del nervio auditivo en las inmediaciones del electrodo estimulador que puedan excitarse con los pulsos eléctricos generados. Cuando un canal no es funcional (debido a lesiones cocleares o a problemas técnicos) la banda de frecuencias asignada a dicho canal no es percibi-

da por el paciente, lo que da lugar a una pérdida de calidad en la audición. En estos casos, es necesario apagar el canal, de modo que las bandas de frecuencia se reasignen a los restantes canales activos, perdiéndose parte de la resolución frecuencial, pero proporcionando al paciente sensaciones auditivas para todas las frecuencias procesadas.

Las curvas de crecimiento de la amplitud del reflejo estapedial ayudan a decidir sobre la activación o desactivación de electrodos. Cuando en un paciente hay electrodos con una respuesta clara y para otros electrodos la respuesta es muy reducida (requiriendo niveles de estimulación muy altos) o inexistente, las curvas de crecimiento proporcionan un criterio fiable para la desconexión. En este caso, sería recomendable desconectar los electrodos con escasa o nula respuesta en el reflejo estapedial. En estos electrodos, en los pacientes estudiados, se observa que hay una escasa o nula respuesta auditiva. Esta situación puede corresponder a electrodos alojados fuera de la cóclea (por dificultades quirúrgicas en la inserción de la guía) o a electrodos alojados en la zona más basal de la cóclea en los que podría haber un escaso número de neuronas funcionales, lo que reduce la respuesta auditiva (así como la calidad de la audición cuando la estimulación es presentada en estos electrodos). Cuando estos electrodos proporcionan una sensación auditiva, suele observarse un rango dinámico eléctrico reducido (poca diferencia entre los niveles de programación THR y MCL) altos niveles de estimulación necesarios (THR y MCL altos), sensación auditiva reducida o sensación molesta sin que haya una sensación de sonido intenso, y en general la calidad de la audición mejora sensiblemente cuando dichos electrodos son desconectados.

Las curvas de crecimiento del test del reflejo estapedial proporcionan un criterio que permite identificar los electrodos susceptibles de ser desconectados o verificar, mediante una medida electrofisiológica objetiva, las situaciones indicadas arriba cuando son apreciadas subjetivamente por el paciente.

El criterio de encendido o apagado de electrodos resulta más difícil cuando la degeneración es progresiva. En esta situación es necesario buscar el mejor compromiso entre mantener un número mayor de electrodos activo (algunos con calidad reducida) o dejar un menor número de electrodos, todos ellos con una alta funcionalidad. En cualquier caso, las decisiones deben realizarse tratando de optimizar la calidad en la audición proporcionada por el implante. En los casos en los que los niveles de estimulación requeridos para algunos electrodos son muy altos, suele ser recomendable el apagado de alguno de ellos, ya que la duración requerida para los pulsos de estimulación suele ser elevada, y mantener encendidos todos los electrodos supone una reducción importante de la tasa de estimulación con la consiguiente pérdida de resolución temporal y de calidad en la audición [Sainz2003], [Sainz2002d], [delaTorre2002c], [delaTorre2002d], [delaTorre2004], [Bastarrica2004], [Bastarrica2004a], [delaTorre2004a]].

Un aspecto significativo a destacar es que los problemas de funcionalidad reducida en algunos electrodos, observados con las curvas de crecimiento, afectan a los electrodos de localización más basal. La pérdida de funcionalidad en los electrodos más basales puede justificarse en parte por la mayor distancia

entre la guía y el modiolo, y por otra, por una mayor lesión coclear. En las hipoacusias neurosensoriales cabe esperar una menor supervivencia de células ganglionares en la zona basal y una mayor degeneración de las terminaciones nerviosas, en parte debido a una mayor exposición de esta zona a los agentes patógenos, y en parte debido a la mayor privación auditiva que sufre esta región (puesto que la lesión neurológica es más importante y más prolongada en la zona basal).

Esta situación, verificada mediante los registros del reflejo estapedial, constituye un argumento a favor de la inserción profunda de la guía de electrodos en la cóclea. Generalmente, cuanto más apical es la localización de los electrodos, mayor es la funcionalidad de éstos y mejor es la respuesta auditiva obtenida de la estimulación eléctrica, de modo que, una inserción más profunda de la guía va a suponer una mejor calidad en la audición proporcionada con el implante. Frente a este argumento, en un determinado grupo de pacientes (pacientes hipoacúsicos con restos auditivos en graves estables en el tiempo), se propone la inserción parcial de la guía de electrodos, preservando los restos auditivos de las porciones apicales, lo que permite combinar la estimulación eléctrica (a través del implante, en los primeros 18-25 mm de la cóclea) con estimulación acústica (mediante amplificación para las bajas frecuencias) en lo que se conoce como estimulación electro-acústica [Schmidt2004], [Frayssse2004], [Meller2004], [Lorens2004b], [Mondain2004], [Lorens2004c].

6.1.3. Ajuste de los niveles de programación

El análisis de la relación entre los registros del reflejo estapedial y los niveles de programación THR y MCL pone de manifiesto la utilidad de esta medida electrofisiológica para el ajuste de estos niveles en el procesador. El parámetro que se ha utilizado para relacionar los registros del reflejo y los niveles de programación es el umbral del reflejo. Se han propuesto tres definiciones del umbral (umbrales A, B y C) y se han realizado los análisis para cada uno de ellos. El umbral A se ha definido como la intensidad correspondiente a amplitud nula en el reflejo, y debe obtenerse por extrapolación en la curva de crecimiento. El umbral B es el mínimo nivel de estimulación para el que se observa reflejo en la exploración, y el umbral C es el nivel de estimulación para el que se observa un reflejo con una amplitud de 20 mm^3 (obtenido por interpolación en la curva de crecimiento). Para cada uno de estos umbrales se han obtenido resultados parecidos, debido a la alta correlación que hay entre ellos. A continuación se resumen los principales resultados con respecto al ajuste de los niveles de programación.

Estimación de los niveles THR y MCL

Para la estimación del nivel THR, la variable que mejor estimación proporciona es el umbral B. La expresión que permite estimar el nivel THR en función del umbral B es:

$$\text{THR} = -0,3862 + 0,1433 \cdot \text{umb.B}$$

donde tanto el umbral B como el THR están expresados en nC. El intervalo de confianza del 95 % asociado a esta estimación presenta una semianchura promedio de 2.749 nC. Teniendo en cuenta que el valor medio del THR es 2.859 nC, este análisis nos proporciona un nivel de incertidumbre del 96.13 %. Esta estimación nos permite aproximar el nivel de programación THR, si bien el error asociado a la estimación es muy grande, y la estimación debe considerarse sólo como un valor orientativo.

En el caso del MCL, el umbral A es la variable que mejor estimación proporciona, obteniéndose el nivel de programación a través de la expresión siguiente:

$$\text{MCL} = -13,76 + 2,341 \cdot \text{umb.A}$$

donde, de nuevo, tanto el MCL como el umbral A están expresados en nC. El intervalo de confianza del 95 % asociado a esta estimación presenta una semianchura promedio de 32.02 nC, y puesto que el valor medio del MCL es de 35.69 nC, el nivel de incertidumbre asociado a esta estimación es del 89.71 %. De nuevo, el umbral del reflejo permite aproximar el nivel de programación MCL, pero con una precisión insuficiente como para considerar esta estimación más allá de un valor meramente orientativo.

Estimación de los niveles THR y MCL normalizados

La principal causa de la imprecisión en las estimaciones anteriores es la gran variabilidad interpaciente. Esta variabilidad puede reducirse normalizando los datos por paciente, es decir, dividiendo tanto los umbrales del reflejo como los niveles de programación, por los valores promedio para el paciente correspondiente. En el análisis sobre datos normalizados, el mejor estimador del nivel THR normalizado es el umbral B normalizado, y el mejor estimador del nivel MCL normalizado es el umbral A normalizado. Las estimaciones están dadas por las siguientes expresiones:

$$\text{THR-N} = 0,4853 + 0,5146 \cdot \text{umb.B-N}$$

$$\text{MCL-N} = 0,5004 + 0,5001 \cdot \text{umb.A-N}$$

donde ninguna de las variables tiene unidades, por tratarse de variables normalizadas. Los niveles de incertidumbre obtenidos en estos ajustes son del 26.65 % en el caso del THR normalizado y del 12.69 % en el caso del MCL normalizado. Las estimaciones así obtenidas tienen una imprecisión más reducida, y por tanto resultan mucho más útiles para estimar los niveles THR y MCL normalizados. Estos niveles de programación no sirven para ajustar el procesador directamente, pero permiten balancear los diferentes canales, es decir, establecer diferencias entre unos y otros canales, constituyendo una gran ayuda para la programación.

Análisis basado en regresión múltiple

Con objeto de tener en cuenta la variabilidad interpaciente, se han incluido en el modelo variables adicionales, obteniéndose mediante regresión múltiple la relación entre los niveles de programación a estimar y las variables independientes. Los análisis de regresión múltiple se han realizado primero considerando todas las variables independientes que mostraban una dependencia estadísticamente significativa con los niveles de programación. Sin embargo, esto tiene el inconveniente de requerir muchas variables independientes en los modelos de estimación, por lo que se han propuesto modelos con un número reducido de variables, que proporcionan un buen compromiso entre número de variables y precisión en las estimaciones.

Los resultados obtenidos en los modelos de regresión múltiple reducidos permiten estimar el THR con la siguiente expresión:

$$\begin{aligned} \text{THR} = & 6,646 + 0,1191 \cdot \text{umb.B} - 0,3926 \cdot \text{num.elect.} - 0,009468 \cdot \text{ampl.max.} + \\ & + 0,006199 \cdot \text{pres.max.c} - 1,531 \cdot \text{umb.A-N} \end{aligned}$$

donde el THR y el umbral B están expresados en nC, el número de electrodos y el umbral A normalizado no tienen unidades, la amplitud máxima se expresa en mm³, y la presión de máxima compliancia en daPa. La estimación así obtenida presenta un nivel de incertidumbre del 86.39 %, lo que significa una mejora con respecto al modelo de regresión simple (con un nivel de incertidumbre del 96.13 %), aunque sigue sin ser suficiente para su uso en programación más allá de su valor orientativo.

El MCL viene dado, a través del modelo reducido de regresión múltiple, por la expresión siguiente:

$$\begin{aligned} \text{MCL} = & 40,22 + 2,697 \cdot \text{umb.A} - 5,525 \cdot \text{num.elect.} + 0,3805 \cdot \text{edad.exp.} + \\ & + 5,011 \cdot \text{uso.impl.} - 2,828 \cdot \text{umb.C} + 1,887 \cdot \text{umb.B} \end{aligned}$$

donde el MCL y los umbrales A, B y C están expresados en nC, el número de electrodos no tiene

unidades, y la edad de exploración y tiempo de uso del implante están expresados en años. En el caso del MCL, la aplicación del análisis de regresión múltiple reduce sensiblemente el nivel de incertidumbre, que pasa del 89.71 % (en el modelo de regresión simple) al 58.26 %. De esta forma, se consigue una mejor aproximación a la estimación del MCL, si bien debe tenerse en cuenta que sigue estando afectada de una gran imprecisión.

La expresión que proporciona el THR normalizado a partir del modelo reducido de regresión múltiple es la siguiente:

$$\text{THR-N} = 0,6868 + 0,6980 \cdot \text{umb.B-N} - 0,004818 \cdot \text{localiz.el.} - 0,3799 \cdot \text{umb.C-N} + 0,01099 \cdot \text{electr.}$$

expresión en la que ninguna de las variables tiene unidades, salvo la localización del electrodo, que está medida en mm desde la cocleostomía. El modelo de regresión múltiple proporciona la estimación del THR normalizado con un nivel de incertidumbre del 23.4 % (mejorando ligeramente con respecto al 26.65 % proporcionado por el análisis de regresión simple).

Finalmente, el MCL normalizado viene dado, a través del modelo reducido de regresión múltiple, por la siguiente expresión:

$$\text{MCL-N} = 0,626 + 0,3695 \cdot \text{umb.A-N} + 0,0067 \cdot \text{electr.} - 0,002328 \cdot \text{localiz.el.}$$

siendo todas estas variables adimensionales, salvo la localización del electrodo, que está expresada en mm. El nivel de incertidumbre del MCL normalizado que proporciona este análisis es del 11.37 % y se aprecia una ligera reducción con respecto al proporcionado por el análisis de regresión simple, que se situaba en el 12.69 %.

Puede observarse que los análisis de regresión múltiple proporcionan estimaciones más precisas que los análisis de regresión simple, siendo la mejora más destacable la que se refiere a la estimación de los niveles de programación MCL.

6.1.4. Uso de la exploración en el ajuste del procesador

De acuerdo con los resultados del estudio, se pueden hacer algunas recomendaciones de cara a la aplicación del reflejo estapedial para obtener información útil en la programación del procesador del implante coclear.

El primer paso será la adquisición de los registros del reflejo. Deberá seleccionarse el oído adecuado. Puesto que el reflejo es bilateral, en general se puede considerar el oído contralateral al implantado o el implantado. Es recomendable una otoscopia previa a la exploración para descartar problemas de oído

medio que harían inviable la exploración. Se tendrá en cuenta la posibilidad de cirugía previa de oído medio, que impediría la exploración del reflejo estapedial.

Se realizará una timpanometría para verificar el buen funcionamiento de la cadena osicular y para medir el valor de máxima compliancia y la presión de máxima compliancia. Estos datos se registrarán como variables independientes en los ajustes mediante regresión múltiple. El valor de presión de máxima compliancia debe mantenerse a lo largo de toda la exploración para conseguir una respuesta máxima en los registros del reflejo estapedial.

Es recomendable que los datos se obtengan de modo que se puedan estimar de forma fiable los umbrales A, B y C en el mayor número de electrodos posible. Para ello es necesario que en cada electrodo estudiado se obtengan varios registros. Alguno de ellos debería presentar una amplitud suficiente para identificar claramente la respuesta como un reflejo estapedial (al menos de 30 a 40 mm³) y a partir de este valor se bajaría el nivel de estimulación, tratando de encontrar el umbral B (mínimo nivel de estimulación en el que se aprecia un registro del reflejo reproducible). Si se han tomado 3 o 4 registros con reflejo (incluyendo el registro correspondiente al umbral B), estos datos serían suficientes para la determinación de los umbrales A, B y C.

Es conveniente buscar el reflejo en todos los electrodos insertados. La valoración de la profundidad de inserción de la guía de electrodos se puede realizar a través de la imagen radiológica del implante coclear. Si las limitaciones de tiempo en la exploración lo exigen, se puede obviar la exploración de algunos electrodos. Sin embargo, se debe prestar atención especial a los electrodos más basales de los insertados, ya que estos son los que podrían ser desactivados y por tanto, es para éstos para los que conviene tener información más detallada. Conviene comenzar la exploración por el electrodo más apical, por ser éste el que generalmente proporciona una mejor respuesta, resultando más fácilmente identificable.

Una vez registrada la respuesta del reflejo estapedial, el siguiente paso es construir las curvas de crecimiento, midiendo las amplitudes del reflejo en función de la intensidad de estimulación para los distintos electrodos. El análisis de las curvas de crecimiento proporcionará un criterio útil para el encendido o apagado de los electrodos.

Tras esto, se prepararán las distintas variables independientes para la estimación de los niveles de programación. Estas variables serán, para cada electrodo, los umbrales A, B y C del reflejo, los umbrales normalizados, el índice del electrodo, la localización de cada electrodo desde la cocleostomía, y la amplitud máxima observada en el reflejo. También se registrarán variables específicas del paciente, como la edad de implantación, tiempo de uso del implante, tipo de hipoacusia, valor de máxima compliancia, presión de máxima compliancia y número de electrodos insertados.

A partir de estas variables y haciendo uso de las expresiones presentadas en la sección anterior, se obtendrán las estimaciones de los niveles de programación THR, MCL, THR normalizado y MCL nor-

malizado para cada uno de los electrodos explorados. Se tendrán en cuenta, además, las incertidumbres asociadas a estas medidas, a través de los niveles de incertidumbre o de la semianchura de los intervalos de confianza. A partir de estas estimaciones se preparará el mapa de programación del siguiente modo:

- Se prepararán los niveles MCL en torno al valor medio de las estimaciones de los MCL sin normalizar, modificando los niveles MCL individuales con respecto al promedio de acuerdo con las estimaciones de los niveles MCL normalizados. En caso de no haber explorado alguno de los electrodos, su nivel MCL se establecerá por interpolación con los electrodos adyacentes.
- Se procederá de forma semejante con el THR.
- Este procedimiento construirá el mapa de programación más probable dado por los modelos de regresión múltiple presentados. En este mapa, el balanceo de los THR y los MCL va a estar razonablemente bien determinado (los niveles de incertidumbre de los THR y los MCL normalizados son reducidos). Sin embargo, los valores THR promedio y MCL promedio pueden estar muy desajustados debido a la imprecisión de estas estimaciones. Por ello es recomendable bajar globalmente los niveles THR (manteniendo el balanceo de canales) hasta aproximadamente un 20 % del valor predicho, y bajar globalmente los niveles MCL (manteniendo el balanceo) hasta un 40 % del valor predicho, y a partir de esta programación inicial, activar el procesador, observar la reacción del paciente, y subir paulatinamente (mediante el control de volumen o reprogramando el procesador) hasta alcanzar el nivel de estimulación adecuado para el paciente.

Puesto que el nivel de incertidumbre para el MCL es del 58 %, la probabilidad de que la programación inicial (con niveles globales del MCL al 40 % de los valores estimados) resulte molesta al paciente es inferior al 2.5 %. Cabe esperar que el nivel global del MCL se sitúe relativamente cerca del valor estimado por el modelo de regresión múltiple, de modo que gracias al control de volumen y observando la reacción del paciente a los sonidos débiles y fuertes, se puede obtener un valor del MCL global suficientemente próximo al nivel ideal para dicho paciente.

La estimación de los niveles THR resulta más difícil, en parte por comenzar por una estimación con más incertidumbre (y en principio más alejada del nivel ideal). Esto, sin embargo, no constituye un problema grave, ya que en los sistemas de implante que cuentan con un rango dinámico acústico de entrada ancho (como es el caso del considerado en este estudio) una reducción del nivel THR va a suponer una pérdida de sensibilidad que no va a ser importante y que no va a tener consecuencias relevantes sobre la calidad de la audición¹. De este modo, en un sistema con un rango dinámico de

¹Debe insistirse en el hecho de que la situación es completamente distinta en los sistemas de implante con un rango dinámico acústico de entrada reducido. En éstos, un error en la estimación de los niveles THR tiene consecuencias mucho más importantes sobre la calidad de la audición.

entrada extendido desde 20 dB a 100 dB (SPL), poner en los THR un valor nulo en lugar del nivel ideal produce una pérdida de sensibilidad de entre 5 y 15 dB, de modo que la infraestimación de los niveles THR haría que el umbral se situara entre 25 y 35 dB, aspecto que carece de relevancia en la percepción de la voz. Por ello, en caso de no proporcionar el paciente ninguna información subjetiva acerca del THR, podría establecerse con un valor del 20 % al 30 % de los niveles estimados a través del modelo de regresión múltiple, quedando para más adelante la estimación más precisa de los niveles THR.

La escasa influencia del THR sobre la calidad de la percepción con el implante coclear, hace que durante la programación se toleren desviaciones (más importantes que en el caso del MCL) con respecto a lo que podríamos llamar “niveles de programación ideales”. Estas desviaciones dan lugar a un ruido estadístico que se manifiesta en nuestro estudio: en todos los análisis, las incertidumbres asociadas a los niveles de programación THR son siempre superiores a las asociadas a los niveles de programación MCL.

Con respecto a la utilidad clínica de la exploración mediante registro del reflejo estapedial, cabe destacar la información proporcionada para el encendido o desconexión de los distintos electrodos del implante y para el balanceo de los niveles THR y MCL del mapa de programación, además de una primera aproximación a los niveles globales MCL y THR. Esta exploración tiene además la ventaja de ser posible en el caso de niños pequeños (teniendo en estos pacientes mucha más aceptación que la exploración de potenciales evocados).

Entre las principales limitaciones del estudio del reflejo estapedial, debe indicarse el tiempo requerido para realizar la exploración (especialmente si se quiere estudiar todos los electrodos de forma exhaustiva con un número suficiente de registros). No debe, en ningún momento, olvidarse que la información proporcionada por esta exploración con respecto a los niveles de programación está sujeta a una incertidumbre, que en algunos casos es muy importante.

Finalmente, debe tenerse en cuenta que esta exploración no es posible en todos los pacientes implantados, ya que la obtención de registros requiere, además del funcionamiento del implante y la integridad del arco reflejo, la integridad del sistema timpano-oscicular y la funcionalidad del músculo estapedial. En el caso de pacientes con episodios de patología de oído medio, será necesario retrasar la exploración. En el caso de secuelas de patología de oído medio o de atrofia del músculo estapedial, no será posible el registro del reflejo. Estos requerimientos reducen el espectro de pacientes sobre los que se puede realizar esta exploración, lo que es sin duda un inconveniente con respecto a otras exploraciones.

6.2. Comparación con otros estudios sobre reflejo estapedial

El reflejo estapedial evocado con estimulación eléctrica en pacientes con implante coclear ha sido estudiado previamente por distintos grupos de investigación. La mayor parte de estos trabajos está orientada a la obtención de información para la programación del procesador del implante coclear. En esta sección se resumen los principales resultados de los distintos trabajos y se comparan con los que hemos obtenido en nuestro estudio.

6.2.1. Procedimientos de registro del reflejo estapedial

En la mayor parte de los trabajos, los investigadores registran el reflejo durante la intervención quirúrgica [Mason2000], [Jori2002], [Cavalle2002], [Karlik2003], [Caner2005], o mediante otoadmitanciómetro, posteriormente a la intervención [Lorens2004], [Lorens2004a] [Lorens2003], [Hodges1997], [Stephan2000].

La estimación visual proporciona una valoración intraoperatoria que puede resultar útil para confirmar durante la intervención quirúrgica la funcionalidad del implante coclear y del nervio auditivo. Una ventaja de la exploración intraoperatoria es que la apreciación del reflejo no exige la integridad de todo el sistema tímpano-oscicular, bastando la integridad del músculo estapedial, por lo que a veces puede registrarse visualmente en pacientes que por sus características no permiten la exploración con otoadmitanciómetro. Mediante la exploración visual del reflejo, únicamente se puede determinar el umbral del reflejo (cuál es la intensidad mínima a la que se observa una contracción del músculo estapedial), no siendo posible trazar las curvas del crecimiento de amplitud en función de la intensidad de estimulación. Las limitaciones de tiempo en el quirófano son también un aspecto a considerar, y en general esto dificulta la exploración exhaustiva de todos los electrodos.

En nuestro estudio hemos optado por la exploración postoperatoria, registrando el reflejo mediante otoadmitanciómetro, ya que este procedimiento permite la determinación de la amplitud del reflejo y el trazado de las curvas de crecimiento de amplitud. Usualmente los registros son obtenidos en el oído contralateral al implantado en los distintos estudios consultados. En nuestro estudio, todas las respuestas se registraron en el oído contralateral.

Otro aspecto a considerar con respecto al procedimiento de registro cuando se realiza de forma intraoperatoria es el uso de relajantes musculares que alterarían la respuestas, elevando los umbrales del reflejo e incluso pudiendo no llegar a observarse. Piron y cols. [Piron2001] comparan los umbrales del reflejo obtenidos de forma intraoperatoria y postoperatoria, encontrando que con los registros postoperatorios hay una relación estadísticamente significativa entre umbrales y niveles de programación MCL ($R^2=0.667$), no observándose correlación cuando se consideran los umbrales preoperatorios. Los auto-

Estudio	tipo de exploración	Núm. pacientes	Núm. pac. reflejo	Porcentaje
A	Otoadmitanciómetro	37	24	64.8 %
B	Otoadmitanciómetro	15	13	86.7 %
C	Otoadmitanciómetro	25	17	68.0 %
D	Otoadmitanciómetro	80	64	80.0 %
D	Intraoperatorio	80	62	77.5 %
Total	-	157	117	74.5 %

Tabla 6.1: *Porcentaje de pacientes en los que se observa el reflejo estapedial para distintos estudios.*

res justifican este resultado por la variabilidad estadística que introduce en los umbrales del reflejo el anestésico utilizado en las exploraciones intraoperatorias.

Puede destacarse, para finalizar esta sección, que algunos autores proponen el uso de medidas electromiográficas para el registro del reflejo estapedial. Clement y cols. [Clement2002] realizan experimentos sobre cobayas, estimulando eléctricamente el nervio auditivo con un implante coclear y registrando la respuesta electromiográfica mediante un electrodo de aguja situado en el músculo estapedial. Shallop [Shallop1998] aplica esta técnica con pacientes implantados, con objeto de obtener los umbrales del reflejo estapedial en aquellos pacientes en los que no es posible obtener un registro mediante otoadmitanciómetro.

6.2.2. Porcentaje de pacientes sin registro del reflejo estapedial

Los factores que impiden el registro del reflejo estapedial son varios, y entre ellos se pueden enumerar: atrofia del músculo estapedial, patología de oído medio, perforación timpánica, cirugía radical de oído medio, etc. Algunos de estos impiden el registro mediante otoadmitanciómetro pero no el visual (por ejemplo, la perforación timpánica). Como resultado, y dependiendo de las características de la población incluida en cada estudio, es frecuente encontrar un cierto porcentaje de pacientes en los que resulta imposible registrar el reflejo.

En nuestro caso, de los 37 pacientes inicialmente incluidos en el estudio, se ha obtenido reflejo únicamente en 24 de ellos, lo que supone un 64.8 %. En distintos estudios consultados sobre el reflejo estapedial se observan porcentajes de obtención del registro entre el 60 % y el 90 %. En la tabla 6.1 se indican los porcentajes de pacientes en los que se pudo registrar el reflejo estapedial de acuerdo con los datos de nuestro estudio (estudio A), y de otros tres estudios identificados como estudio B [Brickley2005], estudio C [Hodges1997] y estudio D [Piron2001]. En la tabla también se ha indicado el tipo de procedimiento de observación del reflejo estapedial, el número de pacientes incluidos y el número de pacientes con reflejo.

Analizar diferencias entre estos estudios resulta difícil sin conocer la etiología de los pacientes inclui-

dos en los distintos estudios. En cualquier caso, un aspecto importante a considerar cuando se compara los registros del reflejo estapedial con otras exploraciones electrofisiológicas (como los potenciales evocados del tronco cerebral o el potencial de acción compuesto) es la existencia de un cierto porcentaje de pacientes (entre el 10 % y el 40 % según estudios) para los que no es posible registrar el reflejo estapedial.

6.2.3. Estabilidad de los registros del reflejo estapedial

La estabilidad de las respuestas del reflejo estapedial a lo largo del tiempo ha sido un aspecto no considerado en nuestro estudio. Los estudios a largo plazo sobre la estabilidad del reflejo indican que las fluctuaciones se observan fundamentalmente en los primeros 6 meses de uso del implante [Stephan2001], [Stephan2005], presentando estas fluctuaciones un patrón similar al observado para los niveles de programación MCL. Por otra parte, la magnitud de estas fluctuaciones es relativamente reducida [Lorens2004a], siendo los cambios de los umbrales del reflejo estapedial inferiores al 10 % tras un año desde el primer encendido del procesador. Incluso en los casos de reimplantación, se ha observado un patrón en los registros del reflejo estapedial similar al que presentaban los pacientes con el primer implante, aunque con umbrales ligeramente mayores [Mason2000].

6.2.4. Aplicación del reflejo estapedial a la programación

La mayoría de los estudios sobre medidas electrofisiológicas en pacientes portadores de implante coclear (y en particular los relacionados con el test del reflejo estapedial) tienen entre sus objetivos la obtención de información para el ajuste del procesador. Un elevado número de trabajos determina la correlación existente entre los umbrales del reflejo estapedial (visuales en registro intraoperatorio u obtenidos a través de otoadmitanciómetro en registro postoperatorio) y los niveles de programación MCL (o C-levels). Los coeficientes de correlación obtenidos por distintos estudios son: $r=0.89$ en [Lorens2004] en un estudio sobre 7 pacientes; $r=0.82$ en [Lorens2003] en un estudio sobre 6 pacientes; $r=0.69$ en [Brickley2005] en un estudio sobre 13 pacientes; $r=0.91$ en [Hodges1997] en un estudio sobre 17 pacientes; $r=0.92$ en [Stephan2000] en un estudio sobre 6 pacientes; $r=0.83$ en [Jori2002] en un estudio sobre 71 pacientes; $r=0.75$ en [Vargas2002], [Vargas2003], [Vargas2004] en un estudio sobre 20 pacientes; $r=0.81$ en [Piron2001] en un estudio sobre 80 pacientes; $r=0.70$ en [Brendel2005] en un estudio sobre 20 pacientes. Como se aprecia, los coeficientes de correlación se encuentran entre 0.69 y 0.92, de modo que el valor obtenido en nuestro estudio ($r=0.803$ sobre 24 pacientes, considerando el umbral B) es consistente con los resultados encontrados en la bibliografía.

Los resultados que se refieren a la relación entre el umbral del reflejo y los niveles THR son más dispares. Puesto que el umbral del reflejo aparece a altos niveles de estimulación, se observa en los investigadores una cierta tendencia a asociar el umbral del reflejo al nivel MCL y en muchos casos ni

quiera se analiza si existe correlación entre los niveles THR y los umbrales del reflejo. De este modo, estos autores tienden a usar los umbrales de los registros de potenciales del tronco cerebral para la estimación de los niveles THR, y los umbrales del reflejo estapedial para la estimación de los niveles MCL [Lenarz1998]. Algunos investigadores han considerado la relación entre los niveles THR y los umbrales del reflejo, y reportan ausencia de correlación [Stephan1998]. Este resultado no concuerda con el obtenido en nuestro estudio, según el cual existe una dependencia estadísticamente significativa entre el umbral del reflejo y los niveles de programación THR ($p < 1e-16$ para el umbral B), con un coeficiente de correlación importante ($r=0.753$).

Esta disparidad en los resultados puede deberse al papel que juegan los niveles THR en los distintos sistemas de implante coclear. Los implantes de MED-EL y Advanced Bionics tienen un rango dinámico acústico de entrada muy ancho, por lo que en estos casos el nivel THR no es crítico, siempre que no esté sobreestimado [Sainz2003], [Brendel2005]. Para estos implantes, se definen los niveles THR como “los máximos niveles de estimulación que no producen sensación auditiva alguna” y se recomienda que queden infraestimados en caso de duda, no habiendo graves consecuencias si se fijan a un valor mínimo. Sin embargo, en los sistemas Nucleus de Cochlear, el rango dinámico acústico de entrada es muy estrecho, y una infraestimación de los niveles THR (o T-levels) produce una importante pérdida de calidad, por lo que se definen como “el mínimo nivel de estimulación que produce una sensación auditiva clara”. Para estos sistemas, se recomienda que queden sobreestimados en caso de duda, aspecto que no va a degradar excesivamente la calidad en estrategias Speak o ACE (u otras variantes de estrategias n-de-m). Dadas las diferencias en la definición de los niveles THR para los distintos modelos, y dada la escasa importancia que tienen las desviaciones en los niveles THR con respecto a los valores ideales, esta variable cabe esperar que esté afectada por un ruido estadístico que reduce los coeficientes de correlación. Además cabe esperar diferencias importantes entre los distintos grupos dependiendo de los modelos de implante utilizados y de los hábitos de programación establecidos [Brendel2005].

A la hora de aplicar el test del reflejo estapedial para la programación se observan distintas estrategias. Según algunos autores, para la mayoría de los pacientes (y electrodos explorados) los umbrales del reflejo estapedial corresponden a un nivel próximo al MCL o inferior a éste [Lorens2004], [Bresnihan2001]. No obstante, hay pacientes con los umbrales significativamente por encima de los niveles MCL [Lorens2003], y según otros autores los umbrales del reflejo se encuentran en valores muy próximos a los MCL o ligeramente por encima [Stephan2000], [Hodges1997]. Por esta razón, algunos autores buscan la correlación con los “máximos niveles aceptables” en lugar de con los máximos niveles de confort [Brickley2005], [Boyd2001]. Esta variabilidad puede estar asociada de nuevo a diferencias entre dispositivos o a distintos hábitos de programación. De hecho, algunos autores muestran diferencias en los umbrales del reflejo en función de la estrategia de estimulación usada [Cavalle2002], la tasa de estimulación [Kortmann2005] o la duración del estímulo [Brickley2005], que pueden también justificar

estas diferencias. En nuestro estudio, observamos que el umbral del reflejo toma un valor generalmente inferior al MCL, aunque se observan pacientes y electrodos para los que el umbral supera al MCL.

En cuanto al procedimiento aplicado para determinar los niveles MCL a partir de los umbrales del reflejo, hay estudios que recomiendan fijar el MCL al valor de los umbrales [Lorens2004], [Lorens2003], [Bresnihan2001], [Karlik2003], [Cullington1998], a pesar de la disparidad observada para algunos pacientes, indicando que no se observan diferencias en cuanto al rendimiento en tareas auditivas. Otro autores recomiendan establecer los niveles MCL con una ligera desviación con respecto al los umbrales del reflejo: un 15 % por debajo del umbral del reflejo en [Hodges1997]; un 80 % del umbral del reflejo en [Brendel2005].

Es interesante que en estos estudios se ha realizado un análisis de regresión para relacionar los niveles MCL con los umbrales del reflejo, y sin embargo no se utilizan las rectas de regresión como mejor estimación del MCL.

En ninguno de los estudios consultados se realiza un análisis riguroso del error asociado a las estimaciones de los niveles de programación basadas en el umbral del reflejo estapedial. No obstante, en algunos de los estudios, se tiene en cuenta la imprecisión de las estimaciones, y por ello se recomienda programar los niveles MCL con valores inferiores a los que proporciona el estudio para evitar sobreestimaciones [Hodges1997]. Otros autores [Toth2001] muestran la alta correlación pero indican que los umbrales del reflejo no predicen de forma precisa los niveles MCL, por lo que estas estimaciones deben ser utilizadas con prudencia. Debido a la falta de precisión, en algunos casos se recomienda el uso de estas estimaciones como información complementaria, o en todo caso en ausencia de respuestas subjetivas por parte del paciente [Brickley2005]. Tan solo en uno de los trabajos se propone la utilidad de los registros del reflejo estapedial para el balanceo de canales [Stephan1998].

6.2.5. Aportaciones de la tesis con respecto a estudios previos

Las principales novedades de nuestro estudio con respecto a los estudios previos sobre el reflejo estapedial en pacientes con implante coclear son:

- El análisis estadístico del error asociado a las estimaciones.
- La aplicación del estudio para la estimación tanto de los niveles MCL como de los niveles THR.
- El análisis sobre variables normalizadas para eliminar la variabilidad interpaciente.
- El análisis de regresión múltiple para incluir nuevas variables en el modelo de estimación.

Análisis estadístico del error

Este es un aspecto esencial cuando se pretende inferir una variable a partir de un estudio estadístico. Las variables (en este caso los niveles de programación) van a estar afectadas por una incertidumbre y dicha incertidumbre tiene que ser cuantificada para conocer la magnitud del error que podríamos cometer al realizar el ajuste del implante basándonos en el umbral del reflejo estapedial. De otro modo, los mapas de programación basados en el test del reflejo estapedial podrían resultar molestos al paciente, o proporcionar una estimulación con niveles excesivamente bajos.

La valoración del error se ha realizado a través del nivel de incertidumbre. Conocido el nivel de incertidumbre se puede diseñar el procedimiento para programar el procesador en base a las medidas del reflejo. El método para analizar el error ha sido adaptado a partir de trabajos previos desarrollados en nuestro equipo de implantes cocleares [Ruiz2002a], [Rodríguez2004], [Ruiz2002], [de la Torre2002e].

Aplicación del estudio para la estimación de los niveles THR y MCL

Se ha demostrado la utilidad del test del reflejo estapedial tanto para inferir niveles MCL como para inferir los niveles THR. A diferencia de los estudios previos, hemos encontrado que el umbral del reflejo puede proporcionar información sobre los niveles THR, si bien con peores correlaciones que con los niveles MCL y con mayores niveles de incertidumbre. Por ello, a lo largo del estudio se han analizado de forma paralela tanto los niveles MCL como los niveles THR.

Análisis sobre variables normalizadas

La normalización de variables (dividiendo por los valores promedio de cada paciente) permite eliminar parte de la variabilidad interpaciente, y obtener así mejores estimaciones (en este caso, de los niveles THR y MCL normalizados). Esta técnica, ya propuesta en nuestro equipo para los registros de potenciales evocados del tronco cerebral [Ruiz2002a], [Ruiz2004] permite el balanceo de canales y ha mostrado buenos resultados con los registros del reflejo estapedial.

Inclusión de nuevas variables y análisis de regresión múltiple

La incorporación de nuevas variables independientes y la aplicación de un análisis de regresión múltiple permite incorporar en el modelo información sobre los factores que causan variabilidad, mejorando sensiblemente las estimaciones de los niveles de programación con respecto a los ajustes de regresión simple. Con respecto a este tipo de análisis no se han encontrado precedentes en la bibliografía relacionada con la aplicación de medidas electrofisiológicas objetivas a la programación de los sistemas de

implante coclear.

6.3. Comparación entre las distintas medidas electrofisiológicas objetivas

En este trabajo se ha analizado la aplicación de los registros del reflejo estapedial en la programación de los sistemas de implante coclear, presentándose las posibilidades y limitaciones de esta técnica. Existen, sin embargo, distintas medidas electrofisiológicas objetivas, como los potenciales del tronco cerebral, los potenciales de latencia media, o el potencial de acción compuesto, cada uno de ellas con unas características específicas, que pueden hacer recomendable una u otra exploración en determinadas circunstancias.

En nuestro grupo de trabajo, se han realizado estudios previos de registros electrofisiológicos objetivos en pacientes portadores de implante coclear. Estos estudios analizan los potenciales del tronco cerebral en las modalidades de estimulación simple (presentando la estimulación únicamente en un electrodo [Ruiz2002a]) y de estimulación múltiple (presentando la estimulación en un grupo de electrodos [Rodriguez2004]). Los puntos en común de nuestro trabajo con el diseño experimental de estos estudios hacen recomendable una comparación de los resultados proporcionados por las distintas medidas. Tras esto, se hará posteriormente una comparación con los estudios presentados por otros autores.

6.3.1. Comparación con otros estudios de nuestro grupo

El estudio sobre potenciales del tronco cerebral con estimulación simple [Ruiz2002a], [Ruiz2002], [Ruiz2004] trata de relacionar, en primer lugar, los niveles THR y MCL con los umbrales de la onda V (la más consistente) del registro de los potenciales. El estudio, realizado sobre 189 electrodos de 21 pacientes adultos, proporcionó un coeficiente de correlación $r=0.498$ al relacionar los umbrales con los niveles THR (con un nivel de incertidumbre del 126.1 % en las estimaciones) y un coeficiente de correlación $r=0.458$ al relacionar los umbrales con los niveles MCL (con un nivel de incertidumbre del 126.4 %). Estos análisis indican una dependencia estadística clara ($p=3.43e-13$ y $p=3.81e-11$ para el THR y el MCL, respectivamente) pero las incertidumbres son excesivamente altas para una estimación fiable de los niveles de programación.

Para eliminar la variabilidad interpaciente, se repitió el análisis aplicando normalización de las variables (umbrales de los potenciales y niveles de programación). En este nuevo análisis se encontró, para el THR normalizado, una dependencia estadísticamente significativa ($p < 1e-16$), un mejor coeficiente de correlación ($r=0.668$) y un nivel de incertidumbre del 33.9 %, aceptable para realizar estimaciones. Para el nivel MCL normalizado, la dependencia también era estadísticamente significativa ($p < 1e-16$), con un mejor coeficiente de correlación ($r=0.714$) y un nivel de incertidumbre del 20.0 %.

coeficientes de correlación r						
Variables	regresión simple			regresión múltiple		
	EABR	ME-EABR	ESRT	EABR	ME-EABR	ESRT
THR	0.498	0.721	0.7533	-	-	0.8066
MCL	0.458	0.943	0.8206	-	-	0.9286
THR-N	0.668	-	0.5897	-	-	0.6796
MCL-N	0.714	-	0.7858	-	-	0.8324

niveles de incertidumbre						
Variables	regresión simple			regresión múltiple		
	EABR	ME-EABR	ESRT	EABR	ME-EABR	ESRT
THR	126.1 %	82.2 %	96.13 %	-	-	86.39 %
MCL	126.4 %	41.0 %	89.71 %	-	-	58.26 %
THR-N	33.9 %	-	25.76 %	-	-	23.40 %
MCL-N	20.0 %	-	12.69 %	-	-	11.37 %

Tabla 6.2: Comparación de los resultados proporcionados por las distintas medidas electrofisiológicas.

El estudio de los potenciales del tronco con estimulación multielectrodo [Rodríguez2004], [Rodríguez2004a] trataba de determinar los niveles de programación promedio THR-P y MCL-P a partir de los umbrales de los potenciales del tronco obtenidos con estimulación multielectrodo. En este caso, el estudio se realizó sobre 32 pacientes. En el caso del THR promedio, se apreció dependencia estadísticamente significativa ($p=3.18e-6$), con un coeficiente de correlación $r=0.721$, y un nivel de incertidumbre del 80.2%. En el caso del MCL promedio, la dependencia es también estadísticamente significativa ($p=7.377e-16$), con un coeficiente de correlación ($r=0.943$) y un nivel de incertidumbre del 41.0%.

De este modo, los potenciales del tronco cerebral evocados con estimulación convencional en electrodo único permiten el balanceo de niveles THR y MCL (con una precisión aceptable) pero no permiten la estimación de los niveles globales THR y MCL. Por el contrario, los potenciales del tronco evocados con estimulación en electrodo múltiple, no permiten el balanceo de canales (por no proporcionar datos específicos para cada electrodo) pero proporcionan una aproximación aceptable a los niveles de programación promedio. De este modo, combinando ambos procedimientos es posible aproximar el mapa de programación (tanto niveles globales como balanceo de canales).

En esta tesis se han estimado los niveles THR y MCL y los niveles THR y MCL normalizados haciendo uso del umbral del reflejo estapedial (análisis de regresión simple) y también incorporando nuevas variables independientes en el modelo de estimación (mediante análisis de regresión múltiple). En la tabla 6.2 se comparan los resultados (coeficientes de correlación y niveles de incertidumbre) proporcionados por los distintos estudios: potenciales del tronco (EABR), potenciales del tronco con estimulación multielectrodo (ME-EABR) y reflejo estapedial (ESRT).

