Casa abierta al tiempo
UNIVERSIDAD AUTÓNOMA METROPOLITANA
Unidad Iztapalapa

DIVISIÓN DE CIENCIAS BÁSICAS E INGENIERÍA
POSGRADO EN INGENIERÍA BIOMÉDICA

"Estimación Objetiva del Umbral Auditivo mediante la Respuesta Coclear Eléctrica y Evaluación del Desempeño Auditivo en Pacientes Pediátricos usuarios de Implante Coclear"

T E S I S

Que para obtener el grado de

DOCTORA EN CIENCIAS (INGENIERÍA BIOMÉDICA)

PRESENTA

AGAR KARINA QUINTANA LÓPEZ
205280160
0000-0002-4475-7115
agarql@xanum.uam.mx
agarkquintana@gmail.com

DIRECTOR DE TESIS

Dra. NOHRA ELSY BELTRÁN VARGAS

JURADO:

Presidente
Dra. Alma Janeth Moreno Aguirre

Secretario
Dra. María Teresa García González

Vocales
Dr. Emilio Sacristán Rock
Dr. José Joaquín Azpiroz Leehan
Dr. Rubén Carlos Acevedo Andrade

Iztapalapa, Ciudad de México a 17 de noviembre de 2022

Agradecimientos

A Dios primeramente por permitirme vivir esta etapa de la vida y poder concluirla a pesar de los tropiezos y las disficultades.

A mis padres Ignacio Quintana Marín y Josefina López Espinoza por su amor, confianza y apoyo incondicional.

A mis hermanos Edgar, Nancy y Gaddiel Quintana López por su cariño y por siempre animarme a continuar.

A mi novio Enrique Aguilar Maldonado por escucharme cuando expresaba mis dudas y problemáticas, el solo hacerlo me ayudó a encontrar soluciones.

A Nohra Elsy Beltrán Vargas por su asesoría y por ser parte integral de mi formación.

A Juan Manuel Cornejo Cruz por su tiempo, consideración y desinteresada ayuda, por su apoyo incondicional sin ningún interés mas que ayudarme a lograr mis objetivos.

Al Departamento de Audiología del INRLGII por proporcionarnos el espacio para la realización de las pruebas.

A los médicos audiólogos y a las terapeutas de lenguaje del INRLGII por su apoyo en la recolección de datos y realización de las pruebas.

A los padres de los pacientes que paticiparon.

A la Universidad Autónoma Metropolitana, Iztapalapa, en particular al Laboratorio de Audiología por abrirme las puertas y brindarme la oportunidad de avanzar en mi carrera profesional.

Al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología por el financiamiento para la realización de este trabajo.

Dedicatoria

A JESÚS, dador de vida

A la memoria de mis amados padres
IGNACIO QUINTANA MARÍN y JOSEFINA LÓPEZ ESPINOZA

A mis amados hermanos
EDGAR I., NANCY C. y GADDIEL QUINTANA LÓPEZ

A mi amado novio
ENRIQUE G. AGUILAR MALDONADO

A mi querido maestro
JUAN MANUEL CORNEJO CRUZ

RESUMEN

Actualmente no existe una metodología estandarizada que proporcione información sobre la audición del paciente pediátrico usuario de Implante Coclear (IC), tal que permita cuantificar su desempeño posterior a la activación del IC. Lo anterior motivó el desarrollo de una nueva metodología denominada Respuesta Coclear Eléctrica (RCE). La RCE -medida objetiva de la actividad eléctrica generada cuando el IC procesa un sonido externo-, se desarrolló en el Laboratorio de Audiología de la UAM-I. El objetivo de esta investigación fue explorar la utilidad clínica de la RCE en la estimación objetiva del umbral auditivo (umbral RCE) en pacientes pediátricos usuarios de IC y relacionarlo con su Desempeño auditivo, evaluado a partir del diseño de un Cuestionario de Habilidades Auditivas y una Prueba de Sonidos Calibrados en dB_{HL}. Se incluyeron 25 pacientes pediátricos prelocutivos, usuarios de IC marca Advanced Bionics, adscritos al Instituto Nacional de Rehabilitación Luis Guillermo Ibarra Ibarra en la Ciudad de México. Se consideraron dos sesiones de registro en un periodo de 1.5 años. En cada sesión se practicaron audiometría, RCE y Cuestionario de Habilidades Auditivas. En la Sesión 2, adicional a lo anterior, se aplicó la Prueba de Sonidos Calibrados. Los umbrales RCE se compararon con la audiometría a las frecuencias de estimulación del IC y se relacionaron con el Desempeño auditivo. Además, se realizó un análisis por edad y género. Los resultados se reportan para 18 pacientes entre 1 y 6 años de edad. De la Sesión 1 a la Sesión 2 se observó una mejora de los umbrales RCE y audiométricos, así como mejor sensibilidad de la RCE para predecir el Desempeño auditivo. Los pacientes ≤ 3 años (n = 8) obtuvieron umbrales RCE de menor intensidad y dispersión que los audiométricos ($p < 0.05$). El PTA_{RCE} reportó menor intensidad (mejor audición) que el PTA en la Sesión 1 ($p < 0.05$), en la Sesión 2 no hubo cambios. Los pacientes > 3 años (n = 10) reportaron umbrales audiométricos de menor intensidad, pero mayor dispersión que los umbrales RCE. Las diferencias entre PTA y PTA_{RCE} no fueron significativas en cada sesión de registro. En las dos sesiones, los pacientes > 3 años obtuvieron PTA de menor intensidad que los pacientes ≤ 3 años ($p < 0.05$), en cambio, el PTA_{RCE} no reportó diferencias significativas debidas a la edad. No se reportaron diferencias significativas por género. La RCE mostró mayor especificidad en frecuencia que la audiometría. La menor intensidad y dispersión de los umbrales RCE mostraron que la edad y la cooperación del paciente no afectan su resultado como sucede con los umbrales audiométricos. La mejor relación entre umbrales RCE y Desempeño auditivo en pacientes ≤ 3 años y/o con umbrales ≤ 40 dB_{HL}. Los resultados muestran la posibilidad de emplear la RCE para estimar el umbral auditivo del paciente pediátrico usuario de IC, observando mejor relación entre umbrales RCE y Desempeño auditivo en pacientes ≤ 3 años y/o con umbrales ≤ 40 dB_{HL}. Los resultados muestran la posibilidad de emplear la RCE para estimar el umbral auditivo del paciente pediátrico usuario de IC.

Índice general

Agradecimientos I

Dedicatoria II

RESUMEN III

ABREVIACIONES 1

GLOSARIO 2

1. INTRODUCCIÓN 5

2. MARCO TEÓRICO 7

2.1. ANTECEDENTES . . . 7
2.2. Situación actual de la pérdida auditiva en niños . . . 19
2.3. El Implante Coclear -IC- . . . 21
2.3.1. Principales fabricantes de IC . . . 22
2.3.2. Componentes y funcionamiento del IC . . . 26
2.3.3. Procesamiento de la señal sonora . . . 27
2.3.4. Programación del procesador de voz del IC . . . 31
2.4. Seguimiento del paciente implantado . . . 35
2.4.1. Monitoreo de la audición . . . 35
2.5. Rehabilitación audtiva y de lenguaje . . . 39
2.6. Respuesta Coclear Eléctrica . . . 47

3. JUSTIFICACIÓN 49

3.1. Alcances . . . 50
3.2. Limitaciones . . . 50

4. HIPÓTESIS 51

4.1. Hipótesis general . . . 51
4.1.1. Hipótesis específicas . . . 51

5. OBJETIVOS **52**
5.1. Objetivo general . . . 52
5.1.1. Objetivos específicos . . . 52

6. METODOLOGÍA **53**
6.1. Población . . . 53
6.1.1. Criterios de inclusión . . . 53
6.1.2. Criterios de exclusión . . . 53
6.1.3. Criterios de eliminación . . . 54
6.2. Pruebas . . . 54
6.2.1. Audiometría . . . 55
6.2.2. Registro RCE . . . 56
6.2.3. Desempeño auditivo . . . 61
6.2.4. Análisis de datos . . . 65

7. RESULTADOS **66**
7.1. Comparación de umbrales RCE y audiometría . . . 67
7.2. Evaluación del Desempeño auditivo . . . 68
7.3. Correlación entre nivel de audición y Desempeño auditivo . . . 70
7.4. Evaluación por edad . . . 71
7.5. Evaluación por género . . . 79
7.6. Casos de estudio . . . 88

8. DISCUSIÓN **95**
8.1. Comparación de los umbrales RCE con la audiometría . . . 96
8.2. Evaluación del Desempeño auditivo . . . 96
8.3. Correlación entre el nivel de audición y el Desempeño auditivo . . . 97
8.4. Evaluación por edad . . . 98
8.5. Evalaución por género . . . 100
8.6. Casos de estudio . . . 100

9. CONCLUSIONES **102**
9.1. Comparación de los umbrales RCE con la audiometría . . . 102
9.2. Evaluación del Desempeño Auditivo . . . 102
9.3. Correlación entre nivel de audición y Desempeño auditivo . . . 103
9.4. Evaluación por edad . . . 103
9.5. Evaluación por género . . . 103
9.6. Casos de estudio . . . 103

10. APORTACIÓN ORIGINAL **105**

11. TRABAJO FUTURO **107**

BIBLIOGRAFÍA **108**

APÉNDICES 120

A. Desarrollo en Implantes Cocleares 121

B. Carta de Consentimiento Informado 125

C. Formato de valoración de audiometría 129

D. Formato de Registro RCE 130

E. Formato de Reporte RCE 131

F. Formato para aplicación del Cuestionario de Habilidades Auditivas 132

G. Formato para aplicación de la Prueba de Sonidos Calibrados 134

H. Tarjetas de apoyo visual para la Prueba de Sonidos Calibrados 139

I. Calibración de las frecuencias empleadas en el Monitor RCE 145

Índice de figuras

2.1. Contribuciones internacionales más destacadas en el desarrollo del implante coclear [67]. . 22
2.2. Sistemas de implante coclear desarrollados por la empresa Cochlear™ entre 1982 y 2019. 23
2.3. Sistemas de implante coclear desarrollados por la empresa MED-EL® entre 1989 y 2020. 23
2.4. Sistemas de implante coclear desarrollados por la empresa Advanced Bionics® entre 1996 y 2013. 24
2.5. Colocación de los componentes del implante coclear en un sujeto y vía auditiva. 26
2.6. Diagrama a bloques de un implante coclear. 27
2.7. Organización tonotópica de la cóclea [76]. 28
2.8. Diagrama a bloques de un IC con dieciséis electrodos de estimulación. La señal sonora es separada en dieciséis bandas de frecuencia para extraer las componentes más significativas de la voz. La amplitud de la envolvente en cada banda de frecuencia determina el nivel de la estimulación eléctrica asignada a cada electrodo. Se determina (codifica) el patrón de estimulación y se envía a la parte interna donde es decodificado y enviado hacia los electrodos intracocleares como estímulos eléctricos distribuidos tonotópicamente a las fibras nerviosas que emergen de la cóclea. 29
2.9. Distribución de la corriente eléctrica en el arreglo de electrodos de acuerdo con el modo de estimulación intracoclear; monopolar, bipolar y tierra común. 31
2.10. Esquema de programación del procesador de voz del IC. 32
2.11. Diagrama de registro del ECAP para determinar los niveles C/M en ciertos electrodos del IC. 33
2.12. El eje horizontal corresponde a las frecuencias (Hz) y el eje vertical a la intensidad de los tonos de prueba [21]. 35
2.13. Ejemplificación de la discrepancia (↓) entre las frecuencias de prueba de la audiometría (eje horizontal superior) y la frecuencia central del filtro pasa banda (eje horizontal inferior) correspondiente a los electrodos 1(333 Hz), 3(540 Hz), 7(1076 Hz), 11(2142 Hz) y 15(4264 Hz). 37
2.14. Gráfico similar al audiograma que muestra la ubicación en frecuencia de los Sonidos de Ling dentro del rango de las frecuencias del habla (250 a 4000 Hz). 40
2.15. Forma de onda típica de la Respuesta Coclear Eléctrica (RCE). El pico A hace referencia al momento en que inicia la RCE posterior al inicio del pip de prueba, la latencia indica el retardo de la respuesta debido a la distancia entre el altavoz y el IC del paciente. La relación en tiempo de los picos A, B, C y D obedece a los 20 ms del pip de entrada. . . . 47

2.16. Método de registro de la Respuesta Coclear Eléctrica (RCE). Los estímulos sonoros (pips) de frecuencia e intensidad variables son enviados al sujeto estando bajo sueño fisiológico. El ensamble de formas de onda RCE representa el promedio de 100 épocas de EEG de 50 ms de duración para un pip de prueba de 1278 Hz a intensidades de 40, 50 y 60 dB_{HL}. . . 48

6.1. Diagrama de flujo del procedimiento usado para evaluar la audición y el desempeño auditivo de los pacientes pediátricos usuarios de IC durante el tiempo de seguimiento. 54

6.2. Diagrama de aplicación de la audiometría. 55

6.3. Diagrama de instalación del equipo y colocación del paciente para el registro RCE. 56

6.4. Ventana principal del software MEEIC donde se introducen los datos demográficos del paciente y los parámetros de la estimulación eléctrica, configurados previamente en el procesador de voz del IC. 57

6.5. Medidor de impedancia del software MEEIC. Lectura ideal en cada electrodo ≤ 5 kΩ. . . 57

6.6. Ventana de adquisición de EEG del software MEEIC. En la parte central superior se indica la intensidad sonora de prueba *-10 dB-* y la escala de amplitud de la adquisición *-25 μV-*, y en la parte inferior la escala de amplitud de la promediación de épocas a cada frecuencia de prueba *-1 μV-*. (a) Ícono que indica prueba en curso con IC en oído izquierdo (b) Ventanas, izquierda (azul) y derecha (rojo), para el monitoreo del EEG del paciente. (c) RCE resultado de la promediación de épocas de EEG adquiridas con la presentación de cada pip de estimulación. (d) Frecuencia del pip de estimulación correspondiente a la frecuencia central de cada electrodo intracoclear. (e) Posición del cursor de pantalla. (f) Barra indicadora del porcentaje de ejecución de la prueba. 58

6.7. Ensamble de formas de onda RCE para los electrodos 1(333 Hz) y 16(6665 Hz), a las diferentes intensidades de prueba, correspondientes al oído implantado. Se observa la disminución en amplitud y el incremento de latencia de la RCE conforme disminuye la intensidad del estímulo de prueba. Los trazos resaltados indican el umbral RCE. 59

6.8. Comparación de los umbrales RCE (⧫) y audiométricos (●) para el paciente P22. Se evidencia la falta de coincidencia entre las frecuencias de prueba de la audiometría y la frecuencia central del filtro pasabanda asignado a cada electrodo de estimulación del IC. Por otra parte, las frecuencias de 0.125, 0.25 y 8 kHz de la audiometría no están consideradas dentro del ancho de banda de trabajo del IC marca AB. 60

6.9. Audiometría del paciente P22. (●) Umbrales originales considerando las siete frecuencias estándar. (●) Umbrales calculados mediante interpolación lineal a partir de los umbrales obtenidos a las siete frecuencias estandar. 61

6.10. Diagrama de instalación del equipo y colocación del paciente para la aplicación de la Prueba de Sonidos Calibrados. 64

7.1. Umbrales promedio RCE (⧫) y audiométricos (●) obtenidos en dieciocho pacientes pediátricos usuarios de IC Advanced Bionics, con edad promedio de 3.2 ± 0.9 (1.8 a 5.7) años. En las dos sesiones de registro se obtuvieron umbrales RCE inferiores y con menor dispersión que los umbrales audiométricos. 68

7.2. Puntaje logrado por cada paciente en el Cuestionario de Habilidades Auditivas y la Prueba de Sonidos Calibrados. La mayoría de las pacientes obtuvieron mejores puntajes en el cuestionario (> 50 %) que en la prueba. Se observa que el paciente P11 obtuvo los mismos puntajes (17 %) en el cuestionario y en la prueba y que el paciente P18 fue el único en obtener mejores puntajes en la prueba, aunque la diferencia respecto del cuestionario es muy pequeña. 69

7.3. Correlación entre el nivel de audición reportado mediante los valores PTA_{RCE} y PTA, y el puntaje de rubros detectados en las pruebas de Desempeño auditivo por cada paciente. Se observa mejor correlación entre valores PTA y *Detección* ($r^2 = 0.47$) que entre PTA_{RCE} y *Detección* ($r^2 = 0.19$). Los pacientes con PTA de mayor intensidad y su respectivo PTA_{RCE}, están etiquetados como P7, P11, P15 y P18, y son aquellos con los puntajes de *Detección* más bajos, debido a la falta de cooperación durante la audiometría y la Prueba de Sonidos Calibrados. La pendiente $mPTA_{RCE}$ = -1.44 muestra mayor sensibilidad de la RCE para predecir el Desempeño auditivo de los pacientes. 70

7.4. Umbrales promedio RCE (♦) y audiométricos (•) obtenidos en los pacientes ≤ 3 años (n = 8), expresados en términos de media y desviación estándar. En las dos sesiones de registro se observan umbrales RCE de menor intensidad y menos dispersos que los audiométricos. 71

7.5. Umbrales promedio RCE (♦) y audiométricos (•) obtenidos en los pacientes > 3 años (n = 10), expresados en términos de media y desviación estándar. En las dos sesiones de registro se observan umbrales audiométricos de menor intensidad, pero con mayor dispersión que los umbrales RCE 73

7.6. Gráficas de caja de las diferencias en los puntajes totales obtenidos por los pacientes ≤ 3 años y pacientes > 3 años, en *Detección, Identificación* y *Repetición* de los rubros evaluados en la Prueba de Sonidos Calibrados. Ambos grupos de pacientes obtuvieron mejores puntajes en *Detección* a 60 y 40 dB_{HL} ($p < 0.05$). 77