Se observa una cierta similitud entre los resultados proporcionados por los potenciales del tronco y

los registros del reflejo. Ambas exploraciones permiten verificar la funcionalidad del sistema de implante coclear y del nervio auditivo, permiten verificar la funcionalidad de los electrodos y ofrecen estimaciones de los niveles de programación con coeficientes de correlación del mismo orden (en el rango de 0.48 a 0.95) y con niveles de incertidumbre adecuados para balancear (inferiores al 35 %) e insuficientes para una estimación precisa de los mapas de programación completos. En cualquier caso, cuando se aplican estos resultados a la programación del procesador, debe prestarse atención a las incertidumbres asociadas a las estimaciones.

Los registros del reflejo estapedial proporcionan estimaciones ligeramente mejores que los registros de los potenciales evocados, tanto de los niveles THR y MCL como de los niveles THR y MCL normalizados. La aplicación del análisis de regresión múltiple mejora las estimaciones de los registros del reflejo, pero no se han estudiado con potenciales del tronco cerebral. De forma análoga, el uso de estimulación multielectrodo mejora las estimaciones de los niveles THR y MCL (no puede aplicarse sobre los niveles normalizados), pero esta técnica no se ha aplicado en el caso del reflejo estapedial.

Estos resultados sugieren que sería interesante la aplicación del análisis de regresión múltiple (incluyendo nuevas variables) en los registros de potenciales evocados, y un estudio de la correlación entre niveles de programación y umbrales del reflejo estapedial evocados con estimulación multielectrodo, con objeto de completar estos estudios.

Hay algunas diferencias entre ambas exploraciones que deben tenerse en cuenta. Los registros de potenciales evocados son generalmente más consistentes que los del reflejo cuando la exploración se realiza bajo anestesia o sedación, debido al efecto de los fármacos anestésicos sobre el reflejo estapedial. Debe tenerse en cuenta que existe un porcentaje considerable de pacientes para los que no es posible la obtención de registros del reflejo estapedial (por patología de oído medio). No obstante, en nuestra experiencia, cuando se requiere hacer la exploración en niños sin sedación, los pacientes son generalmente más colaboradores en el test del reflejo estapedial que con los potenciales evocados, probablemente debido a la necesidad de colocación de los electrodos de registro en este último caso.

6.3.2. Comparación con otros estudios

La mayoría de las publicaciones sobre medidas electrofisiológicas en pacientes con implante coclear tienden a buscar correlaciones entre el nivel de programación MCL y el umbral del reflejo estapedial o entre el nivel de programación THR y el umbral de los potenciales evocados [Lenarz1998], [Mason1994]. Algunos autores relacionan los umbrales de los potenciales evocados tanto con el nivel THR como con el nivel MCL. En [Brown1999], por ejemplo, se obtienen coeficientes de correlación $r=0.69$ con el THR y $r=0.54$ con el MCL.

En los últimos años se han realizado numerosos estudios en los que se relacionan los niveles de pro-

gramación con los registros del potencial de acción compuesto evocado eléctricamente. Estos registros son obtenidos realizando la estimulación con un electrodo del implante y registrando el potencial de acción compuesto con otro electrodo del implante, de modo que, a través de la electrónica del implante, el registro se amplifica, se almacena y se transmite al interface de registro para su posterior análisis.

Los sistemas de registro del potencial de acción compuesto se han integrado en los principales sistemas de implante coclear, de modo que la obtención de estos registros resulta bastante sencilla (en comparación con el equipo necesario para el registro de potenciales del tronco o del reflejo estapedial). Esto ha favorecido la realización de un gran número de trabajos de investigación sobre el potencial de acción compuesto.

Aunque algunos autores indican que el potencial de acción compuesto permite estimar los mapas de programación, estudios comparativos ponen de manifiesto que el umbral del reflejo estapedial se correlaciona mejor con los niveles de programación. Así, Polak y cols. [Polak2004] encuentran un coeficiente de correlación entre niveles THR y umbrales del potencial de acción compuesto $r=0.61$, mientras que el coeficiente de correlación con los umbrales del reflejo estapedial es $r=0.69$ (estudio realizado sobre 47 pacientes). Se han encontrado resultados similares al analizar los niveles MCL con ambos tipos de medida objetiva. En [Caner2005] y [Polak2003] se observa mayor correlación con el reflejo estapedial que con el potencial de acción compuesto, e incluso se apreció que los pacientes preferían los mapas de programación basados en el umbral de reflejo estapedial a los mapas basados en el umbral del potencial de acción compuesto.

Esta peor correlación en el caso del potencial de acción compuesto puede estar justificada por ser ésta una respuesta más periférica. En cualquier caso, ninguna de las medidas objetivas por sí sola permite una estimación precisa de los niveles de programación, si bien cada una de ellas aporta una cierta información que puede resultar de utilidad. Por ello, sería interesante estudiar el análisis de datos mediante regresión múltiple incluyendo distintas medidas electrofisiológicas objetivas, además de otras variables que pudieran caracterizar a los pacientes o los electrodos estudiados, extendiendo el análisis que hemos propuesto en esta tesis.

Capítulo 7

CONCLUSIONES Y TRABAJO FUTURO

En esta tesis hemos estudiado la obtención de registros del reflejo estapedial en pacientes portadores de implante coclear y la aplicación de esta medida electrofisiológica objetiva para la verificación del sistema de implante coclear y del nervio auditivo, así como para la programación del procesador. En este último capítulo se resume el estudio presentado, se indican las aportaciones más relevantes con respecto a los trabajos previos, se presentan las conclusiones del estudio y se sugieren posibles líneas de investigación para el futuro.

7.1. Resumen de la tesis

- Se han descrito los aspectos anatómicos y fisiológicos relacionados con el reflejo estapedial (el nervio facial y los músculos del oído medio). Se han descrito los procedimientos de medida del timpanograma y del reflejo estapedial, así como su utilidad clínica.
- Se han descrito la anatomía y fisiología de los órganos de la audición, incluyendo el oído externo, el oído medio, el oído interno y las vías auditivas. Esta descripción es de gran interés para entender el proceso de la audición tanto en sujetos normoyentes como en sujetos portadores de implante coclear.
- Se han revisado los conceptos técnicos más importantes relacionados con la estimulación a través del implante coclear: componentes, funcionamiento, estrategias de codificación, etc. También se han revisado aspectos clínicos relacionados con la implantación coclear: exploraciones, valoraciones e indicaciones en niños y adultos y los beneficios que proporciona en los distintos grupos de

pacientes.

- Se han descrito las distintas medidas electrofisiológicas objetivas que se pueden obtener en pacientes portadores de implante coclear: test de integridad y telemetría de impedancias, potenciales del tronco cerebral, potenciales de latencia media y corticales, test del reflejo estapedial y registro del potencial de acción compuesto.
- Se ha descrito la población considerada en el estudio, en el contexto del programa de implantes cocleares de nuestro servicio, describiendo el sistema de implante coclear utilizado y el procedimiento de programación seguido.
- Se ha descrito el procedimiento seguido para la adquisición de los registros del reflejo en los pacientes: equipo de estimulación y de registro utilizados, exploraciones previas al registro, tipo de estímulo utilizado, obtención, transferencia y almacenamiento de los datos. Se ha desarrollado un software (escrito en lenguaje C de programación) para transferir los datos del otoadmitanciómetro a un ordenador personal para su almacenamiento y posterior tratamiento.
- Se han explorado 37 pacientes portadores de implante coclear para la obtención de registros del reflejo estapedial. Se ha obtenido el reflejo en 24 de ellos. Sobre estos pacientes se ha construido una base de datos con todos los datos que se han considerado relevantes a la hora de establecer la relación entre los registros del reflejo estapedial y los mapas de programación. Esta base de datos, además de los datos relativos a los registros del reflejo estapedial y de los relativos a los mapas de programación, ha incluido parámetros específicos del paciente y de los electrodos para profundizar más en el análisis estadístico.
- Se ha analizado la amplitud de los registros, identificando los factores por los que se ve afectada. Se ha encontrado una dependencia estadísticamente significativa de la amplitud con la intensidad de estimulación, la posición del electrodo a lo largo de la cóclea, la edad del paciente en el momento de la exploración, el tipo de hipoacusia (prelocutiva o poslocutiva), valor de máxima compliancia y presión de máxima compliancia.
- Se han preparado las curvas de crecimiento de amplitud como representación compacta de los registros del reflejo estapedial. En estas curvas se representa la amplitud del reflejo frente al nivel de estimulación utilizado para evocarlos, para cada uno de los electrodos. Esta representación facilita realizar comparaciones entre los distintos electrodos para un paciente dado o entre los distintos pacientes.
- Se ha analizado la relación entre los registros del reflejo estapedial y el mapa de programación. Esta relación se ha estudiado tanto para decidir sobre el encendido o apagado de los electrodos como para inferir los niveles de programación THR (o T-levels) y MCL (o C-levels).

- Mediante análisis de regresión simple, se ha establecido la relación entre los umbrales del reflejo (se han definido tres umbrales, A, B y C, con distintos criterios) y los niveles de programación THR y MCL. Se ha encontrado una alta dependencia estadística, pero un análisis del error asociado a los niveles de programación inferidos desvela las limitaciones de los registros del reflejo estapedial para estimar los niveles de programación.
- Se ha realizado un análisis estadístico sobre variables normalizadas (tanto umbrales del reflejo como niveles de programación) encontrándose que las medidas electrofisiológicas normalizadas permiten inferir con una precisión aceptable los niveles de programación normalizados, estos es, balancear los mapas de programación.
- Se ha analizado la dependencia de los niveles de programación (THR, MCL, THR normalizado y MCL normalizado) con cada una de las variables independientes incluidas en la base de datos, con objeto de realizar las estimaciones mediante análisis de regresión múltiple.
- Se han realizado análisis de regresión múltiple, encontrándose mejoras con respecto a los modelos de regresión simple. Con objeto de no arrastrar un número excesivo de variables independientes, se ha buscado el mejor compromiso entre número de variables y rendimiento de los modelos de estimación de los modelos de programación.
- Se ha realizado, en todos estos estudios, un análisis del error asociado a las estimaciones de los niveles de programación. Este análisis es de gran importancia a la hora de aplicar los resultados de esta tesis a la programación del implante coclear, pues permite valorar la magnitud de la desviación que podríamos encontrar en los parámetros de programación estimados por el modelo con respecto a los parámetros específicos requeridos por un paciente concreto.
- En base a los resultados estadísticos, se ha propuesto un procedimiento para aplicar la exploración del reflejo estapedial a la programación de los procesadores de los sistemas de implante coclear.
- Se ha comparado el estudio realizado con otros estudios sobre reflejo estapedial en pacientes portadores de implante coclear, discutiendo las similitudes, diferencias y las aportaciones de nuestro estudio con respecto a los trabajos previos.
- Se ha comparado el estudio realizado con otros estudios sobre la aplicación de medidas electrofisiológicas distintas en pacientes portadores de implante coclear, poniendo de manifiesto las posibilidades y limitaciones que ofrece cada una de las medidas electrofisiológicas.

7.2. Aportaciones de la tesis

A la hora de considerar las aportaciones de este estudio, debe tenerse en cuenta que las medidas electrofisiológicas objetivas en sujetos portadores de implante coclear tienen una doble finalidad. Por una parte verificar el correcto funcionamiento del sistema de implante coclear y la funcionalidad del sistema auditivo. Por otra parte, proporciona información para el ajuste del procesador del sistema de implante coclear. De acuerdo con esta doble finalidad, las principales aportaciones de esta tesis doctoral con respecto a estudios previos sobre test del reflejo estapedial disponibles en la bibliografía, son las siguientes:

- La realización de un estudio sobre el test del reflejo estapedial sobre una población de 24 pacientes, analizando la relación entre las curvas de crecimiento de amplitud y la funcionalidad de los distintos electrodos del implante coclear.
- La realización del análisis estadístico sobre variables normalizadas. Este análisis se realiza normalizando tanto los umbrales del reflejo como los niveles de programación (para ello se dividen los datos de cada paciente por los valores promedio para este paciente). El uso de variables normalizadas elimina parte de la variabilidad interpaciente, lo que permite mejorar la precisión de las estimaciones, permitiendo el balanceo de los mapas de programación.
- La inclusión en el modelo de estimación de los niveles de programación (tanto sin normalizar como normalizados) de variables independientes que describen características específicas de los pacientes y electrodos estudiados, mediante análisis de regresión múltiple. Esta técnica mejora las estimaciones de los niveles de programación gracias a que permite modelar parte de los factores que causan variabilidad interpaciente.
- La realización de un análisis del error para cada uno de los procedimientos de estimación de los niveles de programación, con objeto de evaluar cuantitativamente los intervalos de confianza asociados a cada una de las estimaciones. Este aspecto es fundamental para la aplicación clínica de los resultados de nuestro estudio.
- La elaboración de un procedimiento de programación del sistema de implante coclear basado en los registros del reflejo estapedial, incluyendo el análisis de funcionalidad del sistema y de las vías auditivas, análisis de la funcionalidad de cada electrodo, estimación de los niveles globales de programación (THR o T-levels y MCL o C-levels) y balanceo de los distintos canales (tanto para los niveles THR como para los MCL).

7.3. Conclusiones

1. El test del reflejo estapedial, a través de las curvas de crecimiento de amplitud, permite evaluar la funcionalidad de los distintos electrodos, comparando las curvas asociadas a cada uno de ellos. Esto aporta una información muy valiosa para la programación de los sistemas de implante coclear, ya que ayuda a tomar decisiones con respecto a la conexión o desconexión de los distintos electrodos.
2. El análisis de la amplitud del reflejo y de los factores por los que se ve condicionada muestra (como era de esperar) que la intensidad de estimulación es el principal factor por el que se ve condicionada la amplitud. También influyen de forma significativa la posición del electrodo (mayor amplitud cuanto más apical es la localización), la edad de exploración (mayor amplitud cuanto mayor es la edad), el tipo de hipoacusia (mayor amplitud para pacientes con hipoacusias poslocutivas), compliancia (mayor amplitud cuanto mayor es la compliancia) y la presión de máxima compliancia (mayor amplitud cuanto más próxima al equilibrio es la presión de máxima compliancia).
3. El estudio de la funcionalidad de los electrodos a través de las curvas de crecimiento y de la amplitud del reflejo en función de la localización de los electrodos en la cóclea pone de manifiesto que la funcionalidad de los electrodos empeora cuanto más basal es la localización de éstos. Este resultado coincide con las apreciaciones en las sesiones de programación sobre las habilidades de los pacientes y con los resultados de otras medidas objetivas (potenciales del tronco cerebral o potencial de acción compuesto) y confirma una mayor incidencia de las lesiones cocleares en las porciones más basales. Esta apreciación constituye un argumento a favor de la inserción profunda de la guía de electrodos, con objeto de aprovechar las zonas de la cóclea en las que mejor se preserva la funcionalidad auditiva. También es un argumento a favor de la intervención temprana con objeto de minimizar los efectos de la degeneración retrógrada del nervio auditivo.
4. El análisis estadístico pone de manifiesto una correlación clara entre los umbrales del reflejo y los niveles de programación THR y entre los umbrales del reflejo y los niveles de programación MCL (en ambos casos $p < 1e-16$). Sin embargo, los niveles de incertidumbre asociados a las estimaciones (rondando el 95 %) son excesivos para su aplicación clínica.
5. El análisis estadístico de variables normalizadas permite la estimación de los niveles THR normalizados (con niveles de incertidumbre en torno al 25 %) y de los niveles MCL normalizados (con niveles de incertidumbre en torno al 13 %), lo que permite el balanceo de los mapas de programación.
6. El análisis de regresión múltiple incluyendo variables independientes complementarias mejora las

estimaciones de los niveles de programación, consiguiéndose niveles de incertidumbre del 86 % para el THR, del 58 % para el MCL, del 23 % para el THR normalizado y del 11 % para el MCL normalizado.

7. Los resultados obtenidos permiten obtener información muy útil par la programación del procesador del implante coclear, al proporcionar el balanceo de canales con buena precisión y una primera aproximación a los niveles globales de programación. Esta información permite diseñar procedimientos de ajuste del procesador que facilitan las tareas del programador, especialmente en el caso de los pacientes que proporcionan menos información.
8. La comparación de los resultados correspondientes a otras medidas electrofisiológicas objetivas pone de manifiesto que:
 - Los resultados estadísticos (coeficientes de correlación, niveles de incertidumbre, etc.) son del mismo orden que para otras medidas objetivas.
 - La información proporcionada por las distintas medidas electrofisiológicas objetivas resulta insuficiente para un ajuste automático del procesador.
 - La información proporcionada por las distintas medidas electrofisiológicas objetivas resulta de gran utilidad en ausencia de información subjetiva por parte del paciente, o como información complementaria cuando el paciente proporciona información.

7.4. Trabajo futuro

El desarrollo del estudio ha proporcionado aportaciones interesantes en el campo de las medidas electrofisiológicas objetivas aplicadas a pacientes portadores de implante coclear, pero a la vez, ha planteado nuevas líneas de investigación que debido a las limitaciones propias de una tesis doctoral no han podido ser abordadas en nuestro trabajo. Algunas de estas líneas se enumeran a continuación como posible trabajo futuro:

- Estimulación multielectrodo en registros del reflejo estapedial. En el caso de los potenciales del tronco cerebral evocados con estimulación eléctrica, el uso de estimulación multielectrodo ha mejorado los registros obtenidos (mayores amplitudes, y menores niveles de estimulación requeridos) y ha permitido una estimación más precisa de los niveles globales de programación (mejores correlaciones). Estas ventajas se pueden asociar a una activación simultánea de un mayor número de neuronas, al presentarse la estimulación en distintos puntos de la cóclea. Este procedimiento de estimulación puede igualmente resultar interesante en el campo del reflejo estapedial.

- Aplicación del análisis estadístico basado en regresión múltiple a otras medidas electrofisiológicas. El análisis de regresión múltiple permite introducir nuevas variables independientes en los modelos de estimación y de este modo modelar (al menos en parte) la variabilidad interpaciente. Esta técnica ha mejorado las estimaciones de los niveles de programación para el caso de los registros del reflejo estapedial y cabe esperar, de igual modo, mejoras con otras medidas objetivas, como los potenciales del tronco cerebral o el potencial de acción compuesto.
- Combinación de varias medidas electrofisiológicas objetivas. Los modelos de regresión múltiple permiten la inclusión de varias variables independientes. En el presente estudio, las variables incluidas eran los umbrales del reflejo y otras variables específicas del paciente o de los electrodos. El análisis de regresión múltiple permitiría, así mismo, incluir variables independientes procedentes de varias medidas electrofisiológicas objetivas, lo que sin duda aprovecharía las ventajas de las distintas exploraciones y contribuiría a obtener estimaciones más precisas de los niveles de programación.

Parte V

APÉNDICES

Apéndice A

PROGRAMA PARA LA EXTRACCIÓN DE DATOS DEL IMPEDANCIÓMETRO AZ26

En este apéndice se muestra un listado del programa desarrollado para la comunicación entre el equipo de registro del reflejo estapedial (AZ-26 de InterAcoustics) y el ordenador para el almacenamiento de datos.

El programa ha sido escrito en lenguaje C, y se muestra el código fuente. El programa conecta el equipo de registro con el ordenador a través del interface RS-232 (puerto serie). Permite la configuración de la transmisión serie (determinación del puerto utilizado, velocidad de transmisión, etc.) y la especificación de datos sobre la exploración (nombre del paciente, fecha, etc.) y transfiere los datos (impedanciometría o registros del reflejo estapedial) del equipo de registro al ordenador, almacenándolos en un fichero con el nombre especificado.

```

/ SERIA.C /
/* programa para transferencia de datos desde el equipo de reflejo */
/* estapedial. Tiene una interfaz para transferencia sencilla de datos. */

#include<stdio.h>
#include<stdlib.h>
#include<conio.h>
#include<dos.h>

#define TRUE          1
#define FALSE         0

#define T_0  0.015625 /* T muestreo para base = 1 seg (1/64) */
#define T_1  0.15625  /* T muestreo para base = 10 seg (10/64) */
#define T_2  0.46875  /* T muestreo para base = 30 seg (30/64) */
#define ESCALA 0.01    /* factor de escala para pasar a mililitros */

int  configuracion(int *pbase,int *pbase_t,char *nombre,struct date *pfecha);
void enviar_char(char c,int base,int estado);
void mensaje_pantalla(char *nombre,struct date fecha);
void escribe_timp(char *nombre,struct date fecha,char *bufferin);
void escribe_refl(char *nombre,struct date fecha,char *bufferin,int baset);
void getline(char *cadena);

void main(void)
{
    int  caracter,basta=FALSE,SER_BASE,tipo,base_t,estado;
    long n,m;
    char bufferin[10000],c,cadena[100],nombre[256];
    struct date fecha;

    /* configuracion: puerto serie, nombre y fecha */
    while(!configuracion(&SER_BASE,&base_t,nombre,&fecha));
    mensaje_pantalla(nombre,fecha);

    /* inicializacion */
    outportb(SER_BASE+4,0x03); /* RTS=1 : preparado para leer */
    n=0;

    while(!basta) {
        estado=inportb(SER_BASE+5)*0x0100+inportb(SER_BASE+6);

        /* lectura del puerto */
        if(estado&0x0100) {
            bufferin[n++]=caracter=inportb(SER_BASE);
            outportb(SER_BASE+4,0x1f); delay(0);
        }

        /* salida de datos leidos */
        if(caracter==0x04) {
            for(m=0;m<n;m++) { /* separacion de datos */
                c=bufferin[m];
                if(c==0x02 || c==0x1F || c==0x1D || c==0x1E || c==0x04) bufferin[m]='\n';
            }
            caracter=0;

            if(tipo==1) escribe_timp(nombre,fecha,bufferin);
            if(tipo==2) escribe_refl(nombre,fecha,bufferin,base_t);

            for(m=0;m<n;m++) bufferin[m]=0;
            n=0;
        }

        /* escritura en puerto para solicitar datos */
        if(kbhit()){
            caracter=getch();
            if(caracter=='\x1B') basta=TRUE;
            tipo=0;
            if(caracter=='1') tipo=1;
            if(caracter=='2') tipo=2;
        }
    }
}

```

```

    ++(c+10) }
    if(tipo==1) { printf("Solicitando timpanometria\n"); caracter='3'; }
    if(tipo==2) { printf("Solicitando reflejo estapedial\n"); caracter='9'; }
    enviar_char(0x02,SER_BASE,estado);
    enviar_char('G',SER_BASE,0);
    enviar_char(caracter,SER_BASE,0);
    enviar_char(0x04,SER_BASE,0);
    }
}
outportb(SER_BASE+4,0x03);
}
}
/*****
/* rutina enviar_char */
void enviar_char(char c,int base,int estado)
{
    long n,N;
    int estad;

    N=10000;
    estad=estado;

    for(n=0;n<N;n++) {
        if(estad&0x4000) {
            outportb(base,c);
            /*printf("%x   %d\n",c,n);*/
            return;
        }
        else {
            estad=inportb(base+5)*0x0100+inportb(base+6);
        }
    }
    printf("No ha sido posible el envio del caracter\n");
    return;
}
/*****
int configuracion(int *pbase,int *pbase_t,char *nombre,struct date *pfecha)
{
    char caracter;
    int SER_BASE,estado,estado_ck,puerto;

    /* configuracion de puerto serie y otros parametros */
    clrscr();
    printf("\n\nConfiguracion del puerto serie\n");
    printf("\tCOM1 (1) o COM2 (2):  ");
    caracter=getch();
    if(caracter=='2') { *pbase=0x02F8; puerto=2;}
    else { *pbase=0x03F8; puerto=1;}
    printf("seleccionado puerto COM%d\n\n",puerto);
    SER_BASE=*pbase;

    printf("Baud rate 1: 115200; 2: 57600; 3: 38400; 4: 19200; 5: 9600\n");
    printf(" 6: 4800; 7: 2400; 8: 1200; 9: 600; (9600)\n");
    caracter=getch();
    if(caracter=='1') {estado=0x0001; printf("\ttransm: 115200 baudios\n");}
    else if(caracter=='2') {estado=0x0002; printf("\ttransm: 57600 baudios\n");}
    else if(caracter=='3') {estado=0x0003; printf("\ttransm: 38400 baudios\n");}
    else if(caracter=='4') {estado=0x0006; printf("\ttransm: 19200 baudios\n");}
    else if(caracter=='5') {estado=0x000C; printf("\ttransm: 9600 baudios\n");}
    else if(caracter=='6') {estado=0x0018; printf("\ttransm: 4800 baudios\n");}
    else if(caracter=='7') {estado=0x0030; printf("\ttransm: 2400 baudios\n");}
    else if(caracter=='8') {estado=0x0060; printf("\ttransm: 1200 baudios\n");}
    else if(caracter=='9') {estado=0x00C0; printf("\ttransm: 600 baudios\n");}
    else {estado=0x000C; printf("\ttransm: 9600 baudios\n");}

    /* configuracion del puerto serie: velocidad de transmision */
    outportb(SER_BASE+3,inportb(SER_BASE+3)|0x80);
    outportb(SER_BASE,estado&0x00FF);
    outportb(SER_BASE+1,estado/0x0100);
    estado_ck=inportb(SER_BASE+1)*0x0100+inportb(SER_BASE);
    if(estado!=estado_ck) printf("Error de configuracion del baud-rate\n");
}

```

```

outputb(SER_BASE+3,1);
/* resto de parametros */
/* 7b (10); 2 stop (1); paridad(1); par(1); SP=0 ; SB=0 ; DLAB=0 ; */
/* 00011110 = 0x1E */
outputb(SER_BASE+3,0x1E);

printf("\n\nBase T      1: 1 seg;      2: 10 seg;      3: 30 seg;      (def 10 seg)\n");
caracter=getch();
if(caracter=='1') { *pbaset=1; printf("\tBase tiempo: 1 segundo\n"); }
else if(caracter=='3') { *pbaset=3; printf("\tBase tiempo: 30 segundos\n"); }
else { *pbaset=2; printf("\tBase tiempo: 10 segundos\n"); }

printf("\n\nNombre y apellidos del paciente:\n\t");
/*scanf("%s",nombre);*/
getline(nombre);
getdate(pfecha);
printf("\n\nFecha: %d - %d - %d\n",pfecha->da_day,pfecha->da_mon,pfecha->da_year);
printf("\n\nEs correcta la configuracion? (pulsar 'n' para corregirla)\n");
caracter=getch();
if(caracter=='n' || caracter=='N') return(0);
else return(1);
}

/*****/
void mensaje_pantalla(char *nombre,struct date fecha)
{
clrscr();
printf("\n\nTransmision de datos del impedanciometro. (c) atv-crs-jlvf-2003\n\n");
printf("\tPaciente: %s\n",nombre);
printf("\tFecha: %d - %d - %d\n",fecha.da_day,fecha.da_mon,fecha.da_year);
printf("\n\nOpciones\n\n");
printf("\tESC:\tfinalizar programa\n");
printf("\t1:\tdatos timpanometria\n");
printf("\t2:\tdatos reflejo estapedial\n");
}
/*****/
void escribe_timp(char *nombre,struct date fecha,char *bufferin)
{
FILE *f;
char nombre_f[256],cadena[256];
float x[5000];
long i,I,m;

printf("Nombre del fichero (max 8 letras): ");
scanf("%s",nombre_f); nombre_f[8]=0;
printf(cadena,"c:\\reflex\\%s.tim",nombre_f);
printf("\nSe creara el fichero %s\n",cadena);
if( !(f=fopen(cadena,"w")) ) {
printf("Imposible abrir fichero %s\n",cadena);
return;
}
fprintf(f,"# Paciente: %s\n",nombre);
fprintf(f,"# Fecha test: %d - %d - %d\n",fecha.da_day,fecha.da_mon,fecha.da_year);
fprintf(f,"# TIMPANOMETRIA (presion en DaPa; compliancia en ml)\n");
printf("Introduce los comentarios. Finaliza con '.' en linea en blanco.\n");
do {
/*scanf("%s",cadena);*/
getline(cadena);
fprintf(f,"# %s\n",cadena);
} while( cadena[0]!='.' || cadena[1]!=0 );
fprintf(f,"# Pres Compl\n");

/* transferencia de los datos */
for(i=0;i<5000;i++) x[i]=100000.0;
m=I=0;
while(sscanf(bufferin+m,"%s",cadena)==1) {
x[I]=atof(cadena);
m+=strlen(cadena)+1;
I++;
}
/* escritura de los datos */

```

```

+1\1<1) +01\1-1\1\1\1\1-2) \
    fprintf(f, "%.1f\t%.3f\n", x[i], x[i+1]*ESCALA);
    if(x[i]<x[i+2]) i++;
}

fclose(f);
mensaje_pantalla(nombre, fecha);
}
/*****
void escribe_refl(char *nombre, struct date fecha, char *bufferin, int baset)
{
    FILE *f, *g;
    char nombre_f[256], cadena[256];
    float y[16][71];
    long i, I;
    int j, J;
    float Ts;

    g=fopen("test.tmp", "w");
    fprintf(g, "%s", bufferin);
    fclose(g);
    fopen("test.tmp", "r");

    /* dependiendo de la base, habria que poner 70 o 71 datos por registro... */

    if(baset==1) Ts=0.015625;
    if(baset==2) Ts=0.15625;
    if(baset==3) Ts=0.46875;
    Ts=10.66667/64.0;

    printf("Nombre del fichero (max 8 letras):  ");
    scanf("%s", nombre_f); nombre_f[8]=0;
    sprintf(cadena, "c:\\reflex\\%s.ref", nombre_f);
    printf("\nSe creara el fichero %s\n", cadena);
    if( !(f=fopen(cadena, "w")) ) {
        printf("Imposible abrir fichero %s\n", cadena);
        return;
    }
    fprintf(f, "# Paciente:      %s\n", nombre);
    fprintf(f, "# Fecha test:   %d - %d - %d\n", fecha.da_day, fecha.da_mon, fecha.da_year);
    fprintf(f, "# REFLEJO ESTAPEDIAL (tiempo en segs; volumen en ml)\n");
    printf("Introduce los comentarios. Finaliza con '.' en linea en blanco.\n");
    do {
        /* scanf("%s", cadena); */
        getline(cadena);
        fprintf(f, "# %s\n", cadena);
    } while( cadena[0]!='.' || cadena[1]!=0 );
    fprintf(f, "# Tiempo      Vol1  Vol2  Vol3...\n");

    /* transferencia de los datos */
    I=0;
    while((fscanf(g, "%s", cadena)==1)&&I<71*16) {
        y[I/71][I%71]=atof(cadena);
        I++;
    }
    J=I/71;

    /* escritura de los datos */
    for(j=0; j<J; j++) fprintf(f, "# Medida %d : P. max compl = %.2f\n", j+1, y[j][6]);
    for(i=0; i<64; i++) {
        fprintf(f, "%.4f", i*Ts);
        for(j=0; j<J; j++)
            fprintf(f, "\t%.3f", y[j][i+7]*ESCALA);
        fprintf(f, "\n");
    }

    fclose(g);
    fclose(f);
    mensaje_pantalla(nombre, fecha);
}

```

```
void getline(char *cadena)
{
    int i;

    i=0;
    do {
        scanf("%c",&cadena[i]);
    } while(cadena[i++]!='\n');
    cadena[i-1]=0;
}
/*****/
```

Apéndice B

REGISTROS DEL REFLEJO ESTAPEDIAL

En este apéndice se muestran los registros correspondientes a cada uno de los pacientes estudiados. Para cada paciente se ha indicado la edad y el tiempo de uso del implante (desde el primer encendido del procesador) en el momento de la exploración. También se ha indicado el mapa de programación, donde se pueden ver los electrodos activados, los niveles MCL y THR en unidades de corriente, las duraciones de los pulsos de estimulación y los niveles de programación expresados en unidades de carga eléctrica (nC). Se ha representado el timpanograma (para aquellos pacientes en los que se dispone de este registro informatizado), indicando el valor de máxima compliancia y la presión de máxima compliancia. A continuación se han representado las curvas de crecimiento de amplitud del reflejo (amplitud en función del nivel de estimulación) para cada uno de los electrodos explorados, incluyendo una tabla con los valores de intensidad de estimulación y amplitud del registro. Finalmente, para los pacientes en los que los registros del reflejo han sido informatizados, se muestran las gráficas de la amplitud del reflejo en función del tiempo, no estando disponibles los registros para aquellos pacientes en los que sólo se ha almacenado el registro en papel.

Paciente 1

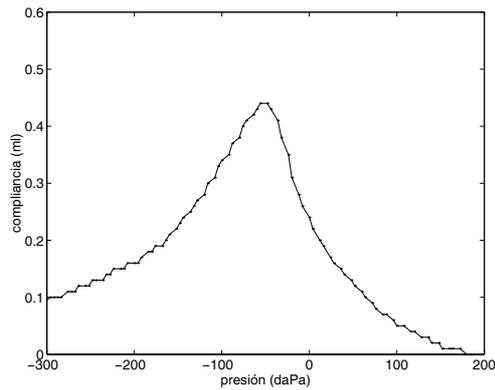
Datos del paciente

Edad exploración: 3.05 años
 Uso del implante: 0.44 años
 Oído implantado: O.D.
 Oído explorado: contralateral

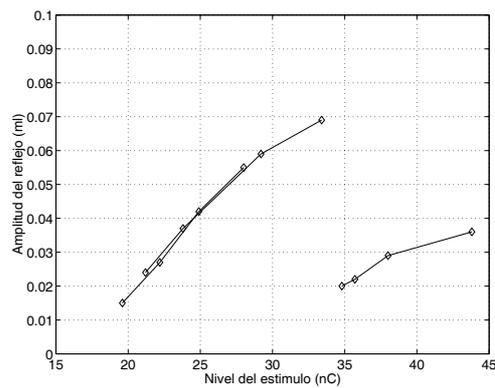
Programación día de exploración

Electrodo	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
MCL (cu)	863.5	902.1	909.8	932.9	971.5	971.5	971.5	971.5	971.5	1004	1004	1045
THR (cu)	61.68	61.68	61.68	61.68	69.39	69.39	69.39	69.39	69.39	67.85	81.42	81.42
Dur (μ s)	26.67	26.67	26.67	26.67	26.67	26.67	26.67	26.67	26.67	26.67	26.67	26.67
MCL (nC)	23.0	24.1	24.3	24.9	25.9	25.9	25.9	25.9	25.9	26.8	26.8	27.9
THR (nC)	1.65	1.65	1.65	1.65	1.85	1.85	1.85	1.85	1.85	1.81	2.17	2.17

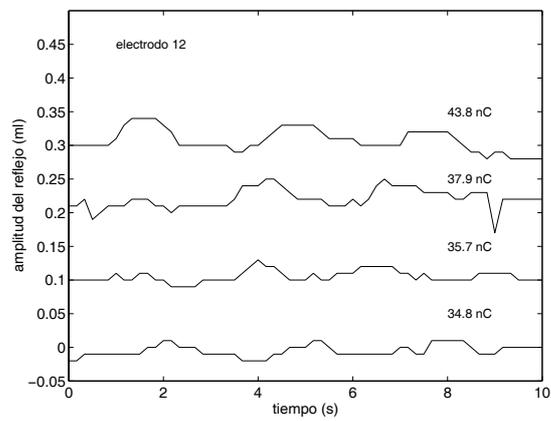
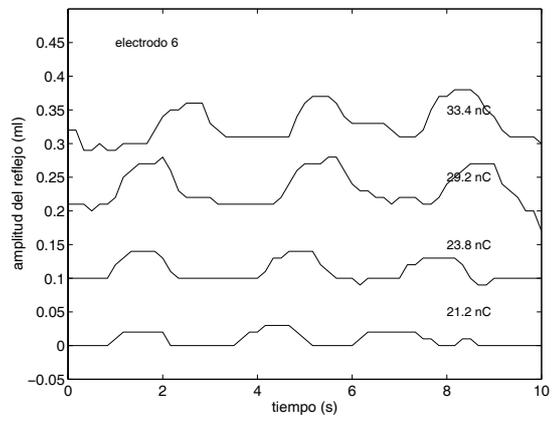
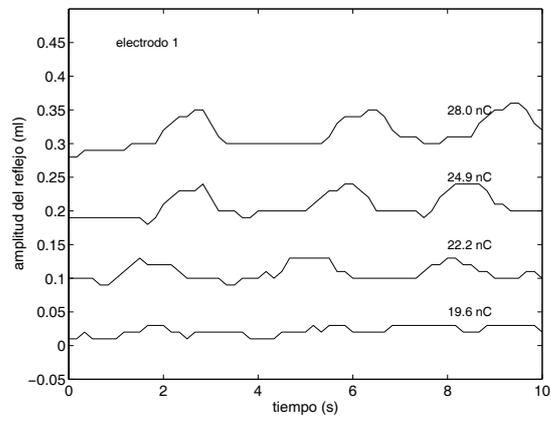
Resultados



Presión máxima compliancia -53.4 daPa
 Valor máxima compliancia 0.436 ml



Elec.	Niv. (nC)	Amp. (ml)
1	28.0	0.055
1	24.9	0.042
1	22.2	0.027
1	19.6	0.015
6	33.4	0.069
6	29.2	0.059
6	23.8	0.037
6	21.2	0.024
12	43.8	0.036
12	38.0	0.029
12	35.7	0.022
12	34.8	0.020



Paciente 2

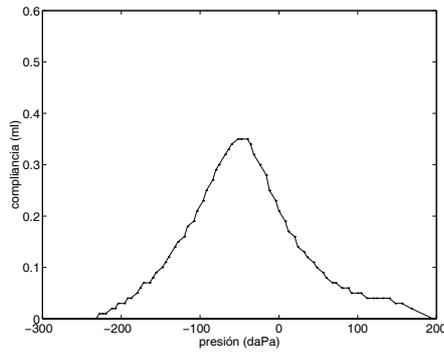
Datos del paciente

Edad exploración: 14.85 años
 Uso del implante: 0.74 años
 Oído implantado: O.D.
 Oído explorado: contralateral

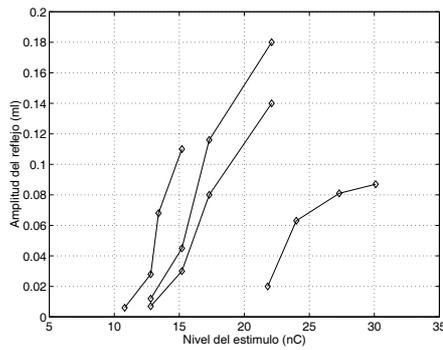
Programación día de exploración

Electrodo	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
MCL (cu)	466.4	491.8	496.1	525.8	530.0	542.7	609.1	693.9	786.4	740.2	740.2	off
THR (cu)	38.16	38.16	38.16	46.64	46.64	50.88	69.36	84.81	92.52	107.9	177.3	off
Dur (μ s)	26.67	26.67	26.67	26.67	26.67	26.67	26.67	26.67	26.67	26.67	26.67	off
MCL (nC)	12.44	13.12	13.23	14.02	14.14	14.47	16.24	18.51	20.97	19.74	19.74	off
THR (nC)	1.02	1.02	1.02	1.24	1.24	1.36	1.85	2.26	2.47	2.88	4.73	off

Resultados

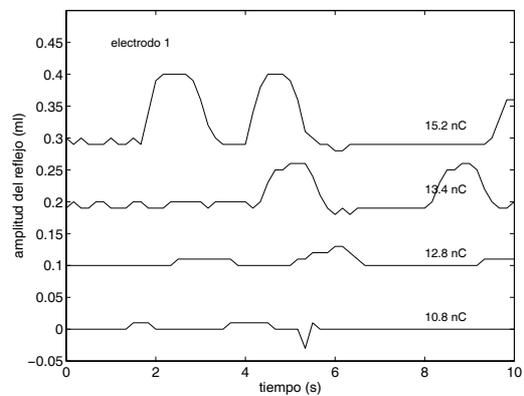


Presión máxima compliancia -47.7 daPa
 Valor máxima compliancia 0.351 ml



Elec.	Niv. (nC)	Amp. (ml)
1	15.2	0.110
1	13.4	0.068
1	12.8	0.028
1	10.8	0.006
3	22.1	0.180
3	17.3	0.116
3	15.2	0.045
3	12.8	0.012

Elec.	Niv. (nC)	Amp. (ml)
6	22.1	0.140
6	17.3	0.080
6	15.2	0.030
6	12.8	0.007
10	30.1	0.087
10	27.3	0.081
10	24.0	0.063
10	21.8	0.020



Registros de reflejo para el resto de electrodos explorados sólo disponibles en papel.

Paciente 3

Datos del paciente

Edad exploración: 33.03 años
 Uso del implante: 2.35 años
 Oído implantado: O.D.
 Oído explorado: contralateral

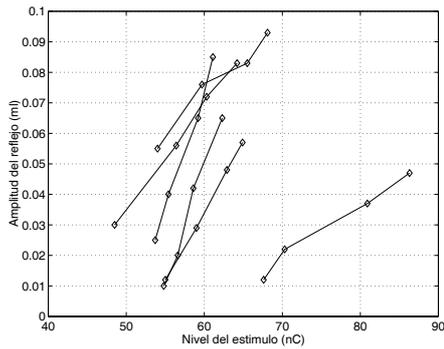
Programación día de exploración

Electrodo	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
MCL (cu)	1479	1533	1656	1547	1425	off						
THR (cu)	108.6	122.1	122.1	108.6	108.6	off						
Dur (μ s)	83.3	80.0	81.67	85.0	88.33	off						
MCL (nC)	123.2	122.6	135.2	131.5	125.9	off						
THR (nC)	9.05	9.77	9.97	9.23	9.59	off						

Resultados

Impedanciometría sólo disponible en papel

Presión máxima compliancia -36.0 daPa
 Valor máxima compliancia 0.47 ml



Elec.	Niv. (nC)	Amp. (ml)
1	68.1	0.093
1	65.5	0.083
1	59.7	0.076
1	54.0	0.055
2	61.1	0.085
2	59.2	0.065
2	55.4	0.040
2	53.7	0.025
3	62.3	0.065
3	58.6	0.042
3	56.6	0.020
3	54.8	0.010

Elec.	Niv. (nC)	Amp. (ml)
4	64.2	0.083
4	60.3	0.072
4	56.4	0.056
4	48.5	0.030
5	64.9	0.057
5	62.9	0.048
5	59.0	0.029
5	55.0	0.012
6	86.3	0.047
6	80.9	0.037
6	70.3	0.022
6	67.6	0.012

Registros de reflejo para los electrodos explorados sólo disponibles en papel.

Paciente 4

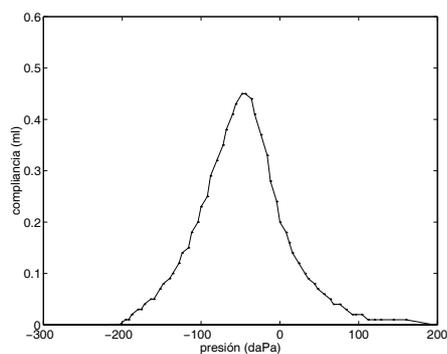
Datos del paciente

Edad exploración: 26.26 años
 Uso del implante: 0.08 años
 Oído implantado: O.I.
 Oído explorado: contralateral

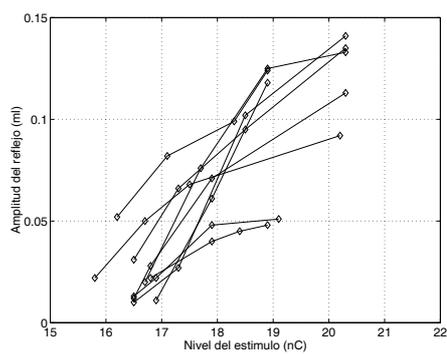
Programación día de exploración

Electrodo	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
MCL (cu)	915.7	940.6	1004	1004	1045	1045	1045	1086	1045	871.2	840.4	off
THR (cu)	27.14	27.14	27.14	27.14	27.14	27.14	27.14	27.14	27.14	27.14	30.84	off
Dur (μ s)	31.67	31.67	31.67	31.67	31.67	31.67	31.67	31.67	31.67	31.67	31.67	off
MCL (nC)	29.0	29.8	31.8	31.8	33.1	33.1	33.1	34.4	33.1	27.6	26.6	off
THR (nC)	0.86	0.86	0.86	0.86	0.86	0.86	0.86	0.86	0.86	0.86	0.98	off

Resultados

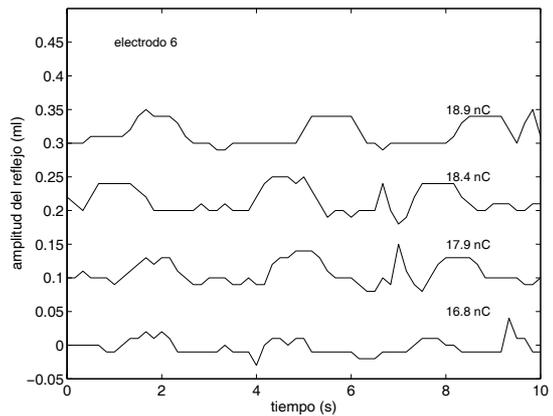
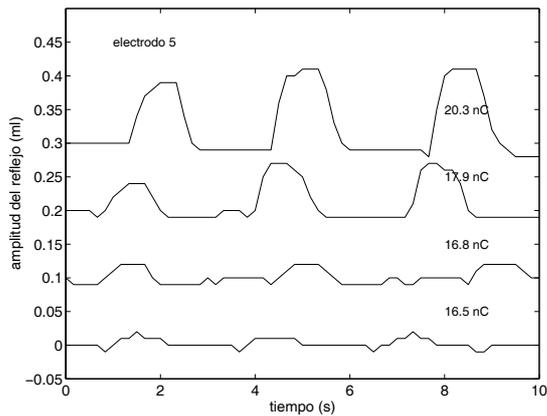
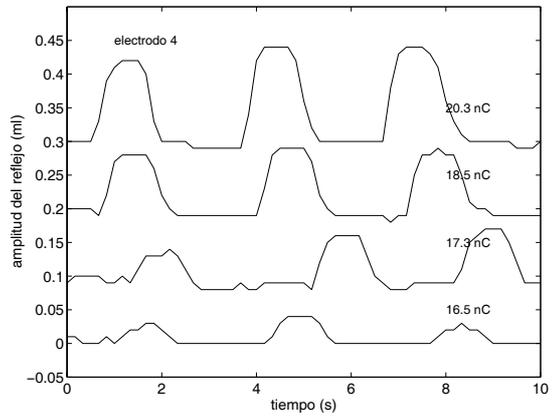
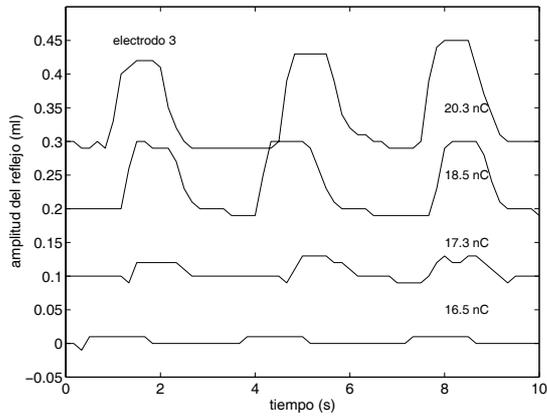
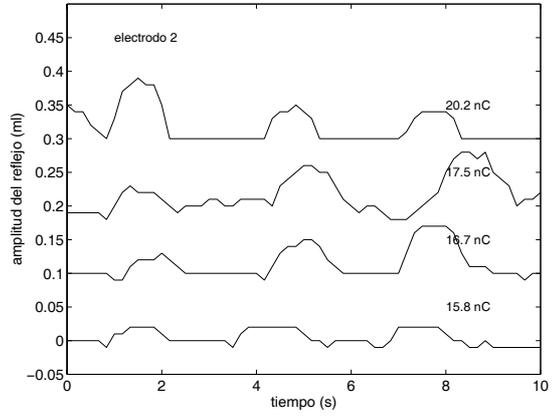
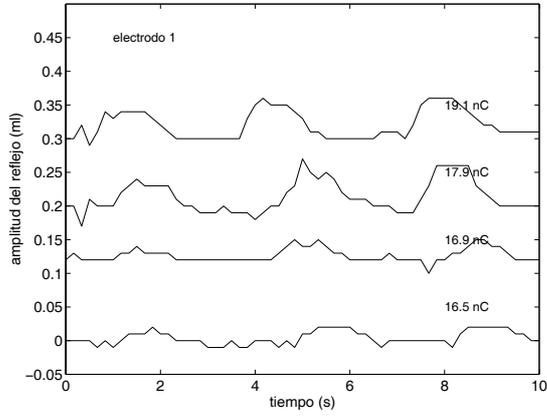


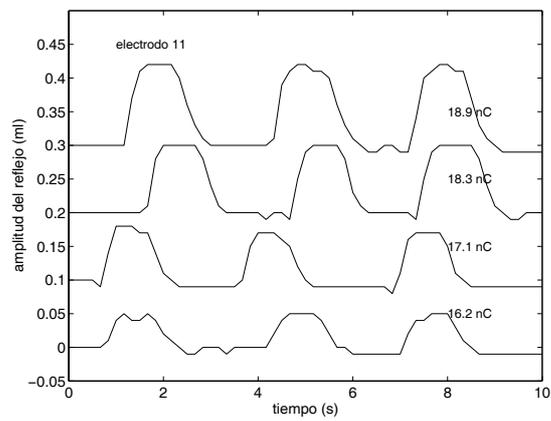
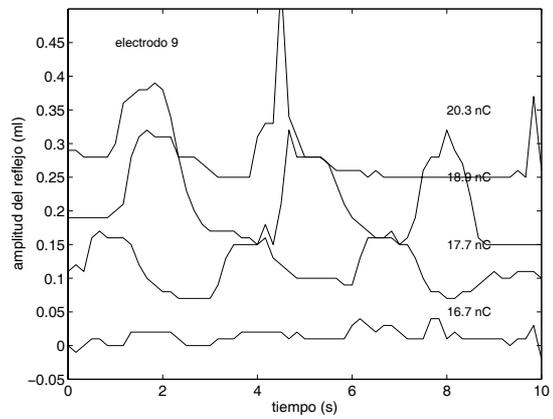
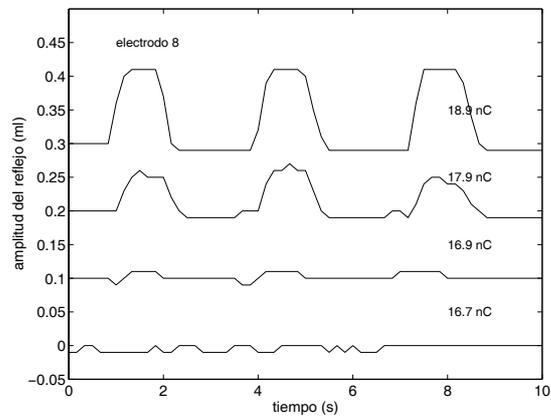
Presión máxima compliancia -46.5 daPa
 Valor máxima compliancia 0.449 ml



Elec.	Niv. (nC)	Amp. (ml)
1	19.1	0.051
1	17.9	0.048
1	16.9	0.022
1	16.5	0.013
2	20.2	0.092
2	17.5	0.068
2	16.7	0.050
2	15.8	0.022
3	20.3	0.141
3	18.5	0.102
3	17.3	0.027
3	16.5	0.010
4	20.3	0.135
4	18.5	0.095
4	17.3	0.066
4	16.5	0.031
5	20.3	0.113
5	17.9	0.071
5	16.8	0.028
5	16.5	0.012

Elec.	Niv. (nC)	Amp. (ml)
6	18.9	0.048
6	18.4	0.045
6	17.9	0.040
6	16.8	0.022
8	18.9	0.118
8	17.9	0.061
8	16.9	0.011
9	20.3	0.133
9	18.9	0.125
9	17.7	0.076
9	16.7	0.020
11	18.9	0.124
11	18.3	0.099
11	17.1	0.082
11	16.2	0.052
12	no hay	-





Paciente 5

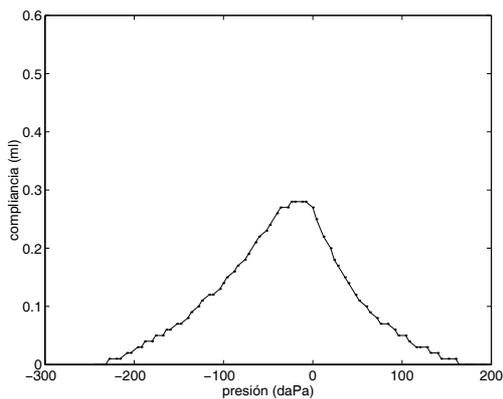
Datos del paciente

Edad exploración: 3.19 años
 Uso del implante: 0.05 años
 Oído implantado: O.I.
 Oído explorado: contralateral

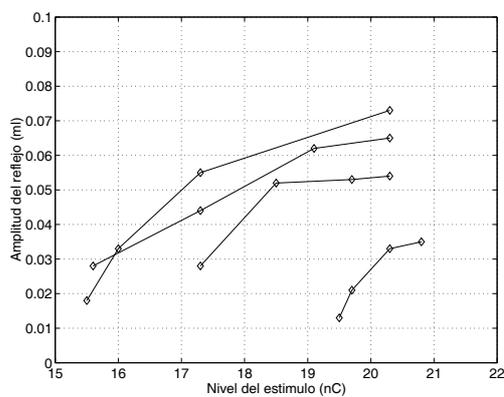
Programación día de exploración

Electrodo	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
MCL (cu)	717.0	717.0	717.0	717.0	717.0	717.0	717.0	740.2	786.4	786.4	off	off
THR (cu)	84.81	84.81	84.81	84.81	84.81	84.81	84.81	84.81	92.52	92.52	off	off
Dur (μ s)	26.67	26.67	26.67	26.67	26.67	26.67	26.67	26.67	26.67	26.67	off	off
MCL (nC)	19.1	19.1	19.1	19.1	19.1	19.1	19.1	19.7	21.0	21.0	off	off
THR (nC)	2.26	2.26	2.26	2.26	2.26	2.26	2.26	2.26	2.47	2.47	off	off

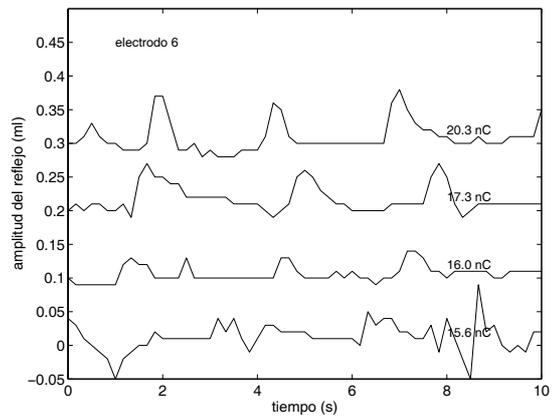
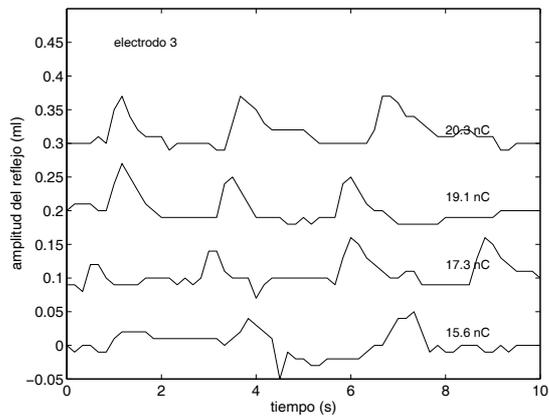
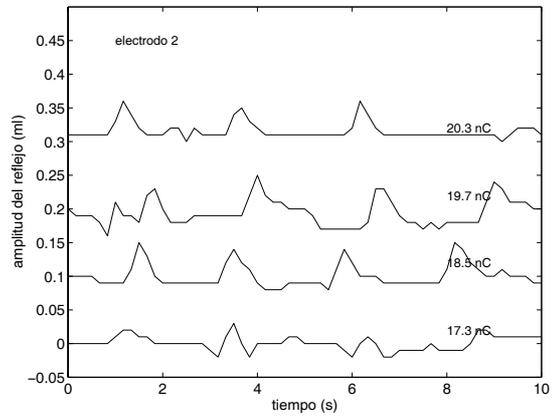
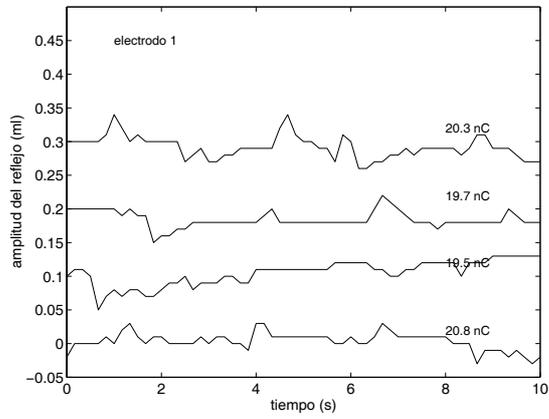
Resultados



Presión máxima compliancia -16.6 daPa
 Valor máxima compliancia 0.281 ml



Elec.	Niv. (nC)	Amp. (ml)
1	20.8	0.035
1	20.3	0.033
1	19.7	0.021
1	19.5	0.013
2	20.3	0.054
2	19.7	0.053
2	18.5	0.052
2	17.3	0.028
3	20.3	0.065
3	19.1	0.062
3	17.3	0.044
3	15.6	0.028
6	20.3	0.073
6	17.3	0.055
6	16.0	0.033
6	15.5	0.018



Paciente 6

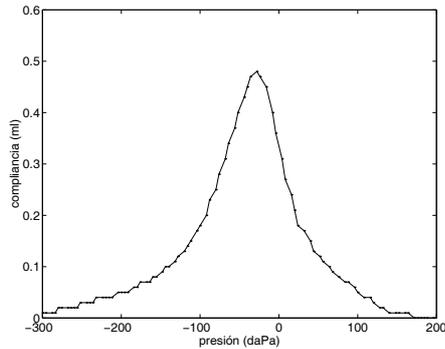
Datos del paciente

Edad exploración: 6.19 años
 Uso del implante: 2.47 años
 Oído implantado: O.D.
 Oído explorado: contralateral

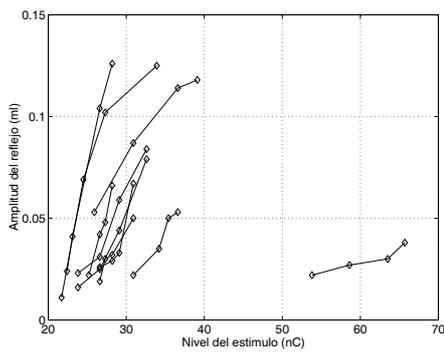
Programación día de exploración

Electrodo	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
MCL (cu)	1058	1099	1126	1153	1153	1126	1126	1126	1153	off	off	off
THR (cu)	135.7	135.7	135.7	135.7	190.0	190.0	190.0	190.0	190.0	off	off	off
Dur (μ s)	33.33	33.33	33.33	33.33	33.33	33.33	33.33	33.33	33.333	off	off	off
MCL (nC)	35.3	36.6	37.5	38.4	38.4	37.5	37.5	37.5	38.4	off	off	off
THR (nC)	4.52	4.52	4.52	4.52	6.33	6.33	6.33	6.33	6.33	off	off	off

Resultados

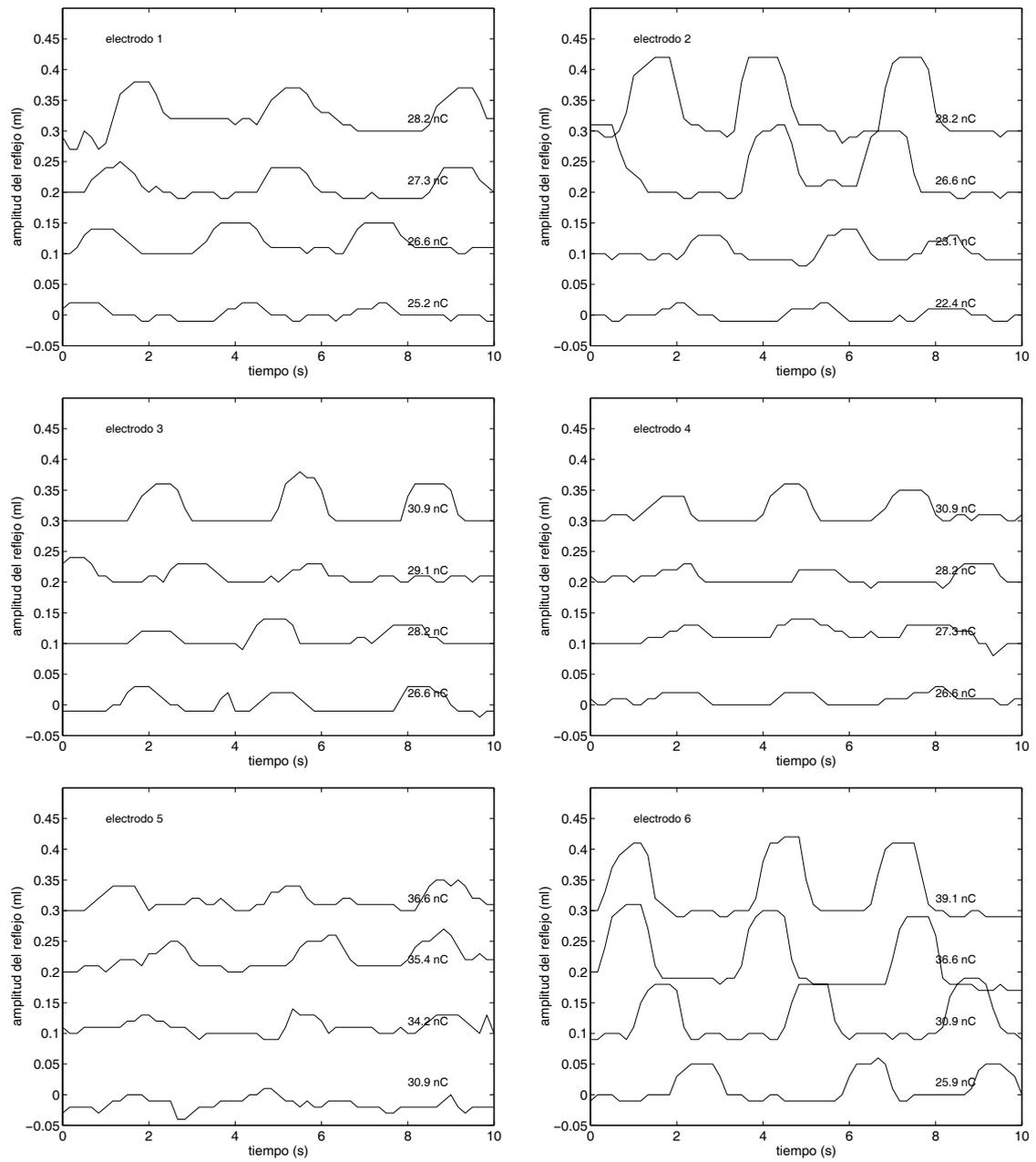


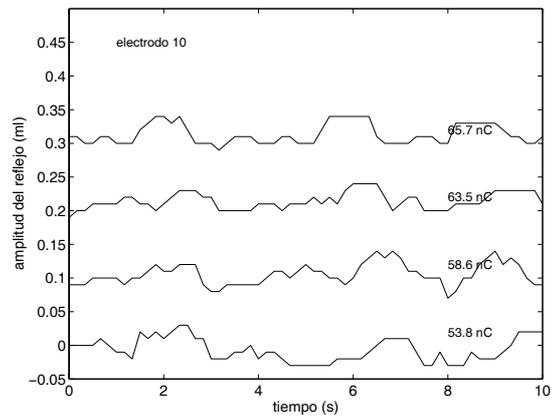
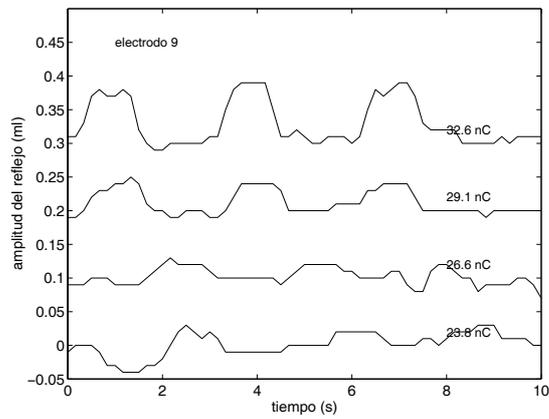
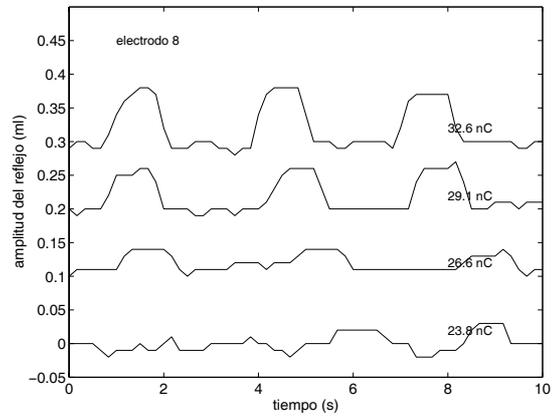
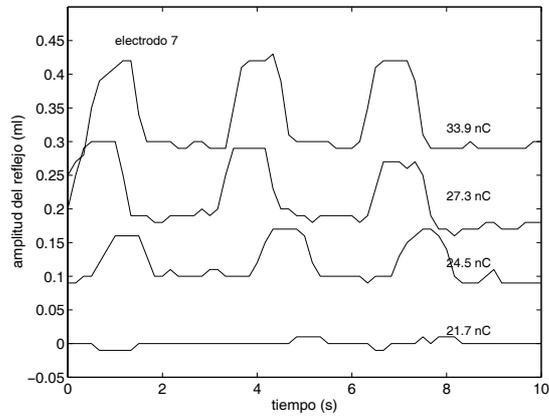
Presión máxima compliancia -30.4 daPa
 Valor máxima compliancia 0.479 ml



Elec.	Niv. (nC)	Amp. (ml)
1	28.2	0.066
1	27.3	0.048
1	26.6	0.042
1	25.2	0.022
2	28.2	0.126
2	26.6	0.104
2	23.1	0.041
2	22.4	0.024
3	30.9	0.067
3	29.1	0.033
3	28.2	0.029
3	26.6	0.026
4	30.9	0.050
4	28.2	0.032
4	27.3	0.030
4	26.6	0.019
5	36.6	0.053
5	35.4	0.050
5	34.2	0.035
5	30.9	0.022

Elec.	Niv. (nC)	Amp. (ml)
6	39.1	0.118
6	36.6	0.114
6	30.9	0.087
6	25.9	0.053
7	33.9	0.125
7	27.3	0.102
7	24.5	0.069
7	21.7	0.011
8	32.6	0.084
8	29.1	0.059
8	26.6	0.031
8	23.8	0.023
9	32.6	0.079
9	29.1	0.044
9	26.6	0.025
9	23.8	0.016
10	65.7	0.038
10	63.5	0.030
10	58.6	0.027
10	53.8	0.022





Paciente 7

Datos del paciente

Edad exploración: 68.78 años
 Uso del implante: 1.71 años
 Oído implantado: O.I.
 Oído explorado: contralateral

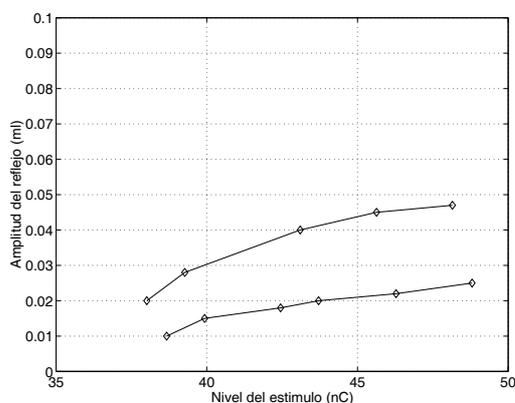
Programación día de exploración

Electrodo	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
MCL (cu)	1438	1547	1588	1588	1588	1588	1588	1588	off	off	off	off
THR (cu)	94.99	94.99	94.99	94.99	94.99	94.99	94.99	94.99	off	off	off	off
Dur (μ s)	31.7	38.3	36.7	40.0	35.0	40.0	43.3	46.7	off	off	off	off
MCL (nC)	45.6	59.3	58.3	63.5	55.6	63.5	68.8	74.2	off	off	off	off
THR (nC)	3.01	3.64	3.49	3.80	3.32	3.80	4.11	4.44	off	off	off	off

Resultados

Impedanciometría sólo disponible en papel

Presión máxima compliancia -84.0 daPa
 Valor máxima compliancia 0.490 ml



Elec.	Niv. (nC)	Amp. (ml)
4	48.80	0.025
4	46.28	0.022
4	43.71	0.020
4	42.45	0.018
4	39.93	0.015
4	38.67	0.010
8	48.15	0.047
8	45.63	0.045
8	43.10	0.040
8	39.27	0.028
8	38.01	0.020

Registros de reflejo para los electrodos explorados sólo disponibles en papel.

Paciente 8

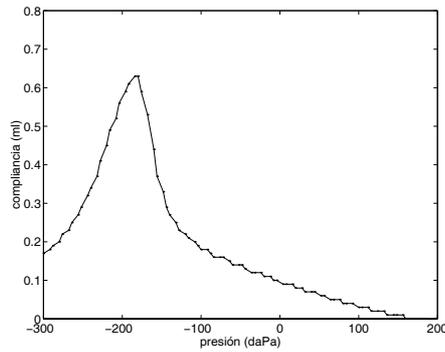
Datos del paciente

Edad exploración: 13.36 años
 Uso del implante: 0.46 años
 Oído implantado: O.D.
 Oído explorado: contralateral

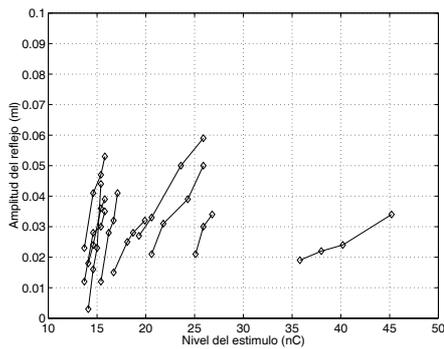
Programación día de exploración

Electrodo	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
MCL (cu)	474.9	474.9	474.9	474.9	521.5	534.2	624.5	670.8	686.2	686.2	724.7	off
THR (cu)	42.40	46.64	46.64	46.64	46.64	46.64	53.97	53.97	61.68	61.68	61.68	off
Dur (μ s)	26.67	26.67	26.67	26.67	26.67	26.67	26.67	26.67	26.67	26.67	26.67	off
MCL (nC)	12.7	12.7	12.7	12.7	13.9	14.2	16.7	17.9	18.3	18.3	19.3	off
THR (nC)	.13	1.24	1.24	1.24	1.24	1.24	1.44	1.44	1.65	1.65	1.65	off

Resultados

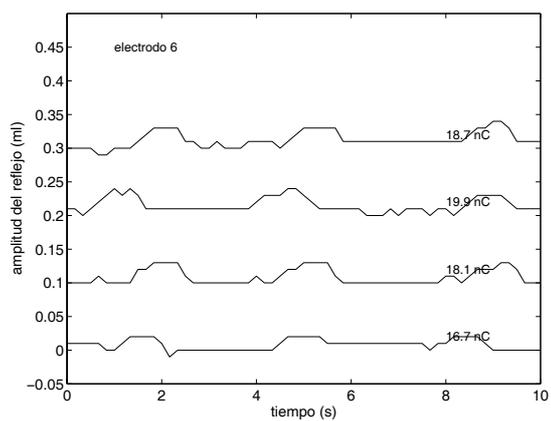
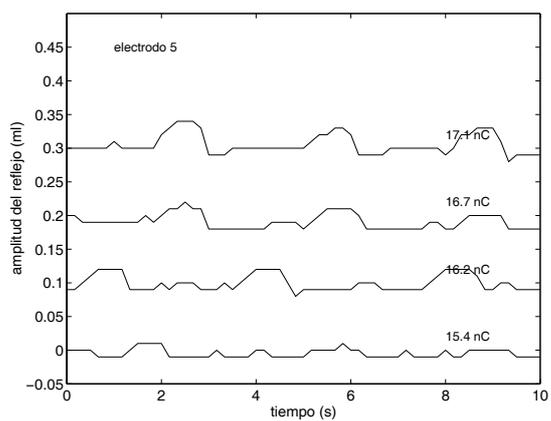
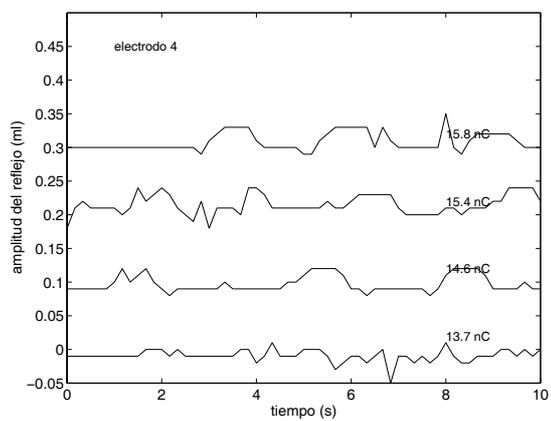
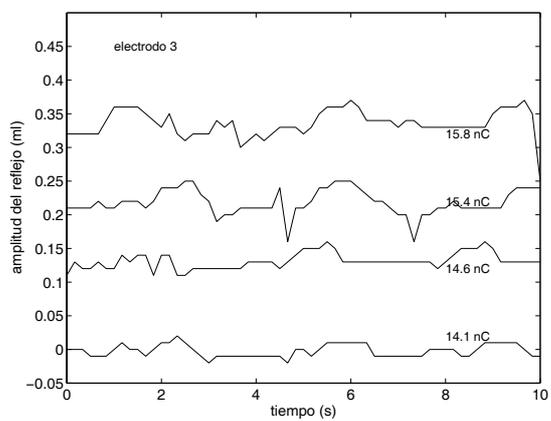
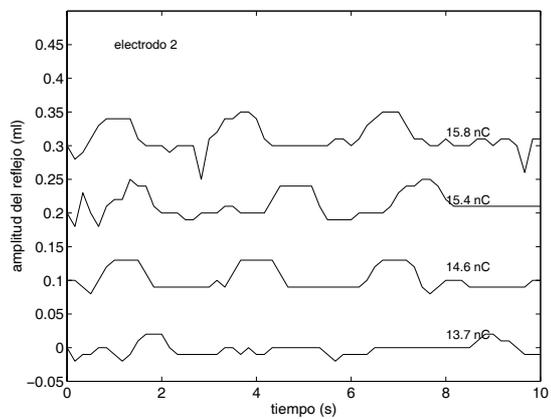
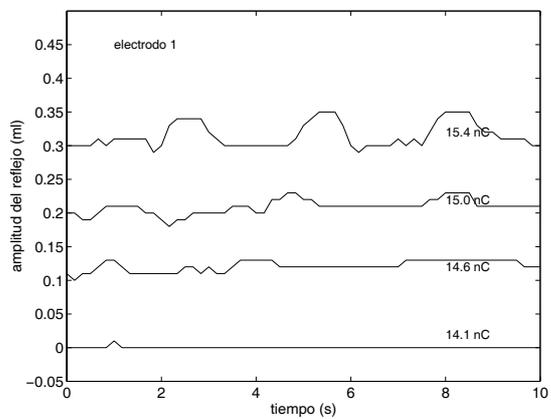


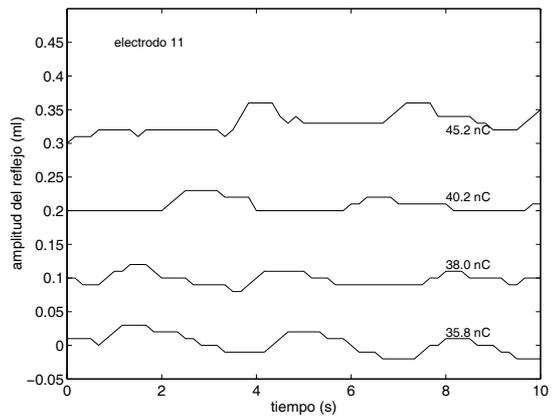
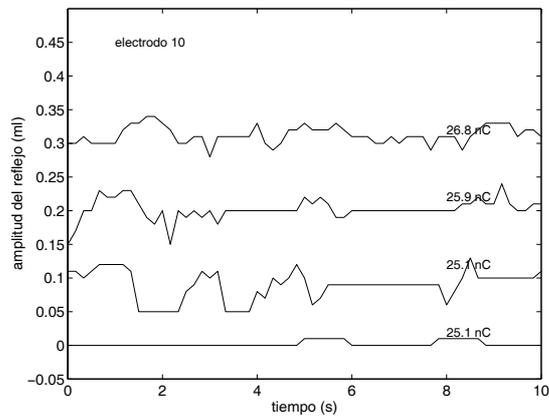
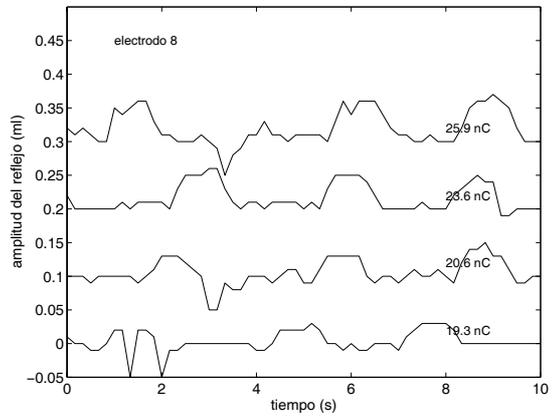
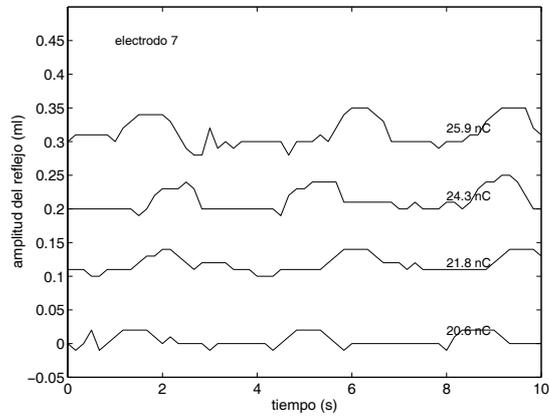
Presión máxima compliancia -183.6 daPa
 Valor máxima compliancia 0.627 ml



Elec.	Niv. (nC)	Amp. (ml)
1	15.4	0.044
1	15.0	0.023
1	14.6	0.016
1	14.1	0.003
2	15.8	0.053
2	15.4	0.047
2	14.6	0.041
2	13.7	0.023
3	15.8	0.039
3	15.4	0.036
3	14.6	0.024
3	14.1	0.018
4	15.8	0.035
4	15.4	0.030
4	14.6	0.028
4	13.7	0.012
5	17.1	0.041
5	16.7	0.032
5	16.2	0.028
5	15.4	0.012

Elec.	Niv. (nC)	Amp. (ml)
6	19.9	0.032
6	18.7	0.028
6	18.1	0.025
6	16.7	0.015
7	25.9	0.050
7	24.3	0.039
7	21.8	0.031
7	20.6	0.021
8	25.9	0.059
8	23.6	0.050
8	20.6	0.033
8	19.3	0.027
10	26.8	0.034
10	25.9	0.030
10	25.1	0.021
11	45.2	0.034
11	40.2	0.024
11	38.0	0.022
11	35.8	0.019
12	no hay	-





Paciente 9

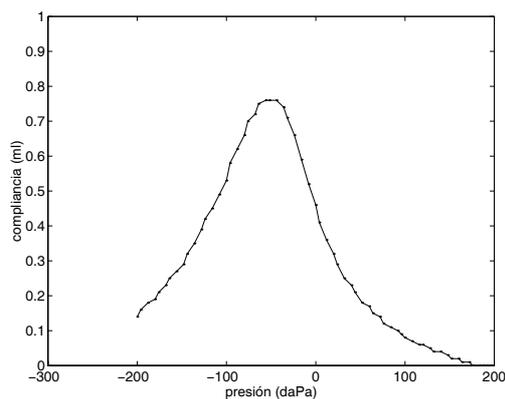
Datos del paciente

Edad exploración: 28.63 años
 Uso del implante: 2.67 años
 Oído implantado: O.D.
 Oído explorado: contralateral

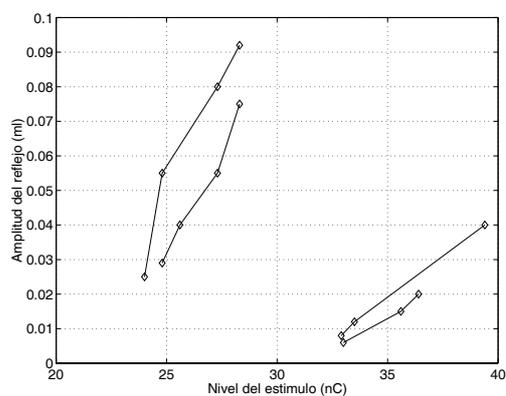
Programación día de exploración

Electrodo	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
MCL (cu)	1208	1208	1262	1425	1384	1371	1343	1343	1181	1118	off	off
THR (cu)	135.7	135.7	135.7	135.7	135.7	108.6	108.6	108.6	108.6	108.6	off	off
Dur (μ s)	35.0	35.0	35.0	35.0	35.0	35.0	35.0	35.0	35.0	35.0	off	off
MCL (nC)	42.3	42.3	44.2	49.9	48.4	48.0	47.0	47.0	41.3	39.1	off	off
THR (nC)	4.75	4.75	4.75	4.75	4.75	3.80	3.80	3.80	3.80	3.80	off	off

Resultados



Presión máxima compliancia -51.2 daPa
 Valor máxima compliancia 0.760 ml



Elec.	Niv. (nC)	Amp. (ml)
1	28.3	0.075
1	27.3	0.055
1	25.6	0.040
1	24.8	0.029
3	28.3	0.092
3	27.3	0.080
3	24.8	0.055
3	24.0	0.025
6	39.4	0.040
6	33.5	0.012
6	32.9	0.008
7	36.4	0.020
7	35.6	0.015
7	33.0	0.006

Registros de reflejo para los electrodos explorados sólo disponibles en papel.

Paciente 10

Datos del paciente

Edad exploración: 37.92 años
 Uso del implante: 0.14 años
 Oído implantado: O.D.
 Oído explorado: contralateral

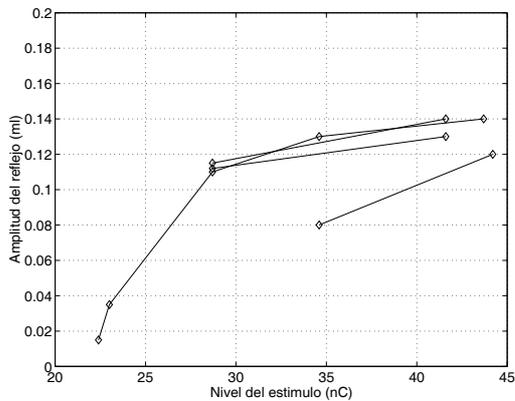
Programación día de exploración

Electrodo	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
MCL (cu)	1113	1262	1384	1384	1384	1384	1466	1466	off	off	off	off
THR (cu)	81.42	81.42	81.42	81.42	81.42	94.99	108.6	108.6	off	off	off	off
Dur (μ s)	38.33	38.33	38.33	38.33	38.33	38.33	38.33	38.33	off	off	off	off
MCL (nC)	42.7	48.4	53.0	53.0	53.0	53.0	56.2	56.2	off	off	off	off
THR (nC)	3.12	3.12	3.12	3.12	3.12	3.64	4.16	4.16	off	off	off	off

Resultados

Impedanciometría sólo disponible en papel

Presión máxima compliancia -32.0 daPa
 Valor máxima compliancia 0.700 ml



Elec.	Niv. (nC)	Amp. (ml)
1	41.6	0.140
1	28.7	0.115
2	41.6	0.130
2	28.7	0.112
4	43.7	0.140
4	34.6	0.130
4	28.7	0.110
4	23.0	0.035
4	22.4	0.015
7	44.2	0.120
7	34.6	0.080

Registros de reflejo para los electrodos explorados sólo disponibles en papel.