7.7. Gráfica de barras de los puntajes considerados para determinar el Desempeño auditivo (DA). En el eje vertical se indica el máximo puntaje que se podía alcanzar en cada rubro evaluado. Los pacientes > 3 años lograron un mejor DA que los pacientes ≤ 3 años ($p < 0.05$). 79

7.8. Umbrales promedio RCE (♦) y audiométricos (•) en términos de media y desviación estándar, obtenidos por las niñas (n = 9). En la Sesión 1 se obtuvieron umbrales RCE promedio de 40 dB_{HL} y umbrales audiométricos > 50 dB_{HL} ($p < 0.05$). En la Sesión 2 ambas pruebas reportaron umbrales promedio ≤ 40 dB_{HL} para la mayoría de las frecuencias de prueba. Se observa mayor dispersión en la audiometría en ambas sesiones. 80

7.9. Umbrales promedio RCE (♦) y audiométricos (•) obtenidos por los niños (n = 9), mostrados en términos de media y desviación estándar. En la Sesión 1 se obtuvieron umbrales RCE y audiométricos similares. En la Sesión 2 los umbrales RCE fueron inferiores a los audiométricos. Se observa mayor dispersión que la audiometría en las dos sesiones de registro. 82

7.10. Gráficas de caja de las diferencias en los puntajes totales obtenidos por las niñas (n = 9) y los niños (n = 9) en *Detección*, *Identificación* y *Repetición* de los rubros evaluados en la Prueba de Sonidos Calibrados. Destacan los mejores puntajes logrados por las niñas y los niños en *Detección*, sobre todo a 60 dB_{HL}. Los puntajes de los niños presentaron mayor dispersión. 86
7.11. Gráfica de barras de los puntajes considerados para determinar el Desempeño auditivo (DA). En el eje vertical se indica el máximo puntaje que se podía alcanzar en cada rubro evaluado. Las niñas lograron en DA del 46.9 %, muy similar al DA del 45.9 %, logrado por los niños ($p < 0.93$). 88
7.12. Umbrales RCE y audiométricos obtenidos en la paciente P1 en cuatro sesiones de registro. El eje horizontal superior indica la frecuencia central del filtro pasa-bandas asignado a cada electrodo del IC. El eje horizontal inferior indica las frecuencias de la audiometría. La intensidad en dB_{HL} se indica en el eje vertical. A diferencia de los umbrales audiométricos, se observó una mejora en los umbrales RCE desde la Sesión 1. 90
7.13. Resultados de la paciente P1 en cuatro sesiones de registro. La gráfica superior muestra la mejora en los niveles de audición (PTA y PTA_{RCE}) a mayor tiempo de uso del IC. El nivel de audición reportado mediante el PTA_{RCE} guarda mayor similitud con los ajustes a los niveles T y M (gráfica central) y la mejora en los puntajes de *Detección* en el Cuestionario de Habilidades Auditivas (gráfica inferior). 91
7.14. Umbrales RCE y audiométricos obtenidos en el paciente P2 en las dos sesiones de registro. Se observa la mayor especificidad en frecuencia de la RCE y la similitud entre umbrales. En la Sesión 2 se observan las discrepancias entre ambos umbrales para frecuencias inferiores a 1000 Hz. 93

Índice de tablas

2.1. Publicaciones sobre evaluación de la audición en usuarios de IC, entre 2010 y 2021 [47–52] 11
2.2. Publicaciones sobre desempeño auditivo de usuarios de IC, realizadas entre 2010 y 2021 [23, 24, 54–57] . . . 15
2.3. Clasificación de la pérdida auditiva [1] . . . 20
2.4. Características relevantes de la tecnología actual de IC que ofrecen los principales fabricantes 25
2.5. Estrategias de codificación de voz empleadas en los IC [9, 10, 81–83] . . . 30
2.6. Clasificación del grado de pérdida auditiva a partir del PTA [dB_{HL}] para 500, 1000 y 2000 Hz [1] . . . 38
2.7. Niveles de desarrollo de las habilidades auditivas [29, 102] . . . 39
2.8. Ejemplo de preguntas incluidas en la escala IT-MAIS . . . 42
2.9. Ejemplo de preguntas incluidas en el perfil LIP . . . 43
2.10. Ejemplo de preguntas incluidas en el LittlEARS® Auditory Questionnaire . . . 44
2.11. Descripción de los materiales de evaluación en pacientes pediátricos propuesto en el Protocolo Latinoamericano de Implantes Cocleares . . . 45

6.1. Rubros para evaluar el Desempeño auditivo de los pacientes pediátricos usuarios de IC . . 62

7.1. Pacientes implantados entre 2013 y 2014, incluidos en el análisis de datos, usuarios de IC Advanced Bionics, modelo Hires 90K/HiFocus, con inserción completa . . . 66
7.2. Desempeño auditivo logrado por cada paciente al final del tiempo de seguimiento . . . 69
7.3. Pacientes $\leq$ 3 años (n = 8). Comparación de edad, nivel de audición y Cuestionario de Habilidades Auditivas . . . 72
7.4. Pacientes $>$ 3 años (n = 10). Comparación de edad, nivel de audición y Cuestionario de Habilidades Auditivas . . . 74
7.5. Edad, nivel de audición y puntajes obtenidos en el Cuestionario de Habilidades Auditivas en pacientes agrupados por edad . . . 75
7.6. Resultado de la Prueba de Sonidos Calibrados en pacientes agrupados por edad . . . 76
7.7. Resultado de la Prueba de Sonidos Calibrados en pacientes agrupados por edad . . . 78
7.8. Niñas (n = 9). Comparación de edad, nivel de audición y Cuestionario de Habilidades Auditivas . . . 81
7.9. Niños (n = 9). Comparación de edad, nivel de audición y Cuestionario de Habilidades Auditivas . . . 83

7.10. Edad, nivel de audición, y puntajes obtenidos en el Cuestionario de Habilidades Auditivas en pacientes agrupados por género 84
7.11. Resultado de la Prueba de Sonidos Calibrados en pacientes agrupados por género 85
7.12. Puntajes totales para determinar el Desempeño auditivo en los pacientes agrupados por género 87
7.13. Datos de la paciente P1 obtenidos en las cuatro sesiones de registro 89
7.14. Paciente P1. Correlación entre el nivel de aución, niveles de corriente de estimulación y puntaje de *Detección* (Cuestionario de Habilidades Auditivas) 92
7.15. Paciente P2. Comparación de la edad, el nivel de audición y el puntaje de *Detección* en la Prueba de Sonidos Calibrados 93
7.16. Pacientes P3 y P4. Edad, nivel de audición y Desempeño auditivo 94

A.1. Desarrollo tecnológico en IC realizado por las empresas Advanced Bionics®, Cochlear™ y MED-EL® entre 1980 y 2015 [67, 71, 72, 140] 121

I.1. Valor de Offset obtenido mediante interpolación lineal para las frecuencias de estimulación 146
I.2. Obtención de los valores Deseado y Leído para la frecuencia de estimulación de 333 Hz a 10 dB_{HL} 147
I.3. Valor real obtenido para cada frecuencia de estimulación a cada intensidad de prueba . . 147
I.4. Valor real obtenido para cada frecuencia de estimulación a cada intensidad de prueba . . 148

ABREVIACIONES

dB_{HL}: medida clínica de la intensidad del sonido audible, expresada en decibeles HL (*del inglés, Hearing Level*)

EABR: Electrical Auditory Brainstem Response

EARS®: Evaluation of Auditory Responses to Speech

ECAP: Electrical Compound Auditory Potential

ECoG: Electrococleografía

EEG: Electroencefalografía

ESR: Electrical Evoked Auditory Stapedial Reflex

FDA: Food and Drug Administration

IC: Implante Coclear

INR: Instituto Nacional de Rehabilitación

IT-MAIS/MAIS: Infant Toddler/Meaningful Auditory Integration Scale

LIP: Listening Progress Profile

MEEIC: Medidor de la Estimulación Efectiva de un Implante Coclear

OMS: Organización Mundial de la Salud

PTA: Pure Tone Average

PTA_{RCE}: Pure Tone Average para la RCE

RCE: Respuesta Coclear Eléctrica

GLOSARIO

Audición normal: capacidad de escuchar sonidos en el rango de 0 a 20 dB_{HL} y diferenciar cualquier sonido del habla y cualquier combinación entre ellos, sin ayuda de aparatos auditivos [1].

Audiograma: gráfico en el que se registra el umbral auditivo a distintas frecuencias [1].

Audiometría: prueba clínica estandarizada para la medida del umbral auditivo. Se obtiene mediante el registro de la respuesta consciente del sujeto a la presentación de tonos de frecuencia entre 125 y 8000 Hz a intensidades sonoras de -10 a 100 dB_{HL}, a través de audífonos o altavoz [1–3].

Audiometría objetiva RCE: prueba electroacústica que consiste en la presentación de tonos pip de frecuencia e intensidades específicas. El umbral auditivo se establece a la mínima intensidad a la cual se observa una RCE a cada frecuencia de prueba [4].

Cuestionario auditivo LittlEARS®: (*del inglés, Little Evaluation of Auditory Responses to Speech*), batería de pruebas de evaluación de las habilidades auditivas y verbales [5, 6].

Electrodos intracocleares: arreglo de electrodos del implante coclear que se insertan quirúrgicamente en la cóclea [7].

Épocas de EEG: segmentos de EEG de 50 ms capturados simultáneamente con la presentación del estímulo sonoro [8].

Escalas de integración auditiva significativa *(IT-MAIS/MAIS, por sus siglas en ingles)***:** son cuestionarios tipo entrevista aplicables a los padres de niños usuarios de IC, para evaluar el significado que éstos confieren al sonido. IT-MAIS se usa para niños menores de dos años y MAIS para niños de mayor edad [14].

Estrategia de codificación de lenguaje: conjunto de reglas que definen la forma en que el procesador de sonidos del IC analiza las señales acústicas y las codifica para ser enviadas a los electrodos intracocleares [9–12].

Fonema: unidad fonológica mínima de un sonido vocálico y consonántico en un sistema lingüístico [1].

Implante Coclear: dispositivo tecnológico que transforma las señales acústicas del medio ambiente en señales eléctricas que son enviadas a las terminaciones del nervio auditivo para producir una sensación de audición [1, 11, 13].

Perfil del progreso auditivo *(LIP, por sus siglas en inglés)***:** es un perfil desarrollado como parte del Programa Nottingham de IC en el Reino Unido para evaluar el desempeño auditivo funcional temprano en niños usuarios de IC [15, 16].

Método objetivo de ajuste de la corriente eléctrica de estimulación del IC: medición de la respuesta del sistema auditivo residual generada por la estimulación eléctrica. Las metodologías más empleadas son el potencial auditivo de tallo cerebral evocado eléctricamente, el reflejo estapedial evocado eléctricamente y el potencial de acción compuesto evocado eléctricamente [17, 19].

Método subjetivo de ajuste de la corriente eléctrica de estimulación del IC: también llamado método psicofísico, precisa de la respuesta del paciente acerca de la calidad de sonido logrado por la estimulación eléctrica [20].

Monitor RCE: dispositivo diseñado para el registro de la RCE del paciente usuario de IC. Conformado de una PC junto con un módulo generador de estímulos con altavoz y un módulo de adquisición de EEG [8, 21].

Pérdida auditiva: afectación de una o más estructuras del oído que permiten la percepción de los estímulos sonoros, impactando la cantidad y/o calidad de los sonidos percibidos [1, 22].

Pérdida auditiva prelocutiva: se presenta antes de la aparición del lenguaje (de 0 a 2 años de edad) y requiere de una rápida intervención y estimulación auditiva para lograr un desarrollo de lenguaje exitoso [23].

Pérdida auditiva postlocutiva: aparece después de la adquisición de lenguaje (a partir de los 4 años de edad) [24] .

Pip: tono de frecuencia específica de corta duración [8].

Promedio a tonos puros *PTA, por sus siglas en inglés***:** es una medida del nivel de audición [dB_{HL}] del sujeto en la región de las frecuencias del habla, que comprende de 250 a 4000 Hz [1, 27, 28].

Prueba de reconocimiento de palabras bisilábicas: consiste en listas de palabras predefinidas, presentadas al paciente de forma oral, esperando que éste las repita. Aplicable en pacientes a partir de los 4 años de edad [25].

Prueba de Sonidos de Ling: consiste en la presentación aleatoria y a viva voz, de fonemas aislados (*a, i, u, m, s, sh*) a distancias de 30 cm, 1 y 3 m [26]. Los fonemas empleados cubren el rango de frecuencias del habla (250 a 4000 Hz). Emplea fonemas .

Rehabilitación auditiva-verbal: Terapia en la cual se enseña a los pacientes con problemas de audición a desarrollar habilidades de audición y lenguaje hablado [29].

Respuesta Coclear Eléctrica (RCE): medida de la actividad eléctrica generada por el tejido coclear residual en respuesta a una estimulación eléctrica que se da cuando el IC procesa un sonido externo [8, 30].

Umbral auditivo o audiométrico: intensidad mínima medida en dB_{HL} a la cual se establece que el sujeto es capaz de detectar sonidos de diferente frecuencia a partir de una audiometría [1, 3].

Umbral RCE: umbral auditivo estimado mediante la RCE [21, 30].

1

INTRODUCCIÓN

De manera regular los pacientes usuarios de IC son sometidos a evaluaciones audiológicas periódicas posteriores a la programación inicial del IC. Éstas incluyen la aplicación de una audiometría, a partir de la cual se toman decisiones para ajustar los niveles T (mínimo) y C/M (máximo) de la corriente eléctrica de estimulación asignada a los electrodos intracocleares, de tal manera que el paciente sea llevado de manera gradual desde una pérdida auditiva profunda (< 80 dB_{HL}) a umbrales auditivos normales (20-40 dB_{HL}). Para realizar la audiometría se requiere de la participación del paciente, por lo en pacientes pediátricos es necesario esperar semanas o inclusive meses para obtener una audiometría confiable.

El presente trabajo de investigación se refiere a la implementación de una nueva metodología objetiva denominada Respuesta Coclear Eléctrica (RCE) para estimar el umbral auditivo (umbral RCE) de pacientes pediátricos usuarios de IC. Además de implementar una batería de pruebas para evaluar el Desempeño auditivo asociado con el umbral RCE, mediante un Cuestionario de Habilidades Auditivas tipo entrevista y una Prueba de Sonidos Calibrados en unidades de uso común en la clínica, dB_{HL} (*del inglés, decibel Hearing Loss*).

La motivación de este trabajo reside en las dificultades que se tienen actualmente en la evaluación del umbral de auditivo de pacientes pediátricos usuarios de IC en quienes la edad, el estado de salud, la familiarización con el uso del IC y la cooperación al momento de la prueba, obstaculizan la obtención de una audiometría confiable. Por otro lado, se tienen las limitaciones metodológicas de la audiometría ya que al no haber sido diseñada originalmente para el paciente usuario de IC, las frecuencias de prueba no coinciden con la frecuencia central del filtro pasa bandas asignado a cada uno de los electrodos de estimulación intracoclear, por lo cual el umbral audiométrico puede no corresponder con el verdadero umbral del paciente.

Aun con las limitaciones de la audiometría, actualmente es la única prueba clínica que proporciona información sobre el umbral auditivo del paciente pediátrico usuario de IC, por lo que su resultado se toma como referencia para ajustar los niveles T y C/M de la corriente eléctrica de estimulación en el conjunto de electrodos intracocleares, posterior a la activación del IC. No obstante, al no contar con una audiometría confiable se corre el riesgo de sobreestimar o subestimar los niveles mínimo T *(del inglés, Threshold)* y máximo C/M *(del inglés, Confort/More confortable)*, sí, además, el paciente pediátrico no proporciona información de retroalimentación sobre la sensación auditiva experimentada con el IC.

Siendo que el resultado de la audiometría también se toma en consideración para enfocar la terapia de rehabilitación auditiva-verbal, la falta de ésta o un resultado poco confiable puede ocasionar retrasos en la rehabilitación del paciente. Considerando, además, que actualmente no se cuenta con pruebas que cuantifiquen de manera sistematizada el desempeño auditivo del paciente pediátrico usuario de IC.

Como parte de esta investigación, se realizó una búsqueda bibliográfica relacionada con la estimación objetiva del umbral auditivo en pacientes pediátricos usuarios de IC. Se encontraron trabajos donde emplean la electrococleografía (ECoG) para tal propósito. Sin embargo, los umbrales ECoG no guardan relación con la frecuencia central de los filtros pasa banda asignados a los electrodos de estimulación del IC. No se encontraron trabajos que reporten el empleo de otros métodos objetivos para estimar el umbral auditivo del paciente pediátrico usuario de IC.

Para registrar la RCE se empleó el *Monitor RCE* -dispositivo desarrollado en el Laboratorio de Audiología de la UAMI-, conformado por un módulo de estimulación, un módulo de adquisisición de EEG, plataforma de cómputo y software MEEIC (Medidor de la Estimulación Efectiva de un Implante Coclear), donde se configuran los parámetros de estimulación, adquisición de EEG y promediación de la RCE en tiempo real. La RCE se obtuvo estando el paciente bajo sueño fisiológico y usando su IC como de costumbre. Se emplearon estímulos sonoros de frecuencia específica, de tal manera, que el umbral RCE reflejara el umbral auditivo del paciente a la frecuencia central del filtro pasa bandas asignado a cada electrodo de estimulación intracoclear. Actualmente no se cuenta con una metodología similar que estime el umbral auditivo del paciente usuario de IC a frecuencia específica. Cabe destacar que dado el carácter novedoso de la metodología RCE y el dispositivo empleado para su obtención, ambos cuentan con su registro de patente internacional.