Paciente 11

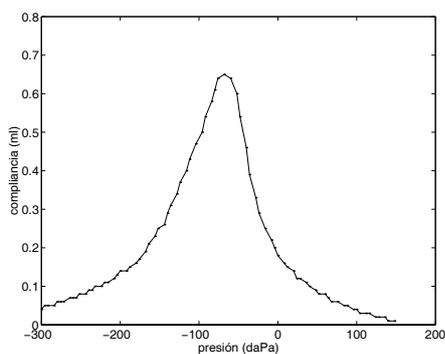
Datos del paciente

Edad exploración: 46.91 años
 Uso del implante: 0.04 años
 Oído implantado: O.I.
 Oído explorado: contralateral

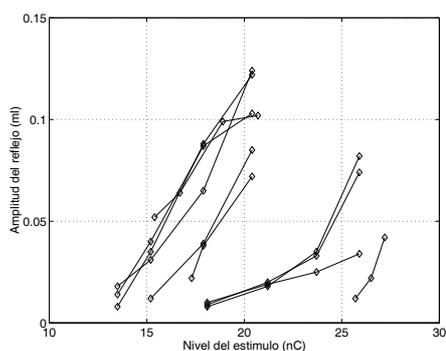
Programación día de exploración

Electrodo	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
MCL (cu)	778.1	693.9	693.9	724.7	740.2	801.8	809.5	956.0	940.6	956.0	1018	off
THR (cu)	77.10	92.52	100.2	100.2	100.2	100.2	100.2	100.2	92.52	84.81	81.42	off
Dur (μ s)	26.67	26.67	26.67	26.67	26.67	26.67	26.67	26.67	26.67	26.67	26.67	off
MCL (nC)	20.8	18.5	18.5	19.3	19.7	21.4	21.6	25.5	25.1	25.5	27.2	off
THR (nC)	2.06	2.47	2.67	2.67	2.67	2.67	2.67	2.67	2.47	2.26	2.17	off

Resultados



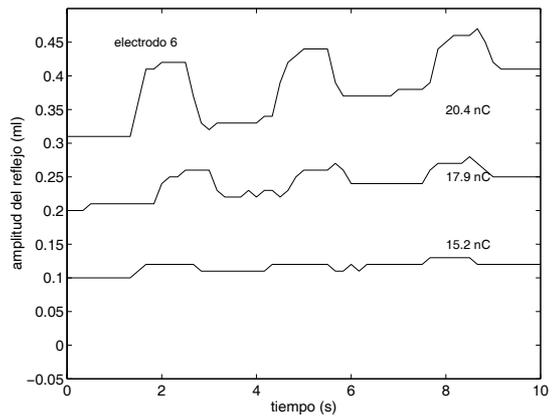
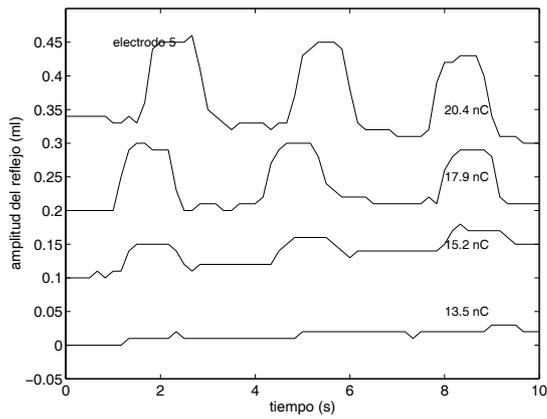
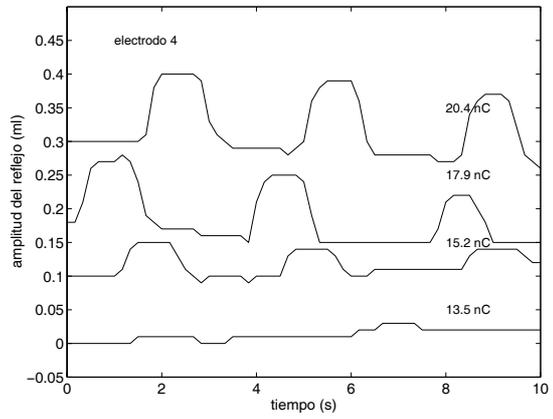
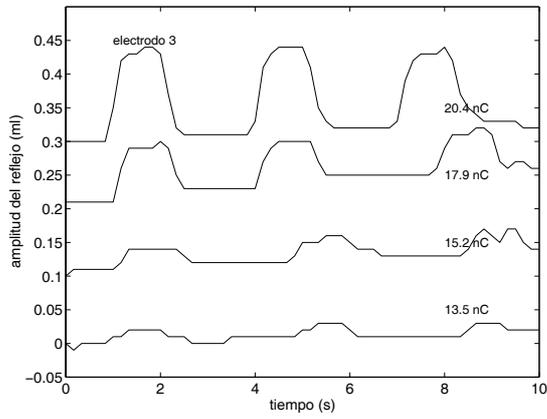
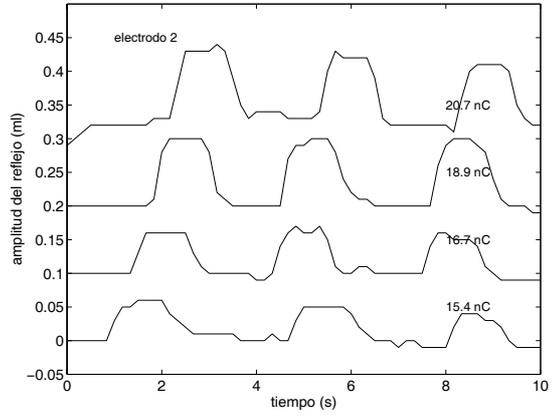
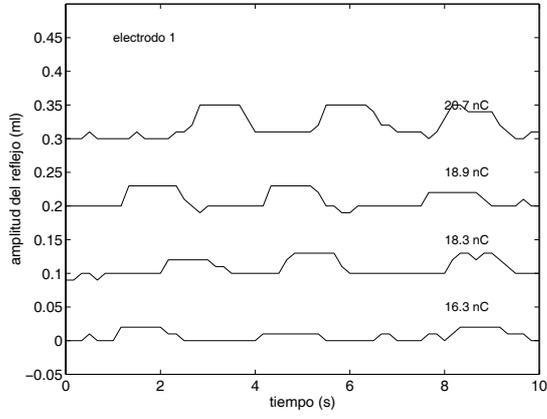
Presión máxima compliancia -68.6 daPa
 Valor máxima compliancia 0.648 ml

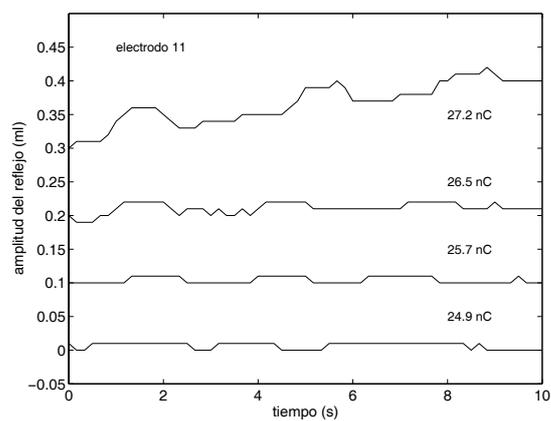
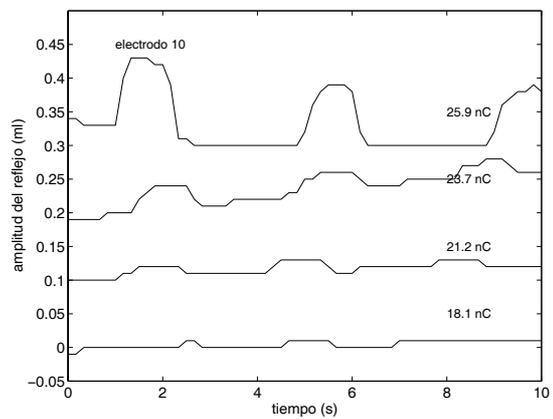
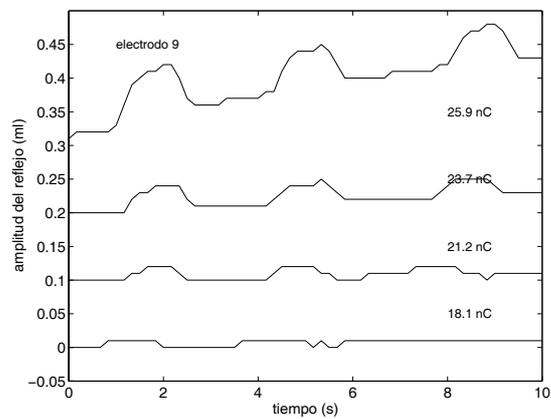
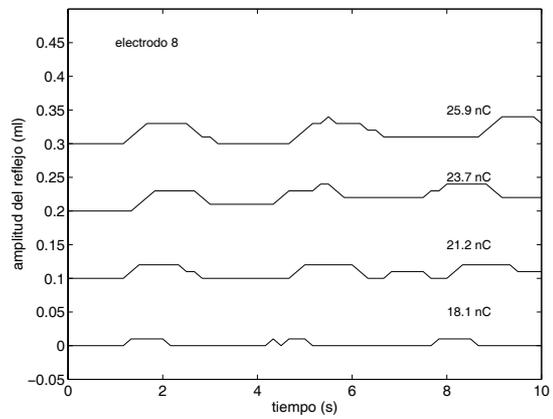
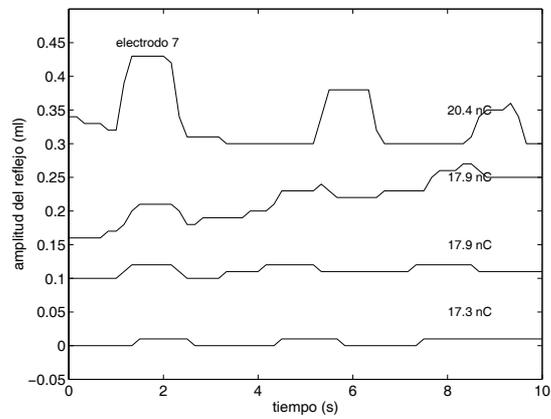


Elec.	Niv. (nC)	Amp. (ml)
1	20.7	0.047
1	18.9	0.027
1	18.3	0.026
1	16.3	0.016

Elec.	Niv. (nC)	Amp. (ml)
2	20.7	0.102
2	18.9	0.099
2	16.7	0.064
2	15.4	0.052
3	20.4	0.124
3	17.9	0.065
3	15.2	0.031
3	13.5	0.018
4	20.4	0.103
4	17.9	0.087
4	15.2	0.040
4	13.5	0.014
5	20.4	0.122
5	17.9	0.088
5	15.2	0.035
5	13.5	0.008
6	20.4	0.085
6	17.9	0.039
6	15.2	0.012

Elec.	Niv. (nC)	Amp. (ml)
7	20.4	0.072
7	17.9	0.038
7	17.3	0.022
8	25.9	0.034
8	23.7	0.025
8	21.2	0.019
8	18.1	0.010
9	25.9	0.074
9	23.7	0.033
9	21.2	0.020
9	18.1	0.009
10	25.9	0.082
10	23.7	0.035
10	21.2	0.018
10	18.1	0.008
11	27.2	0.042
11	26.5	0.022
11	25.7	0.012
12	no hay	-





Paciente 12

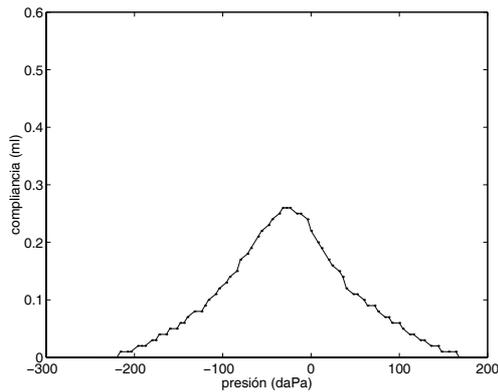
Datos del paciente

Edad exploración: 52.12 años
 Uso del implante: 0.09 años
 Oído implantado: O.D.
 Oído explorado: contralateral

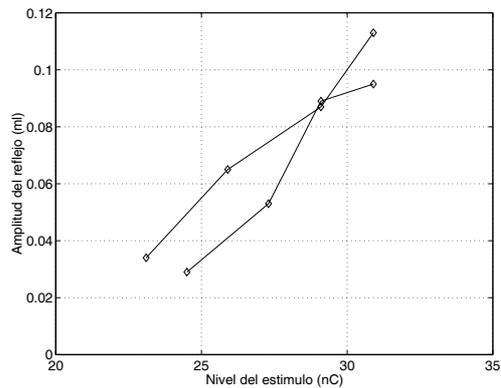
Programación día de exploración

Electrodo	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
MCL (cu)	801.8	848.1	871.2	848.1	848.1	871.2	771.0	786.4	848.1	755.6	663.1	off
THR (cu)	123.4	123.4	123.4	123.4	123.4	123.4	123.4	146.5	169.6	185.0	185.0	off
Dur (μ s)	28.33	28.33	28.33	28.33	28.33	28.33	28.33	28.33	30.00	30.00	30.00	off
MCL (nC)	22.7	24.0	24.7	24.0	24.0	24.7	21.8	22.3	25.4	22.7	19.9	off
THR (nC)	3.50	3.50	3.50	3.50	3.50	3.50	3.50	4.15	5.09	5.55	5.55	off

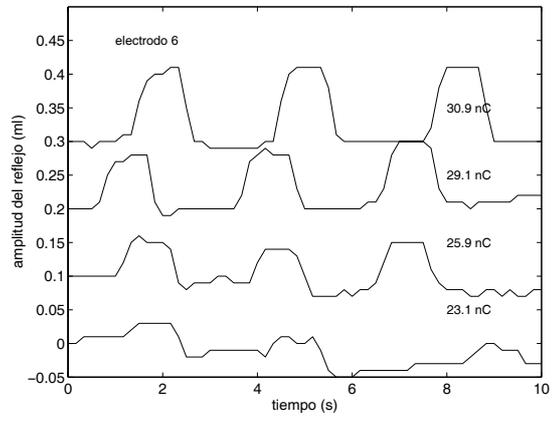
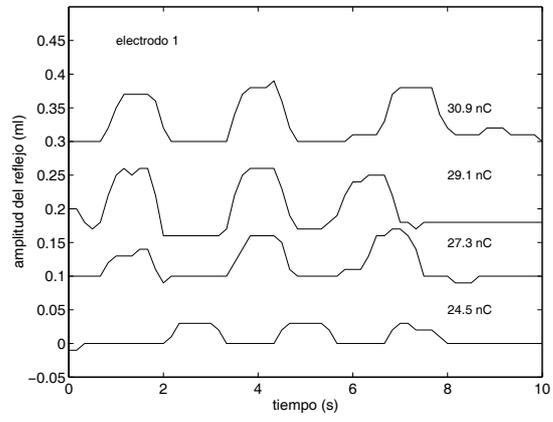
Resultados



Presión máxima compliancia -27.6 daPa
 Valor máxima compliancia 0.260 ml



Elec.	Niv. (nC)	Amp. (ml)
1	30.9	0.095
1	29.1	0.089
1	27.3	0.053
1	24.5	0.029
6	30.9	0.113
6	29.1	0.087
6	25.9	0.065
6	23.1	0.034



Paciente 13

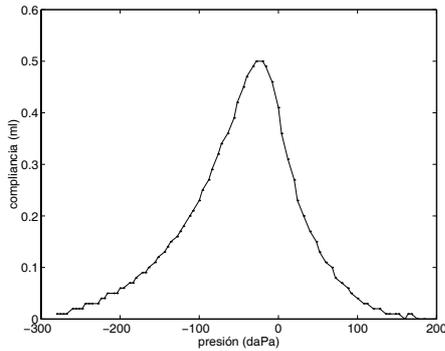
Datos del paciente

Edad exploración: 34.31 años
 Uso del implante: 0.07 años
 Oído implantado: O.D.
 Oído explorado: contralateral

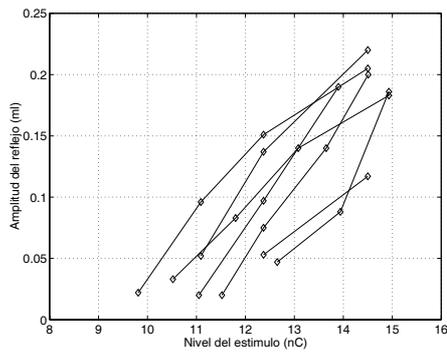
Programación día de exploración

Electrodo	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
MCL (cu)	601.4	609.1	601.4	609.1	609.1	624.5	632.2	632.2	off	off	off	off
THR (cu)	46.3	46.3	46.3	46.3	46.3	46.3	54.0	54.0	off	off	off	off
Dur (μ s)	26.67	26.67	26.67	26.67	26.67	26.67	26.67	26.67	off	off	off	off
MCL (nC)	16.04	16.24	16.04	16.24	16.24	16.66	16.86	16.86	off	off	off	off
THR (nC)	1.23	1.23	1.23	1.23	1.23	1.23	1.44	1.44	off	off	off	off

Resultados



Presión máxima compliancia -24.5 daPa
 Valor máxima compliancia 0.500 ml



Elec.	Niv. (nC)	Amp. (ml)
2	14.93	0.183
2	13.08	0.140
5	12.37	0.075
5	11.52	0.020
6	14.50	0.220
6	12.37	0.137
6	11.09	0.052
7	14.50	0.205
7	12.37	0.151
7	11.09	0.096
7	9.81	0.022
8	14.50	0.117
8	12.37	0.053

Elec.	Niv. (nC)	Amp. (ml)
5	14.51	0.200
5	13.65	0.140
5	12.37	0.075
5	11.52	0.020
6	14.50	0.220
6	12.37	0.137
6	11.09	0.052
7	14.50	0.205
7	12.37	0.151
7	11.09	0.096
7	9.81	0.022
8	14.50	0.117
8	12.37	0.053

Registros de reflejo para los electrodos explorados sólo disponibles en papel.

Paciente 14

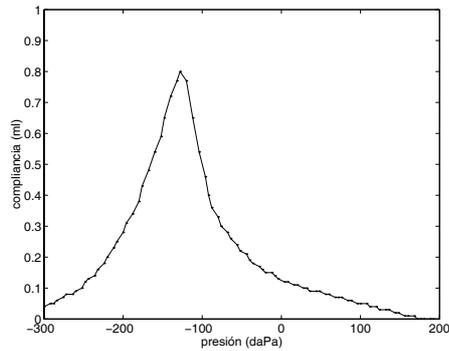
Datos del paciente

Edad exploración: 10.82 años
 Uso del implante: 0.95 años
 Oído implantado: O.I.
 Oído explorado: contralateral

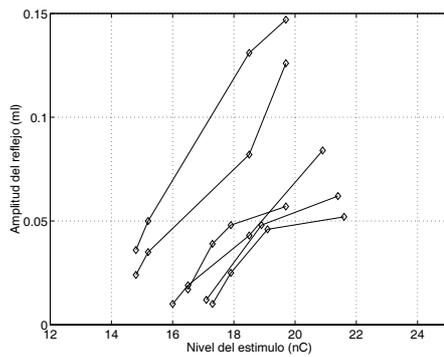
Programación día de exploración

Electrodo	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
MCL (cu)	878.9	878.9	832.7	863.5	863.5	863.5	off	off	off	off	off	off
THR (cu)	92.52	92.52	92.52	92.52	84.81	84.81	off	off	off	off	off	off
Dur (μ s)	28.33	28.33	30.00	30.00	33.33	33.33	off	off	off	off	off	off
MCL (nC)	24.9	24.9	25.0	25.9	28.8	28.8	off	off	off	off	off	off
THR (nC)	2.62	2.62	2.78	2.78	2.83	2.83	off	off	off	off	off	off

Resultados

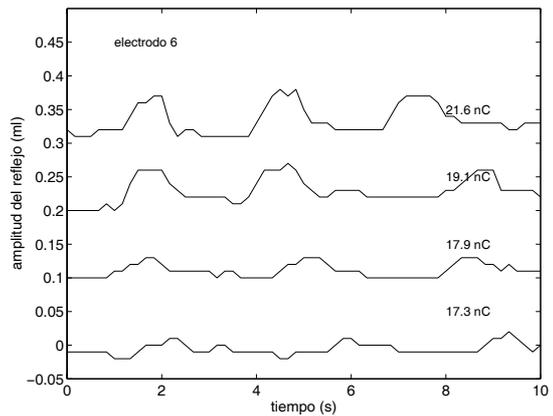
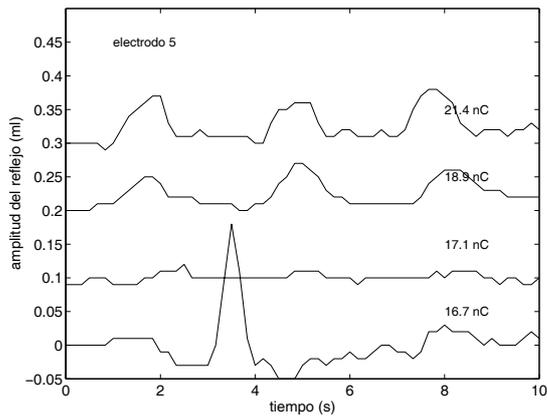
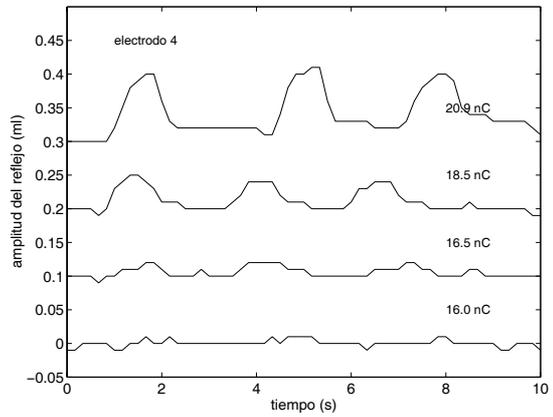
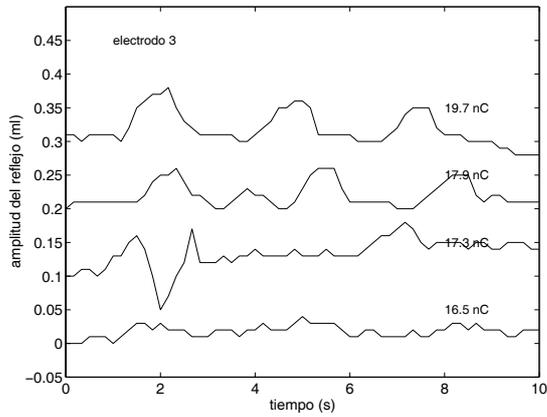
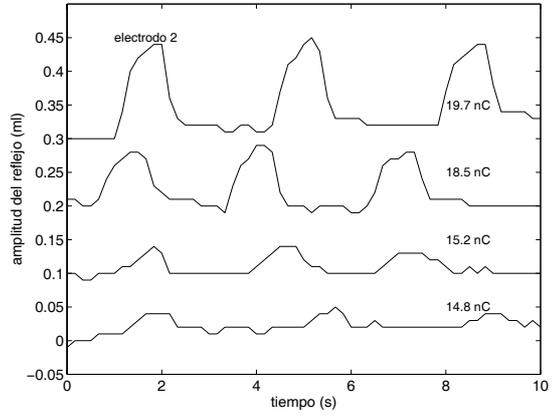
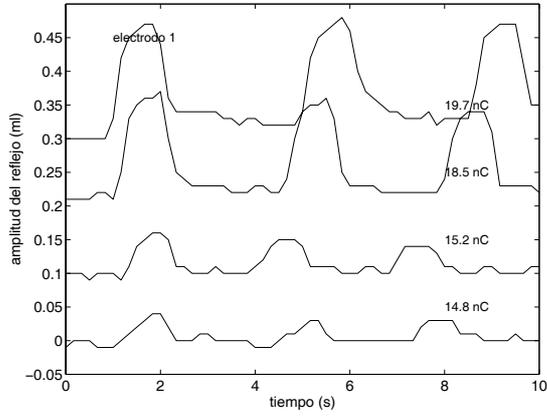


Presión máxima compliancia -128.5 daPa
 Valor máxima compliancia 0.797 ml



Elec.	Niv. (nC)	Amp. (ml)
1	19.7	0.147
1	18.5	0.131
1	15.2	0.050
1	14.8	0.036
2	19.7	0.126
2	18.5	0.082
2	15.2	0.035
2	14.8	0.024
3	19.7	0.057
3	17.9	0.048
3	17.3	0.039
3	16.5	0.017

Elec.	Niv. (nC)	Amp. (ml)
4	20.9	0.084
4	18.5	0.043
4	16.5	0.019
4	16.0	0.010
5	21.4	0.062
5	18.9	0.048
5	17.1	0.012
6	21.6	0.052
6	19.1	0.046
6	17.9	0.025
6	17.3	0.010



Paciente 15

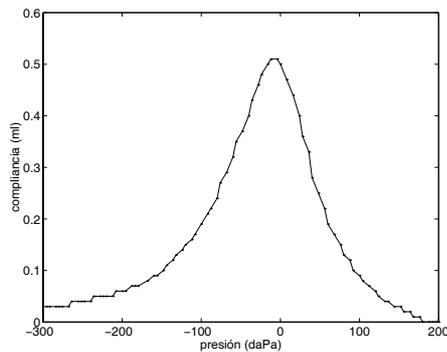
Datos del paciente

Edad exploración: 8.17 años
 Uso del implante: 3.20 años
 Oído implantado: O.I.
 Oído explorado: contralateral

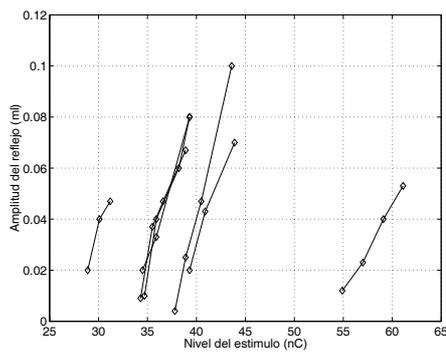
Programación día de exploración

Electrodo	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
MCL (cu)	1276	1316	1479	1479	1479	1479	1425	1493	1635	off	off	off
THR (cu)	81.42	81.42	81.42	81.42	81.42	99.99	99.99	99.99	99.99	off	off	off
Dur (μ s)	50.00	50.00	50.00	50.00	50.00	50.00	50.00	50.00	53.33	off	off	off
MCL (nC)	63.8	65.8	74.0	74.0	74.0	74.0	71.3	74.7	87.2	off	off	off
THR (nC)	4.07	4.07	4.07	4.07	4.07	5.00	5.00	5.00	5.33	off	off	off

Resultados



Presión máxima compliancia -8.7 daPa
 Valor máxima compliancia 0.509 ml



Elec.	Niv. (nC)	Amp. (ml)
1	31.2	0.047
1	30.1	0.040
1	28.9	0.020
2	39.3	0.080
2	35.9	0.033
2	34.5	0.020
3	39.3	0.080
3	38.2	0.060
3	35.9	0.040
3	34.7	0.010
4	38.9	0.067
4	36.6	0.047
4	35.5	0.037
4	34.3	0.009

Elec.	Niv. (nC)	Amp. (ml)
5	43.6	0.100
5	40.5	0.047
5	38.9	0.025
5	37.8	0.004
6	43.9	0.070
6	40.9	0.043
6	39.3	0.020
9	61.1	0.053
9	59.1	0.040
9	57.0	0.023
9	55.0	0.012

Registros de reflejo para los electrodos explorados sólo disponibles en papel.

Paciente 16

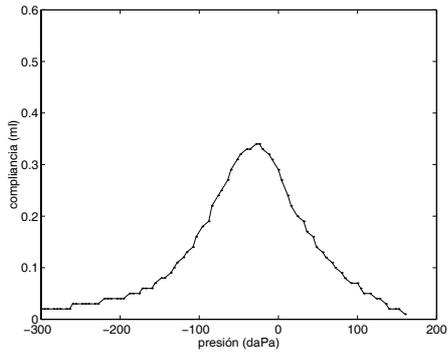
Datos del paciente

Edad exploración: 9.30 años
 Uso del implante: 1.43 años
 Oído implantado: O.I.
 Oído explorado: contralateral

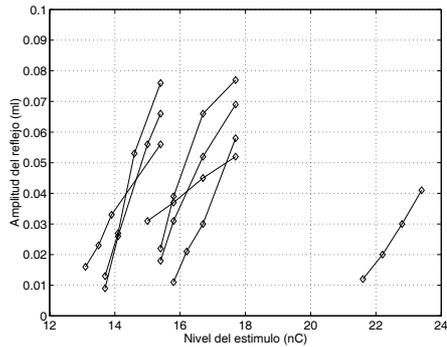
Programación día de exploración

Electrodo	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
MCL (cu)	909.8	917.5	917.5	917.5	1018	1126	1164	1083	1063	off	off	off
THR (cu)	46.26	46.26	46.26	46.26	54.28	54.28	54.28	54.91	91.83	off	off	off
Dur (μ s)	26.67	26.67	26.67	26.67	26.67	26.67	28.33	33.33	38.33	off	off	off
MCL (nC)	24.3	24.5	24.5	24.5	27.2	30.0	33.0	36.1	40.7	off	off	off
THR (nC)	1.23	1.23	1.23	1.23	1.45	1.45	1.54	1.83	3.52	off	off	off

Resultados

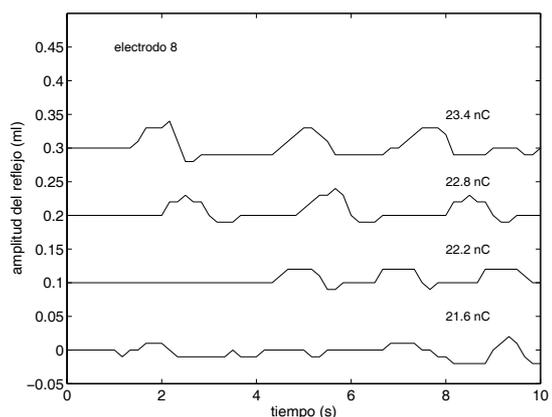
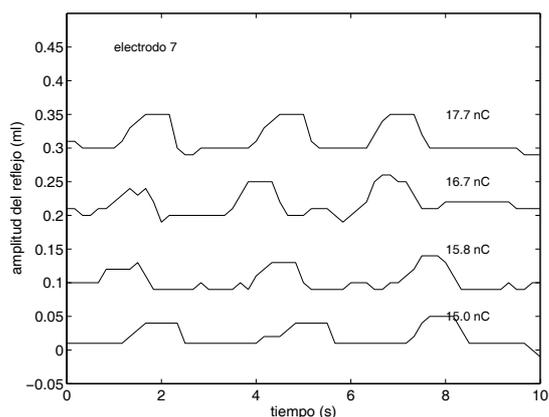
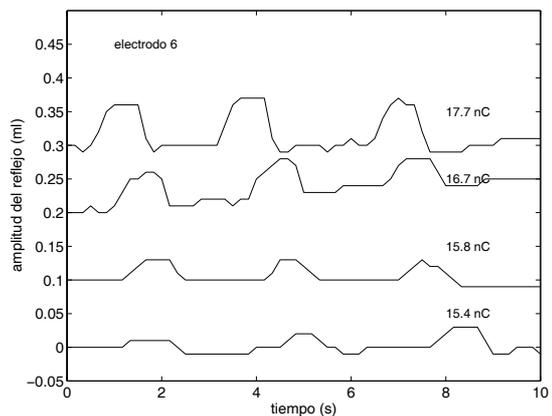
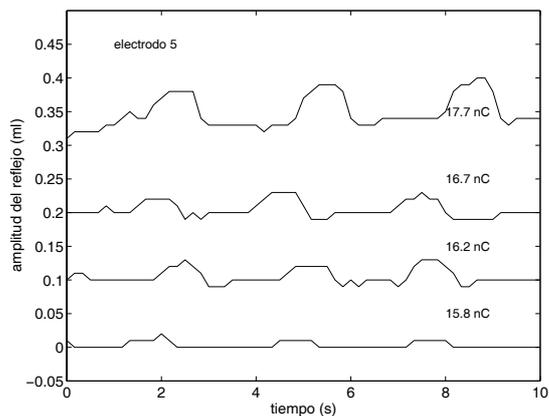
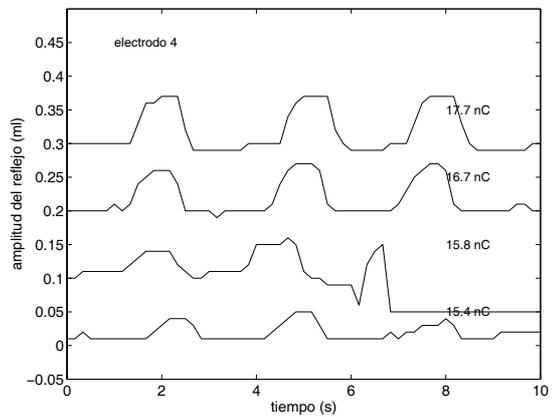
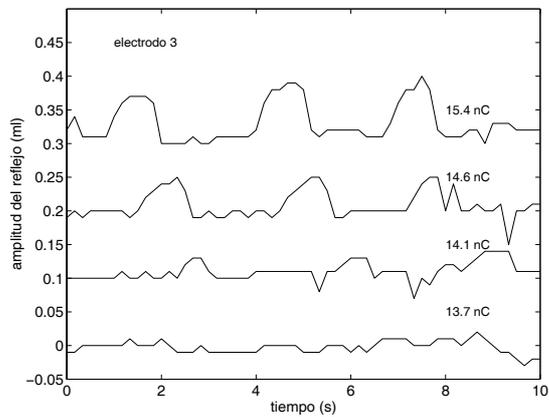
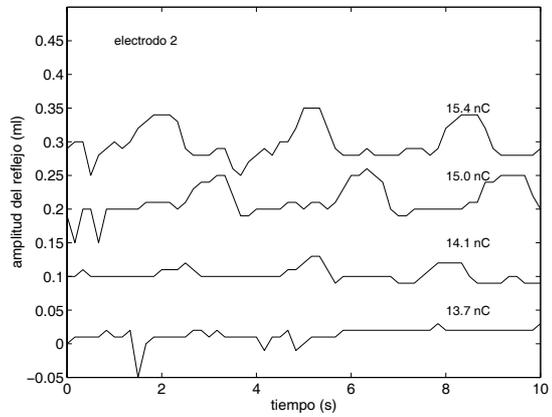
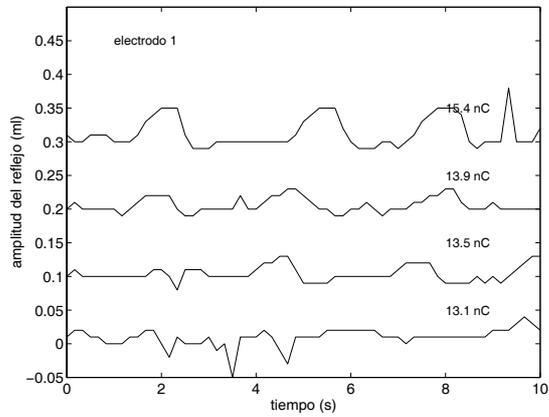


Presión máxima compliancia -27.0 daPa
 Valor máxima compliancia 0.340 ml



Elec.	Niv. (nC)	Amp. (ml)
1	15.4	0.056
1	13.9	0.033
1	13.5	0.023
1	13.1	0.016
2	15.4	0.066
2	15.0	0.056
2	14.1	0.026
2	13.7	0.009
3	15.4	0.076
3	14.6	0.053
3	14.1	0.027
3	13.7	0.013
4	17.7	0.077
4	16.7	0.066
4	15.8	0.039
4	15.4	0.022

Elec.	Niv. (nC)	Amp. (ml)
5	17.7	0.058
5	16.7	0.030
5	16.2	0.021
5	15.8	0.011
6	17.7	0.069
6	16.7	0.052
6	15.8	0.031
6	15.4	0.018
7	17.7	0.052
7	16.7	0.045
7	15.8	0.037
7	15.0	0.031
8	23.4	0.041
8	22.8	0.030
8	22.2	0.020
8	21.6	0.012



Paciente 17

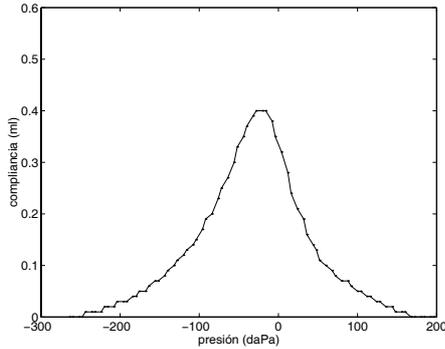
Datos del paciente

Edad exploración: 19.45 años
 Uso del implante: 0.17 años
 Oído implantado: O.I.
 Oído explorado: contralateral

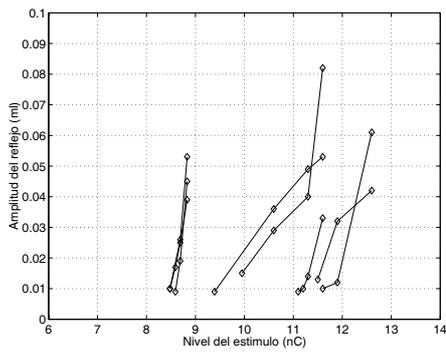
Programación día de exploración

Electrodo	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
MCL (cu)	364.6	382.6	407.0	407.0	432.5	407.0	441.0	466.4	432.5	483.4	493.1	off
THR (cu)	106.0	110.2	110.2	110.2	101.8	101.8	101.8	101.8	101.8	123.0	133.5	off
Dur (μ s)	26.67	26.67	26.67	26.67	26.67	26.67	26.67	26.67	26.67	26.67	26.67	off
MCL (nC)	9.72	10.20	10.85	10.85	11.53	10.85	11.76	12.44	11.53	12.89	13.15	off
THR (nC)	2.83	2.94	2.94	2.94	2.72	2.72	2.72	2.72	2.72	3.28	3.56	off

Resultados

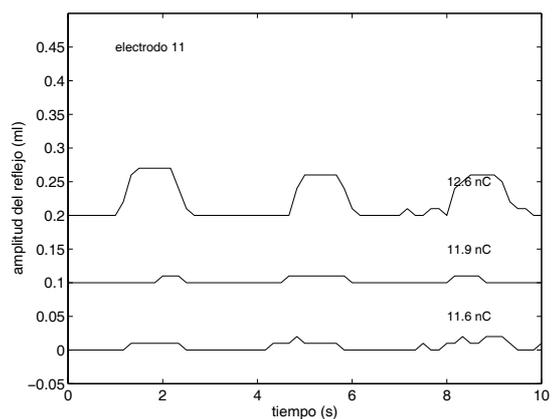
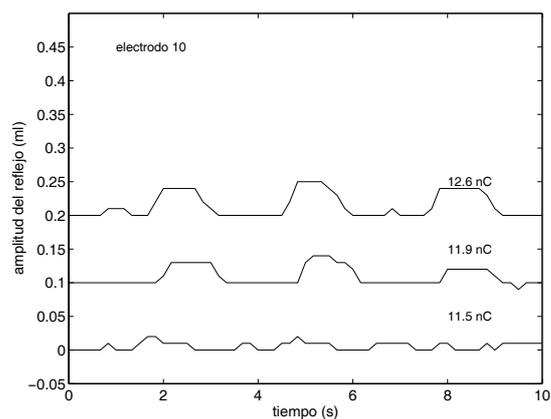
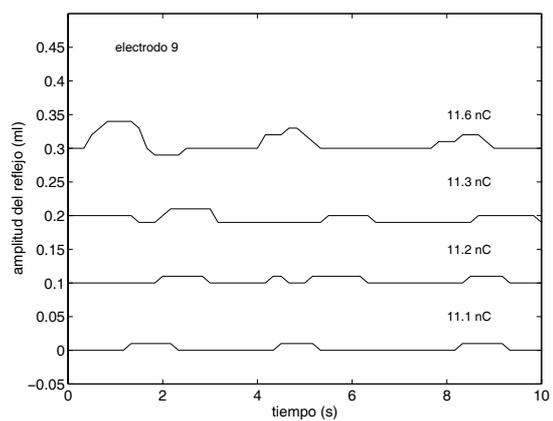
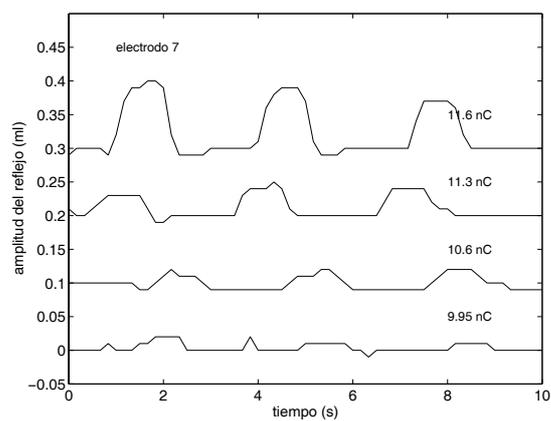
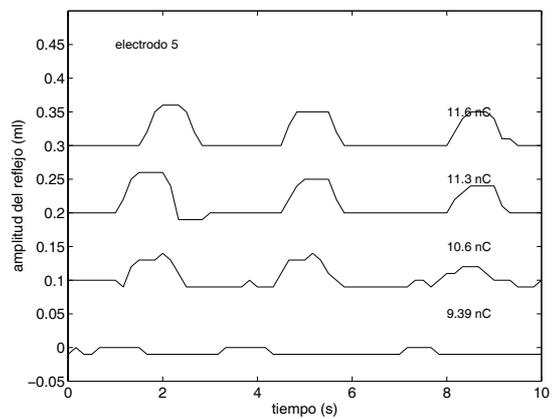
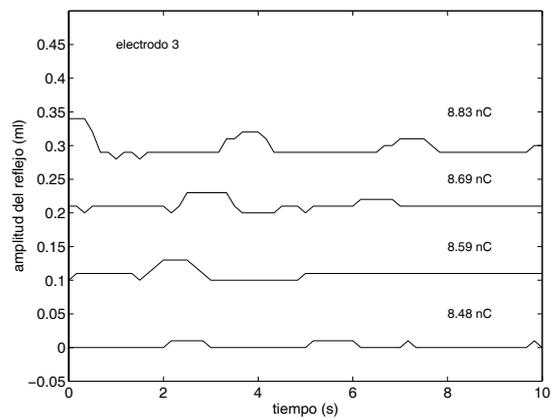
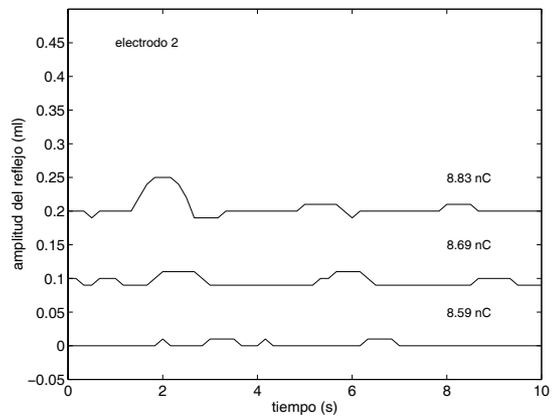
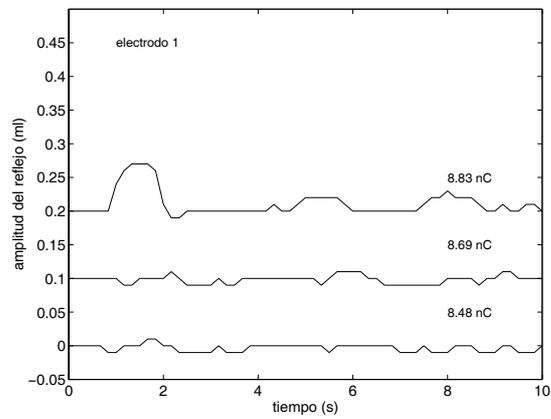


Presión máxima compliancia -22.6 daPa
 Valor máxima compliancia 0.400 ml



Elec.	Niv. (nC)	Amp. (ml)
1	8.83	0.053
1	8.69	0.026
1	8.48	0.010
2	8.83	0.045
2	8.69	0.019
2	8.59	0.009
3	8.83	0.039
3	8.69	0.025
3	8.59	0.017
3	8.48	0.010
5	11.6	0.053
5	11.3	0.049
5	10.6	0.036
5	9.39	0.009

Elec.	Niv. (nC)	Amp. (ml)
7	11.6	0.082
7	11.3	0.040
7	10.6	0.029
7	9.95	0.015
9	11.6	0.033
9	11.3	0.014
9	11.2	0.010
9	11.1	0.009
10	12.6	0.042
10	11.9	0.032
10	11.5	0.013
11	12.6	0.061
11	11.9	0.012
11	11.6	0.010



Paciente 18

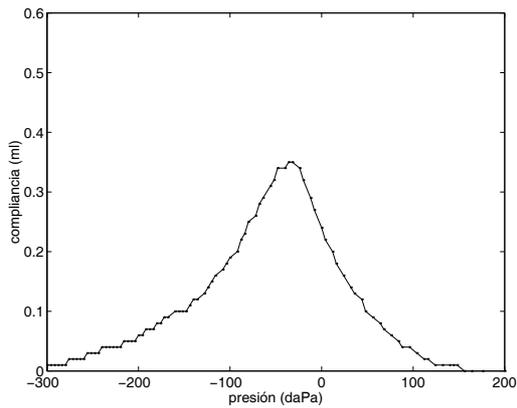
Datos del paciente

Edad exploración: 41.96 años
 Uso del implante: 0.21 años
 Oído implantado: O.D.
 Oído explorado: contralateral

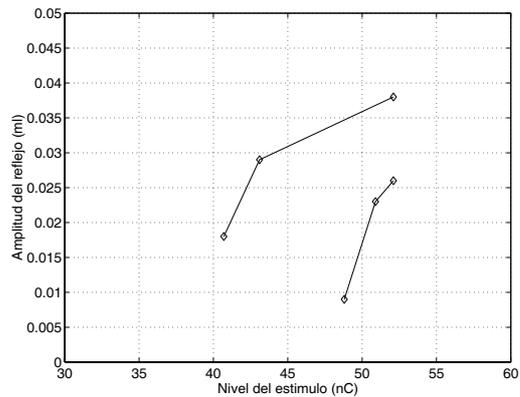
Programación día de exploración

Electrodo	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
MCL (cu)	1357	1384	1425	1466	1507	1530	1561	1587	1625	1656	off	off
THR (cu)	95.0	109	122	122	122	136	163	149	149	163	off	off
Dur (μ s)	30.0	30.0	30.0	30.0	30.0	30.0	30.0	30.0	30.0	30.0	off	off
MCL (nC)	40.7	41.5	42.8	44.0	45.2	45.9	46.8	47.6	48.8	49.7	off	off
THR (nC)	2.85	3.27	3.66	3.66	3.66	4.08	4.89	4.47	4.47	4.89	off	off

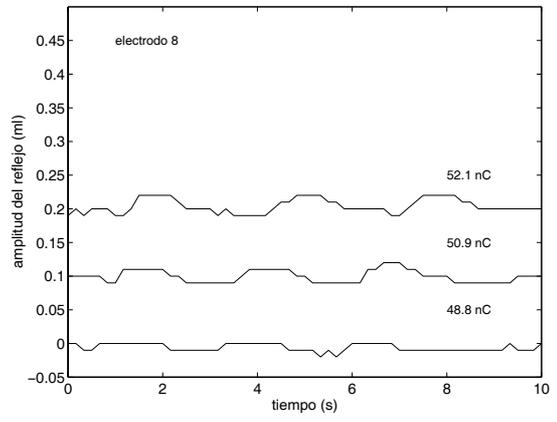
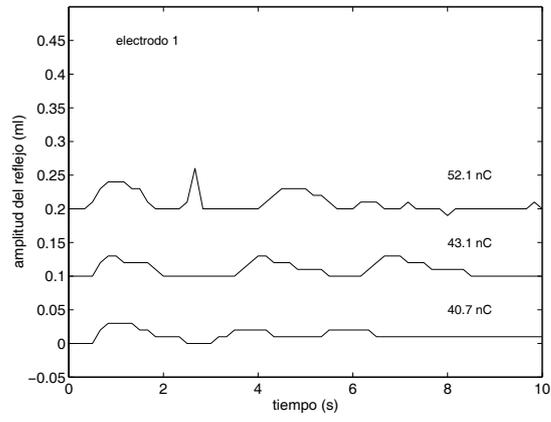
Resultados



Presión máxima compliancia -35.2 daPa
 Valor máxima compliancia 0.349 ml



Elec.	Niv. (nC)	Amp. (ml)
1	52.1	0.038
1	43.1	0.029
1	40.7	0.018
8	52.1	0.026
8	50.9	0.023
8	48.8	0.009



Paciente 19

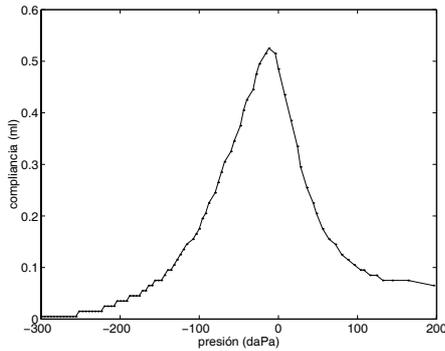
Datos del paciente

Edad exploración: 10.40 años
 Uso del implante: 2.08 años
 Oído implantado: O.D.
 Oído explorado: contralateral

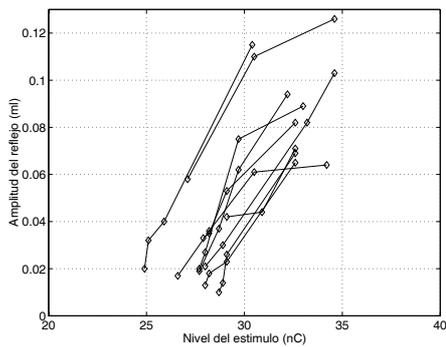
Programación día de exploración

Electrodo	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
MCL (cu)	971.5	1018	1031	1031	1153	1181	1221	1221	1221	1221	1113	off
THR (cu)	69.39	81.42	81.42	81.42	81.42	81.42	81.42	94.99	94.99	108.6	135.7	off
Dur (μ s)	33.33	33.33	33.33	33.33	33.33	33.33	33.33	33.33	33.333	33.33	33.33	off
MCL (nC)	32.4	33.9	34.4	34.4	38.4	39.4	40.7	40.7	40.7	40.7	37.1	off
THR (nC)	2.3	2.7	2.7	2.7	2.7	2.7	2.7	3.2	3.2	3.6	4.5	off

Resultados

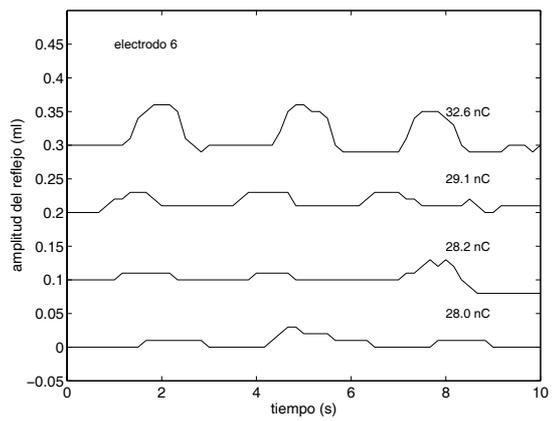
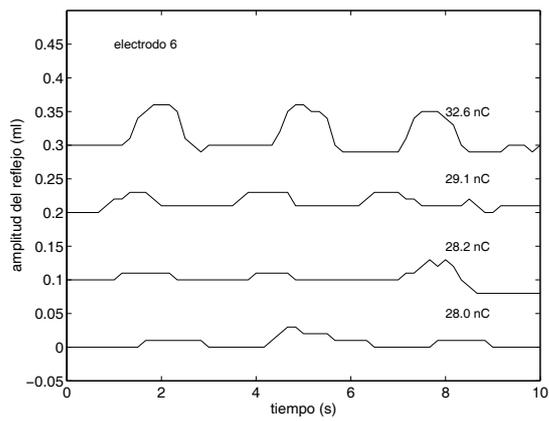
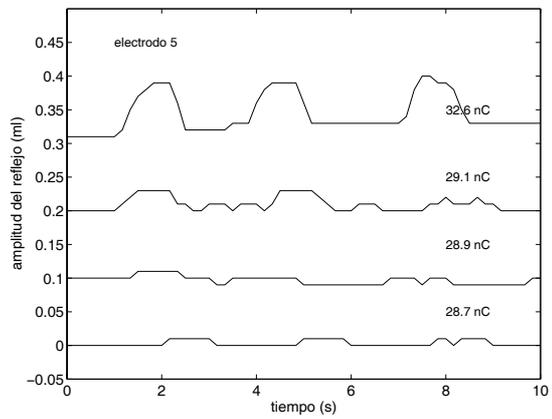
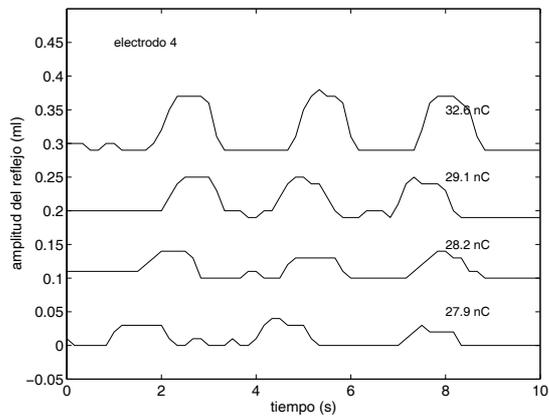
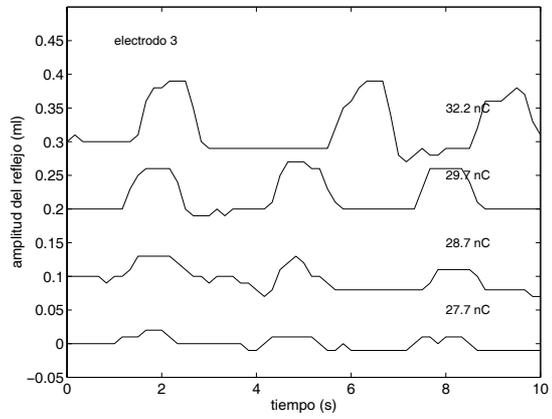
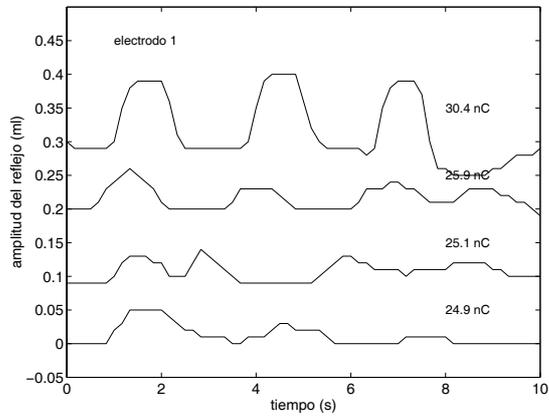


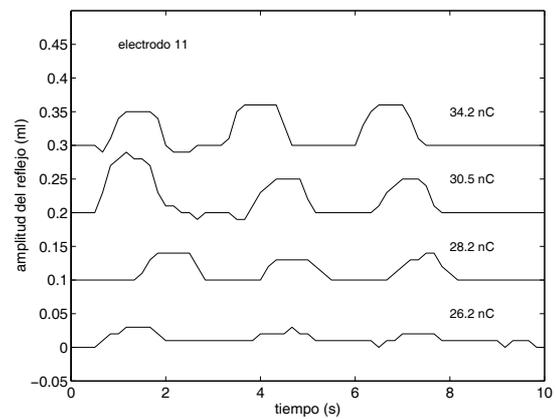
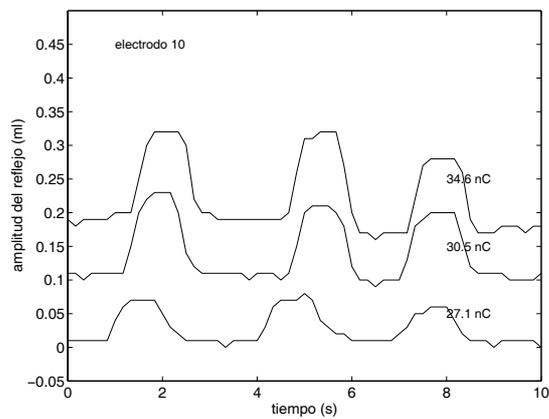
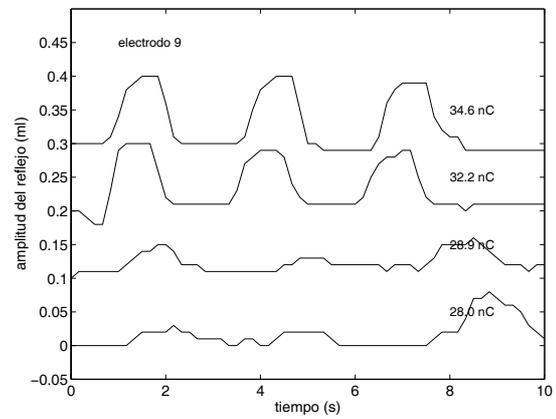
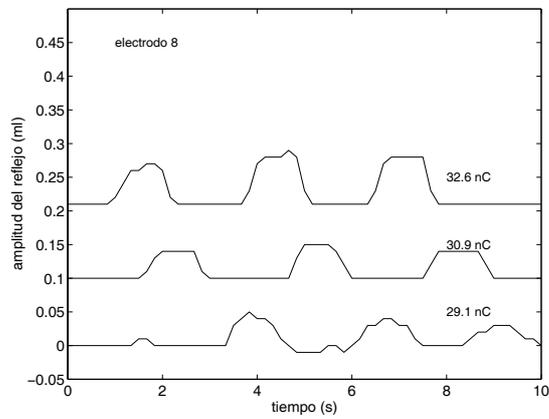
Presión máxima compliancia -11.2 daPa
 Valor máxima compliancia 0.525 ml



Elec.	Niv. (nC)	Amp. (ml)
1	30.4	0.115
1	25.9	0.040
1	25.1	0.032
1	24.9	0.020
3	32.2	0.094
3	29.7	0.062
3	28.7	0.037
3	27.7	0.019
4	32.6	0.082
4	29.1	0.053
4	28.2	0.035
4	27.9	0.033
5	32.6	0.069
5	29.1	0.026
5	28.9	0.014
5	28.7	0.010
6	32.6	0.065
6	29.1	0.023
6	28.2	0.018
6	28.0	0.013

Elec.	Niv. (nC)	Amp. (ml)
7	33.0	0.089
7	29.7	0.075
7	28.0	0.027
7	27.7	0.020
8	32.6	0.071
8	30.9	0.044
8	29.1	0.042
9	34.6	0.103
9	32.2	0.082
9	28.9	0.030
9	28.0	0.021
10	34.6	0.126
10	30.5	0.110
10	27.1	0.058
11	34.2	0.064
11	30.5	0.061
11	28.2	0.036
11	26.6	0.017





Paciente 20

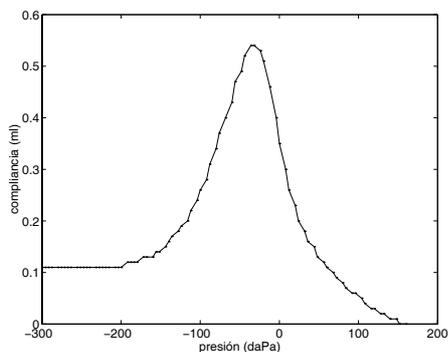
Datos del paciente

Edad exploración: 54.66 años
 Uso del implante: 0.07 años
 Oído implantado: O.D.
 Oído explorado: contralateral

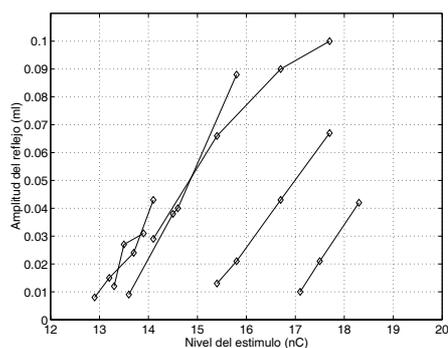
Programación día de exploración

Electrodo	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
MCL (cu)	487.6	487.6	504.6	504.6	504.6	504.6	504.6	483.4	432.5	432.5	432.5	off
THR (cu)	30.0	30.0	30.0	30.0	33.92	33.92	33.92	42.40	42.40	46.64	46.64	off
Dur (μ s)	26.67	26.67	26.67	26.67	26.67	26.67	26.67	26.67	26.67	26.67	26.67	off
MCL (nC)	13.00	13.00	13.46	13.46	13.46	13.46	13.46	12.89	11.53	11.53	11.53	off
THR (nC)	0.80	0.80	0.80	0.80	0.90	0.90	0.90	1.13	1.13	1.24	1.24	off

Resultados

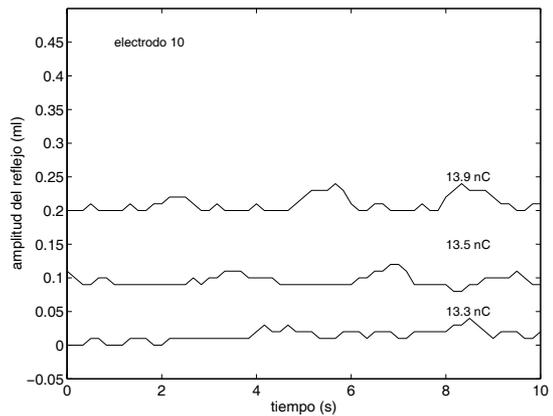
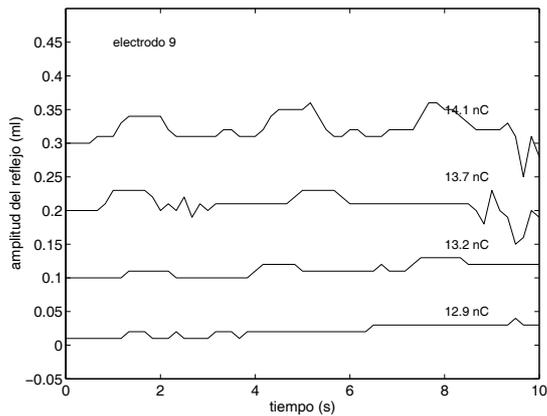
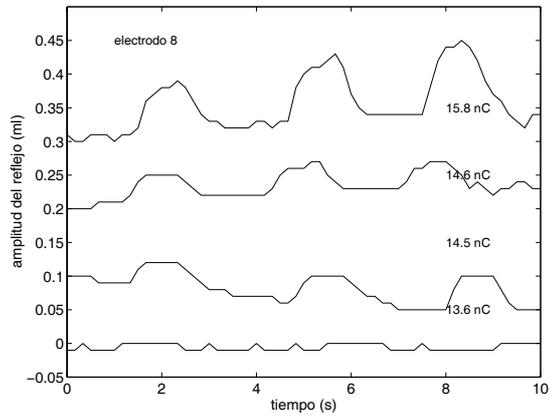
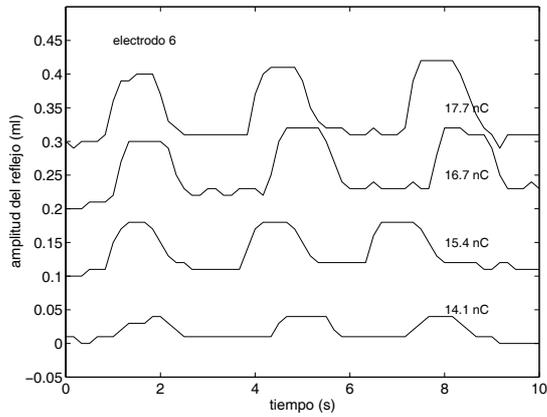
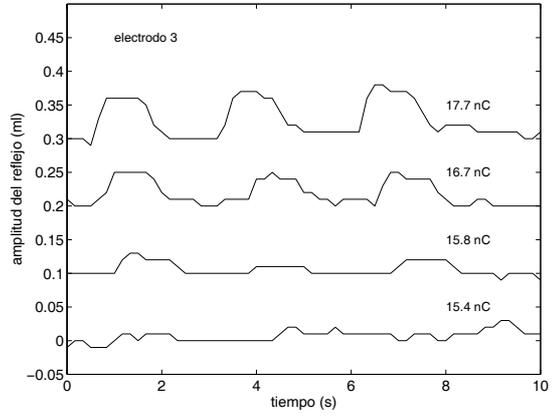
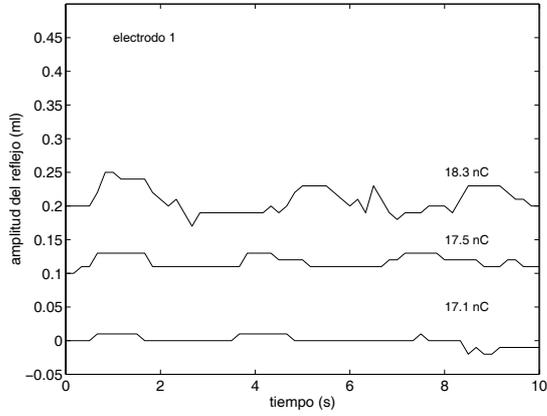


Presión máxima compliancia -35.8 daPa
 Valor máxima compliancia 0.539 ml



Elec.	Niv. (nC)	Amp. (ml)
1	18.3	0.042
1	17.5	0.021
1	17.1	0.010
3	17.7	0.067
3	16.7	0.043
3	15.8	0.021
3	15.4	0.013
6	17.7	0.100
6	16.7	0.090
6	15.4	0.066
6	14.1	0.029

Elec.	Niv. (nC)	Amp. (ml)
8	15.8	0.088
8	14.6	0.040
8	14.5	0.038
8	13.6	0.009
9	14.1	0.043
9	13.7	0.024
9	13.2	0.015
9	12.9	0.008
10	13.9	0.031
10	13.5	0.027
10	13.3	0.012



Paciente 21

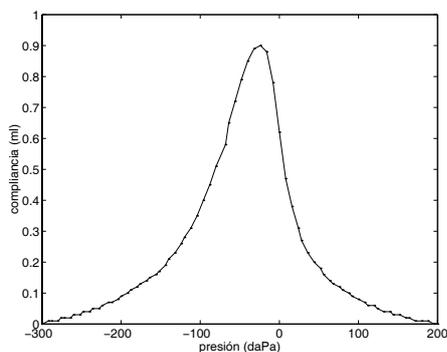
Datos del paciente

Edad exploración: 50.89 años
 Uso del implante: 1.15 años
 Oído implantado: O.D.
 Oído explorado: contralateral

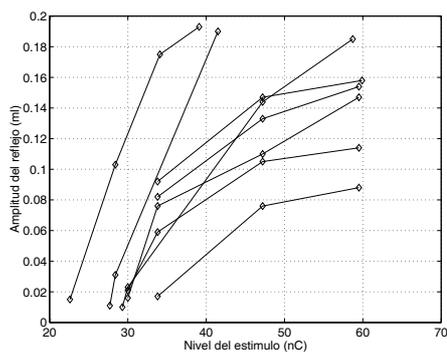
Programación día de exploración

Electrodo	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
MCL (cu)	1465	1465	1506	1642	1696	1696	1696	off	off	off	off	off
THR (cu)	40.7	40.7	40.7	40.7	40.7	40.7	40.7	off	off	off	off	off
Dur (μ s)	56.7	56.7	60.0	61.7	61.7	61.7	61.7	off	off	off	off	off
MCL (nC)	83.1	83.1	90.4	101.3	104.6	104.6	104.6	off	off	off	off	off
THR (nC)	2.31	2.31	2.44	2.51	2.51	2.51	2.51	off	off	off	off	off

Resultados

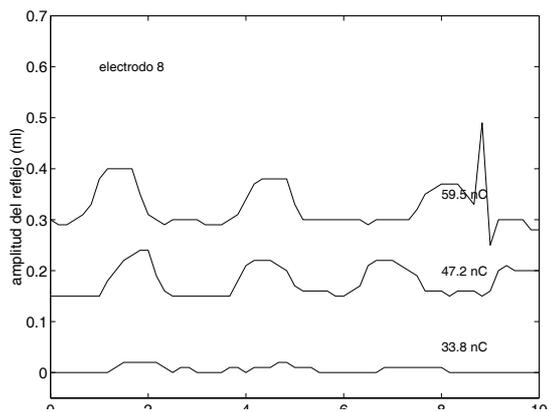
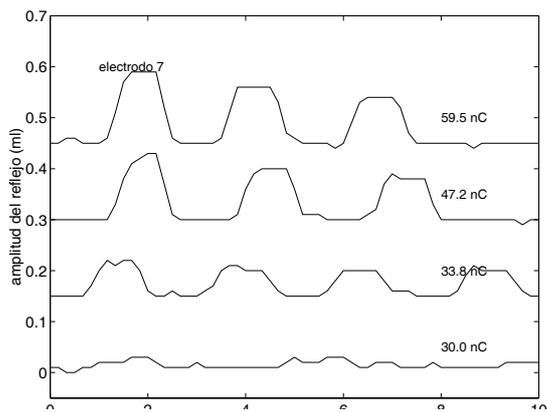
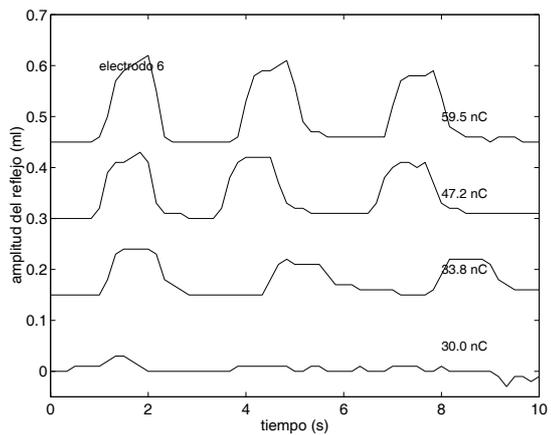
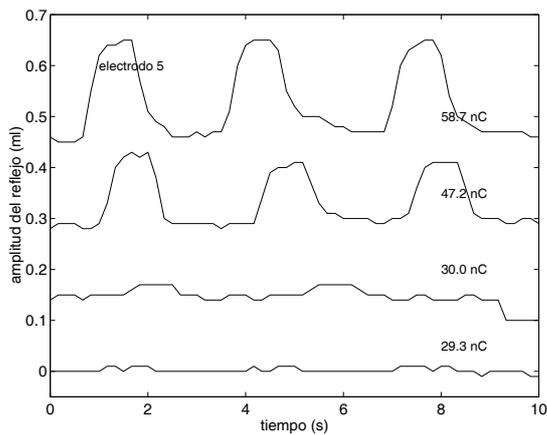
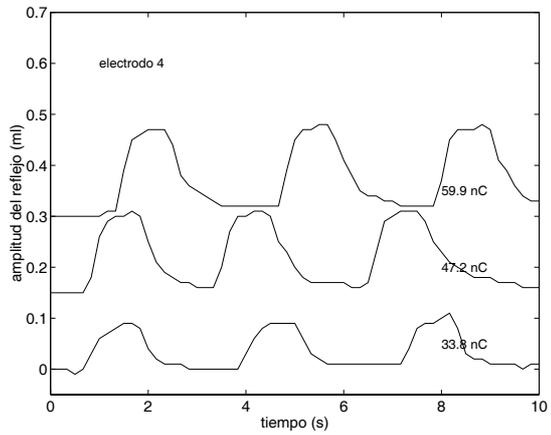
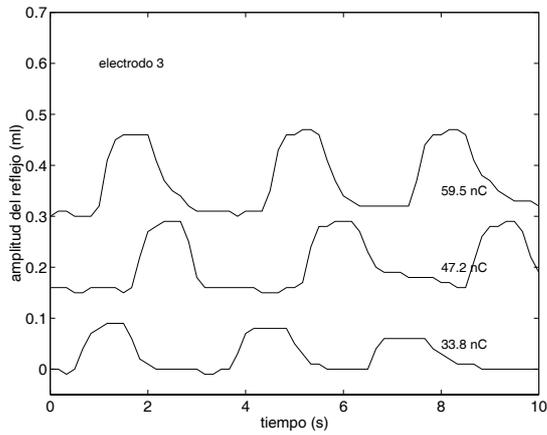
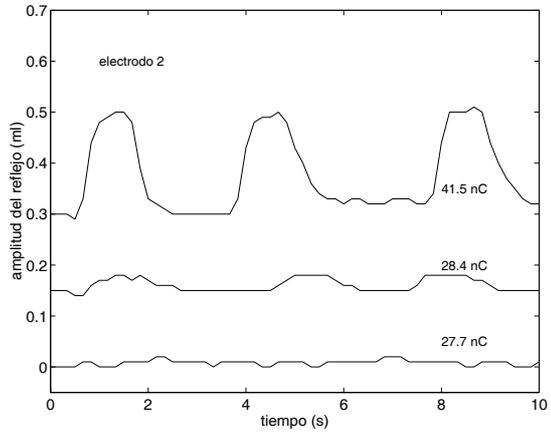
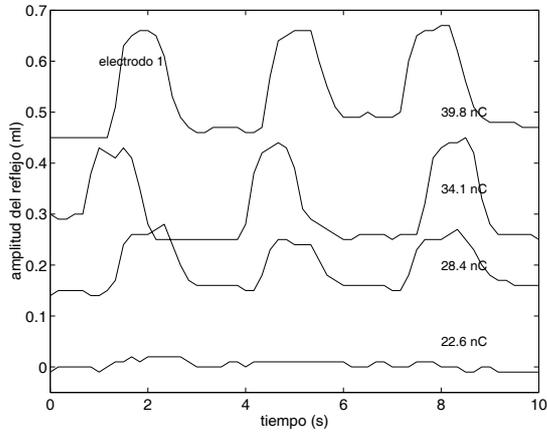


Presión máxima compliancia -25.1 daPa
 Valor máxima compliancia 0.897 ml



Elec.	Niv. (nC)	Amp. (ml)
1	39.1	0.193
1	34.1	0.175
1	28.4	0.103
1	22.6	0.015
2	41.5	0.190
2	28.4	0.031
2	27.7	0.011
3	59.5	0.154
3	47.2	0.133
3	33.8	0.082
4	59.9	0.158
4	47.2	0.147
4	33.8	0.092

Elec.	Niv. (nC)	Amp. (ml)
5	58.7	0.185
5	47.2	0.144
5	30.0	0.023
5	29.3	0.010
6	59.5	0.147
6	47.2	0.110
6	33.8	0.076
6	30.0	0.016
7	59.5	0.114
7	47.2	0.105
7	33.8	0.059
7	30.0	0.021
8	59.5	0.088
8	47.2	0.076
8	33.8	0.017



Paciente 22

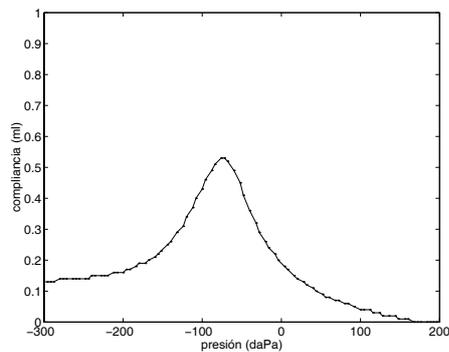
Datos del paciente

Edad exploración: 10.40 años
 Uso del implante: 0.75 años
 Oído implantado: O.D.
 Oído explorado: contralateral

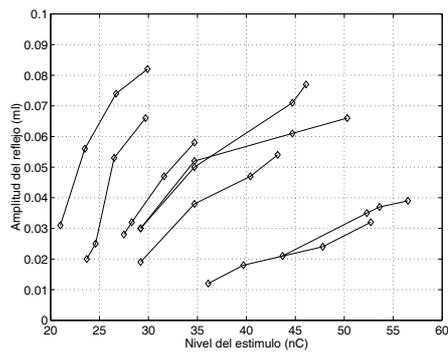
Programación día de exploración

Electrodo	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
MCL (cu)	817.3	817.3	817.3	817.3	817.3	817.3	817.3	817.3	817.3	840.4	840.4	off
THR (cu)	92.5	92.5	84.8	84.8	84.8	84.8	84.8	84.8	84.8	92.5	92.5	off
Dur (μ s)	26.7	26.7	26.7	26.7	26.7	26.7	26.7	26.7	26.7	26.7	26.7	off
MCL (nC)	21.8	21.8	21.8	21.8	21.8	21.8	21.8	21.8	21.8	22.4	22.4	off
THR (nC)	2.47	2.47	2.26	2.26	2.26	2.26	2.26	2.26	2.26	2.47	2.47	off

Resultados

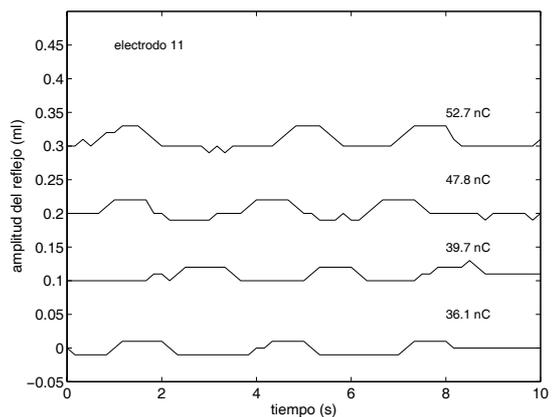
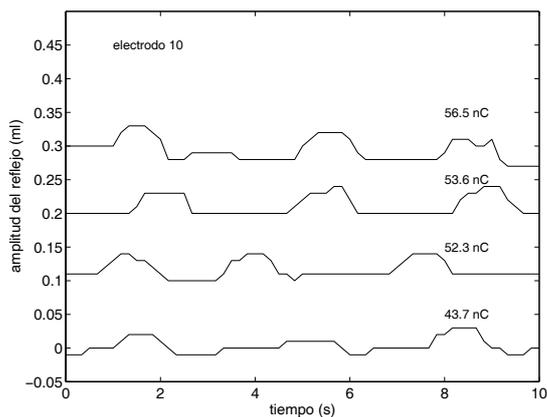
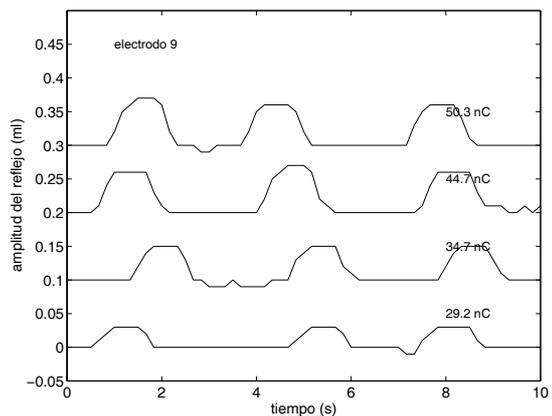
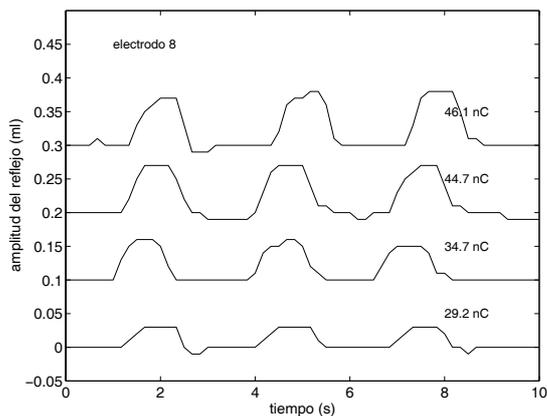
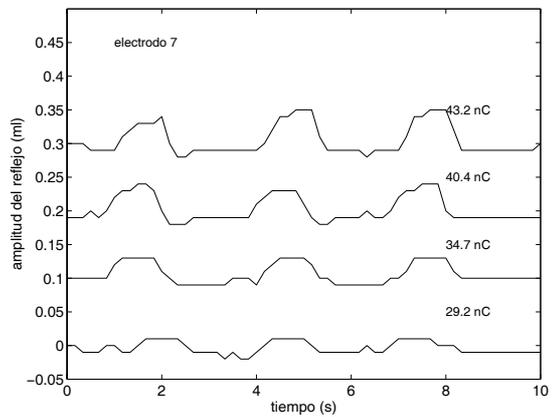
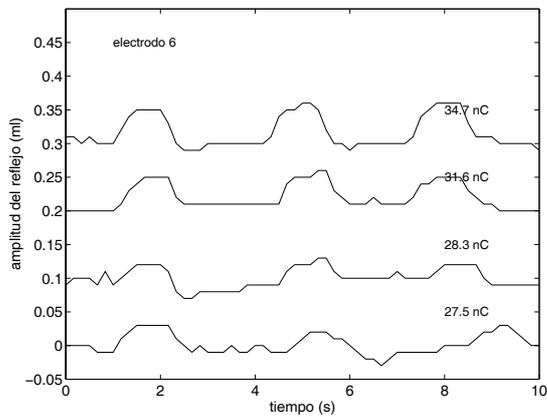
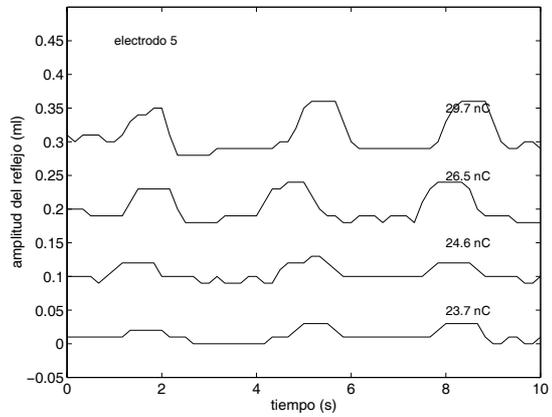
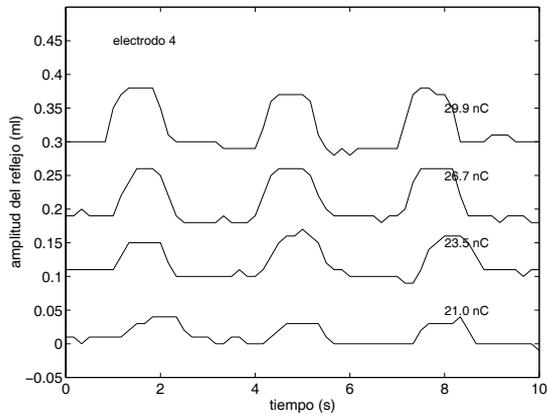


Presión máxima compliancia -74.3 daPa
 Valor máxima compliancia 0.528 ml



Elec.	Niv. (nC)	Amp. (ml)
4	29.9	0.082
4	26.7	0.074
4	23.5	0.056
4	21.0	0.031
5	29.7	0.066
5	26.5	0.053
5	24.6	0.025
5	23.7	0.020
6	34.7	0.058
6	31.6	0.047
6	28.3	0.032
6	27.5	0.028
7	43.2	0.054
7	40.4	0.047
7	34.7	0.038
7	29.2	0.019

Elec.	Niv. (nC)	Amp. (ml)
8	46.1	0.077
8	44.7	0.071
8	34.7	0.050
8	29.2	0.030
9	50.3	0.066
9	44.7	0.061
9	34.7	0.052
9	29.2	0.030
10	56.5	0.039
10	53.6	0.037
10	52.3	0.035
10	43.7	0.021
11	52.7	0.032
11	47.8	0.024
11	39.7	0.018
11	36.1	0.012
12	no hay	-



Paciente 23

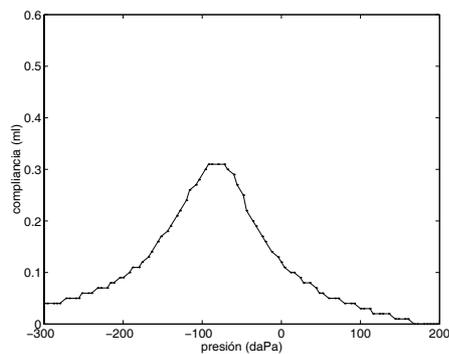
Datos del paciente

Edad exploración: 6.77 años
 Uso del implante: 0.12 años
 Oído implantado: O.D.
 Oído explorado: contralateral

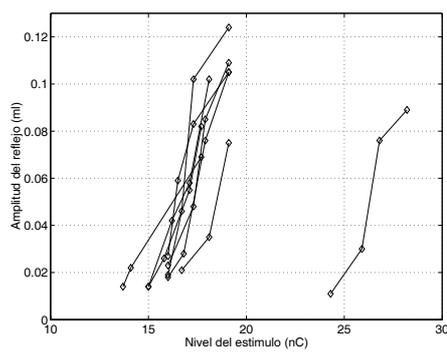
Programación día de exploración

Electrodo	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
MCL (cu)	717	717	740.2	740.2	817.3	763.3	909.8	940.6	1058	off	off	off
THR (cu)	77.10	84.81	92.52	100.2	123.4	123.4	131.1	138.8	155.6	off	off	off
Dur (μ s)	26.67	26.67	26.67	26.67	26.67	26.67	26.67	26.67	26.67	off	off	off
MCL (nC)	19.12	19.12	19.74	19.74	21.80	20.36	24.26	25.09	28.22	off	off	off
THR (nC)	2.06	2.26	2.47	2.67	3.29	3.29	3.50	3.70	4.15	off	off	off