Con relación a la valoración del Desempeño auditivo se consultaron diversas pruebas y metodologías existentes que evalúan diferentes aspectos de la audición en usuarios de IC. Las pruebas y metodologías consideradas como las más relevantes para los fines de este trabajo se adaptaron e incluyeron como parte de la batería de pruebas, además de consultar con las terapeutas y los padres de los pacientes, quienes proporcionaron información para su selección y adaptación final. De esta manera, el Cuestionario de Habilidades Auditivas incluyó el IT-MAIS/MAIS y la *Detección, Identificación* y *Repetición* de sonidos ambientales. La Prueba de Sonidos Calibrados comprendió la *Detección, Identificación* y *Repetición* de Sonidos de Ling, sonidos de animales, sonidos de transportes, sonidos ambientales y palabras bisilábicas a intensidades de 60 y 40 dB_{HL}.

Para este trabajo se contó con la participación de 25 pacientes pediátricos usuarios de IC entre 1 y 6 años, con el consentimiento escrito de los padres. Se incluyeron pacientes con asistencia regular a los servicios de Audiología y Terapia de Audición y Lenguaje del INRLGII, de tal manera que fuese posible realizar la prueba RCE y evaluar el Desempeño auditivo en dos sesiones diferentes durante el tiempo de seguimiento. Los resultados se presentan para un total de 18 pacientes y al dividirlos por edad y género, mostrando la posibilidad de realizar una estimación objetiva del umbral auditivo mediante la RCE. Los resultados evidenciaron la mayor utilidad de la RCE para estimar el umbral auditivo en pacientes menores de 3 años y en quienes es difícil obtener una audiometría.

2

MARCO TEÓRICO

2.1. ANTECEDENTES

Es a partir del año de edad cuando un niño diagnosticado con pérdida auditiva neurosensorial (umbral de audición mayor a 60 dB_{HL}), califica como candidato a recibir un IC; ya que de acuerdo con la FDA (Food and Drug Administration) de los Estados Unidos, a una menor edad se incrementa la dificultad para determinar el nivel de pérdida auditiva, y disminuye la factibilidad para la colocación de un IC [31]. Se considera que un niño que recibe un IC a partir del año, seguido de una rehabilitación auditiva-verbal adecuada, puede desarrollar mejores habilidades de lenguaje y mejor comprensión de los sonidos del ambiente que sus iguales que reciben un IC a mayor edad. La implantación temprana del IC en un niño aumenta las probabilidades de que desarrolle el habla de manera casi normal [11].

De acuerdo con la Guía clínica de terapia para candidatos a IC o ya implantados del INRLGII, se considera candidato a IC, a un niño de 2 años de edad diagnosticado con hipoacusia profunda bilateral de origen coclear [32]. En estos pacientes las células ciliadas pueden no existir o encontrarse destruidas parcial o totalmente por diversas causas. Por otra parte, la mejoría que se obtiene mediante una prótesis auditiva convencional no proporciona el rendimiento suficiente para la percepción y adquisición del lenguaje hablado. En el paciente implantado, el IC sustituye la función de las células ciliadas del oído interno que convierten la energía mecánica del sonido en señales eléctricas que serán transmitidas a la corteza auditiva vía el nervio auditivo, a fin de lograr una sensación auditiva [7].

Como parte del procedimiento quirúrgico de implantación, se comprueba la correcta ubicación y operación de los electrodos intra cocleares del IC mediante una técnica de telemetría. Aproximadamente un mes posterior a la cirugía, una vez que el paciente se ha recuperado, se realiza la activación del IC donde se configuran los parámetros de la estimulación eléctrica que será enviada directamente a la cóclea del paciente mediante electrodos de estimulación. Uno de estos parámetros es el rango dinámico de la corriente eléctrica asignada a cada uno de los electrodos de estimulación del IC, delimitado por el nivel de sensación auditiva umbral, nivel T y el nivel más confortable, nivel C/M. De la determinación adecuada de estos niveles depende en gran medida el proporcionar al paciente una sensación auditiva útil, cómoda y segura, tal que pueda detectar y discriminar el lenguaje hablado.

No obstante, la determinación de los niveles T y C/M en el conjunto de electrodos del IC a partir de las respuestas del paciente consume mucho tiempo y esfuerzo. Más aún cuando se realiza en pacientes cuyas habilidades de comunicación son limitadas debido a la corta edad y/o por alguna condición de salud que no les permita proporcionar respuestas confiables acerca de la calidad de la estimulación eléctrica aportada por el IC.

Una alternativa para determinar los niveles T y C/M ha sido el empleo de métodos objetivos como el potencial de acción compuesto evocado eléctricamente, ECAP (*del inglés, Evoked Compound Action Potential*) [17, 33–38], la respuesta auditiva de tallo cerebral evocada eléctricamente, EABR (*del inglés, Evoked Auditory Brainstem Response*) [18, 20, 37, 39] y el valor umbral del reflejo estapedial evocado eléctricamente, ESRT (*del inglés, Electrical Evoked Stapedial Reflex*) [19, 34, 40, 41]. De estas metodologías, el ECAP es el más usado ya que es el más consistente y puede ser registrado para ciertos electrodos seleccionados durante y después de la cirugía de IC [35, 38].

McKay C. M., et al., (2013) [17], investigaron la posibilidad de usar el ECAP para predecir la forma en que los umbrales conductuales cambian con la tasa de estimulación y establecer si el ECAP puede usarse para determinar los niveles de estimulación proporcionados por el IC en un grupo de ocho sujetos, prescindiendo de medidas conductuales. Emplearon un modelo de sonoridad que incluyó la integración temporal, la forma como la actividad neuronal disminuye conforme se incrementa la tasa de estimulación y la pendiente de la respuesta neuronal en función de la corriente de estimulación. Midieron la disminución de la amplitud ECAP en relación con el incremento de la frecuencia de la corriente de estimulación y la función de crecimiento de la amplitud dependiendo de la magnitud de la corriente de estimulación. Evaluaron si estas mediciones del ECAP podrían predecir la pendiente promedio de los umbrales conductuales en función de la corriente y si las variaciones individuales en las mediciones podrían predecir la variación individual en la pendiente de los umbrales. Concluyeron que las medidas del ECAP no son del todo útiles para una programación totalmente objetiva del IC, posiblemente porque no reflejan adecuadamente las características de la respuesta neuronal asumidas por el modelo, o son obtenidas a niveles de corriente mucho más altos que la corriente de los valores umbrales.

Guenser G., et al., (2015) [18], realizaron un estudio para mostrar la relación entre la respuesta auditiva de tallo evocada eléctricamente (EABR) y los umbrales conductuales en once pacientes postlinguales usuarios de IC. Investigaron si el EABR podía usarse para estimar de manera confiable lo niveles T y M del paciente. Encontraron una correlación estadísticamente significativa ($r = 0.71$; $p < 0.001$) entre el EABR y los umbrales T y M medidos conductualmente. Sus resultados mostraron que la detección de los umbrales EABR puede usarse para estimar los niveles T del paciente. Concluyeron que la medida objetiva del EABR puede proporcionar un método de ajuste del IC en pacientes pediátricos, particularmente.

Raghunandhan S., et al., (2015) [37], estudiaron las tendencias en pruebas electrofisiológicas multimodales y las respuestas conductuales durante el primer año de uso el IC en un grupo de diez niños entre 2 y 7 años de edad. Realizaron pruebas de telemetría de impedancia, imagen de la respuesta neuronal (*NRI, por sus siglas en inglés*), ESRT, EABR, junto con el mapeo conductual al mes, 4, 8 y 12 meses de uso del IC. El objetivo fue generar datos normativos sobre las pruebas electrofisiológicas al correlacionar

los niveles de los umbrales electrofisiológicos multimodales con los niveles M conductuales y generar una fórmula predictiva para obtener los niveles M óptimos (si se desconocían) usando un análisis de regresión múltiple y lineal. Analizaron las tendencias en las respuestas electrofisiológicas y conductuales usando una prueba t pareada. Calcularon las correlaciones del electrodo de referencia derivadas de los umbrales NRI versus niveles M y un offset basado en las correlaciones para los umbrales EABR and ESRT versus niveles M. Éstas se usaron para generar la fórmula predictiva para el análisis de regresión múltiple y lineal. Para determinar la eficacia de su método compararon los niveles M predichos estadísticamente con los niveles M registrados conductualmente mediante el método de confiabilidad Alpha de Cronbach. Los umbrales NRI, ESRT y EABR mostraron correlaciones positivas estadísticamente significativas con los niveles conductuales M y mejoras con el uso del IC. Estas correlaciones se usaron para predecir los niveles M de manera estadística usando el análisis de regresión. Reportaron predicciones de los niveles M muy aproximadas a los niveles conductuales M reales que probaron ser estadísticamente confiables. Este método fue capaz de proporcionar un MAPA de trabajo cercano al MAPA conductual usado por los niños en la clínica. Mostraron que las mediciones conductuales son obligatorias en los programas de IC, pero en casos donde es difícil obtenerlas, puede usarse el método de estudio propuesto como referencia para obtener información adicional para establecer un MAPA óptimo.

Como se ha descrito, la predicción de los niveles T y M de la corriente eléctrica de estimulación en el conjunto de electrodos del IC realizada a partir de pruebas objetivas como ECAP, EABR y ESRT, no refleja del todo la respuesta neuronal debida a la estimulación eléctrica aportada por el IC, de modo que los valores finales deben ser corroborados de manera conductual. No obstante, cuando el paciente es de corta edad es necesario esperar a que se familiarice con el uso del IC y que adquiera suficiente entrenamiento condicionado para obtener información confiable sobre la estimulación eléctrica proporcionada por el IC.

Ya sea que los valores finales T y C/M se determinen de manera objetiva o conductual, o con una combinación de ambas, es necesario determinar el umbral auditivo asociado a la estimulación eléctrica proporcionada por el IC mediante la obtención de una audiometría, siempre y cuando se cuenta con la cooperación del paciente. La exactitud en el resultado de la audiometría es crucial debido a que los ajustes posteriores de la corriente de estimulación dependen en buena medida del resultado de esta prueba.

En relación a eso, Alonso L., et al., (2014) [42], realizaron un estudio transversal, observacional y descriptivo, analizando los umbrales auditivos, pre y post-implante coclear, mediante la revisión de expedientes de 68 pacientes usuarios de IC de entre 1 año 8 meses hasta 39 años 3 meses de edad, implantados entre noviembre 2007 y diciembre 2012 en el INRLGII en Ciudad de México. Reportaron que previo a la colocación del IC, el umbral auditivo promedio fue de 106.2 dB_{HL}, un mes posterior a la implantación obtuvieron un umbral promedio de 62.4 dB_{HL}, a los seis meses el umbral promedio fue de 44 dB_{HL}, finalmente al año de implantados obtuvieron un umbral promedio de 32.9 dB_{HL}, considerado como satisfactorio. Concluyeron que la evaluación audiométrica realizada a los pacientes entre el primer mes y hasta el año de uso del IC, había permitido observar las mejoras en el umbral auditivo de los pacientes desde la primera programación del IC.

A pesar de las mejoras reportadas en el umbral auditivo de los pacientes implantados en el estudio descrito previamente, los resultados pueden ser cuestionables ya que se obtuvieron para el total de la población, sin considerar las dificultades en la aplicación de una audiometría en los pacientes pediátricos, en quienes la edad, la falta de cooperación y en algunos casos el poco tiempo de uso del IC, dificultan la obtención de una audiometría confiable [43]. Sumado a que, en el paciente pediátrico implantado, regularmente se obtiene la audiometría a las frecuencias de 0.125 0.25, 0.50, 1, 2 y 4 kHz, las cuales no coinciden con la frecuencia central de los filtros pasa-banda asignados a los electrodos de estimulación del IC [44, 45].

La necesidad de poder contar con información confiable sobre el umbral auditivo del paciente usuario de IC ha motivado la implementación de medidas objetivas para tal propósito, aunque poco se ha reportado al respecto.

En un trabajo realizado por Koka K, et al., (2017) [46], determinaron si la electrococleografía (ECoG), especialmente la microfónica coclear y los umbrales neurofónicos del nervio auditivo, medidos usando un electrodo intracoclear, podían usarse para predecir los umbrales audiométricos a tonos puros en un grupo de 21 pacientes usuarios de IC Advanced Bionics que presentaban audición residual en el oído implantado. Obtuvieron los umbrales audiométricos a tonos puros y las formas de onda de ECoG para frecuencias de prueba de 125 a 4000 Hz. Registraron las respuestas de "diferencia" y "suma" de las formas de onda de ECoG medidas a partir de dos fases alternas de estimulación. La interpretación que dieron a las formas de onda de ECoG es que las respuestas de diferencia corresponden en gran medida a la microfónica coclear mientras que las respuestas de suma corresponden en gran medida con la neurofónica del nervio auditivo. Reportaron que las formas de onda de las respuestas de diferencia se observaron en todos los oídos implantados, mientras que las respuestas de suma se observaron solo en 18 oídos. Encontraron una fuerte correlación entre los umbrales ECoG y los audiométricos (r = 0.87 para respuestas de diferencia; r = 0.82, para respuestas de suma). La diferencia promedio entre los umbrales audiométricos y la respuesta de diferencia fue -3.2 ($\pm$ 9.0) dB, mientras que con la respuesta de suma fue -14 ($\pm$ 11) dB. Concluyeron que los umbrales ECoG pueden proporcionar una métrica útil para evaluar la audición residual en los sujetos con IC para quienes no es posible realizar una audiometría convencional.

Debido a la correlación reportada entre los umbrales ECoG y los umbrales audiométricos en adultos usuarios de IC y considerando el reto que significa obtener una audiometría confiable en los pacientes pediátricos usuarios de IC, Coulthurst S., et al., (2020) [44] , propusieron emplear la ECoG como un método objetivo y eficiente en tiempo, para medir la microfónica coclear a frecuencia específica o umbrales de diferencia (CM/DIF) y compararlos con los umbrales audiométricos en pacientes pediátricos con audición residual, usuarios de IC. Incluyeron a trece pacientes (once con IC unilateral y dos con IC bilateral), edad promedio de 9.2 $\pm$ 5.1 años. Obtuvieron los umbrales audiométricos mediante audiometría convencional, audiometría de juego condicionado y audiometría de reforzamiento visual, empleando tonos warble para medir a las frecuencias de 125, 250, 500, 1000 y 2000 Hz. Las formas de onda de ECoG se generaron empleando tonos burst acústicos de 50 ms y se analizaron para determinar los umbrales CM/DIF. Los resultados mostraron una correlación significativa entre la audiometría y los umbrales CM/DIF en el rango de frecuencias de 125 a 2000 Hz. La comparación a frecuencia específica mostró una correlación de 0.82 (125 Hz), 0.74 (250 Hz), 0.69 (500 Hz), 0.41 (1000 Hz), y 0.32 (2000 Hz) entre los umbrales

audiométricos y umbrales CM/DIF. La diferencia promedio entre ambos umbrales fue de 0.4 (± 14 dB). Concluyeron que el ECOG se puede usar para medir los umbrales CM/DIR en pacientes pediátricos con audición residual en el oído implantado y que son similares a los audiométricos en baja frecuencia, por lo que ofrecen un método objetivo para monitorear la audición residual en pacientes pediátricos difíciles de evaluar.

A pesar de los interesantes resultados reportados acerca de la posibilidad de medir de manera objetiva el umbral auditivo en pacientes usuarios de IC a partir de la ECoG, es importante señalar que, si bien las frecuencias de prueba empleadas para obtener los umbrales ECoG coinciden con las frecuencias de prueba de la audiometría, estas no guardan relación con la frecuencia central de los filtros pasa banda asignados a los electrodos de estimulación del IC. Esta falta de especificidad en frecuencia podría ocasionar una subestimación o sobre-estimación del umbral auditivo de los pacientes usuarios de IC.

Además del empleo de ECoG para estimar de manera objetiva el umbral auditivo en usuarios de IC, no se encontraron trabajos sobre el uso de otros métodos objetivos para tal propósito. En su mayoría la investigación se ha enfocado en la evaluación de la percepción del habla y ajuste de niveles T y C/M. En la Tabla 2.1 se consignan los resultados de algunos trabajos publicados entre 2010 y 2021 sobre el uso de distintas metodologías para evaluar de manera objetiva diferentes aspectos de la audición en adultos y niños usuarios de IC, tales como umbrales auditivos, percepción del habla, niveles conductuales T,entre otros.

Tabla 2.1: Publicaciones sobre evaluación de la audición en usuarios de IC, entre 2010 y 2021 [47–52]

Trabajo	Objetivo	Metodología	Resultados y Conclusiones
Intracochlear Electrocochleography and Speech Perception Scores in Cochlear Implant Recipients. Valenzuela CV, et al., (2021)	Determinar la relación entre: 1) las amplitudes ECoG intracocleares y los puntajes de percepción del habla sies meses después del IC. 2) umbrales auditivos, conductuales y estimados con ECoG.	22 adultos con IC, con pérdida auditiva de baja frecuencia. Posterior a la inserción del arreglo de electrodos se obtuvo la ECoG utilizando tonos burst de 110 dB_{SPL}, en octavas de frecuencia entre 0.125 y 2 kHz.	No se encontró relación entre las amplitudes ECoG y los puntajes de percepción del habla. Relación leve a moderada entre el umbral auditivo y ECoG pre e intraoperatorio. Previo a la inserción del IC, la ECoG puede brindar una evaluación más precisa de la percepción del habla.

Continúa en la página siguiente.

Tabla 2.1: Publicaciones sobre evaluación de la audición de usuarios de IC, entre 2010 y 2021 [47–52]

Trabajo	Objetivo	Metodología	Resultados y Conclusiones
Correlation between Speech Perception Outcomes after Cochlear Implantation and Postoperative Acoustic and Electric Hearing Thresholds. Rüegg U, et al., (2021)	Comparar umbrales auditivos eléctricos y acústicos con la percepción de voz, y revelar posibles marcadores de salud de la cóclea, posterior al IC.	Estudio monocéntrico retrospectivo en 237 usuarios de IC. Se analizó la correlación entre PTA y umbrales T/C, con puntajes de percepción de voz.	Los umbrales de audición acústicos y eléctricos postoperatorios no guardan correlación con los resultados postoperatorios de percepción de voz.
Postoperative Intracochlear Electrocochleography in Pediatric Cochlear Implant Recipients: Association to Audiometric Thresholds and Auditory Performance. Attias J, et al., (2020)	Comparar la microfónica coclear (MC) con los umbrales audiométricos en niños usuarios de IC Advanced Bionics.	60 niños de 2 a 5 años de edad. Correlación entre MC y umbrales audiométricos de 125 a 2 kHz. Obtuvieron datos sobre cualidades espaciales y auditivas del habla, la escala de desempeño auditivo y entornos educativos.	Alta correlación de MC con umbrales audiométricos con coeficientes de 0.7 hasta 0.83 en el rango de 0.125 a 2 kHz. Niños con audición residual mostraron resultados auditivos significativamente mejores, que aquellos sin audición residual.
A psychoacoustic application for the adjustment of electrical hearing thresholds in cochlear implant patients. Plesch J, et al., (2019)	Desarrollar un método psico-acústico adaptivo (autoprecT) para estimar umbrales auditivos eléctricos de manera precisa e independiente en pacientes con IC.	15 adultos con IC. Obtención de umbrales auditivos con autoprecT. Medida de la percepción de voz para niveles T iguales a valores previos, a umbrales precT, y a precT menos 10 UC (unidades de corriente).	Los niveles T se modificaron en promedio 10.5 UC usando auto-precT. Los pacientes se beneficiaron de establecer los niveles T mediante autoprecT. Se recomienda integrar la aplicación en el ajuste clínico y como software de ajuste remoto.

Continúa en la página siguiente.

Tabla 2.1: Publicaciones sobre evaluación de la audición de usuarios de IC, entre 2010 y 2021 [47–52]

Trabajo	Objetivo	Metodología	Resultados y Conclusiones
A method for determining precise electrical hearing thresholds in cochlear implant users. Rader T, et al., (2018)	Diseñar un procedimiento psicoacústico para evaluar de forma precisa los umbrales de percepción (nivel T) en usuarios de IC. Investigar el impacto de este procedimiento en la percepción de voz.	Estudio prospectivo en 18 adultos postlinguales usuarios de IC. Obtención de los niveles T con el procedimiento propuesto. Medida del impacto de diferentes condiciones de ajuste mediante escalas categóricas de sonoridad y pruebas de percepción de voz.	Umbrales auditivos promedio inferiores con el procedimiento diseñado. La determinación precisa de los niveles T con este procedimiento mejoró los puntajes de reconocimiento de voz, reduciendo los niveles T en 10 UC. Los niveles T se incrementaron en 9 UC comparado con la configuración por omisión.
Optimization of programming parameters in children with the advanced bionics cochlear implant. Baudhuin J, et al., (2012)	Evaluar los niveles T óptimos, el IDR y la configuración de la sensibilidad del IC en pacientes pediátricos usuarios de IC Advanced Bionics, High REsolution90K.	11 niños usuarios de IC entre 7 y 17 años de edad, con puntajes de 20 % o más en monosílabos. Examinando: 1) Los efectos de ajustar el nivel T sobre los umbrales de campo libre y la detección de sonidos Ling. 2) Los efectos del IDR y sensibilidad en el reconocimiento de voz.	Niveles T 10 UC por debajo del nivel "suave" dieron umbrales significativamente más bajos para sonidos Ling y tonos FM entre 0.25 y 6 kHz. Umbrales significacativamente más bajos para tonos FM de baja frecuencia y sonidos Ling con IDR = 50 dB y sensibilidad 0. Confirman la necesaria programación individual (manual) del IC y verificación del reconocimiento de voz.
Residual Hearing Preservation After Pediatric Cochlear Implantation. Brown RF, et al., (2010)	Hipótesis de trabajo: es posible la preservación de la audición residual en una población pediátrica mediante el uso de arreglos de electrodos estándar con inserción completa.	31 niños con daño auditivo previo al uso de IC. Obtención del umbral a tonos puros y PTA (250, 500 y 1000 Hz) pre y post IC. Cálculo de tasas de audición residual funcional (al menos un umbral $\leq$ 75 dB_{HL} para 250, 500, o 1000 Hz).	Preservación completa de la audición en 14 pacientes. 28 pacientes con preservación de audición normal ($\leq$ 40 dB). PTA pre y post IC de 18.5 y 20 dB. Nueve de 18 pacientes con audición funcional pre-IC la mantuvieron post-IC en al menos un tono. La preservación de la audición residual en niños es factible con electrodos de longitud estándar e inserción completa.

Para el adecuado desarrollo y evaluación de las habilidades de audición y lenguaje en el paciente usuario de IC, es indispensable que éste se integre a un programa de terapia de rehabilitación auditivo-verbal donde, a partir de la aplicación de una serie de estrategias se promueve la adquisición del lenguaje hablado a través de la audición y se obtiene información sobre el beneficio que la estimulación eléctrica proporciona al paciente.

Martines F, et al., (2013) [45], realizaron una evaluación audiométrica y de percepción de voz en 28 niños italianos prelocutivos usuarios de IC. Teniendo como objetivo identificar la influencia de la familia en el reconocimiento e inteligibilidad de la voz de niños. Practicaron una audiometría a los pacientes previo a la implantación y posteriormente, al mes, tres, seis, doce y dieciocho meses de uso del IC, a las frecuencias de 0.5, 1, 2 y 4 kHz. Evaluaron la percepción de voz empleando la Escala de Integración Auditiva Significativa para niños menores a cinco años -IT-MAIS- (*del inglés, Infant-Toddler Meaningful Auditory Integration Scale*), Uso Significativo de la Escala del Habla -MUSS- (*del inglés, Meaningful Use of Speech Scale*), Categorías de Desempeño Auditivo -CAP- (*del inglés, Categories of Auditory Performance*) y el índice de Inteligibilidad del Habla -SIR- (*del inglés, Speech Intelligibility Rating*). La audiometría reveló una mejora significativa para detectar sonidos dentro del espectro de voz conversacional (0.5 a 4 kHz) después de los 12 meses de haber sido implantados los niños (r = 0.99; $p < 0.001$). La principal prueba de reconocimiento de voz (CAP) evidenció un desarrollo auditivo del 46.42 %. Con excepción del "uso diario del IC" ninguna otra variable asociada a los niños y a los perfiles familiares resultó ser un predictor significativo de las mejoras en la percepción de voz. El estudio mostró el progreso auditivo de los niños menores a 3 años mediante la audiometría, así como las mejoras en el reconocimiento de voz a partir de los 12 meses de implantados. También se mostró que el uso continuo del IC influye significativamente en los resultados de percepción y reconocimiento del habla, a diferencia de otras variables de estudio. Fu Y, et al., (2017) [23], realizaron un estudio en 30 niños seleccionados al azar para evaluar su desempeño auditivo mediante la Escala de Integración Auditiva Significativa, para niños menores de 5 años y mayores (IT-MAIS/MAIS), y Uso Significativo de la Escala del Habla, MUSS (*del inglés, Meaningful Use of Speech Scale*), en intervalos de dos semanas. Reportaron una confiabilidad satisfactoria de las tres escalas. La revisión de los expertos mostró la validez del contenido del material. Los coeficientes de correlación entre los puntajes totales de las tres escalas y las áreas que evalúan fueron 0.699-0.978 ($p < 0.001$). Concluyeron que la confiabilidad y validez de las escalas IT-MAIS, MAIS y MUSS hacen posible su empleo en la medición de la audición y desarrollo del habla en niños usuarios de IC.

Yang Y, et al., (2020) [53], evaluaron la seguridad y efectividad del IC en 89 pacientes (47 niños y 42 niñas), con edad media de 9.2 ± 1.6 meses. Los niveles del desarrollo de los pacientes se evaluaron mediante el puntaje Gesell previo al uso del IC. Para evaluar la seguridad del IC se registraron las complicaciones intraoperatorias y postoperatorias. Las habilidades auditivas y del habla fueron calificadas en 1, 2, 3, 6, 9 y 12 meses después del IC mediante el cuestionario auditivo LittlEARS® (LEAQ), categorías de desempeño auditivo (CAP), clasificación de inteligibilidad del habla (SIR), escala de integración auditiva significativa para niños menores a 2 años (IT-MAIS) y escala de uso significativo del habla (MUSS). Las asociaciones entre las características clínicas previas al uso del IC y los puntajes posoperatorios un año después de usar el IC se analizaron mediante el modelo lineal de efectos mixtos. El cociente de desarrollo promedio de la puntuación de Gesell fue 78 ± 10.03. Las medianas de las puntuaciones LEAQ fueron 0,

5, 10, 16, 22, 26 y 30 antes y en 1, 2, 3, 6, 9 y 12 meses después del IC, respectivamente. Las puntuaciones generales de CAP, SIR, IT-MAIS y MUSS también aumentaron a mayor tiempo de uso del IC. No detectaron asociaciones significativas entre las características clínicas (edad, sexo, número de implantes, puntuación de Gesell previa al IC y malformación del oído interno) y los resultados de LEAQ a los 12 meses después del IC. Concluyeron que los hallazgos reportados indicaban que el IC es factible para niños menores a 12 meses de edad.

Como se menciona en los trabajos descritos previamente, la confiabilidad y validez de las escalas IT-MAIS/MAIS y MUSS en la evaluación de la percepción de voz ha permitido emplearlas en la valoración de niños de diferente lengua materna, aun cuando inicialmente se desarrollaron para la valoración de niños de habla inglesa. En la Tabla 2.2 se describen brevemente algunos trabajos sobre evaluación del desempeño auditivo de pacientes usuarios de IC adultos y niños, publicados entre 2010 y 2021.

Tabla 2.2: Publicaciones sobre desempeño auditivo de usuarios de IC, realizadas entre 2010 y 2021 [23, 24, 54–57]

Trabajo	Objetivo	Metodología	Resultados y Conclusiones
Perception of Environmental Sounds in Cochlear Implant Users: A Systematic Review Shafiro V, et al., (2021)	Revisar la investigación existente sobre la percepción de sonidos ambientales para asesoría clínica, identificando lagunas de conocimiento y sugerir directrices para el trabajo futuro en la evaluación de resultados con el uso de IC.	Se examinaron los registros publicados entre 2000 y 2021 de acuerdo con la declaración PRISMA. Se extrajeron y evaluaron datos de acuerdo con las pautas de síntesis sin metaanálisis. La mayoría de los trabajos son en adultos postlinguales usuarios de IC.	Uso común de un formato de respuesta de conjunto abierto o cerrado. Precisión variable en la identificación de sonidos ambientales en niños (3 estudios) y adultos (16 estudios) usuarios de IC (rango medio: 31-87 %). Desempeño más bajo que en sujetos normoyentes. Los beneficios potenciales del IC se pueden oscurecer por limitaciones al evaluar la identificación de sonidos ambientales.

Continúa en la página siguiente.

Tabla 2.2: Publicaciones sobre desempeño auditivo de usuarios de IC, realizadas entre 2010 y 2021 [23, 24, 54–57]

Trabajo	Objetivo	Metodología	Resultados y Conclusiones
Capability of deaf children with a cochlear implant Rijke WJ, et al., (2021)	Explorar las capacidades auditivas de los niños después del uso del IC.	Aplicaron dos cuestionarios digitales de autoinforme adaptivo del niño y de informe de los padres, en 19 niños usuarios de IC y 23 niños con audición normal, entre 8 y 12 años.	Diferencia en las capacidades de niños con IC y normoyentes. Desventajas en acceso a la información, comunicación y participación social y escolar. Determinar las capacidades de niños con IC representa un dominio no cubierto y podría ayudar a mejorar el bienestar de los pacientes.
Language evaluation in children with pre-lingual hearing loss and cochlear implant Scarabello EM, et al., (2020)	Verificar el desempeño del lenguaje oral, expresivo y receptivo de niños usuarios de IC.	13 niños usuarios de IC, ambos géneros, edad de 36 a 72 meses. Evaluación de lenguaje con pruebas en fonología, vocabulario, áreas de fluidez y pragmática, y la prueba de vocabulario de imágenes Peabody.	Los niños presentaron habilidades lingüísticas por debajo de su edad. Mayor tiempo de uso del IC, menor edad de cirugía y mejor percepción auditiva del habla influyeron en el desempeño de habilidades de lenguaje oral, expresivo y receptivo, aunque no en todas las categorías semánticas.
Development of early auditory and speech perception skills within one year after cochlear implantion in prelingual deaf children Fu Y, et al., (2015)	Investigar el desarrollo de la capacidad auditiva y percepción de voz en niños usuarios de IC. Estudiar la viabilidad de los instrumentos de evaluación en la percepción de voz en la lengua china.	83 niños prelocutivos usuarios de IC: A (1-2 años), B (2-3 años), C (3-4 años) y D (4-5 años). Evaluación de habilidades auditivas y percepción de voz con escalas IT-MAIS/MAIS, y pruebas MESP y MPSI, pre y post IC (3, 6 y 12 meses).	Mejora gradual en percepción de voz y desarrollo auditivo. Incremento similar en puntajes IT-MAIS/MAIS, mayores puntajes en C (3-4 años). A mayor uso del IC mejor habilidad de percepción de voz, pero solo 40 % de niños se pudieron evaluar con MPSI a los 12 meses de uso del IC. Las versiones chinas IT-MAIS/MAIS, MESP y MPSI sirven para evaluar habilidades tempranas de percepción auditiva y del habla en niños usuarios de IC.

Continúa en la página siguiente.

Tabla 2.2: Publicaciones sobre desempeño auditivo de usuarios de IC, realizadas entre 2010 y 2021 [23, 24, 54–57]

Trabajo	Objetivo	Metodología	Resultados y Conclusiones
Predictors of Spoken Language Development Following Pediatric Cochlear Implantation Boons T, et al., (2012)	Evaluar habilidades de lenguaje en niños usuarios de IC para definir puntos de referencia y conocer las causas de variabilidad para establecer recomendaciones que optimicen el proceso de rehabilitación de niños sordos prelocutivos usuarios de IC.	288 niños implantados a los 5 años de edad. Emplearon cocientes de lenguaje en las Escalas de desarrollo del lenguaje de Reynell y la Prueba de lenguaje expresivo de Schlichting a 1, 2 y 3 años de uso del IC. Una serie de análisis de regresión múltiple determinó la cantidad de variación de lenguaje expresivo y receptivo.	Niños implantados antes de los 2 años de edad tuvieron significativamente mejor desempeño que niños implantados a mayor edad. Niños con LQ < 0.60 a 3 años de uso del IC se etiquetaron con bajo desempeño. A 3 años de uso del IC, el modelo de regresión múltiple representó el 52 % de la varianza en las puntuaciones del lenguaje receptivo y el 58 % en las puntuaciones del lenguaje expresivo. Comprender las causas de variación puede ayudar a generar las mejores circunstancias para que niños usuarios de IC adquieran lenguaje.
Speech perception in pre/lingual deaf users of cochlear implant Angelo T, et al., (2010)	Estudiar el desarrollo de la audición de los primeros 60 niños usuarios de IC después de 16 años de iniciado el programa de IC.	Emplearon listas de reconocimiento para evaluar la percepción de sonidos de voz en niños sordos de 9 a 18 años usuarios de IC: 1) 15 palabras mono y bisilábicas. 2) enunciados -116-. 3) 17 palabras de uso diario.	Mejores resultados en la última prueba que incluyó reconocimiento de palabras y fonemas que son parte del vocabulario diario de los niños. El rendimiento en la evaluación de la percepción de la voz en relación con los diferentes tipos de IC fue estadísticamente significativo para implantes MED-EL comparado con implantes Nucleus-n.

En niños usuarios de IC cuya lengua materna es el español también ha sido necesario contar con instrumentos de evaluación apropiados, por lo cual se diseñó del Protocolo Latinoamericano de Implantes Cocleares que incluye criterios para la evaluación preoperatoria y postoperatoria de niños de 1 a 17 años de edad [25]. De manera particular en México se ha trabajado mucho por establecer un programa de rehabilitación de audición y lenguaje en pacientes usuarios de IC [32]; sin embrago, no se ha estandarizado el uso de las diferentes pruebas y metodologías de evaluación existentes. La falta de un protocolo sistematizado de evaluación y seguimiento del paciente pediátrico usuario de IC y la subjetividad de las diferentes pruebas de evaluación, dificultan la obtención de información confiable que permita cuantificar el desempeño del paciente.

Un primer estudio reportado donde se mostró la posibilidad de evaluar de manera objetiva el umbral auditivo de niños usuarios de IC considerando el ancho de banda de trabajo del IC y la frecuencia central del filtro pasa banda asignado a cada electrodo de estimulación intracoclear, es el realizado por Quintana et al., (2015) [4], donde se empleó la Respuesta Coclear Eléctrica (RCE) para estimar una audiometría objetiva en 16 pacientes con edad promedio de 4.4 ± 1.9 años. Para obtener la RCE se emplearon estímulos pip de intensidad variable entre 10 y 70 dB_{HL} y frecuencia igual a la frecuencia central correspondiente a el ancho de banda asignado a cada electrodo intracoclear del IC. La estimación de la audiometría objetiva se basó en determinar la mínima intensidad a la cual se identificó la forma de onda característica de la RCE resultante de la promediación de un conjunto de épocas de EEG, adquiridas con la presentación del pip de estimulación. La audiometría objetiva estimada mediante la RCE se comparó con la audiometría convencional observando un error promedio < 5 dB_{HL} para cada frecuencia de prueba ($p < 0.05$), concluyendo que es posible obtener una estimación confiable de la audiometría del paciente implantado basada sólo en la RCE. Con la ventaja de que las frecuencias de prueba empleadas reflejan la activación de cada uno de los electrodos intracocleares, información que podría emplearse para ayudar a ajustar el rango dinámico de la corriente eléctrica de estimulación intracoclear del IC, como se describe en el trabajo realizado por Juan M. Cornejo et al., (2021).