Resultados

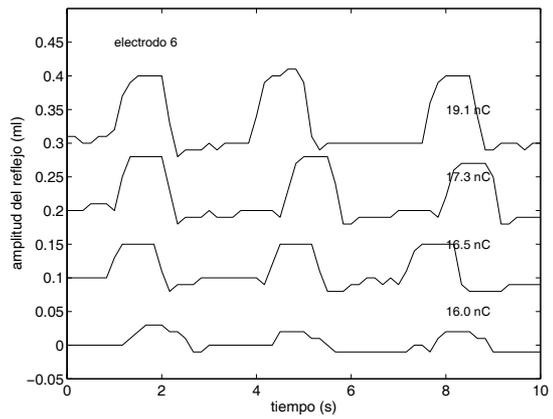
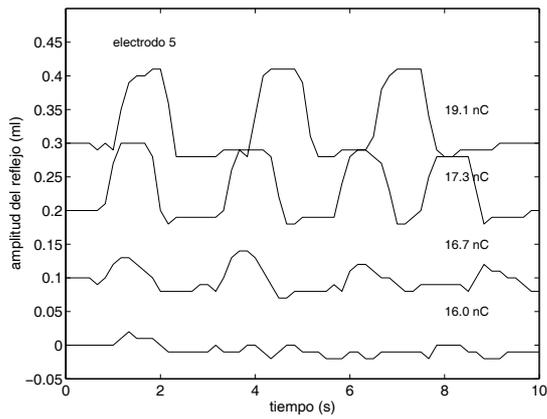
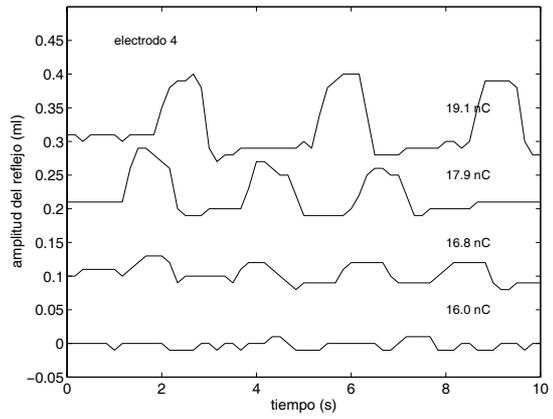
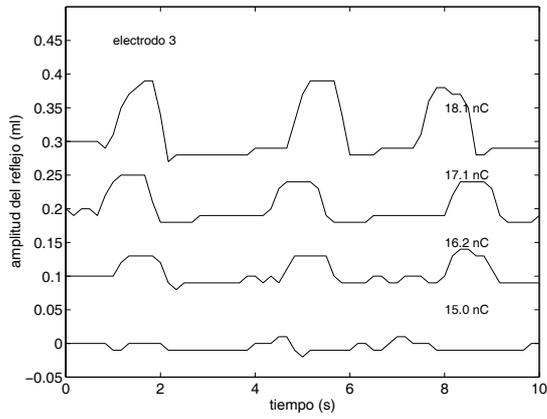
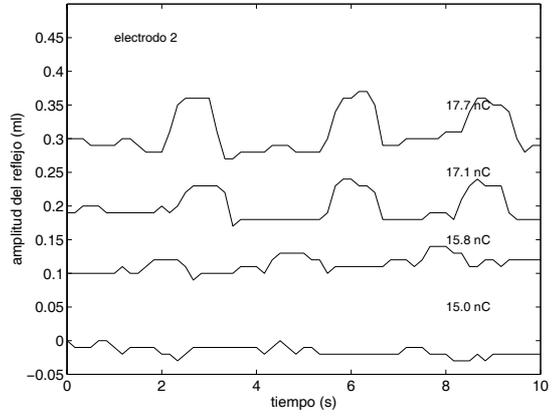
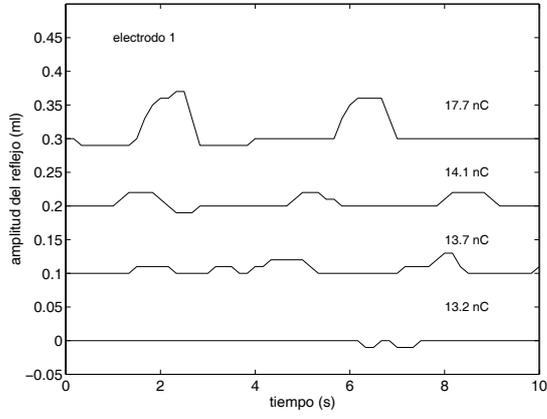


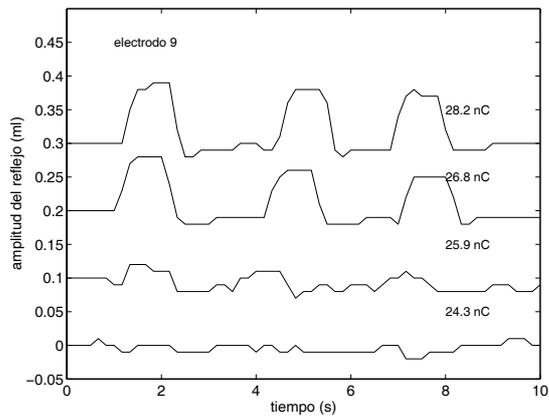
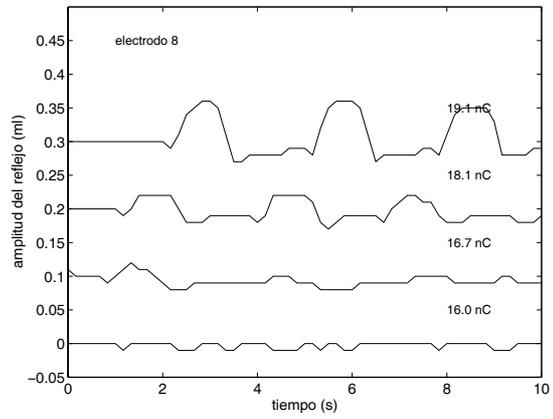
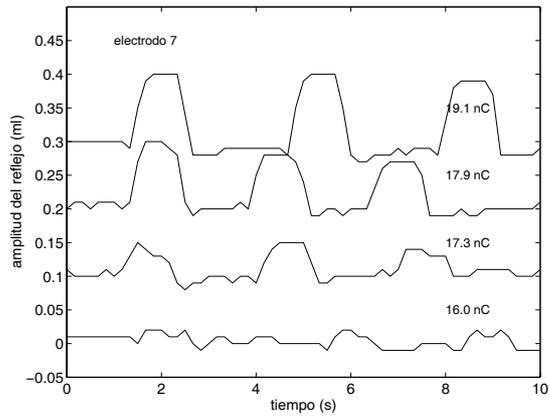
Presión máxima compliancia -81.8 daPa
 Valor máxima compliancia 0.310 ml



Elec.	Niv. (nC)	Amp. (ml)
1	17.7	0.069
1	14.1	0.022
1	13.7	0.014
2	17.7	0.082
2	17.1	0.055
2	15.8	0.026
2	15.0	0.014
3	18.1	0.102
3	17.1	0.058
3	16.2	0.042
3	15.0	0.014
4	19.1	0.105
4	17.9	0.076
4	16.8	0.028
4	16.0	0.018
5	19.1	0.124
5	17.3	0.102
5	16.7	0.046
5	16.0	0.019

Elec.	Niv. (nC)	Amp. (ml)
6	19.1	0.105
6	17.3	0.083
6	16.5	0.059
6	16.0	0.027
7	19.1	0.109
7	17.9	0.085
7	17.3	0.048
7	16.0	0.023
8	19.1	0.075
8	18.1	0.035
8	16.7	0.021
9	28.2	0.089
9	26.8	0.076
9	25.9	0.030
9	24.3	0.011
10	no hay	-





Paciente 24

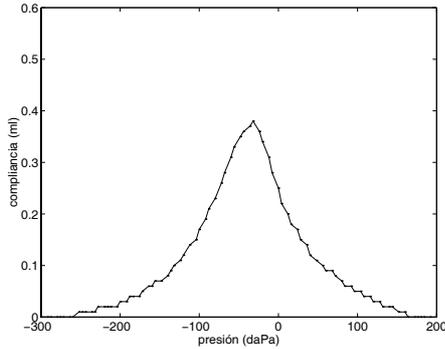
Datos del paciente

Edad exploración: 8.05 años
 Uso del implante: 2.40 años
 Oído implantado: O.I.
 Oído explorado: contralateral

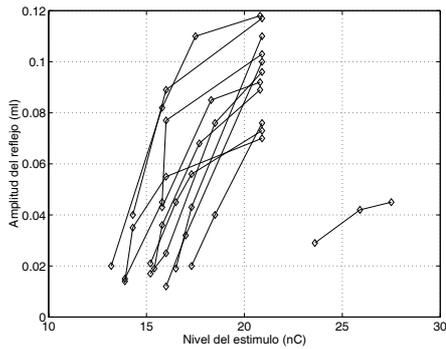
Programación día de exploración

Electrodo	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
MCL (cu)	801.8	771.0	771.0	771.0	801.8	724.7	747.9	747.9	801.8	801.8	809.5	off
THR (cu)	46.26	46.26	46.26	46.26	46.26	46.26	46.26	46.26	46.26	46.26	46.26	off
Dur (μ s)	26.67	26.67	26.67	26.67	26.67	26.67	26.67	26.67	26.67	26.67	26.67	off
MCL (nC)	21.38	20.56	20.56	20.56	21.38	19.33	19.95	19.95	21.38	21.38	21.59	off
THR (nC)	1.23	1.23	1.23	1.23	1.23	1.23	1.23	1.23	1.23	1.23	1.23	off

Resultados



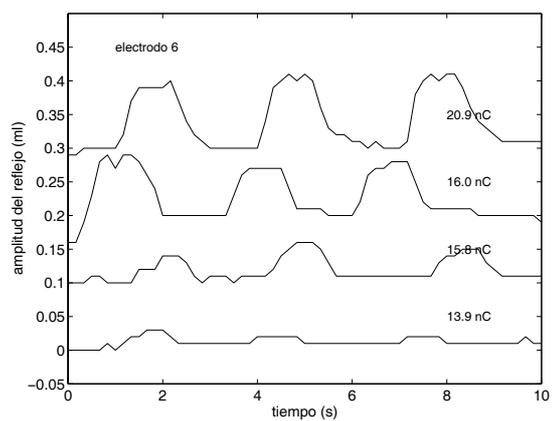
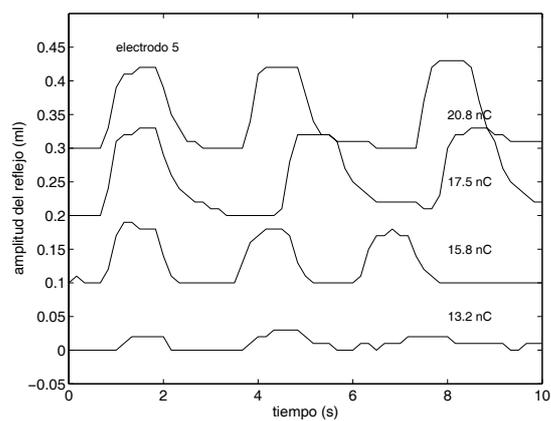
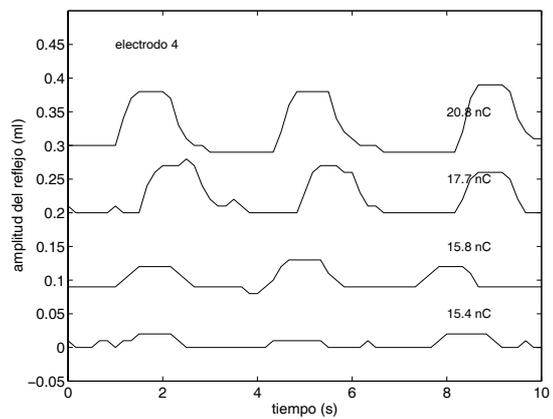
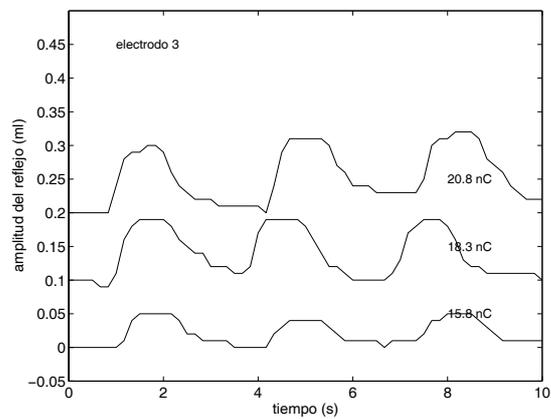
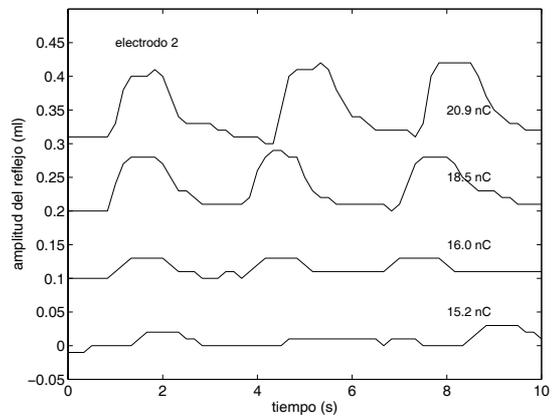
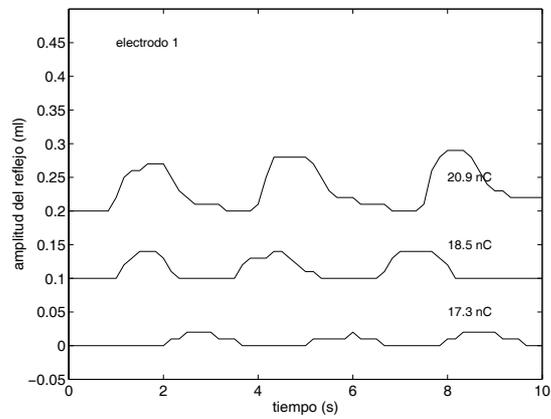
Presión máxima compliancia -32.7 daPa
 Valor máxima compliancia 0.379 ml

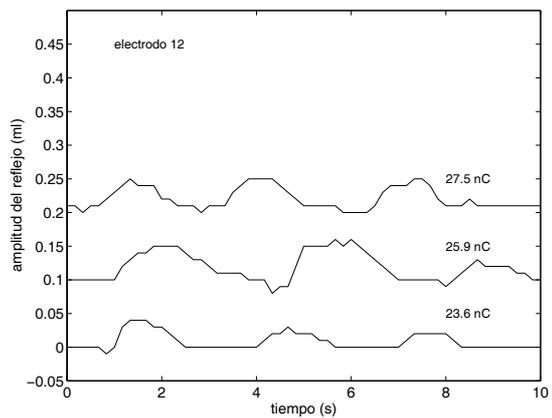
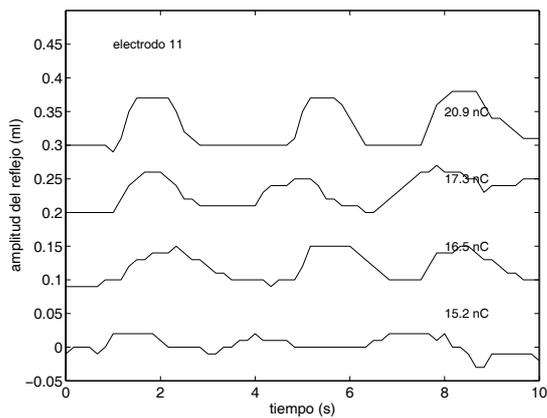
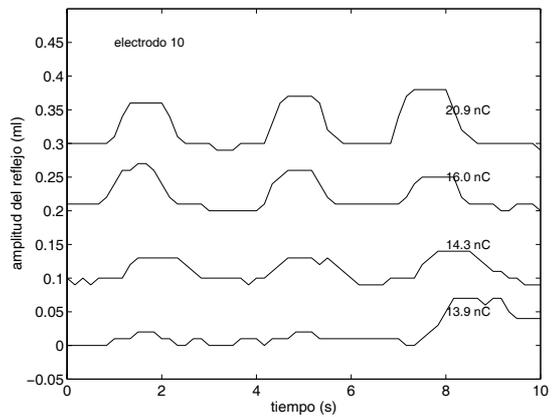
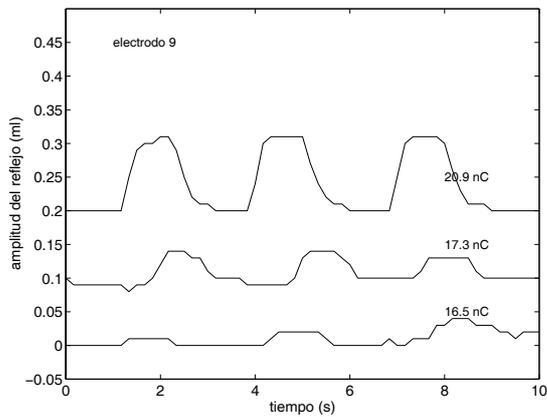
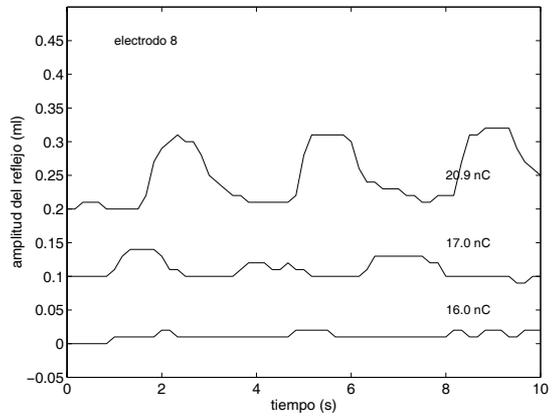
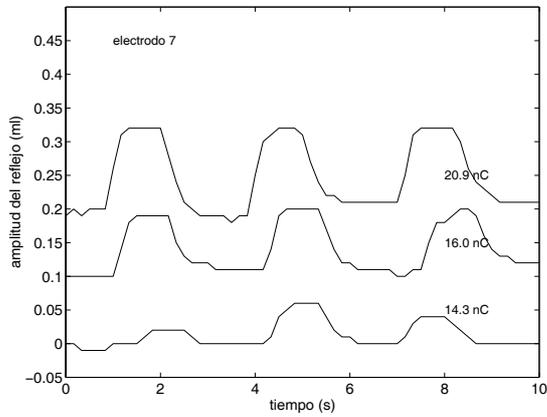


Elec.	Niv. (nC)	Amp. (ml)
1	20.9	0.076
1	18.5	0.040
1	17.3	0.020

Elec.	Niv. (nC)	Amp. (ml)
2	20.9	0.096
2	18.5	0.076
2	16.0	0.025
2	15.2	0.017
3	20.8	0.092
3	18.3	0.085
3	15.8	0.043
4	20.8	0.089
4	17.7	0.068
4	15.8	0.036
4	15.4	0.019
5	20.8	0.118
5	17.5	0.110
5	15.8	0.082
5	13.2	0.020
6	20.9	0.103
6	16.0	0.077
6	15.8	0.045
6	13.9	0.015

Elec.	Niv. (nC)	Amp. (ml)
7	20.9	0.117
7	16.0	0.089
7	14.3	0.040
8	20.9	0.100
8	17.0	0.032
8	16.0	0.012
9	20.9	0.110
9	17.3	0.043
9	16.5	0.019
10	20.9	0.070
10	16.0	0.055
10	14.3	0.035
10	13.9	0.014
11	20.9	0.073
11	17.3	0.056
11	16.5	0.045
11	15.2	0.021
12	27.5	0.045
12	25.9	0.042
12	23.6	0.029





Apéndice C

ANÁLISIS ESTADÍSTICOS COMPLEMENTARIOS

En este apéndice se muestran algunos resultados estadísticos que pueden resultar interesantes en el presente estudio, y que complementan algunos de los aspectos analizados en el capítulo 5.

C.1. Estadísticos descriptivos de las variables estudiadas

La tabla C.1 muestra los estadísticos descriptivos (incluyendo el sesgo y la curtosis) de las distintas variables involucradas en la inferencia de los niveles de programación.

En las figuras C.1, C.2, C.3, C.4, C.5, C.6, C.7, C.8, C.9 y C.10 se muestran los histogramas de las distintas variables incluidas en el estudio.

La figura C.1 muestra los histogramas de las variables “edad en el momento de la exploración” y “tiempo de uso del implante”. La figura C.2 incluye los histogramas de las variables “tipo de hipoacusia” y “valor de máxima compliancoa”. Los histogramas de la figura C.3 corresponden a las variables “presión de máxima compliancia” y “número de electrodos insertados”. La figura C.4 muestra los histogramas de las variables “electrodo estimulado” y “localización del electrodo”. En la figura C.5 se puede ver el histograma de la variable “amplitud máxima del reflejo”. En las figuras C.6, C.7 y C.8 se observan, respectivamente, los histogramas de los umbrales A, B y C del reflejo estapedial. En cada una de estas figuras se puede ver el histograma para el umbral (arriba) y para el umbral normalizado (abajo). La figura C.9 muestra los histogramas de los niveles de programación THR y MCL y la figura C.10 los histogramas de los niveles de programación normalizados.

Variable						rango		percentiles		
	media	mdna	des.típ.	sesgo	curtosis	mín.	máx	25	50	75
edad exploración (años)	21.66	13.36	16.99	0.897	-0.486	3.05	68.78	8.17	13.36	34.31
uso del implante (años)	1.081	0.75	1.034	0.564	-1.183	0.04	3.20	0.12	0.75	2.08
tipo hipoac. (preloc/posloc)	0.430	0	0.496	0.295	-1.937	0	1	0	0	1
compliance (cm ³)	0.511	0.500	0.157	0.782	0.145	0.260	0.897	0.379	0.500	0.627
presión max. compl. (daPa)	-51.29	-32.7	43.48	-1.886	3.134	-183.6	-8.7	-68.6	-32.7	-25.1
núm. electrodos insertados	9.70	11	1.64	-0.917	-0.258	6	12	9	11	11
electrodo estudiado	5.33	5	3.04	0.270	-0.932	1	12	3	5	8
localiz. elec. (mm cocleost.)	13.20	12.3	7.31	0.171	-0.959	0.3	29.1	7.5	12.3	19.5
amplitud máx. reflejo (mm ³)	25.26	76	42.27	0.995	0.697	20	220	53	76	110
umbral A (nC)	21.12	16.9	10.05	1.542	2.851	8.3	63.4	14.0	16.9	26.6
umbral B (nC)	22.49	17.3	11.17	1.489	2.307	8.5	67.6	15.0	17.3	27.9
umbral C (nC)	22.63	17.69	11.20	1.516	2.476	8.6	69.6	14.51	17.69	27.92
umbral A normalizado	1	0.98	0.165	1.428	2.852	0.72	1.64	0.90	0.98	1.05
umbral B normalizado	1	0.97	0.187	2.130	6.938	0.70	1.92	0.89	0.97	1.04
umbral C normalizado	1	0.97	0.193	1.798	5.004	0.66	1.92	0.89	0.97	1.04
THR (nC)	2.86	2.47	2.13	2.463	7.853	0.80	14.10	1.24	2.47	3.29
MCL (nC)	35.69	24.9	28.67	2.086	4.101	9.72	156.0	19.12	24.9	33.4
THR normalizado	1	0.97	0.163	2.058	9.433	0.65	1.90	0.92	0.97	1.05
MCL normalizado	1	0.99	0.105	0.769	0.824	0.83	1.34	0.93	0.99	1.06

Tabla C.1: Estadísticos descriptivos de las variables consideradas en el estudio

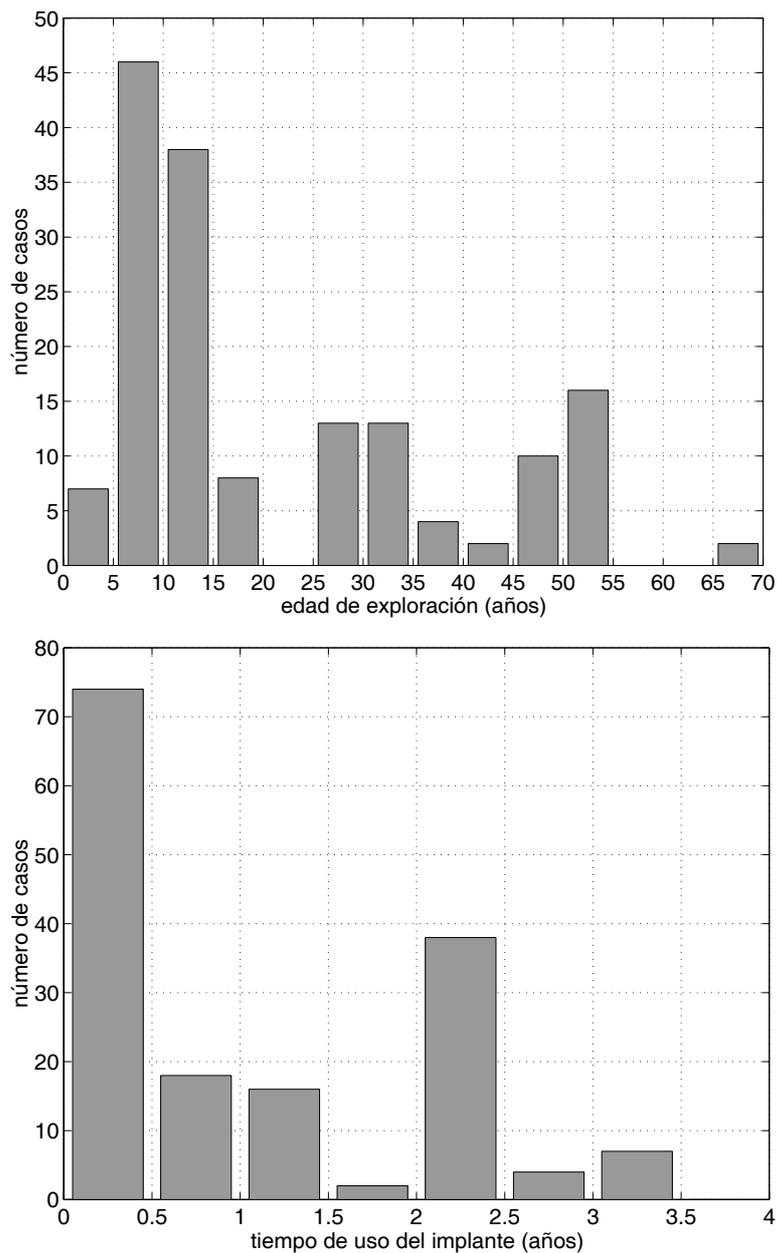


Figura C.1: Histogramas de las variables: edad de exploración y uso del implante.

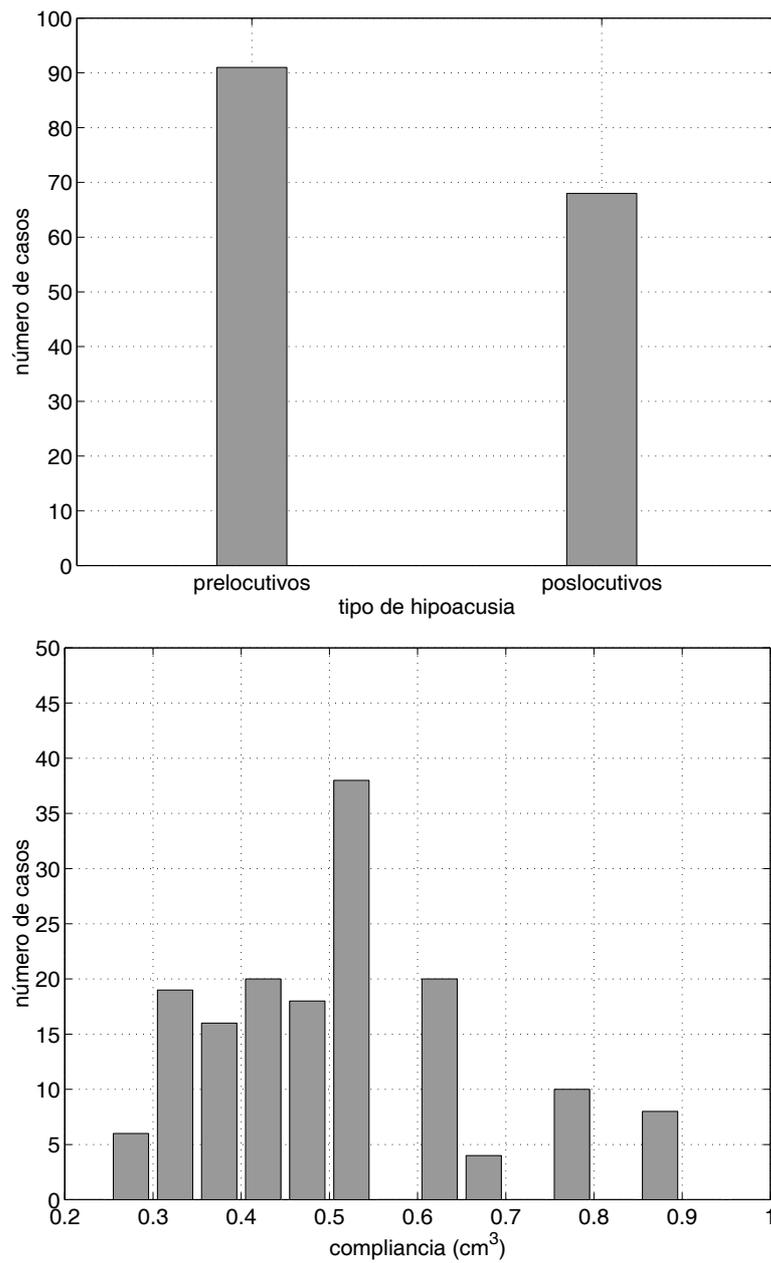


Figura C.2: Histogramas de las variables: tipo de hipoacusia y compliance.

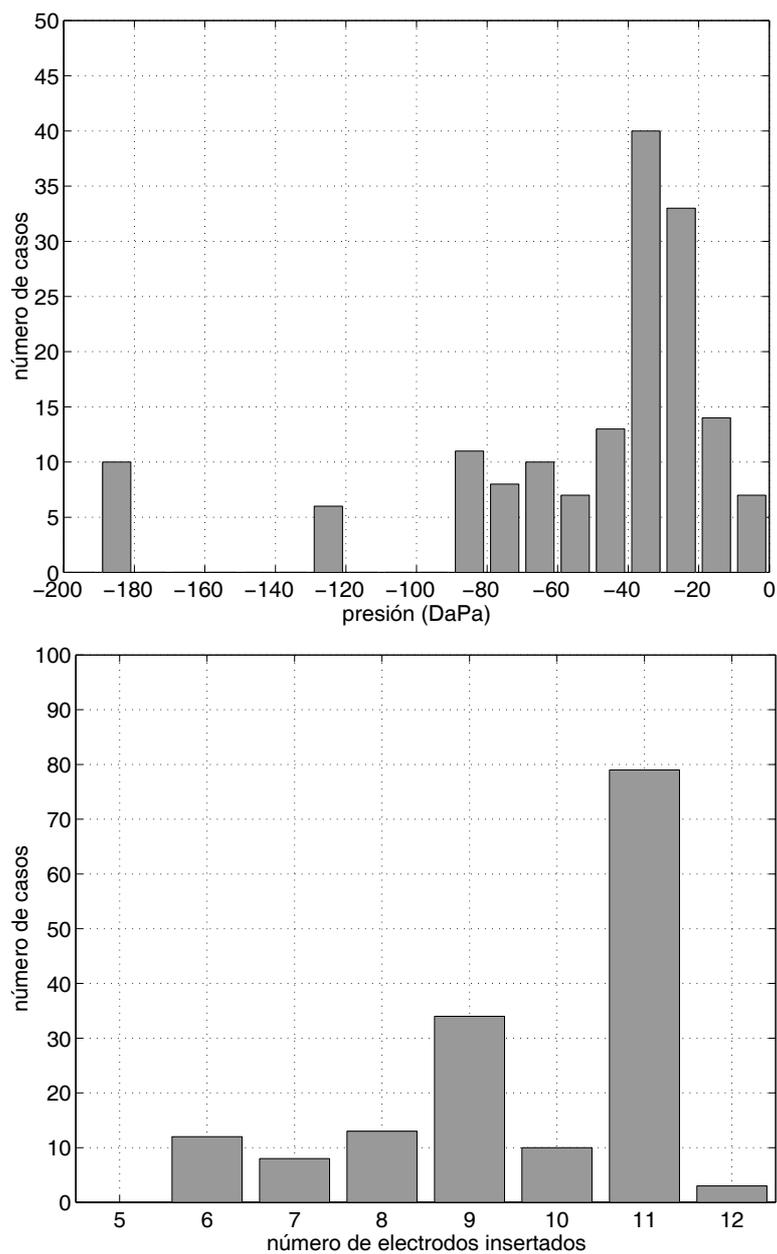


Figura C.3: Histogramas de las variables: presión de máxima compliancia y número de electrodos insertados.

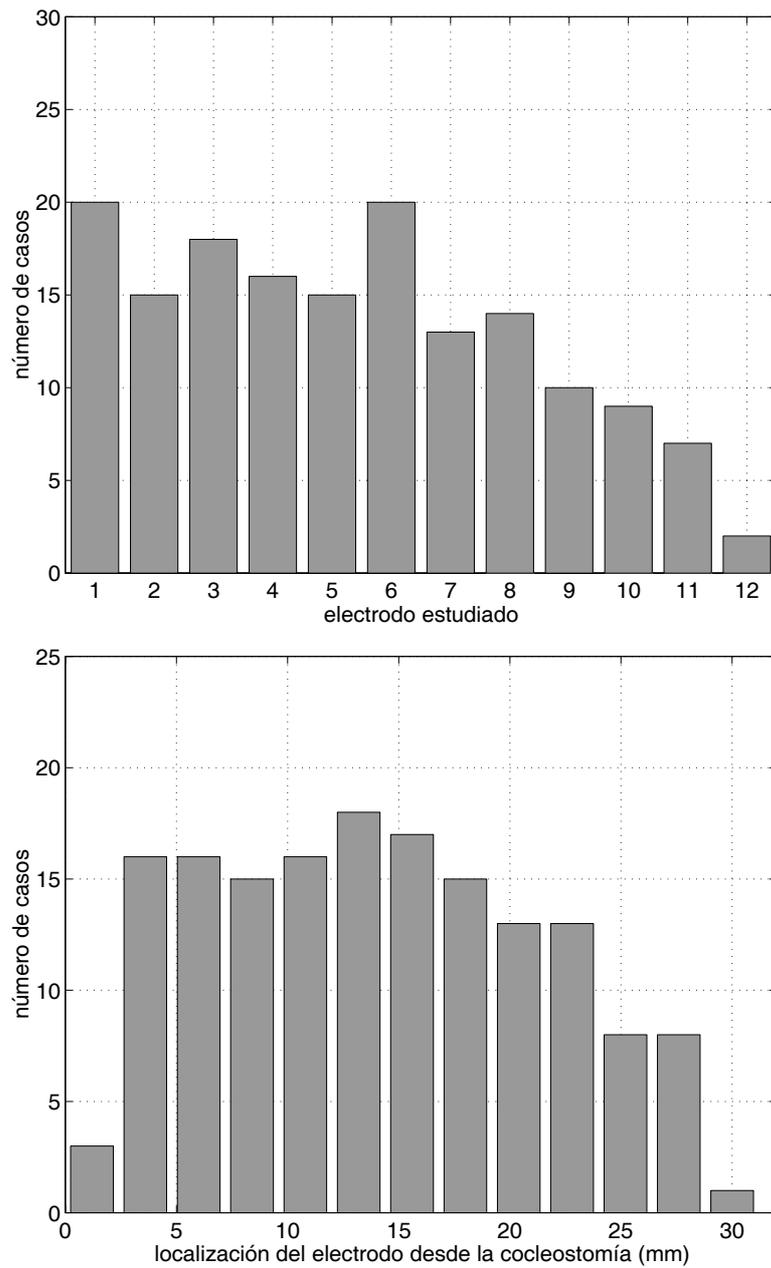


Figura C.4: Histogramas de las variables: *electrodo estudiado* y *localización del electrodo estudiado*.

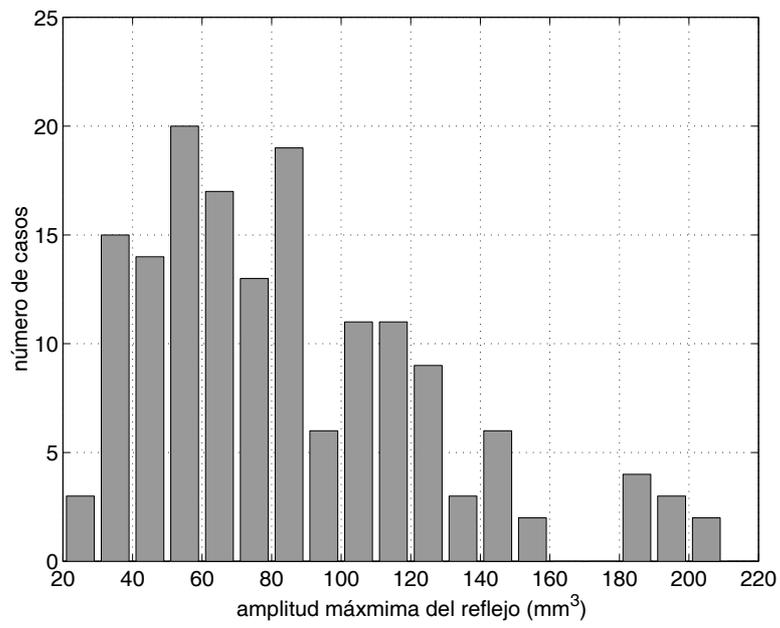


Figura C.5: Histogramas de las variables: amplitud máxima del registro del reflejo.

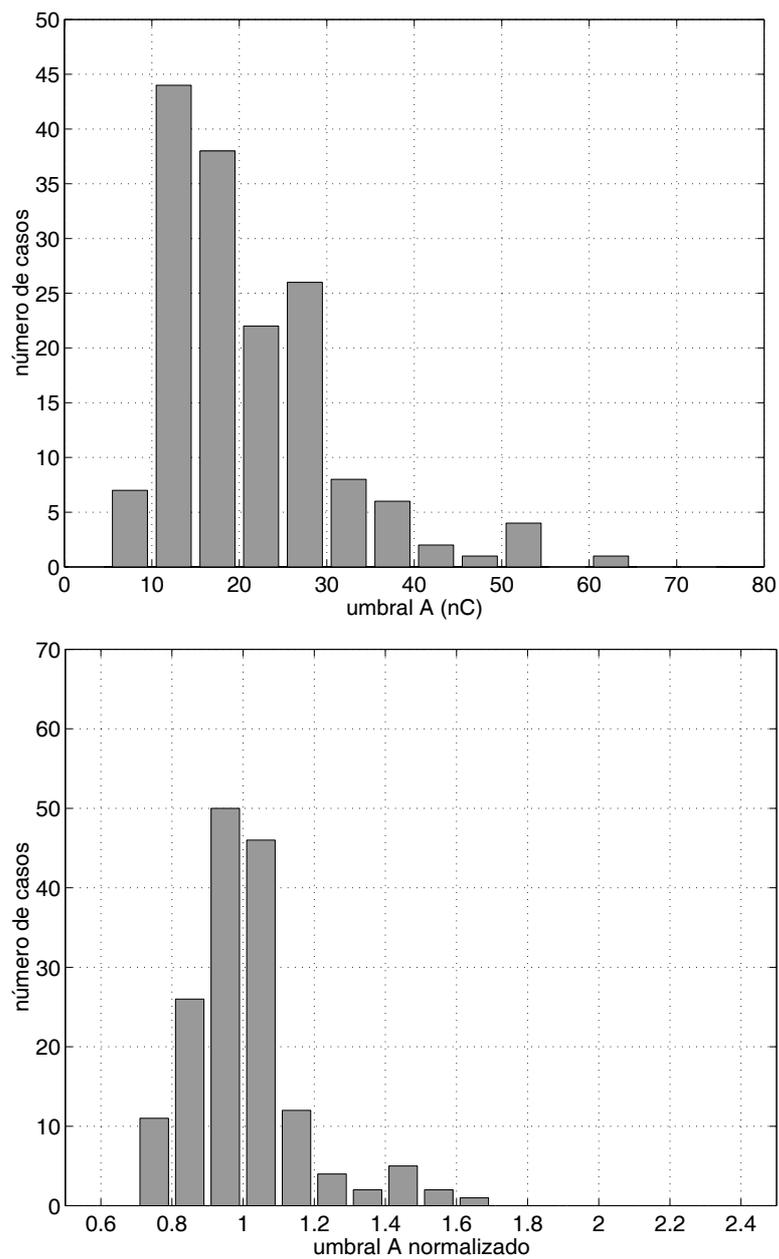


Figura C.6: Histogramas de las variables: umbral A del reflejo y umbral A normalizado.

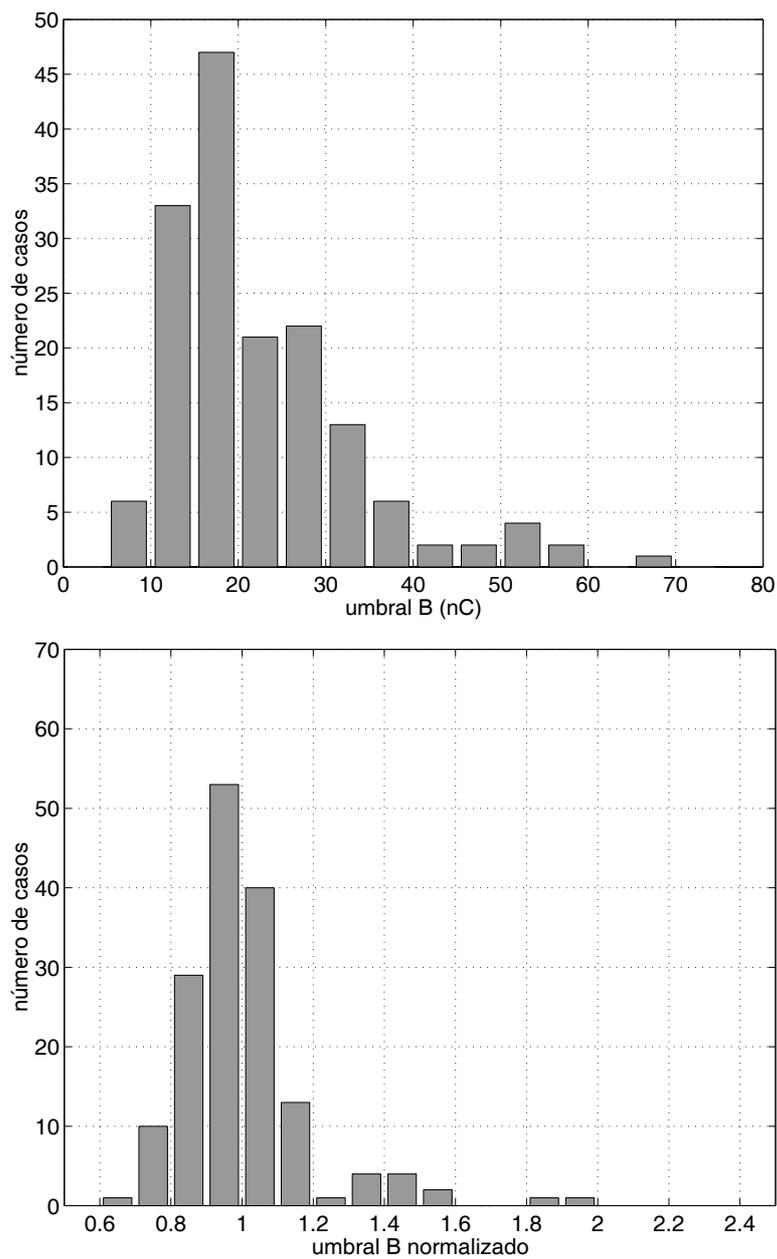


Figura C.7: Histogramas de las variables: umbral B del reflejo y umbral B normalizado.