Juan M. Cornejo et al., (2021) [30], emplearon la RCE para ajustar el rango dinámico de la corriente eléctrica en cada uno de los electrodos de estimulación del IC, en un grupo de 43 pacientes pediátricos que usaban diferente marca de IC y que presentaban diferente desempeño auditivo; *inconsistente* (detección e identificación errática de sonidos y voz, y escasa comunicación verbal), *aceptable* (buena identificación y detección de sonidos y voz, y desarrollo de comunicación verbal) y *sensible* (incomodidad con sonidos intensos, pobre discriminación de sonidos e incipiente desarrollo de voz). La RCE se obtuvo a partir de la presentación aleatoria de tonos pips de intensidad variable de 10 a 90 dB_{HL} y frecuencia igual a la frecuencia central de la banda de frecuencias asignada a cada electrodo, estando el paciente dormido, con su IC funcionando en condiciones de uso cotidiano de acuerdo con la programación o MAPA prescrito por el audiólogo. Definieron una pendiente de crecimiento de la amplitud RCE vs el nivel de intensidad del pip para cada electrodo a partir de los registros de la RCE obtenidos para cada frecuencia de prueba, la cual proporcionó información para ajustar el rango dinámico de la corriente eléctrica de estimulación de manera individual en cada electrodo del arreglo. La eficacia de los ajustes se reflejó en la mejora observada en la conducta auditiva de los pacientes. El valor de la pendiente de crecimiento RCE en los electrodos del arreglo mostró variaciones entre electrodos apicales y basales sobre todo en IC de 22 electrodos. Por

otra parte, se observó una mejor calidad en la morfología de la RCE en electrodos apicales que en basales, coincidiendo con una mejor percepción auditiva de los pacientes a tonos de baja frecuencia. De manera particular mostraron el resultado obtenido en cuatro pacientes con diferente desempeño auditivo evidenciando que la medida de la RCE podría usarse para cuantificar los cambios en la sonoridad experimentada por el paciente implantado debido a cambios en el nivel de intensidad del sonido de entrada para establecer un índice auxiliar que podría ser muy útil en la determinación del rango dinámico de la corriente de estimulación en los electrodos del arreglo. Concluyeron que a partir de la RCE es posible establecer un rango dinámico objetivo del ajuste de la corriente eléctrica para cada electrodo intracoclear y que el uso sistematizado de esta metodología puede llevar a una programación personalizada de los IC basados en criterios relacionados con la estimulación eléctrica y prevenir así, casos como la sub o sobreestimulación eléctrica y disminuir el tiempo necesario para lograr un rango dinámico adecuado de la corriente eléctrica para cada electrodo de estimulación intracoclear, con la importancia que conlleva para una rehabilitación oportuna del paciente. A partir de los resultados reportados también plantean la posibilidad de estimar de manera objetiva los umbrales auditivos electrodo por electrodo desde la activación del IC, así como la posibilidad de usar la RCE para determinar la calidad de la audición percibida por el paciente en cada uno de los electrodos intracoclear.

2.2. Situación actual de la pérdida auditiva en niños

La Organización Mundial de la Salud (OMS) reportó hasta marzo de 2021 que más del 5 % de la población mundial (466 millones de personas) padece pérdida auditiva discapacitante y requiere rehabilitación (432 millones de adultos y 34 millones de niños menores de 15 años). Entendiendo por pérdida auditiva discapacitante, una pérdida superior a 40 dB_{HL} en adultos y superior a 30 dB_{HL} en niños, en el oído con mejor audición. Este nivel de pérdida auditiva implica en quienes la presentan, dificultades para comunicarse ya que una conversación normal se ubica entre los 20 y 40 dB_{HL} [58].

América Latina y el Caribe abarcan 40 millones de la población mundial con pérdida auditiva discapacitante. Tan solo en México el número absoluto de personas con pérdida auditiva se incrementó de 6 millones en 2008 a 8 millones en 2018, cifra que va en aumento en México y en el mundo, suponiendo un aumento en la necesidad de servicios de atención otológica y audiológica, así como el uso de técnicas de amplificación o dispositivos electrónicos [59]. Se calcula que en México cada año se presentan entre 2,000 y 6,000 casos de niños con algún grado de pérdida auditiva adquirida y congénita [22,60]. Según la OMS, una persona con pérdida auditiva congénita podría sentirse más excluida de la vida social que el resto de la población [58].

En los niños, la pérdida auditiva repercute en el desarrollo de lenguaje, cognición, comportamiento y desarrollo académico, limita su capacidad de comunicarse con los demás y genera sensación de soledad, aislamiento, frustración y fracaso escolar. No obstante, cuando a estos niños se les ofrece la oportunidad de comunicarse pueden interactuar con los demás en igualdad de condiciones, de modo que la detección e intervención tempranas son fundamentales para minimizar las consecuencias en el desarrollo personal, social y académico de los niños. La opción de tratamiento dependerá del tipo de pérdida auditiva,

la cual se clasifica, de acuerdo con la intensidad en dB_{HL} (*del inglés, Hearing Level*) a la cual una persona puede detectar tonos de frecuencia específica, como leve, moderada, severa y profunda, ver Tabla 2.3.

Cuando se presenta una pérdida auditiva de leve a moderada la amplificación del sonido puede ser una opción, no así cuando se trata de una pérdida auditiva de severa a profunda la cual reviste importantes consecuencias en el desarrollo intelectual ce un niño, sobre todo cuando es de tipo neurosensorial ya que se presenta una distorsión de los sonidos que al ser amplificados mediante prótesis auditivas suenan con mayor intensidad, pero no necesariamente más claros. La pérdida auditiva neurosensorial alude a dos problemas diferentes: una pérdida sensorial a nivel de oído interno (cóclea) y/o pérdida neuronal que atañe al nervio auditivo debido a un deterioro o daño total de las fibras nerviosas encargadas de transmitir el impulso eléctrico a corteza auditiva. Cuando la pérdida auditiva neurosensorial, severa a profunda, es bilateral y la ganancia que proporciona una ayuda auditiva convencional es limitada, la opción de tratamiento es el IC [1].

Tabla 2.3: Clasificación de la pérdida auditiva [1]

Pérdida auditiva	**Nivel [dB_{HL}]**	**Implicaciones**
Leve	20 a 39	Hay comprensión de la palabra hablada, aunque se tienen dificultades para entenderla en ambientes ruidosos.
Moderada	40 a 59	Presenta dificultades para seguir una conversación; situación que puede solucionarse mediante el empleo de una prótesis auditiva.
Severa	60 a 79	No es posible la adquisición espontánea del lenguaje oral. Susceptible de mejora con el empleo de una prótesis auditiva.
Profunda	≥ 80	Ausencia de restos auditivos y necesidad de proporcionar un sistema alterno de comunicación.

Si bien la sensación de audición percibida a través de un IC no es como la de una audición normal, considerando que el ancho de banda de trabajo del IC no cubre la amplia gama de frecuencias de 20 a 20,000 Hz; hoy día es el único dispositivo que proporciona a quienes padecen pérdida auditiva neurosensorial profunda bilateral, la oportunidad de un desarrollo individual, similar al de un sujeto normoyente, brindándole una representación bastante útil de los sonidos del ambiente, permitiendole la discriminación de la voz y el desarrollo de lenguaje [39].

Los candidatos a IC son, en su mayoría, niños que nacieron con pérdida auditiva neurosensorial congénita o de causas desconocidas, a menudo obtienen buenos resultados en el desarrollo del habla con el uso del IC, sobre todo cuando son implantados a una edad de entre uno y dos años [61]. Se ha reportado que los niños tienen más probabilidades de adquirir habilidades de audición y expresión oral, acordes a su edad, entre menor sea el tiempo que transcurre para ser implantados [62].

En México, el uso del IC se ha incrementado exponencialmente en los últimos años, convirtiéndose en un tratamiento efectivo y disponible para la población. La implantación se realiza a una edad cada vez más temprana, propiciando que pacientes pediátricos con pérdidas auditivas severas y profundas tengan una mejor calidad de vida al recuperar la capacidad de escuchar y desarrollar lenguaje hablado [63]. De acuerdo con la Comisión Nacional de Protección Social en Salud, se estima que en México tres de cada 1000 recién nacidos presentará algún tipo de pérdida auditiva, de los cuales 40 % serán candidatos a IC de acuerdo con reportes de la Secretaria de Salud [22, 64].

El acceso al IC de niños menores a cinco años en México ha sido posible en gran medida gracias a la colaboración interinstitucional de la Comisión Nacional de Protección Social en Salud y el Seguro Médico para una Nueva Generación del Seguro Popular ahora Seguro Médico Siglo XXI. Esta colaboración surge como una iniciativa para dar apoyo a niños diagnosticados con pérdida auditiva bilateral profunda; donde la Comisión Nacional de Protección Social en Salud a través del Programa Seguro Médico Siglo XXI financia en su totalidad los costos de tamiz auditivo, IC, intervención quirúrgica y sesiones de rehabilitación-habilitación auditiva-verbal hasta por 5 años [64].

Una importante institución de atención médica, enseñanza e investigación científica perteneciente a la Secretaría de Salud de México, es el Instituto Nacional de Rehabilitación Luis Guillermo Ibarra Ibarra (INRLGII). En 2006, inició su Programa de Implante Coclear con la formación del Comité de Implante Coclear, con el propósito de atender a los pacientes con pérdida auditiva profunda que no tenían posibilidades de incorporarse a la educación formal por no estar oralizados. En el año 2010, el INRLGII pasó a formar parte del Programa Nacional de Tamiz Auditivo Neonatal e Intervención Temprana del Programa Seguro Médico Siglo XXI. En abril del mismo año fue el primer instituto en obtener, también del Seguro Médico Siglo XXI, el Dictamen de Acreditación en Capacidad, Calidad y Seguridad para la Atención Médica para Implante Coclear. Del año 2007 al 2017 se evaluaron en el INRLGII un total de 289 pacientes candidatos a IC y se implantaron a 131, de los cuales 36 eran pacientes prelinguales en edad escolar que cursaban desde guardería a secundaria [65].

2.3. El Implante Coclear -IC-

La tecnología relacionada con el desarrollo de los IC dio sus primeros frutos con contribuciones de investigadores y empresas de diferentes países como Francia, Australia, Austria y Estados Unidos de América durante 1960 y hasta principios de 1980 (Figura 2.1)—, llevando al límite la tecnología en la rehabilitación auditiva para brindar un beneficio significativo a las personas afectadas por una pérdida auditiva neurosensorial de severa a profunda [66].

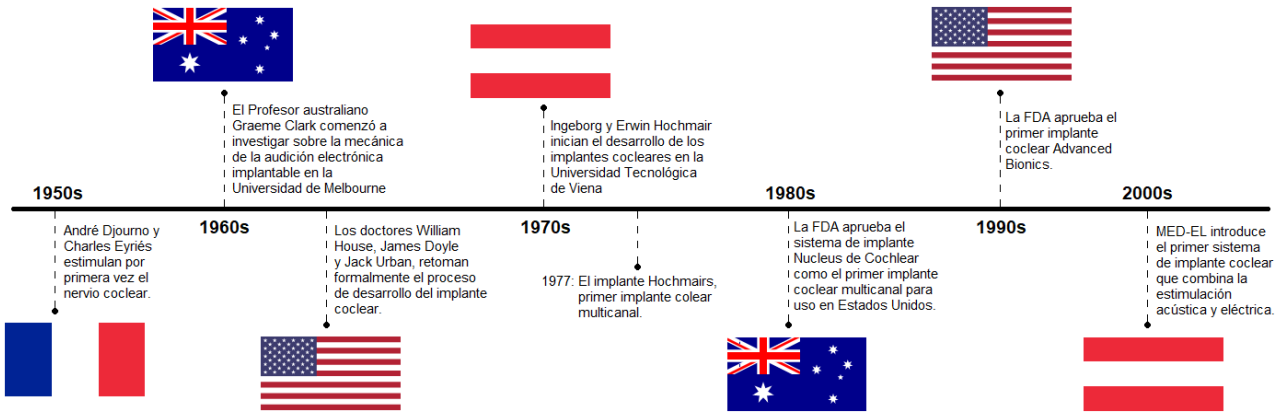


Figura 2.1: Contribuciones internacionales más destacadas en el desarrollo del implante coclear [67].

Entre 1985 y 1986 tuvieron lugar las dos primeras investigaciones en procedimientos de IC pediátrico e iniciaron las pruebas clínicas una vez que la FDA aprobó el uso del primer IC multicanal Nucleus de la marca Cochlear^{TM} para niños de 2 a 17 años de edad en los Estados Unidos de América.

No obstante, fue hasta 1998 que se aprobó la implantación en niños mayores de dos años con pérdida auditiva profunda, en 1999 en niños menores a dos años, y en 2000 la implantación en niños menores de un año con pérdida auditiva severa, con la finalidad de aprovechar el periodo óptimo en el desarrollo de las habilidades de audición y lenguaje [67]. Más recientemente en 2020, la FDA aprobó reducir la edad de la implantación a nueve meses para niños con pérdida auditiva neurosensorial profunda bilateral, garantizando que los niños sordos tengan acceso a un IC a una edad más temprana y que logren desarrollar habilidades auditivas y de lenguaje de manera similar a sus iguales con audición normal [68].

2.3.1. Principales fabricantes de IC

Actualmente las firmas más importantes en el desarrollo de IC son Cochlear^{TM} en Melbourne, Australia; MED-EL® en Innsbruck, Austria y Advanced Bionics® en San Francisco, CA, Estados Unidos.

Cochlear^{TM}

Los comienzos de Cochlear^{TM} se remontan a la década de los ochenta con el desarrollo de un prototipo de implante multicanal. La Figura 2.2 muestra de manera cronológica el desarrollo tecnológico realizado por Cochlear^{TM} en el campo de los IC desde sus inicios hasta 2019.

El desarrollo más avanzado de Cochlear^{TM} es el implante Nucleus® Profile^{TM} Plus, con imanes extraíbles y altos niveles de confiabilidad. Este sistema permite a los usuarios que se practiquen pruebas de IRM de 1.5 y 3 Teslas, sin dolor y sin tener que retirar el imán del dispositivo [69].

Figura 2.2: Sistemas de implante coclear desarrollados por la empresa Cochlear^{TM} entre 1982 y 2019.

A la fecha, Cochlear^{TM} ha sido una de las empresas que más ha invertido en investigación y desarrollo, para ofrecer a las personas con pérdida auditiva un rendimiento auditivo mejorado, dispositivos mejorables, fiabilidad y longevidad.

MED-EL®

La empresa MED-EL® fue fundada en 1989, convirtiéndose en uno de los principales fabricantes de IC [67,70,71]. La Figura 2.3 muestra de manera cronológica el desarrollo tecnológico realizado por MED-EL® en el campo de los IC, desde sus inicios hasta 2020. A la fecha, MED-EL® sigue comprometida con la investigación y el desarrollo tecnológico tanto dentro como fuera del campo de la audición.

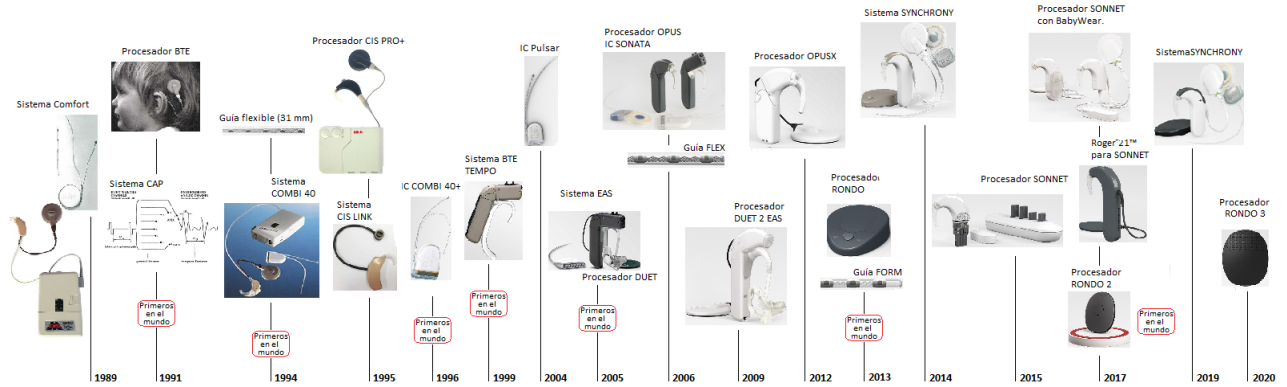


Figura 2.3: Sistemas de implante coclear desarrollados por la empresa MED-EL® entre 1989 y 2020.

Advanced Bionics®

Advanced Bionics® fue fundada en 1993, siendo hoy día una empresa líder en el desarrollo de IC. Desde el desarrollo de sus primeros sistemas ha realizado mejoras tecnológicas de manera progresiva hasta llegar a uno de sus sistemas más avanzado, el HiRes^{TM} 90k que junto con el procesador Harmony®, conforman uno de los dispositivos médicos implantables tecnológicamente más avanzado del mundo.

Advanced Bioncs® ha desarrollado el primer y único procesador de sonido sumergible Neptune. Actualmente, ofrece el sistema de IC más sofisticado en el mercado con cinco veces mayor resolución que sus competidores, diseñado para brindar a los usuarios una mayor diferenciación de voz y música [72]. La Figura 2.4 muestra de manera cronológica el desarrollo tecnológico realizado por Advanced Bionics® en el campo de los IC, desde sus inicios hasta 2013.