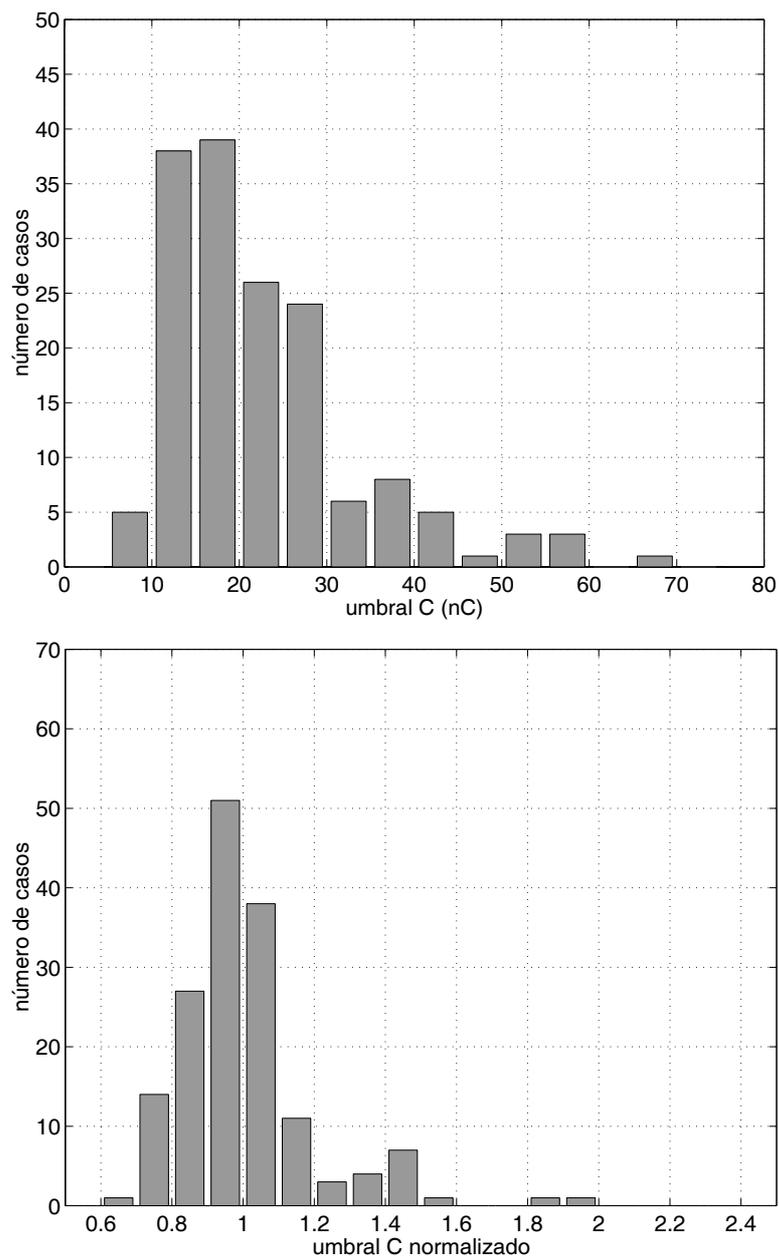


Figura C.8: Histogramas de las variables: umbral C del reflejo y umbral C normalizado.

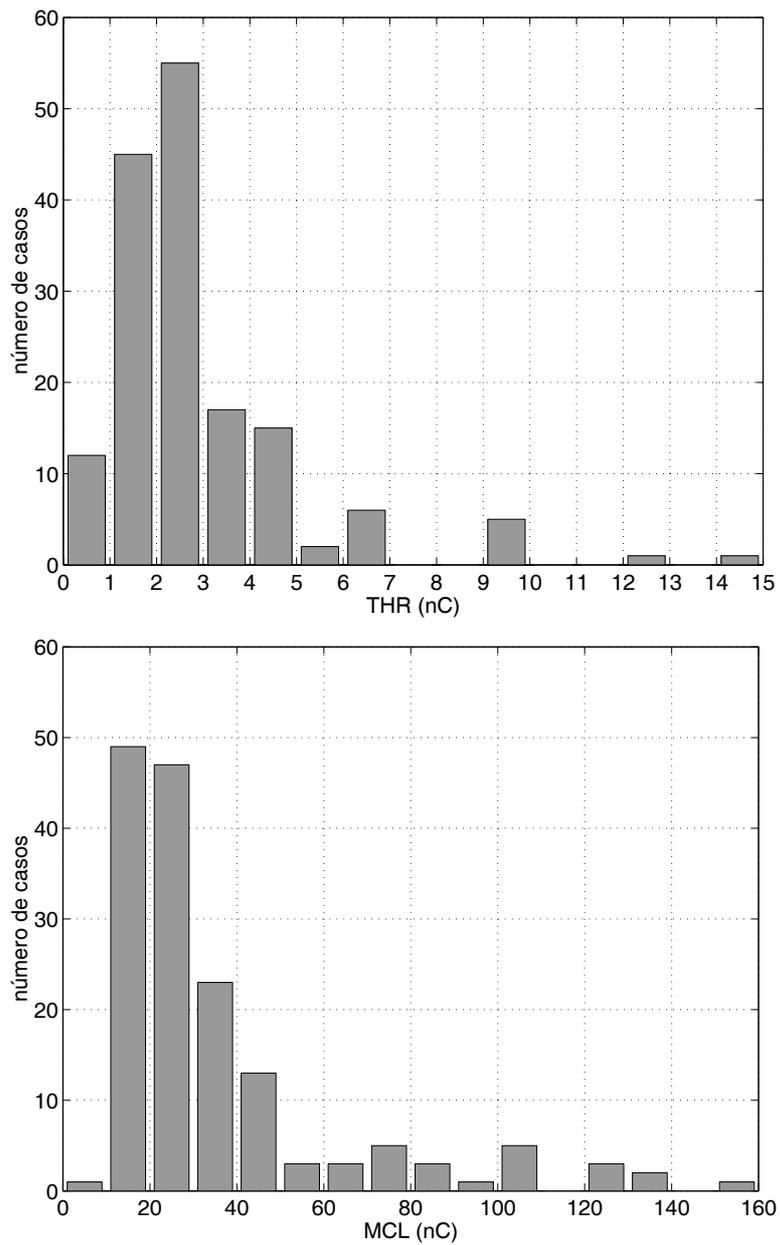


Figura C.9: Histogramas de los niveles subjetivos de programación THR y MCLo.

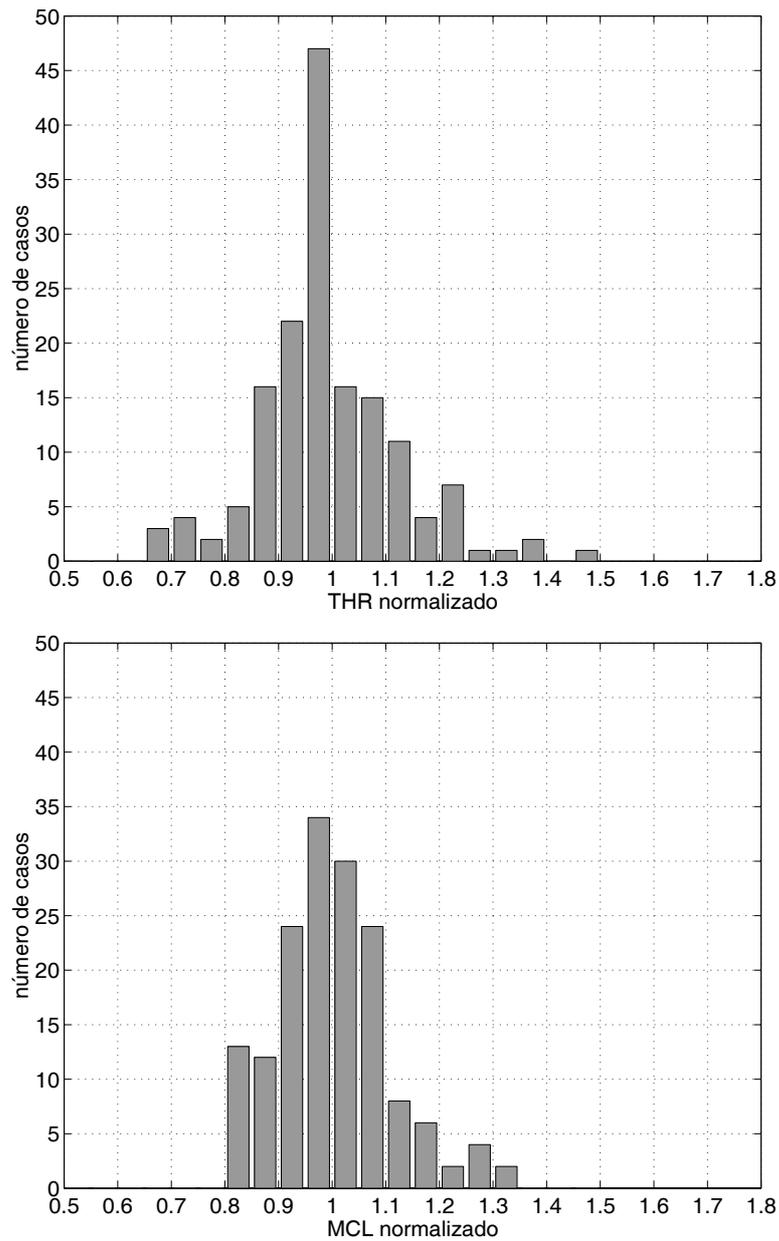


Figura C.10: Histogramas de los niveles subjetivos de programación THR y MCL normalizados.

C.2. Coeficientes resultantes del análisis de regresión múltiple

La tabla C.2 muestra los resultados del análisis de regresión múltiple (incluyendo todas las variables independientes que muestran una dependencia estadísticamente significativa) para la estimación de los niveles de programación THR, MCL, THR-N y MCL-N. Se indica el número de variables independientes incluidas en el análisis de regresión múltiple, el número de observaciones usadas para el análisis, los valores de p , R y R^2 , la semianchura del intervalo de confianza del 95 % y el nivel de incertidumbre.

Las tablas C.3, C.4, C.5 y C.6 muestran los coeficientes resultantes de los análisis de regresión múltiple, que permiten estimar los niveles de programación (THR, MCL, THR normalizado y MCL normalizado, respectivamente) en función de las distintas variables independientes consideradas.

núm x	y	N	p	R	R^2	interv. conf. 95 %	
						semianchura	nivel incert.
12	THR	159	<1e-16	0.8263	0.6827	2.354	82.34 %
10	MCL	159	<1e-16	0.9346	0.8735	19.93	55.83 %
9	THR-N	159	<1e-16	0.6873	0.4724	0.2316	23.17 %
9	MCL-N	159	<1e-16	0.8421	0.7091	0.1107	11.07 %

Tabla C.2: Resultados del análisis de regresión múltiple para estimar los niveles THR, MCL, THR-N y MCL-N en función de las distintas variables independientes.

variable	coeficiente	error estándar	error est. relativo
orden. origen	7.397	2.94	39.74 %
uso impl.	0.1748	0.2925	167.3 %
tipo hipoac.	0.2137	0.5276	246.9 %
pres. máx. c.	0.007748	0.005424	70.01 %
núm. elect.	-0.4066	0.1669	41.04 %
localiz. el.	-0.01904	0.03631	190.7 %
ampl. máx.	-0.008658	0.006047	69.85 %
umb A	-0.3545	0.2355	66.42 %
umb B	0.0955	0.2599	272.1 %
umb C	0.3356	0.2603	77.55 %
umb A norm.	6.154	7.658	124.4 %
umb B norm.	1.16	8.095	697.6 %
umb C norm.	-9.055	7.911	87.37 %

Tabla C.3: Coeficientes proporcionados por el análisis de regresión múltiple para estimar los niveles THR en función de las variables independientes seleccionadas.

variable	coeficiente	error estándar	error est. relativo
orden. origen	33.95	16.89	49.76 %
edad exp.	0.1943	0.1653	85.07 %
uso impl.	3.554	2.596	73.04 %
tipo hipoac.	4.255	5.179	121.7 %
compliance	15.74	14.82	94.13 %
pres. máx. c.	0.08204	0.05025	61.24 %
núm. elect.	-5.067	1.3	25.65 %
localiz. el.	0.09984	0.2551	255.5 %
umb A	2.428	1.124	46.28 %
umb B	1.785	1.115	62.47 %
umb C	-2.456	1.24	50.52 %

Tabla C.4: Coeficientes proporcionados por el análisis de regresión múltiple para estimar los niveles MCL en función de las variables independientes seleccionadas.

variable	coeficiente	error estándar	error est. relativo
orden. origen	0.7765	0.2613	33.66 %
electrodo	0.01104	0.01521	137.8 %
localiz. el.	-0.005564	0.006395	114.9 %
ampl. máx.	-0.0001108	0.0005528	499 %
umb A	0.01102	0.02159	195.9 %
umb B	-0.01103	0.02478	224.6 %
umb C	0.001004	0.02486	2476 %
umb A norm.	-0.5689	0.7221	126.9 %
umb B norm.	1.083	0.7735	71.45 %
umb C norm.	-0.2734	0.7572	276.9 %

Tabla C.5: Coeficientes proporcionados por el análisis de regresión múltiple para estimar los niveles THR normalizados en función de las variables independientes seleccionadas.

variable	coeficiente	error estándar	error est. relativo
orden. origen	0.6393	0.1249	19.54 %
electrodo	0.007317	0.007272	99.39 %
localiz. el.	-0.002394	0.003057	127.7 %
ampl. máx.	-8.057e-005	0.0002643	328.0 %
umb A	0.008523	0.01032	121.1 %
umb B	0.002981	0.01185	397.4 %
umb C	-0.01113	0.01188	106.8 %
umb A norm.	0.05907	0.3452	584.3 %
umb B norm.	0.1134	0.3697	326.0 %
umb C norm.	0.193	0.362	187.6 %

Tabla C.6: Coeficientes proporcionados por el análisis de regresión múltiple para estimar los niveles MCL normalizados en función de las variables independientes seleccionadas.

Bibliografía

- [AETS1995] Agencia de Evaluación de Tecnologías Sanitarias. *Implantes cocleares*. Ministerio de Sanidad y Consumo - Instituto de Salud Carlos III, 1995.
- [Abbas1998] P. J. Abbas, C. J. Brown, M. L. Hughes, y S. H. Hong. *First International Symposium and Workshop. Objective measures in cochlear implantation*. Nottingham, chapter Temporal response measures of evoked auditory nerve activity using the Nucleus C124M neural response telemetry. 1998.
- [Aitkin1968] L. M. Aitkin y C. W. Dunlop. "Interplay of excitation and inhibition in the cat medial geniculate body,". *J. Neurophysiol*, (31):44, 1968.
- [Allum1996] D. J. Allum, J. H. J. Allum, W. Baumgartner, y cols. *3rd European Symposium on Pediatric Cochlear Implantation, Hannover*, chapter Multi-language international perceptual test battery for comparing performance of children in different countries: Evaluation of Auditory Responses to Speech (EARS). 1996.
- [Almqvist1993] B. Almqvist, S. Harris, y K. E. Jönsson. *Cochlear Implant: New perspectives. International Symposium. Toulouse*, chapter Electrical brainstem responses in cochlear implants patients. Karger. Basel, 1993.
- [Altschuler1986] R. A. Altschuler y J. Fex. *Neurobiology of Hearing. The cochlea*, chapter Efferent neurotransmitters, pages 383–396. Raven Press. New York, 1986.
- [Archbold1994] S. Archbold. *Cochlear Implants for Young Children*, chapter Monitoring progress in children at the pre-verbal stage. B. McCormick and S. Sheppard. Whurr Publishers. London, 1994.
- [Arnesen1978] A. R. Arnesen y K. I. Osen. "The cochlear nerve in the cat: topography, cochleotopy and fiber spectrum,". *J. Comp. Neurol.*, (178):661–678, 1978.
- [Ashmore1986] J. F. Ashmore. "A fast motile response in guinea pig outer hair cells: the cellular basis of the cochlear amplifier,". *J. Physiol.*, (388):323–347, 1986.
- [Ashmore1990] J. F. Ashmore y H. Ohmori. "Control of intracellular calcium by ATP in isolated outer hair cells of the guinea-pig cochlea,". *J. Physiol.*, (428):109–131, 1990.
- [Avan1992] P. Avan, P. Loth, C. Menguy, y M. Teyssou. "Hypothetical roles of middle ear muscles in the guinea-pig,". *Hear. Res.*, (59):59–69, 1992.

- [Badih2002] L. Badih y S. Gallègo. *6th European Symposium on Paediatric Cochlear Implantation*, chapter Young children fitting methodology with the Digisonic Convex cochlear implant. 2002.
- [Bastarrica2004] M. Bastarrica, A. de la Torre, y M. Sainz. *5th European Congress of ORL Head and Neck Surgery*, chapter Synthesis of audio signals as perceived by cochlear implant patients. Validation of the synthesis procedure. 2004.
- [Bastarrica2004a] M. Bastarrica, A. de la Torre, y M. Sainz. *II Meeting Consensus on Auditory Implants, Valencia (España)*, chapter How do cochlear implant patients perceive the sound? Synthesizing audio signals according to coding strategy and features of the patient. 2004.
- [Beauvillain1982] C. Beauvillain, C. Simon, M. Wesoluch, y F. Legent. “Anatomie du nerf facial chez le nouveau-né. Deuxième et troisième portion: applications chirurgicales.”. *Ann Otolaryngol Chir Cervicofac*, (99):223–230, 1982.
- [Bekesy1960] G. Bekesy. *Experiments in Hearing*. Mc Graw-Hill Book. New York, 1960.
- [Bekesy1963] G. Von Bekesy. “Hearing theories on complex sounds,”. *J. Acoust Soc Am*, (35):588–601, 1963.
- [Berlin1979] C. I. Berlin y J. K. Cullen. *Clinical impedance audiometry*, chapter Physical basis of Impedance measurement, pages 118–127. Baltimore: Clinical Electronics Corporation, 1979.
- [Bertram1996] B. Bertram. *Cochlear implant rehabilitation in children and adults*, chapter An integrated rehabilitation and concept for cochlear implant children, pages 52–65. Whurr. London, 1996.
- [Biacabe1999] B. Biacabe, T. Mom, P. Avan, y P. Bonfils. *Encycl. Med. Chir. Oto-rhino-laryngologie*, chapter Anatomie fonctionnelle des voies auditives, pages 20–022–A–10. Elsevier. Paris, 1999.
- [Blamey1987] P. Blamey, R. Dowell, y G. Clark. “Acoustic parameters measured by a formant-estimating speech processor for a multiple-channel cochlear implant,”. *Journal of the Acoustical Society of America*, (82):38–47, 1987.
- [Blamey1996] P. Blamey, P. Arndt, F. Bergeron, G. Bredberg, y J. Brimacombe. “Factors affecting auditory performance of postlinguistically deaf adults using cochlear implants,”. *Audioogy and Neurootology*, (1):293–306, 1996.
- [Blauert1983] J. Blauert. *Spacial Hearing*. P.I.T. Press. Cambrige. Massachussetts, 1983.
- [Bonfils1990] P. Bonfils y P. Avan. *Encycl. Med. Chir. Oto-rhino-laryngologie*, chapter Techniques d’exploration du système auditif, pages 20–175–A–10. Elsevier. Paris, 1990.
- [Bonfils1995] P. Bonfils, M. Francois, D. Aidan, P. Avan S. Parat, y C. Boissinot. “Surdité en période néonatale: les bases du dépistage.”. *Arch Pediatr*, (2):685–691, 1995.
- [Bonfils2000] P. Bonfils, T. Van Den Abbeele, P. An , y P. Avan. *Encycl. Med. Chir. Oto-rhino-laryngologie*, chapter Exploracion funcional auditiva, pages 20–175–A–10. Elsevier. Paris, 2000.
- [Bordure2000] P. Bordure, O. Runner, R. Robert, y F. Legent. *Encycl. Med. Chir. Oto-rhino-laryngologie*, chapter Anatomía del nervio facial, pages 20–258–A–10. Elsevier. Paris, 2000.

- [Borg1972] E. Borg. "On the change in the acoustic impedance of the ear; a measure of middle ear muscle reflex activity,". *Acta Otolaryngol*, (74):163–171, 1972.
- [Borg1973] Borg. "On the neural organization of the acoustic middle ear reflex. A physiological and anatomical study,". *Brain. Res.*, (49):101, 1973.
- [Borg1974] E. Borg y J. E. Zakrisson. "Stapedius reflex and speech features,". *Acta Otolaryngol.*, (78):155–161, 1974.
- [Botte1989] M. C. Botte, G. Canevet, L. Demany, y C. Sorin. *Psychoacoustique et perception auditive*. INSERM. Paris, 1989.
- [Boyd2001] P. Boyd, J. Joseph, M. O'Driscoll, D. Webster, F. Willey, F. Ajayi, P. Nopp, y G. Brickley. *2nd International Symposium and Workshops: Objective Measures in Cochlear Implants*, chapter Investigation into the electrical stapedial muscle reflex in patients implanted with the MED-EL cochlear implant. 2001.
- [Bredberg1968] G. Bredberg. "Cellular pattern and nerve supply of the human organ of corti,". *Acta Otolaryngol*, (suppl 236), 1968.
- [Bredberg1997] G. Bredberg, B. Lindstrom, H. Löppönen, H. Skarzynski, M. Hyodo, y H. Sato. "Electrodes for ossified cochleas,". *American Journal of Otology*, (18):542–543, 1997.
- [Bredberg2000] G. Bredberg, B. Lindstrom, y P. S. D'Haese. *5th European Symposium on Pediatric Cochlear Implantation. Antwerp, Belgium*, chapter Results with the Split-electrode in 21 adults with ossified cochleas. 2000.
- [Brendel2005] M. Brendel, M. Büchner, C. Frohne-Büchner, T. Stöver, B. Schwab, R.D. Battmer, y T. Lenarz. *4th International Symposium and Workshops: Objective Measures in Cochlear Implants*, chapter Determination of intraoperative ESRT while stimulating with a speech burst and its predictive value for post-operative fitting. 2005.
- [Bresnihan2001] M. Bresnihan, G. Norman, F. Scott, y L. Viani. "Measurements of comfort levels by means of electrical stapedial reflexes in children,". *Arch. Otolaryngol. Head Neck Surg.*, 8(127):963–966, 2001.
- [Brickley2005] G. Brickley, P. Boyd, F. Willey, M. O'Driscoll, , D. Webster, y P. Nopp. "Investigations into electrically evoked stapedius reflex measures and subjective loudness percepts in the MED-EL COMBI40+ cochlear implant,". *Cochlear Implants International*, 6(1):31–42, 2005.
- [Brill1997] S. Brill, W. Gsöttner, J. Helms, C. Ilberg, W. Baumgartner, J. Müller, y J. Kiefer. "Optimization of channel number and stimulation rate for the fast continuous interleaved sampling strategy in the Combi-40+,". *The American Journal of Otology*, (18):S104–S106, 1997.
- [Brimacombe1995] J. A. Brimacombe, P. L. Arndt, S. J. Staller, y C. J. Menapace. *100th NHI Consensus Development Conference on Cochlear Implants in adults and children. Washington D.C. USA*, chapter Multichannel Cochlear implants in adults with residual hearing. 1995.

- [Brown1993] C. D. Brown, T. Antognelli, y W. P. R. Gibson. *Cochlear Implant: New perspectives. International Symposium. Toulouse*, chapter Auditory brainstem response evoked by electrical stimulation with a cochlear implant. Karger. Basel, 1993.
- [Brown1994] C. J. Brown, P. J. Abbas, H. Frayauf-Bertschy, D. Kelsay, y B. J. Gantz. "Intraoperative and postoperative electrically evoked auditory brain stem responses in Nucleus cochlear implant users: implications for the fitting process,". *Ear. Hear.*, (15):168–176, 1994.
- [Brown1999] C. J. Brown, S. M. Lopez, M. L. Hughes, y P. J. Abbas. "Relationship between EABR thresholds and levels used to program the Clarion speech processor,". *Ann. Otol Rhinol Laryngol.*, (108):50–57, 1999.
- [Brownell1985] W. E. Brownell, C. E. Bader, D. Bertrand, y Y. De Ribau-Pierre. "Evoked mechanical responses of isolated cochlear outer hair cells,". *Science*, (227):194–196, 1985.
- [Burke1983] D. J. Burke y M. Syzcher. *Entendre sans oreille*. Technomic Publishing Co. Pennsylvania, 1983.
- [Cabezudo1983] L. Cabezudo. *Estudio morfológico de la membrana basilar en el gato*. PhD thesis, Universidad Complutense de Madrid, 1983.
- [Caner2005] G. Caner, L. Arnold, y L. Olgun. *4th International Symposium and Workshops: Objective Measures in Cochlear Implants*, chapter Is it possible to optimise program parameter using objective measures such as NRT and ESRT? 2005.
- [Canessa1993] C. M. Canessa, J. D. Horisberger, y B. C. Rossier. "Epithelial sodium channel related to proteins involved in neurodegeneration,". *Nature.*, (361):467–470, 1993.
- [Carpenter1994] M. B. Carpenter. *Neuroanatomía. Fundamentos (cuarta edición)*. Panamericana. Willians and Wilkins. Buenos Aires, 1994.
- [Cavalle2002] L. Cavalle, A. Belinchon, J. Faus, y C. Morera. *6th European Symposium on Paediatric Cochlear Implantation*, chapter Intraoperative electrical stapedius reflex in children with Speak and ACE strategy. 2002.
- [Chouard1973] C. H. Chouard y P. McLeod. "Le réhabilitation des surdités totales: essai de l'implantation cochléaire d'électrodes multiples,". *Presse Med.*, (49):12958, 1973.
- [Chouard1978] C. H. Chouard. *Entendre sans oreille*. R. Laffont. Paris, 1978.
- [Chouard1995] C. H. Chouard, M. Quayoun, B. Meyer, y C. Fugain. "Speech coding strategies of the Digisonic fully digitized cochlear implant,". *Acta Otolaryngol.*, (115):264–268, 1995.
- [Ciges1986] M. Ciges. "Fisiología de la recepción sonora,". *Anales de Otorrinolaringología*, (1-2):19–34, 1986.
- [Ciges1992b] M. Ciges. *Potenciales evocados somatosensoriales, visuales y auditivos*. M. Ciges, J. Artieda, M. Sainz, M. Stingl de Mendez, chapter Potenciales Evocados Auditivos. Correlaciones morfofuncionales. 1992.

- [Clark1978] G. M. Clark, Y. C. Tong, R. Black, J. C. Forster, J.F. Patrick, y D. J. Dewhurst. "A multiple electrode cochlear implant,". *J. Lar. Otol.*, (91):935–945, 1978.
- [Clark1987] G. M. Clark. "The University of Melbourne-Nucleus multielectrode cochlear implant,". *Adv. Otorhinolaryngol.*, (38):124–126, 1987.
- [Clark1991] G.M. Clark, P.M. Dawson, P.J. Blamey, S.J. Dettman, L.C. Rowland, y A.M. Brown. "Multiple-channel cochlear implants for children: The Melbourne program,". *J. Otolaryngological Soc Australia*, (6):348–353, 1991.
- [Clement2002] R.S. Clement, P.N. Carter, y D.R. Kipke. "Measuring the electrical stapedius reflex with stapedius muscle electromyogram recordings,". *Annals of Biomedical Engineering*, 2(30):169–179, 2002.
- [Cordero2000] L. J. Cordero, J. J. Moretti, L. Nicenboimm, y S. Arauz. *5th European Symposium on Pediatric Cochlear Implantation. Antwerp, Belgium*, chapter Cochlear implants in malformations of the inner ear. 2000.
- [Corey1979] D. P. Corey y A. J. Hudspeth. "Ionic basis of the receptor potential in a vertebrate hair cell,". *Nature.*, (281):675–677, 1979.
- [Coudert1998] C. Coudert, J. M. Chanal, J. P. Piron, M. L. Laborde, E. Truy, A. Uziel, y B. Fraysse. *First International Symposium and Workshop. Objective measures in cochlear implantation. Nottingham*, chapter Per and Post-operative neural response telemetry measurements with adult and child cochlear implants users. 1998.
- [Courtat1992] P. Courtat y P. Elbaz. *Réparation du dommage corporel en oto-rhino-laryngologie*. Masson: Paris, 1992.
- [Courtat1997] P. Courtat, P. Elbaz, M. François, M. Ohresser, y F. Leca. *Exploraciones funcionales en otorrinolaringología*, chapter Exploración de la función auditiva. Editorial JIMS S. A. Barcelona, 1997.
- [Cowan1997] R. S. C. Cowan y G. M. Clark. *Cochlear implantation for infant and children. Advances*, chapter The Melbourne cochlear implant, pages 47–70. Singular. San Diego-London, 1997.
- [Cramer1991] H. B. Cramer y J. M. Kartush. "Test of the function of the facial nerve,". *Otolaryngol Clin North Am*, (24):557–572, 1991.
- [Cullington1998] H.E. Cullington, A.V. Hodges, S.L. Butts and S. Dolan-Ash, y T.J. Balkany. *1st International Symposium and Workshops: Objective Measures in Cochlear Implants*, chapter The use of middle ear muscle reflexes in post-operative programming procedures. 1998.
- [Dallos1973] P. Dallos. *The auditory periphery*. Academic Press. New-York, 1973.
- [Dancer1979] A. Dancer, R. Francke, K. Buck, y G. Evrard. *Etude de la transmission du stimulus acoustique au niveau du receptrer auditif chez le cobaye*. PhD thesis, ISL R113/79, 1979.
- [Darrouzet2002] V. Darrouzet, T. Houliat, S. Lacher Fougere, y J. Bébéar. *Encyclopedie Médico-Chirurgicale Oto-Rhino-Laryngologie, E-20-260-A-10, 16 p.*, chapter Paralisis faciales. Editions Scientifiques et Médicales Elsevier SAS, Paris, 2002.

- [Dauman2000] R. Dauman, B. Carbonnière, V. Soriano, S. Berger-Lautissier, J. Bouyé, E. Debruge, G. Coriat, y J.P. Bébéar. *Encyclopedie Médico-Chirurgicale Oto-Rhino-Laringologie, E-20-185-D-10, 13p*, chapter Implantes cocleares en el adulto y en el niño. Editions Scientifiques et Médicales Elsevier SAS, Paris, 2000.
- [Davis1995] A. Davis, H. Fortnum, y G. O'Donoghue. "Children who could benefit from a cochlear implant: a European estimate of projected numbers, cost and relevant characteristics,". *Int J. Ped. Otorhinolaryngol*, (31):221–233, 1995.
- [Dawson1997] P. W. Dawson, M. Skok, y G. M. Clark. "The effect of loudness imbalance between electrodes in cochlear implant users,". *Ear. Hear.*, (18):156–165, 1997.
- [Decreamer1991] W. F. Decreamer, S. M. Khanna, y W. R. Funnell. "Malleus vibration mode changes with frequency,". *Hear. Res.*, (54):305–318, 1991.
- [Decreamer1994] W. F. Decreamer y S. M. Khanna. "Modelling the malleus vibration as a rigid body motion with one rotacional and one translational degree of freedom,". *Hear. Res.*, (72):1–18, 1994.
- [Dickins1988] J.R. Dickins, J.T. Smith, y S.S.Ulahan. "Herpes zoster oticus: treatment with intravenous aciclovir,". *Laryngoscope*, (98):776–779, 1988.
- [Dirks2000] D. Dirks y D. Morgan. *The Ear: Comprehensive Otology*, chapter Timpanometry and acoustic reflex testing, pages 223–229. R. Canalis and P. Lambert eds., 2000.
- [Djupesland1965] G. Djupesland. "Electromyography of the tympanic muscles in man,". *Int. Audiol.*, (4):34–41, 1965.
- [Dobbing1973] J. Dobbing y J. Sands. "Quantitative growth and development of human brain,". *Arch. Dis. Child.*, (48):757–767, 1973.
- [Domenech1984] J. M. Domenech. *Ponencia de la Sociedad Española de Otorrinolaringología: Parálisis facial periférica*, chapter Desarrollo del nervio facial en el periodo embrionario y fetal humano. Garsi. Madrid, 1984.
- [Dorman1989] M. Dorman, M. Hannley, K. Dankowski, L. Smith, y G. McCandless. "Word recognition by 50 patients fitted with the Symbion multichannel cochlear implant,". *Ear and Hearing*, (10):44–49, 1989.
- [Dorman1993] M. Dorman. *Cochlear implants: Audiological Foundations*, chapter Speech perception by adults, pages 145–190. Singular Publishing Group, Inc. R. Tyler, 1993.
- [Dorman1997] M. Dorman, P. Loizou, y D. Rainey. "Speech intelligibility as a function of the number of channels of stimulation for signal processors using sine-wave and noise-band outputs,". *Journal of the Acoustical Society of America*, (102):2403–2411, 1997.
- [Dorman1997a] M. Dorman y P. Loizou. "Changes in speech intelligibility as a function of time and signal processing strategy for an Ineraid patient fitted with Continuous Interleaved Sampling (CIS) processors,". *Ear and Hearing*, (18):147–155, 1997.

- [Dorman1997b] M. Dorman, P. Loizou, y D. Rainey. "Simulating the effect of cochlear implant electrode insertion-depth on speech understanding,". *The Journal of the Acoustical Society of America*, (102):2993–2996, 1997.
- [Eddington1978] D. K. Eddington y cols. "Auditory prosthesis research with multiple-channel intracochlear in man,". *Ann. Otol. Rhinol. Laryngol.*, (87(suppl 53)):5–39, 1978.
- [Eddington1980] D. Eddington. "Speech discrimination in deaf subjects with cochlear implants,". *Journal of the Acoustical Society of America*, (68(3)):885–891, 1980.
- [Erber1976] N. P. Erber y C.Ñ. Alencewicz. "Audiologic evaluation of deaf children,". *J. Speech Hear. Dis.*, (41):256–267, 1976.
- [Erber1982] N. P. Erber. *Auditory training*. Alexander Graham Bell Association. Washington, 1982.
- [Erminy2000] M. Erminy, S. Skanavi, T. Van Den Abbeele, P. Avan, y P. Bonfils. *Encycl. Med. Chir. Oto-rhino-laryngologie*, chapter Fisiología de la audición, pages 20–030–A–10. Elsevier. Paris, 2000.
- [Erulkar1975] S. D. Erulkar. *Handbook of sensory physiology. Auditory system*, chapter Physiological studies of the inferior colliculus and medial geniculate complex. Springer-Verlag. Berlin, Heidelberg, New York, 1975.
- [Esslen1977] E. Esslen. *The acute facial palsy*. Springer-Verlag. Berlin, 1977.
- [Eybalin1983] M. Eybalin y R. Pujol. "A radioautographic study of (3H)L-glutamate and (3H) L-glutamine uptake in the guinea-pig cochlea,". *Neuroscience*, (9):863–871, 1983.
- [Eyries1970] C. Eyries, C. H. Chouard, y C. Peytral. *Encyclopedie Médico-Chirurgicale Oto-Rhino-Laryngologie (vol 1)*, chapter Systematisation des voies cochleaires. Editions Techniques. Paris, 1970.
- [Eyries1973] C. Eyries. "Recherches sur les voies et les centres cochleaires de l'homme a l'étage bulboprotuberantiel,". *Ann ORL*, (90):5, 1973.
- [Fayad1991] J. Fayad, F.H.Linthicum, y S.R. Otto. "Cochlear implants: Histopathologic findings related to performance in 16 human temporal bones.,". *Ann Otol Rhinol Laryngol*, (100):807–811, 1991.
- [Fensterbusch2002] R. Fensterbusch, I. Ibañez, M. Mateos, y C. Morera. *6th European Symposium on Paediatric Cochlear Implantation*, chapter Hearing loss etiology in cochlear implanted children. 2002.
- [Fisch1981] U.Fisch. "Surgery for Bell's palsy,". *Arch Otolaryngol*, (107):1–11, 1981.
- [Flock1984] A. Flock y D. Strelhoff. "Studies on hair cells in isolates coils from the guinea pig cochlea,". *Hear. Res.*, (15):11–18, 1984.
- [Fourcin1983] A. J. Fourcin, Donek E. E, y B. C. J. Moore. "Speech perception with promontory stimulation,". *Am. N. Y. Acad. Sci.*, (405):280–294, 1983.
- [Fraser1991] G. Fraser. *Cochlear implants. A practical guide*, chapter The cochlear implant team, pages 86–102. Whurr. London, 1991.

- [Frayse2004] B. Fraysse, K. Albergger, R. Battmer, y et. al. *II Meeting Consensus on Auditory Implants, Valencia (España)*, chapter Conservation of residual hearing and electroacoustic stimulation in recipients of the Nucleus24 contour advanced cochlear implant. 2004.
- [Fu1999] Q. J. Fu y R. V. Shannon. "Effect of acoustic dynamic range on phoneme recognition in quiet and noise by cochlear implant users,". *The Journal of the Acoustical Society of America*, (106):L65–L70, 1999.
- [Funnell1982] W. R. Funnell y C. A. Laszlo. "A critical review of experimental observations on eardrum structure and function,". *ORL*, (44):181–205, 1982.
- [Gallego1998] S. Gallègo y C. Berger-Vachon. *First International Symposium and Workshop. Objective measures in cochlear implantation. Nottingham*, chapter Modelling of surface potential delivered by electrical stimulation of the cochlea: artefact reducing by optimal placement of recording electrodes. 1998.
- [Gantz1993] B. J. Gantz, G. G. Woodworth, J. F. Knutson, P. J. Abbas, y R. S. Tyler. "Multivariate predictors of success with cochlear implants,". *Adv.Oto-Rhino-Laryngol.*, (48):153–167, 1993.
- [Gantz1996] B. J. Gantz, R. S. Tyler, H. Fryauf-Bertschy, R. T. Miyamoto, K. Kirk, y N. L. Cohen. *6rd European Symposium on Paediatric Cochlear Implantation, Hanover*, chapter Indications for cochlear implants in children with residual hearing. 1996.
- [Gavilan1995] C. Gavilán y cols. "Implantes Cocleares,". *Agencia de Evaluación de Tecnologías Sanitarias. Madrid: Instituto Carlos III*, pages 243–271, 1995.
- [Gibson1978] W. P. R. Gibson. *Essentials of clinical electric response audiometry*. Churchill Livingstone. Edimburgo, 1978.
- [Gibson1997] W. P. Gibson, S. Herridge, y M. Rennie. "Importance of age in the selection of congenitally deaf children for cochlear implant surgery,". *Adv. Otorhinolaryngol.*, (52):78–81, 1997.
- [Glendenning1983] K. K. Glendenning y R. B. Masterton. "Acoustic chiasm: efferent projections of the lateral superior olive,". *J. Neurosci.*, (3):1521–1537, 1983.
- [Gold1948] T. Gold y I. I. Hearing. "The physical basis of the action of the cochlea,". *Proc R Soc London B.*, (135):492–498, 1948.
- [Goldberg1967] J. M. Golberg. "Ascending projections of the lateral lemniscus in the cat and monkey,". *J. Comp. Neurol.*, (129):143, 1967.
- [Goldberg1975] J. M. Goldberg. *Handbook of sensory physiology. Auditory system*, chapter Physiological studies of auditory nuclei of the pons, page Vol V. Springer-Verlag. Berlin, Heidelberg, New York, 1975.
- [Grays1989] Gray's. *Gray's Anatomy*. Churchill Livingstone. New York.
- [Green1983] K. W. Green y R. H. Margolis. "Detection of hearing loss with ipsilateral acoustic reflex thresholds,". *Audiology*, (22), 1983.

- [Guerrier1975] Y.Guerrier. "Nerf facial.Quelques points d'anatomie topographique,". *Ann. Oto-Laryng*, (92):161–171, 1975.
- [Guerrier1977] Y. Guerrier. *Fisch-U ed. Proceedings of the thrid international symposium on facial nerve surgery 1976*, chapter Surgical anatomy, particularly vascular supply of the facial nerve, pages 13–23. Aesculapius Publishing, 1977.
- [Guinan1987] J. J. Guinan y M. P. McCue. "Asymmetries in the acoustic reflexes of the cat stapedius muscle.,". *Hear Res.*, (26):1, 1987.
- [Harrison1978] J. M. Harrison. *Evoked electrical activity in the auditory nervous system*, chapter Auditory system of the brain stem. Academic Press. New York, 1978.
- [Helmholtz1868] H. Helmholtz. "Die mechanik der Gehörknöchelchen und des Trommelfells.,". *Pfluegers Arch.*, (1):1–60, 1868.
- [Helms1997] J. Helms, J. Müller, y F. Schon. "Evaluation of performance with the Combi 40 cochlear implant in adults: A multicentric clinical study.,". *Oto-Rhino-Laryngology*, (59):23–35, 1997.
- [Hochmair1983] I. Hochmair-Desoeyer y E. Hochmair. "Percepts elicited by different speech-coding strategies.,". *Annals of New York Academy of Sciences*, (405):268–279, 1983.
- [Hodges1997] A. W. Hodges, T. J. Balkany, R. A. Ruth, P. R. Lambert, S. Doland-Ash, y J. J. Schloffman. "Electrical middle ear muscle reflex: use in cochlear implant programming.,". *Otolaryngol Head Neck Surg.*, (117):255–261, 1997.
- [Holte1996] L.Holte. "Aging effects in multifrequency tympanometry.,". *Ear & Hearing*, (17(1)):12–18, 1996.
- [House1973] W. House y J. Urban. "Long-term results of electrode implantation and electronic stimulation of the cochlea in man.,". *Annals of Otol. Rhinol. and Laryngol.*, (82):504–517, 1973.
- [House1982] W. F. House y A. Edgerton. "A multiple electrode cochlear implant.,". *Ann. Otol. Rhinol. Laryngol.*, (91 (suppl)):104–116, 1982.
- [House1986] W. F. House y K. I. Berliner. "Safety and efficacy of the House/3M cochlear implant in profoundly deaf adults.,". *Otolaryngol. Clin. North. Am.*, (19):275–286, 1986.
- [Housley1992] G. D. Housley y J. F. Ashmore. "Ionic currets of outer hair cells isolated from the guinea-pig cochlea.,". *J. Physiol.*, (448):73–98, 1992.
- [Hudspeth1985] A. J. Hudspeth. "The cellular basis of hearing:the biophysics of hair cells.,". *Science*, (230):745–752, 1985.
- [Hunter-Duvar1977] I. M. Hunter-Duvar. "Morphology of the normal and acoustically damaged cochlea.,". *Scanning electron microsc.*, (II):421, 1977.
- [Jerger1970] J. Jerger. "Clinical experience with impedance audimetry.,". *Arch Otolaryngol.*, (92), 1970.
- [Jerger1974] J. Jerger, L. Anthony, y S. Jerger. "Studies in impedance audimetry. 111 middle ear disorders.,". *Arch Otolaryngol.*, (99:165), 1974.