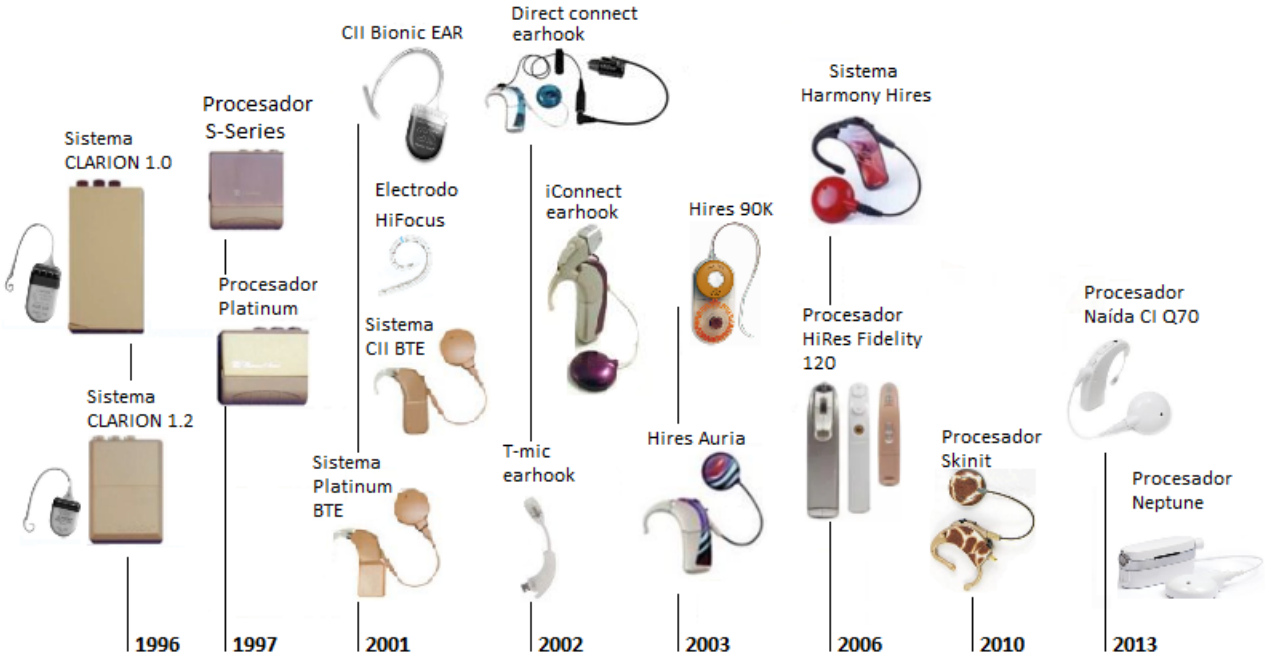


Figura 2.4: Sistemas de implante coclear desarrollados por la empresa Advanced Bionics® entre 1996 y 2013.

Hoy día la implantación coclear es un procedimiento seguro y confiable, gracias al proceso dinámico y el trabajo en equipo que realizan las diferentes compañías de IC para mejorar la tecnología y resolver los problemas técnicos a medida que éstos se producen. Hasta diciembre de 2019, el número de personas beneficias con un IC alrededor del mundo contabilizaron 736,900, superando en orden de magnitud el número de cualquier otra prótesis neuronal (p.ej., prótesis de retina o vestibular). Además, la restauración de la función que brinda un IC excede la restauración que brinda cualquier otra prótesis [73].

En la Tabla 2.4 se presenta información relevante de los sistemas de IC más actuales desarrollados por Cochlear™, MED-EL® y Advanced Bionics®, con tecnología de última generación que los hacen muy fiables y avanzados. En el Anexo A (pg. 121) se describe en orden cronológico el desarrollo tecnológico realizado por los tres principales fabricantes de IC desde sus inicios en la década de los ochenta hasta 2015.

Tabla 2.4: Características relevantes de la tecnología actual de IC que ofrecen los principales fabricantes

	MED-EL®	**Cochlear™**	**Advanced Bionics®**
Número de ussuarios en todo el mundo	No disponible	Más de 500,000	Más de 79,000
Procesador de sonidos para colocación detrás de la oreja	SONNET®	Cochlear™ Nucleus® 7	Naida CI Q90
Compatibilidad con teléfonos inteligentes	No	Si	No
Procesador con amplificación acústica del sonido	Sí: SONNET EAS	Sí: Nucleus 7 con Hybrid™ Hearing	Sí: Naída CI Q90™ con EAS
Conectividad inalámbrica	No disponible	Sí	No
Tecnología de micrófono	Un micrófono	Dos micrófonos	Un micrófono
Tecnología de entrada de sonido	FineHearing™	SmartSound® Iq	ClearVoice™
Rango dinámico de entrada	Hasta 78 Db	Hasta 75 Db	Hasta 80 Db
Duración de pilas desechables	N/D	Hasta 60 horas	Hasta 183 horas
Duración de pilas recargables	Hasta 18 horas	No disponibles	Hasta 21 horas
Número de canales	12 canales (19-24 electrodos, hasta 12 pares)	22 canales (22 electrodos)	16 canales (16 electrodos)
Velocidad de estimulación	50,704 pps	32,000 pps	83,000 pps
Opciones de conjuntos de electrodos	5 conjuntos	5 conjuntos	4 conjuntos
Diámetro del electrodo más delgado:	Electrodo FLEX24	Electrodo Slim Straight (CI522)	Electrodo HiFocus 1J
Apical	0.5 x 0.3 mm	0.3 mm	0.4 mm
Basal	0.8 mm	0.6 mm	0.8 mm

2.3.2. Componentes y funcionamiento del IC

El IC es un dispositivo que captura las señales sonoras del medio ambiente y las transforma en señales eléctricas para estimular directamente el nervio auditivo y desencadenar una sensación de audición. En la Figura 2.5 se ilustra la colocación retroauricular de los componentes externos y la colocación de los componentes internos implantados quirúrgicamente dentro del hueso temporal, así como el arreglo de electodos insertado dentro de la cóclea para estimular diferentes regiones del nervio auditivo, el cual envía las señales generadas por el IC a la corteza cerebral, de manera específica, a el área de la corteza auditiva donde son reconocidas como sonido.

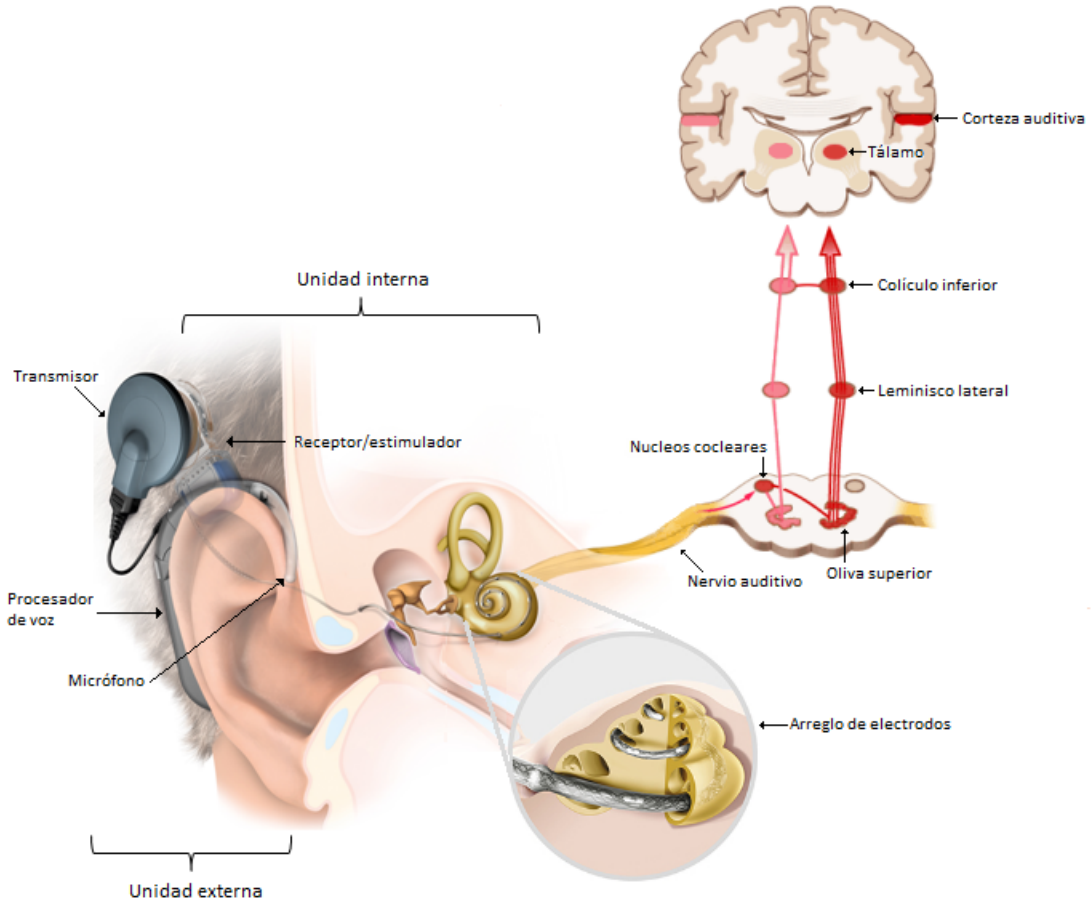


Figura 2.5: Colocación de los componentes del implante coclear en un sujeto y vía auditiva.

Componentes de la unidad externa (Figura 2.6):

- Un **micrófono** instalado en el procesador de voz que se ubica normalmente a nivel del pabellón auditivo del paciente. Este recoge los sonidos del ambiente sustituyendo la función del oído externo.
- Un **procesador de voz** donde se extrae la información acústica del sonido y se codifican los atributos más significativos de la voz para la comprensión del lenguaje hablado. La señal procesada es transmitida inalámbricamente en forma de impulsos eléctricos a la unidad interna.

- Un **transmisor** externo que envía la señal codificada hacia los componentes internos a través de una comunicación por radio frecuencia, vía una antena acoplada magnéticamente con el receptor/estimulador de la unidad interna.

Comoponentes de la unidad interna (Figura 2.6):

- Un **receptor/estimulador** decodifica la señal enviada por el transmisor y la convierte a estímulos eléctricos que son enviados al arreglo de electrodos.

- Un **arreglo de electrodos** alojado dentro de la escala timpánica de la cóclea que estimula las terminaciones nerviosas del nervio auditivo ubicadas en la proximidad de los electrodos.

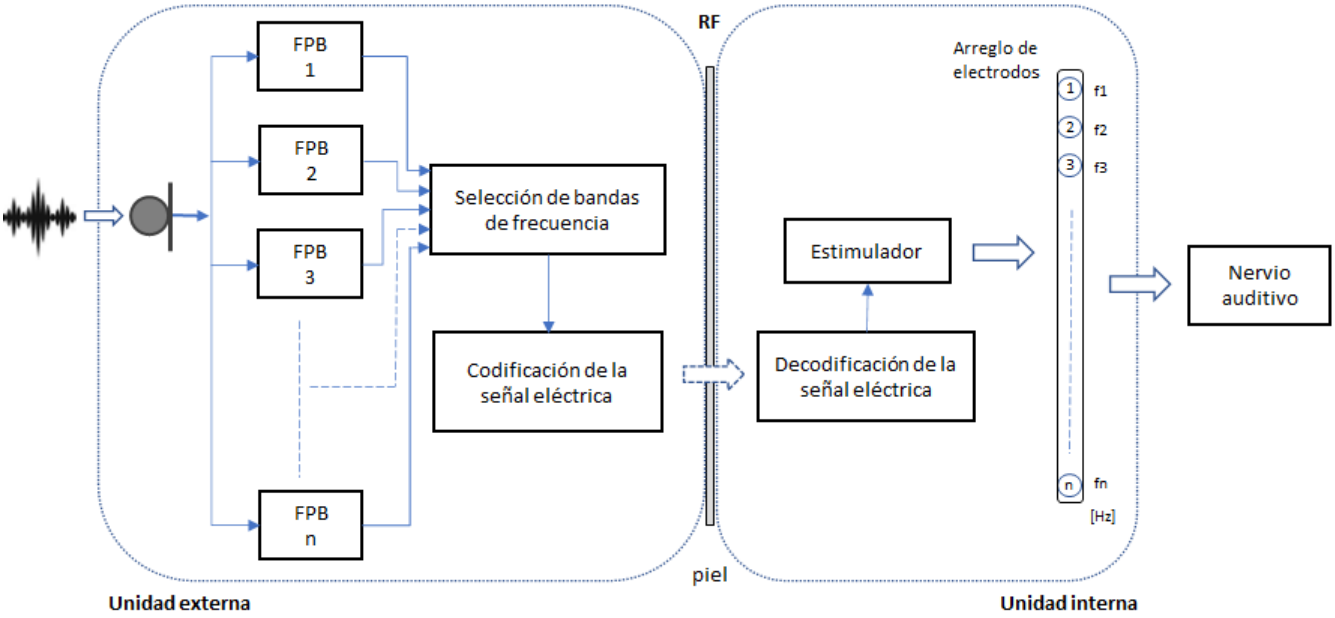


Figura 2.6: Diagrama a bloques de un implante coclear.

2.3.3. Procesamiento de la señal sonora

Mediante el IC se busca estimular el nervio auditivo de la forma que lo haría normalmente el órgano de Corti, a lo largo de la membrana basilar de acuerdo con la organización tonotópica de la cóclea, Figura 2.7 [75, 76]. En un oído normal se tienen alrededor de 30,000 fibras nerviosas del nervio auditivo distribuidas en 3,000 a 3,500 células ciliadas internas a lo largo de la membrana basilar, activadas por los picos de máxima amplitud de la onda viajera. La posibilidad de estimular de manera individual las 30,000 fibras nerviosas del nervio auditivo es remota, por lo que una forma práctica ha sido calcular el número necesario de canales para obtener una percepción sonora razonable del lenguaje hablado con base en mediciones psicoacústicas del filtro auditivo [76].

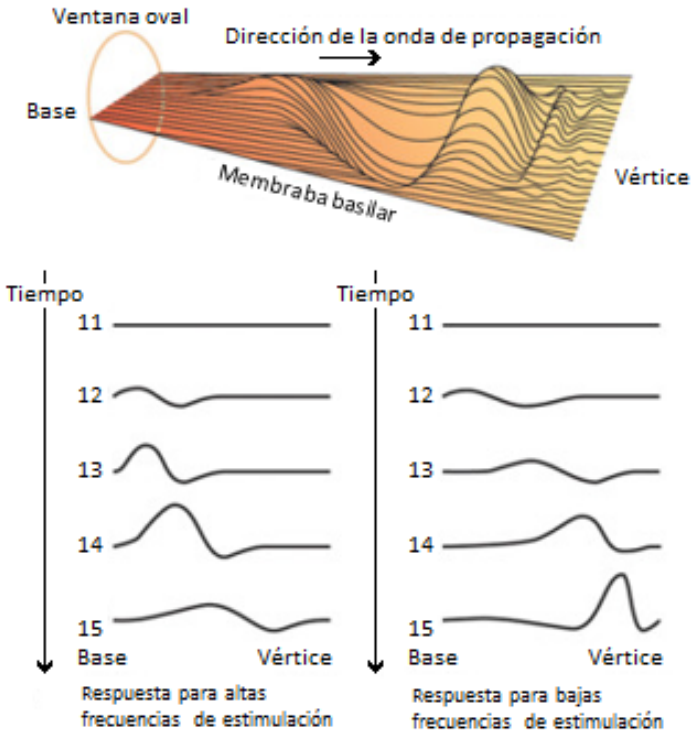


Figura 2.7: Organización tonotópica de la cóclea [76].

El diagrama de la Figura 2.8 muestra las diferentes etapas de procesamiento que realiza el procesador de voz de un IC con 16 electrodos activos sobre la señal sonora. El funcionamiento del IC es básicamente el mismo independientemente de la marca y el modelo. De acuerdo con la figura, la señal sonora se descompone en bandas de frecuencia que guardan relación con el mecanismo de audición normal de la cóclea, el cual presenta distintas terminaciones nerviosas para detectar diferentes bandas de frecuencia en función de su localización. La descomposición de la señal se realiza mediante la implementación en tiempo real de un conjunto de filtros pasa banda, cuyo ancho de banda depende del número de electrodos intracocleares activos, el cual puede variar dependiendo del fabricante, 12 (MED-EL®), 16 (Advanced Bionics®) y 22 (Cochlear™), o menos, cuando ya implantados no todos los electrodos resultan viables.

El ancho de banda del IC es típicamente de 300 a 8000 Hz, y la distribución de frecuencias es logarítmica, de la misma forma como se distribuyen las frecuencias a lo largo de la cóclea en un oído normal. Las salidas de los filtros con frecuencia central alta están direccionadas a los electrodos en el extremo basal de la cóclea que es más sensible a sonidos de alta frecuencia en un oído normal. Las salidas de los filtros con frecuencias centrales bajas están direccionadas a los electrodos ubicados hacia el extremo apical de la cóclea que es más sensible a sonidos de baja frecuencia [73]. A la salida de cada filtro se encuentra un detector de envolvente que extrae las componentes más significativas para el reconocimiento de la voz [77, 78]. Los valores de amplitud de las envolventes son utilizados para determinar la amplitud del rango dinámico de la corriente eléctrica de estimulación que será asignada a cada electrodo intracoclear [79].

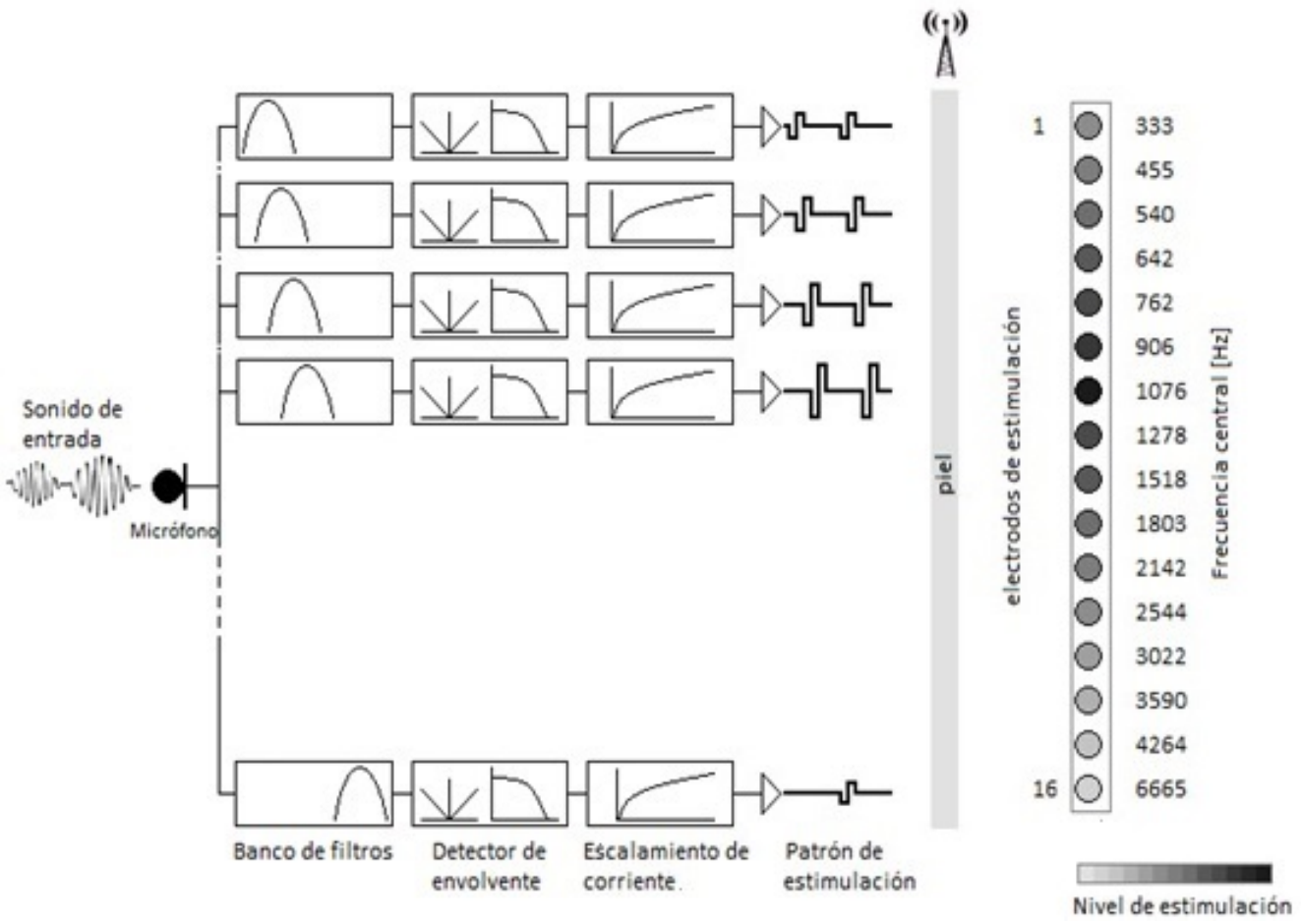


Figura 2.8: Diagrama a bloques de un IC con dieciséis electrodos de estimulación. La señal sonora es separada en dieciséis bandas de frecuencia para extraer las componentes más significativas de la voz. La amplitud de la envolvente en cada banda de frecuencia determina el nivel de la estimulación eléctrica asignada a cada electrodo. Se determina (codifica) el patrón de estimulación y se envía a la parte interna donde es decodificado y enviado hacia los electrodos intracocleares como estímulos eléctricos distribuidos tonotópicamente a las fibras nerviosas que emergen de la cóclea.

Seguidamente, se determina el nivel de corriente eléctrica que se envía a cada electrodo, de acuerdo con una estrategia de codificación de voz implementada mediante diferentes algoritmos de extracción de características de lenguaje. La estrategia de codificación determina la manera en que la señal sonora será transformada en una señal eléctrica y en qué electrodos y con qué periodicidad se aplica la estimulación (tonotopicidad y velocidad de estimulación, respectivamente) [80]. La estrategia CIS (*del inglés, Continuous Interleaved Sampling*) es considera a la fecha como el "estándar de oro" contra la cual se comparan las estrategias más recientes y potencialmente benéficas, aunque en su mayoría, todas las estrategias actuales, de una u otra manera están relacionadas con la estrategia CIS, p. ej., la estrategia Hires Fidelity 120, implementada en los sistemas de Advanced Bionics® [82, 84]. En la Tabla 2.5 se muestran algunas de las estrategias de codificación de voz más utilizadas.

Tabla 2.5: Estrategias de codificación de voz empleadas en los IC [9, 10, 81–83]

Estrategia	**Señal representativa**	**Tipo de estimulación**	**Canales de estimulación**	**Frecuencia de estimulación por canal**	**Sistema de IC que lo implementa**
Compressed Analog	Banda de paso, Formas de onda	Analógica	4	Continua, Forma de onda	Ineraid
(CA)		Analógica	8	13000 Hz	Clarion 1.0
Continuous	Señales envolventes	Pulsátil	8	833 Hz	Clarion 1.0
Interleaved Sampling (CIS)		Pulsátil	8	1515 Hz	MED-EL
F0/F2	Segundo formante, características de la voz	Pulsátil	1	F0 o tasa aleatoria	Nucleus
F0/F1/F2	Primer y segundo formante, características de la voz	Pulsátil	2	F0 o tasa aleatoria	Nucleus
MULTI-PEAK (MPEAK)	Primer y segundo formante, características de la voz, señales envolventes	Pulsátil	4	F0 o tasa aleatoria	Nucleus
Spectral Maxima Sound Processor (SMSP)	Señales envolventes, Máximos espectrales	Pulsátil	6	250 Hz	Nucleus
SPEAK	Señales envolventes, máximos espectrales	Pulsátil	5 - 10	180 – 300 Hz	Nucleus

La señal codificada es adaptada al rango dinámico del oído y enviada, mediante un acoplamiento de radio frecuencia, hacia la unidad interna implantada del IC. En la unidad interna las señales son decodificadas y enviadas como estímulos eléctricos a través de los electrodos, para estimular regiones específicas del nervio auditivo en función de la señal de entrada de acuerdo con un modo de estimulación predefinido que puede ser monopolar, bipolar o de tierra común (Figura 2.9). En cualquiera de las tres configuraciones, la corriente generada entre el electrodo activo y el o los electrodos de referencia establece un campo eléctrico entre ellos que induce el paso de corriente en las fibras nerviosas vecinas desencadenando sensación de audición [84].

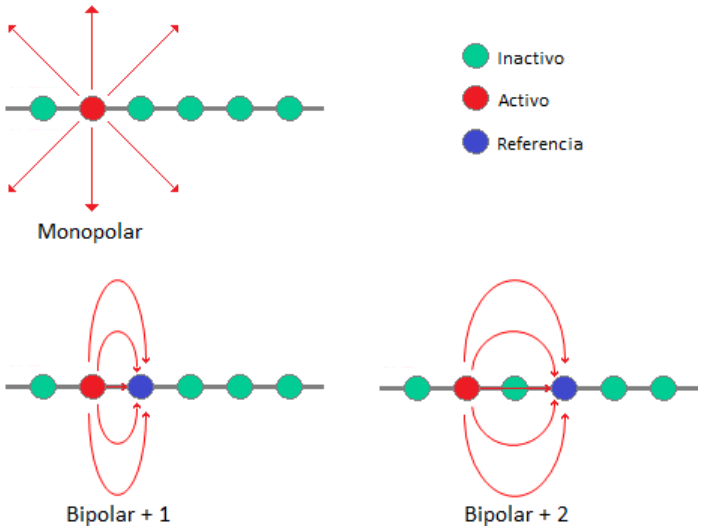


Figura 2.9: Distribución de la corriente eléctrica en el arreglo de electrodos de acuerdo con el modo de estimulación intracoclear; monopolar, bipolar y tierra común.

2.3.4. Programación del procesador de voz del IC

Consiste en determinar los parámetros mediante los cuales el procesador de voz va a traducir las señales sonoras en el código eléctrico que será enviado al nervio auditivo. Este procedimiento, conocido como "mapeo", incluye seleccionar la estrategia de codificación del sonido, modo de estimulación, tasa de estimulación, amplitud y ancho del pulso, ganancias individuales en los filtros pasabanda asignados a cada electrodo del arreglo, número de electrodos activos (canales), volumen y sensibilidad del micrófono, entre otras que van a depender del modelo y marca del IC. Para realizar la programación se emplea un software especializado y una interfaz de hardware proporcionados por el fabricante que permiten crear un mapa personalizado tomando en cuenta ciertas recomendaciones predeterminadas en el software (Figura 2.10).

En los pacientes recién implantados se recomienda esperar de cuatro a seis semanas posteriores a la cirugía para realizar la "activación" o primera programación del procesador de voz, dando así inicio al proceso de personalización del dispositivo acorde a las necesidades particulares del paciente para proporcionarle una audición útil, segura y libre de molestias. La adaptación de un programa individualizado es parte fundamental para la rehabilitación exitosa y puede influir significativamente en los resultados del paciente.

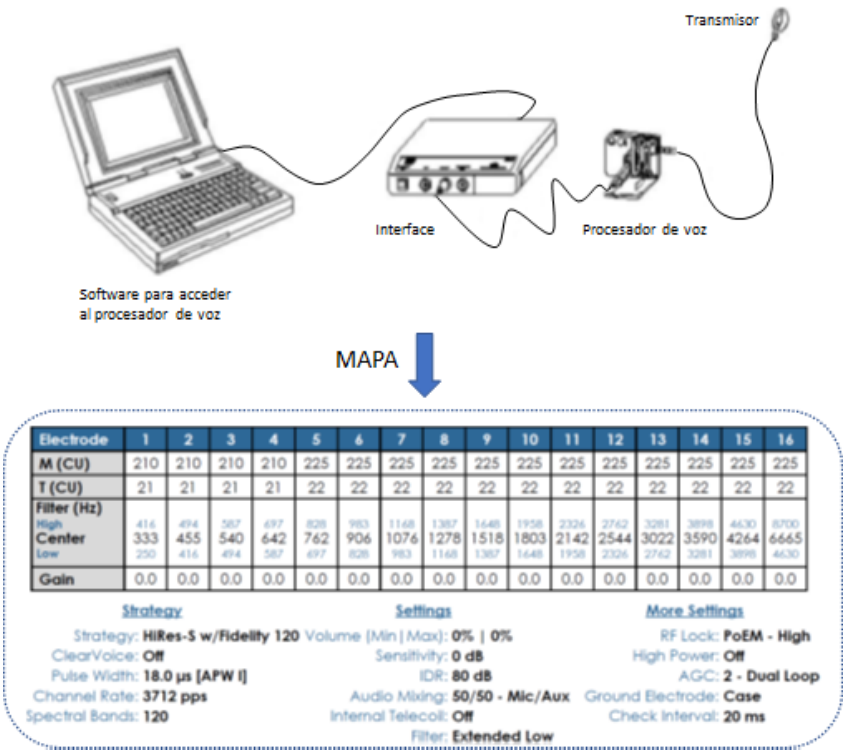


Figura 2.10: Esquema de programación del procesador de voz del IC.

Un aspecto importante durante la programación del procesador de voz es la determinación de los valores mínimo y máximo que limitan el rango dinámico de la corriente eléctrica de estimulación, de tal manera que el valor mínimo coincida con el nivel T –nivel umbral psicofísico de sensación auditiva– y que el valor máximo coincida con el nivel C/M –nivel psicofísico de comodidad o máxima comodidad auditiva–, en cada electrodo del arreglo. Estos valores deben ser cuidadosamente establecidos para asegurar una sonoridad adecuada y una buena calidad de la percepción auditiva. Pueden obtenerse usando procedimientos conductuales u objetivos o una combinación de ambos de acuerdo con la edad y/o condición de salud del paciente [18–20, 37, 85].

El método conductual, también llamado psicofísico, precisa de la respuesta del paciente acerca de la calidad del sonido debido a la estimulación eléctrica, tarea que se dificulta cuando el paciente es de corta edad y no cuenta con recursos de comunicación que permitan obtener información de retroalimentación veraz y confiable sobre la calidad de la audición percibida. En estos casos, el empleo de métodos objetivos desempeña un papel importante para el ajuste y la configuración de los niveles T y C/M.

Los métodos objetivos se basan en la medición de la respuesta del sistema auditivo residual a una estimulación eléctrica que proporciona información sobre la función del nervio auditivo y del IC. Entre las metodologías más empleadas para medir esta respuesta se encuentran; el Potencial Auditivo de Tallo Cerebral Evocado Eléctricamente (ABR), el Reflejo Estapedial Evocado Eléctricamente (ESR) y el Potencial de Acción Compuesto Evocado Eléctricamente (ECAP) [17–20, 33–40]. El valor umbral obtenido de estas mediciones se emplea como referencia para determinar los niveles T y C/M de la corriente eléctrica en los electrodos intracocleares.

No obstante, no es posible medir estas respuestas en todos los pacientes durante o posterior a la cirugía de IC, o bien el valor umbral ECAP obtenido durante la cirugía ya que cambia a lo largo del tiempo debido a adherencias que pueden recubrir los electrodos de estimulación intracoclear o a cambios en el sistema auditivo residual. En particular, los umbrales ECAP y EABR tienden a disminuir posterior a la cirugía, por lo que su empleo durante la programación del IC podría significar una subestimación del rango dinámico de la corriente eléctrica de estimulación intracoclear. Los umbrales ESR en cambio, tienden a incrementarse; sin embargo, su obtención es más difícil durante y después de la cirugía [18, 20, 33, 34, 36, 40, 86, 87]. Aún con sus limitaciones, la medición del ECAP se ha convertido en la metodología de mayor uso en los diferentes centros o clínicas de implante coclear alrededor del mundo [39].

El ECAP es la respuesta electrofisiológica del nervio auditivo a una estimulación eléctrica. Se obtiene inicialmente durante la cirugía de IC mediante el envío de un pulso de corriente a un electrodo intracoclear y la medición de la respuesta neuronal a partir de una técnica de telemetría, NRT (*del inglés, Neuronal Response Telemetry*) [34, 36, 88, 89]. La forma de onda del ECAP se observa dentro del primer milisegundo posterior a la presentación del pulso de corriente, por lo que para evitar contaminarlo con el artefacto eléctrico del estímulo se emplean frecuencias de estimulación de 80 y 100 Hz. El mínimo valor de corriente que aplicado a un electrodo intracoclear permite detectar el umbral ECAP, está asociado al nivel C/M del paciente, estableciendo el nivel T como una fracción del nivel C/M [37, 38, 90], ver Figura 2.11.

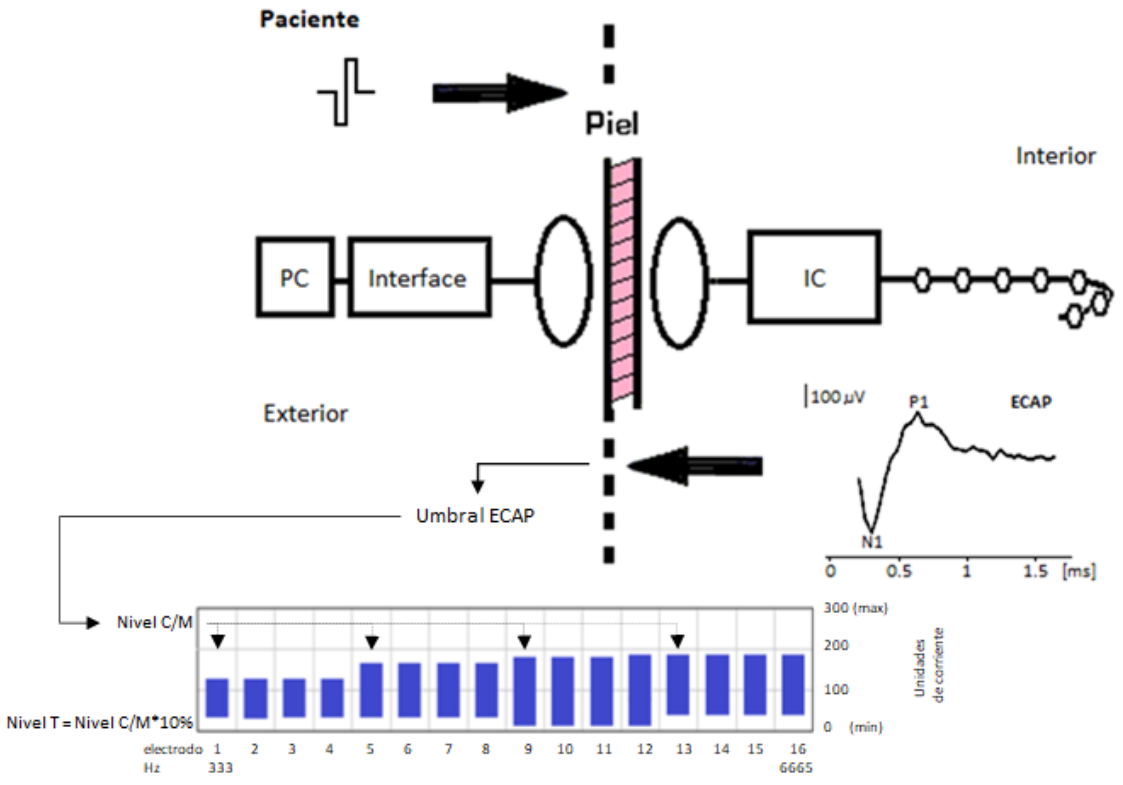


Figura 2.11: Diagrama de registro del ECAP para determinar los niveles C/M en ciertos electrodos del IC.