- [Jolly2000] C.Ñ. Jolly, W. Gstöttner, I. Hochmair-Desoyer, W. D. Baumgartner, y J. Hamzavi. *Seventh Symposium on cochlear implants in children*, chapter Principles and outcome in perimodiolar positioning. Gantz et al, 2000.
- [Jorgensen1988] F. Jorgensen y H. Ohmori. "Amiloride blocks the mechano-electrical transduction channel of hair cells of the chick,". *J. Physiol.*, (403):577–588, 1988.
- [Jori2002] J. Jori, F. Toth, J.G. Kiss, M. Brzozka, A. Torkos, A. Szamoskozi, y J. Czigner. *6th European Symposium on Paediatric Cochlear Implantation*, chapter The value of stapedius reflex monitoring during cochlear implantation. 2002.
- [Joseph1985] M. P. Joseph, J. J. Guinan, B. C. Fullerton, y B. E. Norris. "Kiang NYS: Number and distribution of stapedius motoneurons in cats,". *J. Comp Neurol*, (232), 1985.
- [Karel1986] J. Karel y M. Van Camp & Vogeller. "Normative multifrequency tympanometric data on otosclerosis,". *Scandinavian Audiology*, (15):187–90, 1986.
- [Karlik2003] M. Karlik, W. Szyfter, M.O. Stieler, y Z. Obr'bowska-Karsznia. *4th International Symposium on Electronic Implants in Otology and Conventional Hearing Aids*, chapter Electrically evoked stapedius reflex threshold and electrical threshold in patients with cochlear implants. 2003.
- [Kemp1978] D. T. Kemp. "Stimulated acoustic emissions from within the human auditory system,". *J Acoust Soc Am.*, (64):1386–1391, 1978.
- [Khanna1970] S. M. Khanna. *A holographic study of timpanic membrane vibrations in cats*. PhD thesis, University Microfilm. Ann Arbor, 1970.
- [Khanna1972] S. M. Khanna y J. Tonndorf. "Timpanic membrane vibrations in cats studied by time-averaged holography,". *J. Acoust. Soc. Am.*, (51):1904–1920, 1972.
- [Khanna1985] S. M. Khanna y M. R. Stinson. "Specification of the acoustical input to the ear at high frequencies,". *J. Acoust. Soc. Am.*, (77):577–589, 1985.
- [Kiang1965] N. Y. Kiang, T. Watanabe, E. F. Thomas, y L. C. Clark. *Discharge pattern of single fibers in the cat's auditory nerve*. MIT Press. Cambridge, 1965.
- [Kileny1991] P. R. Kileny. "Use of electrophysiologic measures in the management of children with cochlear implants: brainstem, middle latency and cognitive(P300)responses,". *Am. J. Otol.*, (12(suppl)):37–42, 1991.
- [Kileny1992] P. R. Kileny. "Electrically evoked whole nerve action potentials in Ineraid cochlear implants users: responses to different stimulating electrode configurations and comparison to psychophysical responses,". *Ear Hear.*, (13):294–299, 1992.
- [Kimura1979] R. S. Kimura, C. Y. Otal, y T. Takahashi. "Nerve fiber synapses on spiral ganglion cells in adult cats,". *Ann. Otol. Rhinol. Laryngol.*, (88(suppl)):1–17, 1979.
- [Klomp1979] G. Klomp, M. Womack, y W. H. Dobbelle. "Percutaneous connections in man,". *Trans. Am. Soc. Artif. Intern. Organs*, (25):1–7, 1979.

- [Koebsell1986] K. A. Koebsell y R. H. Margolis. "Tympanometric gradient measured form normal preschool children,". *Audiology*, (25), 1986.
- [Kortmann2005] T. Kortmann, J. Müller-Deile, y A. Morsnowski. *4th International Symposium and Workshops: Objective Measures in Cochlear Implants*, chapter Measurements of electrically evoked stapedial reflexes with variable stimulation rates. 2005.
- [Kroese1989] A. B. Kroese, A. Das, y A.J. Hudspeth. "Blockage of the transduction channels of hair cells in the bullfrog's sacculus by aminoglycoside antibiotics.,". *Hear. Res.*, (37):203–218, 1989.
- [Kuhn-Inacker2002] H. Kühn-Inacker, R. Mederake, F. Schön, J. Müller, y J. Helms. *6th European Symposium on Paediatric Cochlear Implantation*, chapter Fitting of very young children. 2002.
- [Lang1983] J.Lang. *Clinical anatomy of the head*. Springer-Verlag,Berlin, 1983.
- [Leblanc1995] A. Leblanc. *The cranial nerves. Anatomy., Imaging. Vascularization*. Springer-Verlag. Heidelberg, 1995.
- [Lechuga2000] R.Lechuga, C.Frade, A.Soto, y T.Labella. "Parámetros de normalidad en la timpanometría de multifrecuencia,". *Acta Otorrinolaring Esp*, (51(3)):207–210, 2000.
- [Legent1984] F. Legent, L. Perlemuter, y C. Vandenbrouck. *Cahiers d'anatomie ORL: oreille*. 4a ed. Masson. París, 1984.
- [Legoux1959] J. P. Legoux y S Tarab. "Experimental study of bone conduction in ears with mechanical impairment of three ossicles,". *J. Acoust. Soc. Am.*, (31):1453–1458, 1959.
- [Lenarz1998] T. Lenarz, C. Frohne, D. Gnadeberg, y R. D. Battmer. "Electrophysiological and objective measures after implantation,". *1st Int. Symp. & Workshop on Objective Measures in Cochlear Implantation-1998*, page 79, 1998.
- [Lieberman1980] M. C. Liberman. "Morphological differences among radial afferent fibers in the cat cochlea:an electron microscopic study of serial sections,". *Hear. Res.*, (3):45–63, 1980.
- [Lieberman1982] M. C. Liberman. "Single-neuron labelling in the cat auditory nerve,". *Science*, (216):1239–1241, 1982.
- [Lieberman1984] M. C. Liberman y L. W. Dodds. "Single-neuron labelling and chronic cochlear pathology.III. Stereocilia damage and alterations of threshold tuning curve.,". *Hear. Res.*, (16):55–74, 1984.
- [Liden1969] J. Jerger. *J. Laryngol Otol*.
- [Lilly1973] D. J. Lilly. *Modern Developments in Audiology*, chapter Measurement of acoustic impedance at the tympanic membrane, page 345. Academic Press, New York, 1973.
- [Lim1972] D. Lim. "Fine morfology of the tectorial membrane,". *Arch. Otolaryng. (Chicago)*, (96):199, 1972.
- [Lingueglia1993] E. Lingueglia, N. Voilley, R. Waldmann, M. Lazdunski, y P. Barbry. "Expression cloning of an epithelial amiloride-sensitive Na⁺ channel,". *FEBS Lett.*, (318):95–99, 1993.

- [Linthicum1983] F.H.Linthicum y F.R. Galey. "Histologic evaluation of temporal bones with cochlear implants,". *Ann Otol Rhinol Laryngol*, (92):610–613, 1983.
- [Linthicum1991] F.H. Linthicum, J. Fayad, S.R. Otto, F.R. Galey, y W.F. "Cochlear implant histopathology,". *Am J. Otolaryngology*, (12):245–311, 1991.
- [Loeb1983] G. E. Loeb, C. L. Byers, S. J. Rebscher, y cols. "Design and fabrication of an experimental cochlear prosthesis,". *Med. Biol. Eng. Comput.*, (21):241–254, 1983.
- [Loizou1998] P. C. Loizou. "Mimicking the human ear,". *IEEE Signal Processing Magazine*, pages 101–130, 1998.
- [Loizou2000] P. C. Loizou, O. Poroy, y M. Dorman. "The effect of parametric variations of cochlear implant processors on speech understanding,". *The Journal of the Acoustical Society of America*, (108):790–802, 2000.
- [Lopez1984] D. López, M. Campos, y M. Navarrete. *Ponencia oficial parálisis facial periférica, Sociedad Española de Otorrinolaringología y Patología Cervico-Facial*, chapter Anatomía del nervio facial, pages 31–46. Garsi. Madrid, 1984.
- [Lorens2003] A. Lorens, H. Skarzynski, A. Piotrowska, A. Walkowiak, L. Sliwa, y K. Kochanek. "Objective methods of post-operative test in cochlear implant patients,". *International Congress Series*, (1240):379–383, 2003.
- [Lorens2004] A. Lorens, A. Walkowiak, A. Piotrowska, H. Skarzynski, y I. Anderson. "ESRT and MCL correlations in experienced paediatric cochlear implant users,". *Cochlear Implants International*, 5(1):28–37, 2004.
- [Lorens2004a] A. Lorens, A. Wasowski, A. Walkowiak, A. Piotrowska, y H. Skarzynski. "Stability of electrically elicited stapedius reflex threshold in implanted children over time,". *International Congress Series*, (1273):84–86, 2004.
- [Lorens2004b] A. Lorens, H. Skarzynski, y A. Piotrowska. *II Meeting Consensus on Auditory Implants, Valencia (España)*, chapter Results of bimodal stimulation after partial deafness cochlear implantation (PDCI). 2004.
- [Lorens2004c] A. Lorens, H. Skarzynski, y A. Piotrowska. *II Meeting Consensus on Auditory Implants, Valencia (España)*, chapter Preservation of residual hearing after cochlear implantation in partially deafened patients. 2004.
- [Lorente-de-No1981] Lorente de No. *The primary acoustic nuclei*. Raven Press. New York, 1981.
- [Love1978] T.J.Love y W.R.Stream. "The biphasic acoustic reflex a new perspective,". *The Laryngoscope*, (88):298–312, 1978.
- [Lyon1978] M. Lyon. "The central location of the motor neurons to the stapedius muscle in the cat,". *Brain Res.*, pages 143–437, 1978.

- [Lyon1979] M. Lyon. "Peripheral innervation of the stapedius muscle in the cat: An electron microscopic study.,". *Exp Neurol.*, (66):707, 1979.
- [Maffi1987] C. L. Maffi y L. M. Aitkin. "Differential neural projections to regions of the inferior colliculus of the cat responsive to high frequency sounds,,". *Hear. Res.*, (26):211–219, 1987.
- [Manrique1998] M. Manrique, A. Huarte, M. Molina, J. Narbona, F. J. Cervera-Paz, J. Artieda, y R. García-Tapia. *Libro del Año. Otorrinolaringología. 1998*, chapter Implantes cocleares en los niños. Saned Ediciones, 1998.
- [Marchbanks1995] R. Marchbanks. *Intracranial and intralabyrinthine fluids. Basic aspects and clinical application*, chapter Hydromechanical interactions of the intracranial and intralabyrinthine fluid. Springer. Berlin, 1995.
- [Margolis1991] R. H. Margolis y S. C. Levine. "Acoustic reflex measures in audiologic evaluation,,". *Otolaryngol Clin North Am*, (24):329–347, 1991.
- [Martin1997] J. Martin. *Neuroanatomía (segunda edición)*. Prentice Hall. Madrid, 1997.
- [Mason1993b] S. M. Mason, S. Sheppard, C. W. Garnham, M. E. Lutman, G. M. O'Donoghue, y K. P. Gibbin. *Cochlear Implant: New perspectives. International Symposium. Toulouse*, chapter Application of intraoperative recordings of electrically evoked ABRs in a Paediatric cochlear implant programme. Karger. Basel, 1993.
- [Mason1994] S. Mason, S. Sheppard, C. Garnham, M. Lutman, G. O'Donoghue, y K. Gibbin. "Improving the relationships of intraoperative EABR threshold to T-Level in young children receiving the Nucleus cochlear implant,,". *Advances in Cochlear Implants (Ed. I.J. Hochmair and E.S. Hochmair)*, pages 44–49, 1994.
- [Mason1994a] S. M. Mason, S. Sheppard, C. W. Garnham, M. E. Lutman, G. M. O'Donoghue, y K. P. Gibbin. *Advances in cochlear implants. Proceedings of the third International Cochlear Implant Conference, Innsbruck, Austria*, chapter Improving the relationship of intraoperative EABR threshold to T-level in young children receiving the Nucleus cochlear implant. 1994.
- [Mason1995] S. Mason y C. Garnham. "Intra-operative test protocol,,". *EP Workshop Electrophysiological and Objective Tests in Paediatric Cochlear Implantation*, pages 32–44, 1995.
- [Mason2000] S.M. Mason, M. Dodd, K.P. Gibbin, y G.M. O'Donoghue. "Assessment of the functioning of peripheral auditory pathways after cochlear reimplantation in young children using intra-operative objective measures,,". *British Journal of Audiology*, 34(34):179–186, 2000.
- [Masterton1967] B. Masterton y I. T. Diamond. "The medial-superior olive and sound localization,,". *Science*, (155):1696, 1967.
- [May1986] M. May. *The facial nerve*. Thieme. Stuttgart, 1986.
- [May2000] M. May. *The facial nerve*, chapter Anatomy to the clinician. Thieme-Verlag, New York, 2000.

- [McConkey-Robbins1997] A. McConkey-Robbins y M. Svirsky K. I. Kirk. "Children with implants can speak, but can they communicate,," *Otolaryngol. Head Neck Surg.*, (117):155–160, 1997.
- [McDermott1992] H. McDermott, C. McKay, y A. vandali. "A new portable sound processor for the University of Melbourne/Nucleus Limited multielectrode cochlear implant,," *Journal of the Acoustical Society of America*, (91):3367–3371, 1992.
- [McKenna1991] L. McKenna. *Cochlear implants. A practical guide*, chapter The assessment of psychological variables in cochlear implants patients, pages 125–145. Whurr. London, 1991.
- [Meller2004] R. Meller, S. Gallego, J.P. Lavielle, y J. Magnan. *II Meeting Consensus on Auditory Implants, Valencia (España)*, chapter Electroacoustic stimulation: extracochlear way with MXM device. 2004.
- [Merzenich1984] M. Merzenich, S. Rebscher, G. Loeb, C. Byers, y R. Schindler. "The USCF cochlear implant project: State of development,," *Advances in Audiology*, (2):119–144, 1984.
- [Merzenich1985] M. Merzenich. *Cochlear Implant*, chapter UCSF cochlear implant device. R. A. Schindler and M Merzenich. Raven Press. New York, 1985.
- [Minatogawa1980] T.Minatogawa, T.Kumoi, H.Hosomi, y T.Kokan. "The blood supply of the facial nerve in human temporal bone,," *Auris Nasus Larynx*, (7):7–18, 1980.
- [Miyamoto1987] R.T. Miyamoto y D. D. Brown. "Electrically evoked brainstem responses in cochlear implants recipients,," *Otol. Head Neck Surg.*, (96):34–38, 1987.
- [Miyamoto1989] R.T. Miyamoto, M. J. Osberger, A. J. Robbins, J. Renshaw, W. A. Myers, K. Kessler, y M. L. Pope. "Comparison of sensory aids in deaf children,," *Ann. Otol. Rhinol. Laryngol.*, (142 (suppl)):2–7, 1989.
- [Miyamoto1993] R.T. Miyamoto, M. J. Osberger, A. M. Robbins, W. A. Myres, y K. Kessler. "Prelingually deafened children's performance with Nucleus multichannel cochlear implant,," *Am. J. Otol.*, (14):437–445, 1993.
- [Miyamoto1996] R. T. Miyamoto, K. I. Kirk, A. M. Robbins, S. Todd, y A. Riley. "Speech perception and peech production skills of children with multichannel cochlear implants,," *Acta Otolaryngol.*, (116):334–337, 1996.
- [Mondain2004] M. Mondain, A. Vieu, M. Sillon, G. Geffriaud, A. Bastin, M. Sicard, J.J. Piron, F. Reuillard, y A. Uziel. *II Meeting Consensus on Auditory Implants, Valencia (España)*, chapter Cochlear implantation with residual hearing in prelingually deafened children and in adults. 2004.
- [Morest1968] D. K. Morest. "The collateral system of the medial nucleus of the trapezoid body of the cat, its neuronal architecture and relation to the olivo-cochlear bundle,," *Brain Res.*, (9):288–311, 1968.
- [Nadol1989] J. B. Nadol y Y. S. Young R. J. Glynn. "Survival of spiral ganglion cells in profound sensorineural hearing loss. Implications for cochlear implantation,," *Ann. Otol. Rhinol. Laryngol.*, (9):411–416, 1989.

- [Nagakawa1990] T. Nagakawa, N. Akaike, T. Kimitsuki, S. Komune, y T. Arima. "ATP-induced current in isolated outer hair cells of guinea-pig cochlea,". *J. Neurophysiol.*, (63):1068–1074, 1990.
- [Nager1982] G.T. Nager y B. Proctor. "Anatomical variations and anomalies involving the facial canal,". *Ann Otol rhinol Laryngol.*, (91):45–61, 1982.
- [Nevins1996] M. E. Nevins y P. Chute. *Children with cochlear implants in educational settings*. Singular. San Diego, 1996.
- [Oertel1997] D. Oertel. "Encoding of timing in the brain stem auditory nuclei of vertebrates,". *Neuron*, (19):959–962, 1997.
- [Ohmori1988] H. Ohmori. "Mechanical stimulation and FURA-2 fluorescence in the hair bundle of dissociated hair cells of the chick,". *J. Physiol.*, (399):115–137, 1988.
- [Olaizola1979] J. J. Barajas y F. Olaizola. *Ponencia oficial Impedanciometria, Sociedad Española de Otorrinolaringología y Patología Cervico-Facial*, chapter Parametros del reflejo estapedial, pages 103–115. Acta Otorrinolaringologica Española, Vol 30, numero extraordinario, 1984.
- [Osberger1991] M. J. Osberger, S. L. Todd, S. W. Berry, A. M. Robbins, y R.T. Miyamoto. "Effect of age at onset of deafness on children's speech perception abilities with a cochlear implant,". *Ann. Otol. Rhinol. Laryngol.*, (100):883–888, 1991.
- [Osborne1984] M. Osborne, S. Comis, y J. Pickles. "Morphology and cross-linkage of stereocilia in the guinea-pig labyrinth examined without the use of osmium as a fixative,". *Cell Tissue Res*, (237):43–48, 1984.
- [Otal1980] C. Y. Otal y R. S. Kimura. "Ultrastructural study of the human spiral ganglion,". *Acta Otolaryngol.*, (89):53–62, 1980.
- [Paradise1976] J. L. Paradise, C. G. Smith, y C. D. Bluestone. "Tympanometric detection of middle ear and effusion in infants and young children,". *Pediatrics.*, (58), 1976.
- [Patrick1985] J.F. Patrick, P. A. Crosby, M. S. Hirshorn, y cols. *Cochlear Implants*, chapter The Australian multichannel implantable hearing prosthesis. R. A. Schindler and M. M. Merzenich. Raven Press. New York, 1985.
- [Patrick1991] J. F. Patrick y G. M. Clark. "The Nucleus 22-channel cochlear implant system,". *Ear hear.*, (12):S2–S9, 1991.
- [Pickles1982] J.O. Pickles. *An introduction to the physiology of hearing*. Raven Press. London, 1982.
- [Piron2001] J. P. Piron, J. M. Chanal, M. Sicard, M. Mondain, L. Collet, y A. Uziel. "Stapedial reflex threshold and fitting cochlear implant children,". *2nd International Symposium and Workshop on Objective Measures in Cochlear Implant*, page 43, 2001.
- [Polak2003] M. Polak, A. Hodges, J. King, S. Butts, R. Simon, N. Washuta, y T. Balkany. *4th International Symposium on Electronic Implants in Otolaryngology and Conventional Hearing Aids*, chapter Objective methods in postlingually and prelingually deaf adults for programming cochlear implants: stapedial reflex versus neural response telemetry. 2003.

- [Polak2004] M. Polak, A.V. Hodges, J.E. King, y T.J. Balkany. "Further prospective findings with compound action potentials from Nucleus-24 cochlear implants,". *Hearing Research*, (188):104–116, 2004.
- [Popper1992] A.Ñ. Popper y R. E. Fay. *The Mammalian Auditory Pathway: Neurophysiology*. Springer-Verlag. Nueva York, 1992.
- [Proctor1991] B. Proctor. "The anatomy of the facial nerve,". *Otolaryngol Clin North Am*, (24):479–504, 1991.
- [Ramon-y-Cajal1972] S. Ramón y Cajal. *Histologie du système nerveux de l'homme et des vertebres*. Consejo Superior de Investigaciones Científicas. Instituto Ramón y Cajal. Madrid, 1972.
- [Rodriguez2004] R.M. Rodríguez. *Potenciales de Tronco Cerebral Evocados Mediante Estimulación Multi-Electrodo en Pacientes con Implante Coclear*. Tesis Doctoral. Universidad de Granada, 2004.
- [Rodriguez2004a] R. Rodríguez, M. Sainz, A. de la Torre, C. Roldán, M. Schmidt, y C. Garnham. *II Meeting Consensus on Auditory Implants, Valencia (España)*, chapter Evoked Auditory Brainstem Responses with multielectrode stimulation in cochlear implant patients. 2004.
- [Romand1982] R. Romand y M. R. Romand. "Myelination Kinetics of spiral ganglion cells in kitten,". *J. Comp. Neurol.*, (204):1–5, 1982.
- [Romand1992] R. Romand. *Le système auditif central, anatomie et physiologie*. InsermSFA, 1992.
- [Rose1963] J. E. Rose, D. D. Greenwood, J. M. Goldberg, y J. E. Hind. "Some discharge characteristics of single neurons in the inferior colliculus of the cat,". *J. Neurophysiol.*, (26):294, 1963.
- [Rosingsh1998] H. J. Rosingsh, H. P. Wit, y W. J. Albers. "Perilymphatic pressure dynamics following posture change in patients with Meniere's disease and normal hearing subjects,". *Acta Otolaryngol Stockh*, (118), 1998.
- [Rouviere1978] H. Rouviere y A. Delmas. *Anatomie humaine. Tête et cou*. Tome I. Masson. Paris, 1978.
- [Ruiz1995] J. M. Ruiz, D. Piédrola, R. Cortés, y M. Sainz. "Hipoacusias neurosensoriales prelocutivas en nuestro ámbito de actuación. Revisión etiológica,". *Anales de Otorrinolaringología*, (8):79–83, 1995.
- [Ruiz2002] J. M. Ruiz, M. Sainz, A. de la Torre, C. Roldán, y J. L. Vargas. *6th European Symposium on Paediatric Cochlear Implantation*, chapter Application of EABR for fitting cochlear implant processors. 2002.
- [Ruiz2002a] J.M. Ruiz. *Potenciales de Tronco Cerebral Evocados Mediante Estimulación Eléctrica en Pacientes con Implante Coclear*. Tesis Doctoral. Universidad de Granada, 2002.
- [Ruiz2004] J.M. Ruiz, M. Sainz, A. de la Torre, C. Roldán, y J.L. Vargas. *II Meeting Consensus on Auditory Implants, Valencia (España)*, chapter Application of EABR measurements for balancing cochlear implant programming maps. 2004.
- [Sachs1992] F. Sachs. "Stretch sensitive ion channels,". *J. Gen. Physiol.*, (Suppl. Sensory Transduction):241–260, 1992.

- [Sainz2000] M. Sainz, R. Contreras, C. Maroto, y A. de la Torre. "Cochlear implants in progressive sensori-neural hearing-loss children compared with congenital deaf children implanted before 3 years,". *5th European Symp. on Paediatric Cochlear Implantation-2000, Antwerp*, page 157, 2000.
- [Sainz2002] M. Sainz, A. de la Torre, C. Roldán, J. M. Ruiz, y J. L. Vargas. *6th European Symposium on Paediatric Cochlear Implantation*, chapter Distribution along the cochlea of the stimulation levels in cochlear implanted patients. 2002.
- [Sainz2002b] M. Sainz, A. de la Torre, C. Roldán, J. M. Ruiz, y J. L. Vargas. "Analysis of electrical thresholds and maximum comfortable levels in cochlear implanted patients. Application for programming the speech processor,". *Ann. Otol. Rhinol. Laryngol.*, (In Revision), 2002.
- [Sainz2002c] M. Sainz, A. de la Torre, C. Roldán, J. M. Ruiz, y J. L. Vargas. *6th European Symposium on Paediatric Cochlear Implantation*, chapter Statistical analysis of programming maps in cochlear implants. Applications for fitting the processor. 2002.
- [Sainz2002d] M. Sainz, A. de la Torre, y C. Roldán. *6th European Symposium on Paediatric Cochlear Implantation*, chapter Frequency resolution in cochlear implant patients. 2002.
- [Sainz2003] M. Sainz, A. de la Torre, C. Roldán, J. M. Ruiz, y J. L. Vargas. "Analysis of programming maps and its application for balancing multichannel cochlear implants,". *International Journal of Audiology*, (42):43–51, 2003.
- [Sainz2003a] M. Sainz, C. Roldán, A. de la Torre, M.V. González, y J.M. Ruiz. *International Congress Series 1240: Otorhinolaryngology*, chapter Transitory alterations of the electrode impedances in cochlear implants associated to middle and inner ear diseases. 2003.
- [Sainz2003b] M. Sainz y A. de la Torre. *Prótesis Implantables en Otorcirugía*, chapter Programación del implante coclear. Sociedad Española de Otorrinolaringología y Patología Cérvico Facial, 2003.
- [Sando1965] I. Sando. "The anatomical interrelationships of the cochlear nerve fibers,". *Acta Otolaryngol.*, (59):417–436, 1965.
- [Sarfati1998] D. Sarfati, S. Gallègo, y E. Garabedian. *First International Symposium and Workshop. Objective measures in cochlear implantation. Nottingham*, chapter EABR before cochlear implantation in children. 1998.
- [Schindler1986] R. A. Schindler, D. K. Kessler, S. J. Rebscher, J. L. Yanda, y R. K. Jakcler. "The UCSF-Storz multichannel cochlear implant: patient results,". *Laryngoscope*, (96):597–603, 1986.
- [Schindler1992] R. A. Schindler y D. K. Kessler. "Preliminary results with the Clarion cochlear implant,". *Laryngoscope*, (102):1006–1013, 1992.
- [Schmidt1997] M. Schmidt y A. Griesser. "Long-term stability of fitting parameters with the Combi-40,". *The American Journal of Otology*, (18):S109–S110, 1997.
- [Schmidt1998] M. Schmidt, S. Klein, y S. Brill. *First International Symposium and Workshop: Objective measures in cochlear implantation. Nottingham*, chapter Measurements with the Combi40 EABR system. 1998.

- [Schmidt2004] M. Schmidt. *II Meeting Consensus on Auditory Implants, Valencia (España)*, chapter Combined electric acoustic stimulation - EAS: device and programming aspects. 2004.
- [Seligman1984] P. Seligman, J. Patrick, Y. Tong, G. Clark, R. Dowell, y P. Crosby. "A signal processor for a multiple-electrode hearing prosthesis,". *Acta Otolaryngologica*, (411):135–139, 1984.
- [Seligman1995] P. Seligman y H. McDermott. "Architecture of the Spectra 22 speech processor,". *Annals of Otolaryngology and Laryngology*, (166):139–141, 1995.
- [Shallop1990] J. K. Shallop, A. L. Beiter, D. W. Goin, y R.E. Mischke. "Electrically evoked auditory brainstem responses (EABR) and middle latency responses (EMLR) obtained from patients with the Nucleus multichannel cochlear implant,". *Ear. Hear.*, (11):5–15, 1990.
- [Shallop1991] J. K. Shallop, L. VanDyke, D. W. Goin, y R.E. Mischke. "Prediction of behavioral threshold and confort values for Nucleus 22-channel implant patients from electrical auditory brainstem response test results,". *Ann. Otol. Rhinol. Laryngol.*, (100):896–898, 1991.
- [Shallop1998] J.K. Shallop. *1st International Symposium and Workshops: Objective Measures in Cochlear Implants*, chapter An objective intraoperative method to record average EMG stapedius muscle reflex in cochlear implant patients. 1998.
- [Shallop1998a] J. K. Shallop. *First International Symposium and Workshop. Objective measures in cochlear implantation. Nottingham*, chapter An objective intraoperative method to record averaged EMG stapedius muscle reflexes (AESR) in cochlear implant patients. 1998.
- [Shallop1998b] J. K. Shallop. *First International Symposium and Workshop. Objective measures in cochlear implantation. Nottingham*, chapter Neural response telemetry (NRT) with the Nucleus C124M cochlear implant: masking methods. 1998.
- [Shambaugh1987] G. Shambaugh y M. May. *Otología 2ª edición*, chapter Parálisis del nervio facial. Editorial médica Panamericana S. A., 1987.
- [Shanks1991] J. Shanks y C. Shelton. "Basic principles and clinical applications of tympanometry,". *Clin Otorrinolaringol North*, (2):299–328, 1991.
- [Shannon1996] R. Shannon, F. Zeng, y J. Wygonski. "Speech recognition with altered spectral distribution of envelope cues,". *The Journal of the Acoustical Society of America*, (100):2692, 1996.
- [Shaw1974] E.A. Shaw. *Handbook of Sensory Physiology*, chapter The external ear. Springer-Verlag. Berlin, 1974.
- [Shaw1983] M. D. Shaw y R. Baker. "The locations of stapedius and tensor tympani motoneurons in the cat,". *J. Comp Neurol*, (216), 1983.
- [Shipp1994] D. Shipp y J. Nedzelski. *Advances in Cochlear Implants*, chapter Prognostic value of round window psychophysical measurements with adult cochlear implant candidates, pages 79–81. Manz, Vienna, 1994.

- [Silberman1995] B. Silberman, E.Ñ. Garabedian, F. Denoyelle, L. Moatti, y G. Roger. "Role of modern imaging technology in the implementation of pediatric cochlear implants,". *Ann. Otol. Rhinol. Laryngol.*, (104):42–46, 1995.
- [Skinner1991] M. Skinner, L. Holden, R. Holden, R. Dowell, y P. Seligman. "Performance of postlinguistically deaf adults with the Wearable Speech Processor (WSP III) and Mini Speech Processor (MSP) of the Nucleus multi-electrode cochlear implant,". *Ear and Hearing*, (12):3–22, 1991.
- [Sliwinska-Konalska1989] M. Sliwinska-Konalska, M. Parakkal, M. E. Schneider, y J. Fex. "CRGP-like immunoreactivity in the guinea-pig organ of Corti: a light and electron-microscopic study,". *Hear. Res.*, (42):83–96, 1989.
- [Smith1983] L. Smith y F. B. Simmons. "Estimating eighth nerve survival by electrical stimulation,". *Ann. Otol. Rhinol. Laryngol.*, (92):19–25, 1983.
- [Soudant1994] J. Soudant. *Explorations fonctionnelles en ORL*, chapter Exploration du nerf facial. Masson. Paris, 1994.
- [Spector1993] J.G. Spector y X.Ge. "Ossification patterns of the tympanic facial canal in the human fetus and neonate,". *Laryngoscope*, (103):1052–1065, 1993.
- [Spoendlin1971] H. Spoendlin. "Innervation densities of the cochlea,". *Acta Otolaryng. (Stockh)*, (73):235–248, 1971.
- [Spoendlin1979] H. Spoendlin. "Neural connections of the outer hair cell system,". *Acta Otolaryng. (Stockh)*, (87):130–142, 1979.
- [Spoendlin1981] H. Spoendlin. "Differentiation of cochlear afferent neurons,". *Acta Otolaryngol.*, (91):451–456, 1981.
- [Stach1984] B. A. Stach, J. F. Jerger, y H. A. Jenkins. "The human acoustic tensor tympani reflex,". *Scand Audiol*, (13), 1984.
- [Starr1979] A. Starr y D. E. Brackmann. "Brain-stem potentials evoked by electrical stimulation of the cochlea in human subjects,". *Ann. Otol.*, (88):550–560, 1979.
- [Stephan1998] K. Stephan y K. Welzl-Müller. *1st International Symposium and Workshops: Objective Measures in Cochlear Implants*, chapter Stapedius reflex test in cochlear implantation. 1998.
- [Stephan2000] K. Stephan y K. Welzl-Müller. "Post-operative stapedius reflex tests with simultaneous loudness scaling in patients supplied with cochlear implants,". *Audiology*, (39):13–18, 2000.
- [Stephan2001] K. Stephan, H. Oberdanner, y K. Welzl Müller. "Postoperative stapedius reflex tests in children supplied with CI:temporal development of reflex threshold,". *2nd International Symposium and Workshop on Objective Measures in Cochlear Implant*, page 42, 2001.
- [Stephan2005] K. Stephan, V. Koci, y K. Welzl-Müller. *4th International Symposium and Workshops: Objective Measures in Cochlear Implants*, chapter Post-operative electrical stapedius reflex: temporal development of reflex threshold in patients supplied with cochlear implant. 2005.

- [Stotler1953] W. A. Stotler. "Experimental study of cells and connections of superior olivary complex of cat." *J. Comp. Neurol.*, (98):401–431, 1953.
- [Strelhoff1984] D. Strelhoff y A. Flock. "Stiffness of sensory cell hair bundles in the isolated guinea pig cochlea." *Hear. Res.*, (15):19, 1984.
- [Summerfield1995] A. Summerfield y D. Marshall. "Preoperative predictors of outcomes from cochlear implantation in adults: Performance and quality of life." *Annals of Otolaryngology, Rhinology and Laryngology*, (166):105–108, 1995.
- [Testut1899] L. Testut. *Traité d'Anatomie*, chapter Oeille interne, pages 605–658. Doin. Paris, 1899.
- [Tilney1980] L. G. Tilney, D. J. Derosier, y M. J. Mulroy. "The organization of actin filaments in the stereocilia of cochlear hair cells." *J. Cell. Biol.*, (86):244–259, 1980.
- [Toth2001] F. Toth, J.G. Kiss, A. Szamoskoci, A. Torkos, J. Jori, y J. Czigner. *2nd International Symposium and Workshops: Objective Measures in Cochlear Implants*, chapter Psychophysical measurements and intraoperative stapedius reflex test in cochlear implant users. 2001.
- [Truy1998] E. Truy, S. Gallègo, C. Berger-Vachon, y L. Collet. *First International Symposium and Workshop. Objective measures in cochlear implantation. Nottingham*, chapter Electrically auditory brainstem responses in cochlear implant assesment: possibility and interest. 1998.
- [Tyler1993] R. S. Tyler. *Cochlear implants: Audiological foundations San Diego*. Singular, 1993.
- [Tyler1997] R. S. Tyler, H. Fryauf-Bertschy, D. M. Kelsay, B. J. Gantz, G. P. Wood-worth, y A. Parkinson. "Speech perception by prelingually deaf children using cochlear implant." *Otolaryngol. Head Neck Surg.*, (117):180–187, 1997.
- [Uziel1991] A. Uziel. "OEA and otologic populations." *International Symposium on Otoacoustic Emissions. "Theory, Applications and Technique"*. Kansas City, page 49, 1991.
- [Uziel1998] A. Uziel. *Les prothèses auditives. Rapport de la Société Française d'Oto-Rhino-Laryngologie*, chapter Les indications de l'implant cochléaire chez l'enfant: les surdités prélinguales. Arnette: Paris, 1998.
- [Vallejo2000] L. Vallejo, E. Gil-Carcedo, y L. Gil-Carcedo. *Exploración general en ORL*, chapter Exploración básica de la audición, pages 19–39. Masson.Barcelona, 2000.
- [VanCamp1986] K. J. Van Camp, R. H. Margolis, y R. H. Wilson. "Principles of tympanometry." *ASHA Monograph*, (24), 1986.
- [Vargas2002] J. L. Vargas, M. Sainz, A. de la Torre, C. Roldán, y J. M. Ruiz. *6th European Symposium on Paediatric Cochlear Implantation*, chapter On the use of stapedius reflex for fitting cochlear implant processors. 2002.
- [Vargas2003] J. L. Vargas, J. M. Ruiz, A. de la Torre, C. Roldán, R. Rodriguez, y M. Sainz. *XXII Congreso de la Sociedad Andaluza de Otorrinolaringología*, chapter Etiología de las hipoacusias severas y profundas en nuestro medio. 2003.

- [Vargas2004] J.L. Vargas, M. Sainz, R. Rodríguez, A. de la Torre, y C. Roldán. *II Meeting Consensus on Auditory Implants*, chapter Relation between stapedial reflex measurements and programming parameters in cochlear implants. 2004.
- [Voinier1992] T. Voinier y F. Briolle. "Simulation de l'espace sonore sous écouteurs,". *J. Phys.*, (2):121–124, 1992.
- [Waltzman1994] S. B. Waltzman N. L. Cohen, H. Railey, W. H. Shapiro, S. R. Ozdamar, y R. A. Hoffman. "Long-term results of early cochlear implantation in congenitally and prelingual deafened children,". *Am. J. Otol.*, (15 (suppl2)):9–13, 1994.
- [Warr1966] W. B. Warr. "Fiber degeneration following lesions in the anterior ventral cochlear nucleus of the cat,". *Exp. Neurol.*, (14):453, 1966.
- [Warr1979] W. B. Warr y J. J. Guinan. "Efferent innervation of the organ of Corti:two separate systems,". *Brain Res.*, (13):152–155, 1979.
- [Weber1998] B. P. Weber, A. L. Schultz, E. Ilwitz, B. Schultz, y T. H. Lenarz. *First International Symposium and Workshop. Objective measures in cochlear implantation. Nottingham*, chapter Optimisation of anaesthesia for electrophysiological measurements during cochlear implant surgery by a new EEG monitoring system. 1998.
- [Webster1992] D. B. Webster, A.Ñ. Popper, y R. E. Fay. *The Mammalian Auditory Pathway: Neuroanatomy*. Springer-Verlag. Nueva York, 1992.
- [Wever1930] E. G. Wever y C. W. Gray. "Auditory nerve impulses,". *Science*, (71):215, 1930.
- [Wever1954] E. G. Wever y M Lawrence. *Physiological acoustics*. PhD thesis, University Press. Princetown, 1954.
- [White1984] M. White, M. Merzenich, y J. Gardi. "Multichannel cochlear implants: Channel interactions and processor design,". *Archives of Otolaryngology*, (110):493–501, 1984.
- [Wilson1978] R. H. Wilson, J. F. Steckler, H. C. Jones, y R. H. Margolis. "Adaptation of the acoustic reflex,". *Acoust Soc Am*, (64), 1978.
- [Wilson1991] B. Wilson, C. Finley, D. Lawson, R. Wolford, D. Eddington, y W. Rabinowitz. "Better speech recognition with cochlear implants,". *Nature*, (352):236–238, 1991.
- [Wilson1995] B. Wilson, D. Lawson, y M. Zerbi. "Advances in coding strategies for cochlear implants,". *Head and Neck Surgery*, (9):105–129, 1995.
- [Winer1984] J. A. Winer. "The human medial geniculate body,". *Hear. Res.*, (15):225–247, 1984.
- [Winer1985] J. A. Winer. "The medial geniculate body of the cat,". *Adv. Anat. Embryol. Cell. Biol.*, (86):1–97, 1985.
- [Wright1984] A. Wright. "Dimension of the cochlear stereocilia in man and in the guinea pig,". *Hear. Res.*, (13):89–98, 1984.

- [Yang2000] N. W. Yang, A. V. Hodges, y T. J. Balkany. *Seventh Symposium on cochlear implants in children*, chapter Novel intracochlear electrode positioner: effects on electrode position. Gantz et al, 2000.
- [Zarowski2002] A. Zarowski, K. Zarowska, y S. Peeters. *6th European Symposium on Paediatric Cochlear Implantation*, chapter Charge density, the sole parameter for the near-field tissue damage. 2002.
- [Zenner1985] H. P. Zenner, U. Zimmermann, y U. Schmitt. “Reversible contraction of isolated mammalian cochlear hair cells,”. *Hear Res*, (18):127–133, 1985.
- [Zierhofer1993] C. Zierhofer, O. Peter, T. Czylok, S. Brill, P. Pohl, I. Hochmair-Desoyer, y E. Hochmair. *Advances in Cochlear Implants: Proceedings of 3rd International Cochlear Implant Conference. Innsbruck*, chapter A multichannel cochlear implant system for high rate pulsatile stimulation strategies. Verlag-Manz, Vienna, 1993.
- [Zierhofer1994] C. M. Zierhofer, I. J. Hochmair-Desoyer, y E. S. Hochmair. “Electronic design of a cochlear implant for multichannel high rate pulsatile stimulation strategies,”. *IEEE Trans. Rehab. Eng.*, (3(1)), 1994.
- [Zierhofer1995] C. Zierhofer, I. Hochmair-Desoyer, y E. Hochmair. “Electronic design of a cochlear implant for multichannel high-rate pulsatile stimulation strategies,”. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, (3(1)):112–116, 1995.
- [Zierhofer1996] C. Zierhofer y E. Hochmair. “Geometric approach for coupling enhancement of magnetically coupled coils,”. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, (43):708–714, 1996.
- [Zierhofer1997] C. Zierhofer, I. Hochmair, y E. Hochmair. “The advanced Combi 40+ cochlear implant,”. *American Journal of Otology*, (18):537–538, 1997.
- [Zimmerling1998] M. J. Zimmerling, P. Boyd, J. Gavilán-Bouzas, J. Rodrigo Dacosta, y E. S. Hochmair. *First International Symposium and Workshop. Objective measures in cochlear implantation. Nottingham*, chapter Electrically evoked compound action potential (EAP) recording in Innerais patients: influence of electrode configuration. 1998.
- [delaTorre2002a] A. de la Torre, M. Sainz, C. Roldán, J. M. Ruiz, y J. L. Vargas. *6th European Symposium on Paediatric Cochlear Implantation*, chapter Evolution and stability of the programming parameters in the Combi40+ cochlear implant. 2002.
- [delaTorre2002b] A. de la Torre, M. Sainz, y C. Roldán. *6th European Symposium on Paediatric Cochlear Implantation*, chapter Influence of placement and configuration of the electrodes over the perception using cochlear implants. 2002.
- [delaTorre2002c] A. de la Torre, M. Sainz, y C. Roldán. *7th International Cochlear Implant Conference 2002, Manchester (Reino Unido)*, chapter Perception of the tone with cochlear implants. Influence of the coding strategy. 2002.
- [delaTorre2002d] A. de la Torre, C. Roldán, P. Rosales, y M. Sainz. *II Jornadas en Tecnologías del Habla, Granada (España)*, chapter Percepción del tono fundamental en pacientes con implante coclear. 2002.

- [delaTorre2002e] A. de la Torre, M. Sainz, J. M. Ruiz, C. Roldán, y J. L. Vargas. *6th European Symposium on Paediatric Cochlear Implantation*, chapter A numerical method for artifact suppression in EABR measurements of cochlear implanted patients. 2002.
- [delaTorre2004] A. de la Torre, M. Sainz, C. Roldán, y A.C. Camacho. *II Meeting Consensus on Auditory Implants, Valencia (España)*, chapter Perception of the fundamental tone with cochlear implants. 2004.
- [delaTorre2004a] A. de la Torre, M. Bastarrica, R. de la Torre, y M. Sainz. *III Jornadas en Tecnologías del Habla, Valencia (España)*, chapter Percepción de la voz a través del implante coclear: simulación del sonido percibido. 2004.