Por desgracia, la correlación entre el ECAP y los niveles T y C/M no es lo suficientemente buena para dar certeza en la determinación del rango dinámico de la corriente eléctrica de estimulación [17, 89]. Por un lado, la frecuencia de estimulación empleada para obtener el ECAP (80 y 100 Hz) contrasta con la frecuencia de estimulación empleada en el IC en condiciones de uso cotidiano, la cual va de 250 a más de 1000 Hz, dependiendo del ancho del pulso de corriente y de la estrategia de estimulación empleada [91,92]. La importancia de lo anterior reside en que la sonoridad experimentada por el paciente implantado está asociada a la frecuencia de estimulación, forma de onda y ancho del pulso de corriente, gap entre fases positiva y negativa, y por las características de integración temporal de la respuesta del sistema auditivo residual.

Adicionalmente, el ECAP se obtiene en un número reducido de electrodos intracocleares del arreglo y a partir del valor umbral ECAP se estima el nivel de la corriente que se asignará al conjunto de electrodos. Si bien ésto es una salida práctica, no se considera la cantidad del tejido residual excitable alrededor de cada electrodo pudiendo sobrestimar o subestimar la corriente de estimulación necesaria para generar una respuesta del nervio auditivo. Si el nivel C/M está sobrestimado, el paciente puede experimentar dolor de cabeza, movimientos oculares o musculares involuntarios, náusea o vértigo y reacción aversiva al IC. Una estimulación excesiva redundará en una sonoridad excesiva, distorsionando la percepción de los sonidos, deteriorando la discriminación y el reconocimiento de la voz. Una subestimación del nivel C/M impactará el reconocimiento de la voz al disminuir la amplitud del sonido, llevando inclusive al paciente a rechazar el IC si la estimulación recibida le resulta insuficiente [93].

Por otro lado, la estimación del nivel T por encima del umbral de sonoridad verdadero del paciente, ocasionará que el usuario pierda información de los sonidos de baja intensidad, estrechando de manera innecesaria el rango dinámico de estimulación. Un nivel T por debajo del umbral verdadero, también implica un acortamiento del rango de estimulación al producirse una zona de "silencio" comprendida entre el nivel T que se ha establecido y el umbral del paciente.

Las inexactitudes que pueden presentarse en la estimación de los niveles T y C/M en el arreglo de electrodos a partir del ECAP, hacen necesaria la comprobación del valor final de la estimulación eléctrica a partir de la observación de la conducta auditiva del paciente en respuesta al sonido. Sin embargo, como se mencionó previamente, la subjetividad propia de la comprobación conductual también puede inducir a valores finales T y C/M erróneos que demeriten la calidad de la audición proporcionada al paciente [7], siendo necesario que éste se integre a un programa de seguimiento donde se decidirán y aplicarán los métodos apropiados para que desarrolle las habilidades auditivas que permitan mejorar el ajuste de los parámetros de la estimulación eléctrica proporcionada por el IC en programaciones subsecuentes, para que pueda desarrollar al máximo posible la percepción auditiva.

2.4. Seguimiento del paciente implantado

Constituye una parte importante para asegurar resultados óptimos en el paciente implantado. Este incluye verificar el correcto funcionamiento del IC, ajustar la programación de los parámetros de estimulación de los electrodos del implante a partir de la retroalimentación obtenida a través del monitoreo periódico de la audición, mediante pruebas que evalúan los cambios progresivos en la percepción del sonido y de la terapia de rehabilitación de audición y lenguaje.

2.4.1. Monitoreo de la audición

Para el monitoreo de la audición se recurre de manera regular a la aplicación de una audiometría, en niños muy pequeños en quienes no es posible realizar una audiometría convencional se recurre a la audiometría de observación conductual, audiometría de reforzamiento visual o audiometría de juego condicionado [85].

La audiometría convencional o audiometría de tonos puros se considera como el estándar clínico de evaluación de la función auditiva periférica. Consiste en el registro de la respuesta consciente del sujeto a la presentación, vía altavoz, de tonos puros en el rango de frecuencias consideradas esenciales para la comprensión del lenguaje (125 a 8000 Hz), a intensidades sonoras de -10 a 100 dB_{HL} [1, 94]. El umbral auditivo se entiende como la intensidad mínima a la cual el sujeto puede detectar tonos de frecuencia específica en intervalos de octava desde 125 hasta 8000 Hz. El resultado se registra en un gráfico denominado audiograma (Figura 2.12). Cuando los umbrales difieren por 20 dB o más entre dos octavas adyacentes, se evalúan los umbrales intra-octavas (750, 1500, 3000 y 6000 Hz) [1, 3].

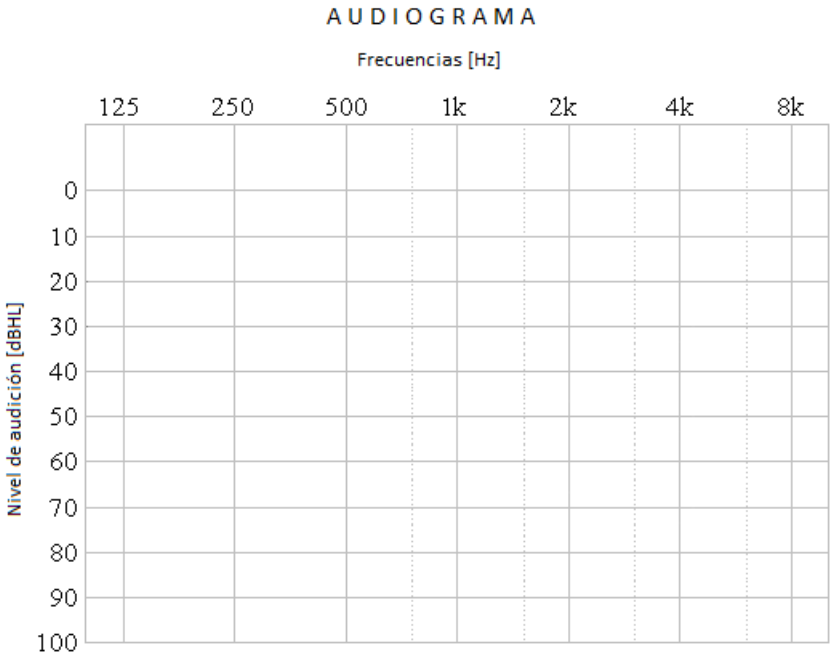


Figura 2.12: El eje horizontal corresponde a las frecuencias (Hz) y el eje vertical a la intensidad de los tonos de prueba [21].

En los pacientes implantados se recurre a la aplicación de la audiometría convencional de manera periódica en la modalidad de campo libre, la cual consiste en el registro del umbral de audición a la presentación de los tonos de prueba vía un altavoz. En estos pacientes interesa conocer el umbral de audición principalmente a las frecuencias de 250, 500, 1000, 2000 y 4000 Hz ubicadas en el rango de frecuencias del habla [1, 45, 94, 95]. Contar con la audiometría del paciente desde la activación del IC proporciona una idea más clara del impacto que la cirugía y el dispositivo han tenido sobre su audición residual. El resultado de esta prueba puede significar modificar los niveles T y C/M de la corriente de estimulación intracoclear de uno o más electrodos, con el propósito de llevarlo de manera gradual desde una audición equivalente a una pérdida auditiva profunda hasta una audición de normalidad [42, 96–101].

Se considera que un implantado está en audición normal cuando sus umbrales de audición se ubican en el rango de 20 a 30 dB_{HL} [102]. No obstante, la audiometría convencional fue diseñada para evaluar la audición en sujetos a partir de los 4 años capaces de responder a los tonos de prueba. Por lo cual, la corta de edad a la que actualmente se realiza la implantación (< 2 años) puede dificultar la obtención de una audiometría confiable cuando el paciente no presenta cambios conductuales evaluables debido a la edad, condición general de salud, poco tiempo transcurrido para familiarizarse con el uso del IC y/o falta de condicionamiento adecuado [43, 103, 104].

Otro aspecto muy importante por considerar es que la audiometría no fue diseñada inicialmente para evaluar la audición de usuarios de IC, por lo cual, el conjunto de frecuencias de prueba no guarda relación con la banda de frecuencia asignada a los electrodos intracocleares. Es así, que los tonos de prueba pueden no evaluar correctamente el umbral de audición si caen fuera del ancho de banda asignado a un cierto electrodo. En la Figura 2.13 se ilustra la discrepancia entre las frecuencias de prueba de la audiometría y la respuesta en frecuencia de los filtros pasa banda asignados a cada electrodo intracoclear de un IC marca Advanced Bionics® de dieciséis electrodos, considerando la segmentación del espectro de frecuencia del sonido de entrada realizada por el procesador de voz, en un ancho de banda de 250 a 8700 Hz. El error en el cálculo de la energía en una cierta banda de frecuencia pude ser de hasta 30 %, para un ancho de banda de un filtro de 20 dB/década [7].

A pesar de las limitaciones técnicas y a la subjetividad de la audiometría al aplicarse a pacientes implantados de corta edad, hoy día es la única prueba clínica usada para cuantificar cómo el paciente es gradualmente llevado desde una audición equivalente a una pérdida auditiva profunda, hacia un nivel de audición normal mediante el manejo de los niveles T y C/M que limitan el rango dinámico de la corriente eléctrica de estimulación en el arreglo de electrodos.

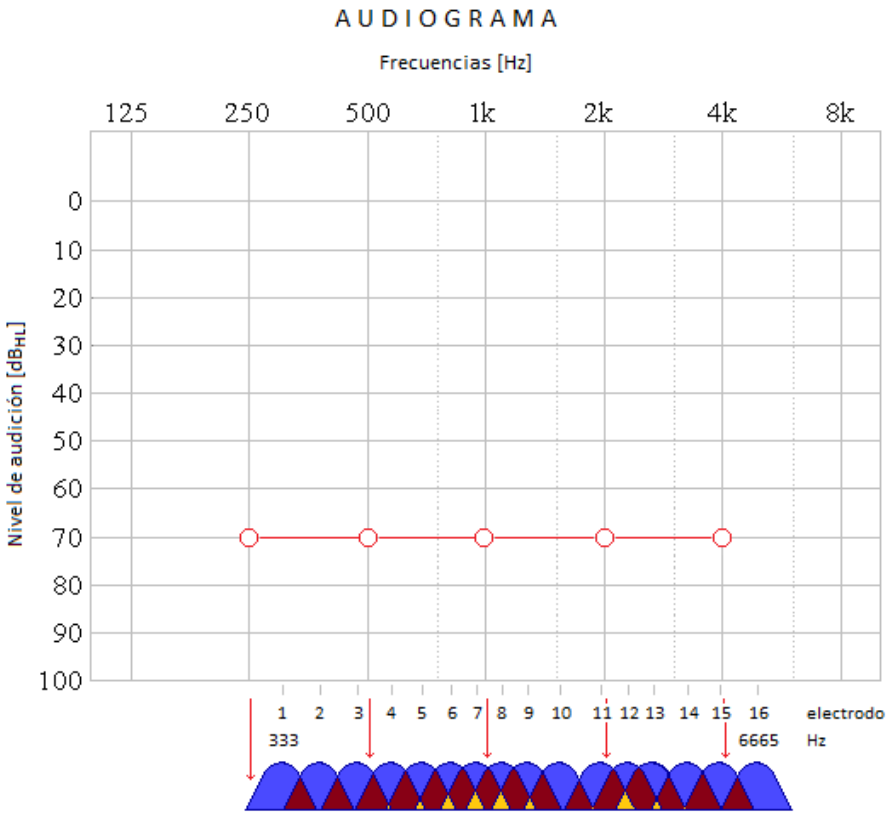


Figura 2.13: Ejemplificación de la discrepancia (↓) entre las frecuencias de prueba de la audiometría (eje horizontal superior) y la frecuencia central del filtro pasa banda (eje horizontal inferior) correspondiente a los electrodos 1(333 Hz), 3(540 Hz), 7(1076 Hz), 11(2142 Hz) y 15(4264 Hz).

Para determinar el grado de audición del paciente a partir del resultado de la audiometría se emplea el cálculo del promedio de los umbrales auditivos para ciertas frecuencias de prueba, definido como promedio a tonos puros, PTA (*del inglés, Pure Tone Average*). La idea inicial del PTA es clasificar la audición del paciente por grado de pérdida auditiva basado en el promedio de tres frecuencias (500, 1000 y 2000 Hz), para expresar, de manera general, el grado de discapacidad asociado con la magnitud de la pérdida auditiva [1]. En la Tabla 2.6 se muestran tres clasificaciones del grado de pérdida auditiva basadas en el PTA, siendo la clasificación de Jerger & Jerger la más referenciada en la literatura.

Tabla 2.6: Clasificación del grado de pérdida auditiva a partir del PTA [dB_{HL}] para 500, 1000 y 2000 Hz [1]

Pérdida auditiva	**Northern & Downs (2002)**	**Goodman (965)**	**Jerger & Jerger (1980)**
Ninguna	< 16	< 26	< 21
Escasa	16 - 25		
Leve	26 - 30	26 - 40	21 - 40
Moderada	30 - 50	41 - 55	41 - 60
Moderadamente severa		56 - 70	
Severa	51 - 70	71 - 90	61 - 80
Profunda	> 70	> 90	> 80

Actualmente, la obtención del PTA para umrales auditivos a 500, 1000 y 2000 Hz es un método utilizado en la clínica de forma rutinaria para determinar el grado de pérdida auditiva del sujeto, aun cuando existen algunas limitaciones ya que las tres frecuencias generalmente evaluadas no comprenden el rango completo de las frecuencias del habla de 250 a 4000 Hz [1]. No obstante, se ha observado una alta correlación entre el PTA obtenido para umbrales a 500, 1000 y 2000 Hz y el umbral de inteligibilidad -nivel de estímulo necesario para que el sujeto responda correctamente al 50 % de un conjunto de palabras presentadas- [27, 28].

En pacientes con IC se ha evaluado la sensibilidad auditiva mediante el PTA obtenido para umbrales agrupados en frecuencias altas (3000, 4000, 6000 y 8000 Hz), medias (750, 1000, 1500 y 2000 Hz) y bajas (125, 250 y 500 Hz), con el propósito de realizar ajustes específicos en la programación del procesador de voz [102]. No obstante, en su mayoría se han reportado valores PTA en el rango de frecuencias de 250 a 4000 Hz, con el propósito de ajustar de manera más específica los niveles T y C/M de la corriente de estimulación en los electrodos intracocleares cuya frecuencia central del filtro pasa bandas asignado se ubica en el rango de frecuencias del habla, de tal manera que el paciente logre discriminar la voz y desarrollar lenguaje, siendo éste el principal objetivo del uso del IC [105, 109]. Sin olvidar las inexactitudes en la obtención de la audiometría y el PTA resultante, debido a las limitaciones técnicas y de aplicación de la prueba en los pacientes pediátricos usuarios de IC. Por lo cual, es además imprescindible que estos pacientes reciban terapia de rehabilitación de la audición y el lenguaje hablado.

2.5. Rehabilitación audtiva y de lenguaje

Los programas de rehabilitación de la audición comprende cuatro diferentes niveles de desarrollo de las habilidades auditivas (Tabla 2.7). El enfoque de la terapia dependerá de la edad del paciente, de su percepción auditiva y de su estilo de aprendizaje.

Tabla 2.7: Niveles de desarrollo de las habilidades auditivas [29, 102]

Nivel	**Descripción**
Detección	Habilidad para percibir la presencia (o ausencia) de sonidos cotidianos y la voz. No se requiere respuesta verbal del paciente.
Discriminación	Habilidad para determinar si dos estímulos son iguales o diferentes, pueden ser dos sonidos ambientales, dos sonidos de voz, dos palabras, dos frases, dos enunciados, etc. Se inicia con palabras diferentes hasta llegar a dos palabras que se diferencian únicamente en un fonema.
Identificación	Conocido también como reconocimiento. Habilidad para identificar un ruido, una palabra o una frase en una situación de elección forzosa, el progreso en la identificación se mide por el número de ejercicios realizados y la similitud entre ellos.
Comprensión	El nivel más alto de procesamiento auditivo. El término se usa generalmente cuando se habla de la comprensión del significado de la entrada auditiva y aplicación a la información, experiencias y lenguaje conocidos.

El progreso del paciente se mide mediante la aplicación de pruebas que evalúan: adaptación al IC, respuesta a los sonidos ambientales, percepción de elementos discretos como fonemas, inteligibilidad de la voz, desarrollo de lenguaje expresivo y receptivo, desarrollo de vocabulario y capacidad lectora, entre otras habilidades. Su aplicación depende en gran medida de la edad y el desarrollo auditivo del paciente, así como del lugar donde se aplica y la preferencia que se tenga por ciertas pruebas.

La Prueba de Sonidos de Ling, desarrollada por Daniel Ling en 1976, ha sido ampliamente usada para verificar la efectividad del ajuste de las ayudas auditivas en niños. La prueba evalúa la habilidad del sujeto para detectar, identificar y repetir seis sonidos que consisten en fonemas aislados que cubren el rango de las frecuencias de la voz de 250 a 4000 Hz, Figura 2.14. Los fonemas comprenden tres vocales; /a/, /i/, /u/ y tres consonantes; /m/, /s/, /sh/. Su aplicación consiste en la presentación aleatoria de cada fonema a voz viva, a una distancia variable de 30 cm, 1 y 3 m, respecto del paciente, estando éste de espaldas. Dependiendo del nivel de desarrollo que se quiera evaluar, se proporciona al paciente un material de apoyo específico, p. ej., para evaluar *discriminación* se proporciona apoyo visual [1, 26, 110, 111].

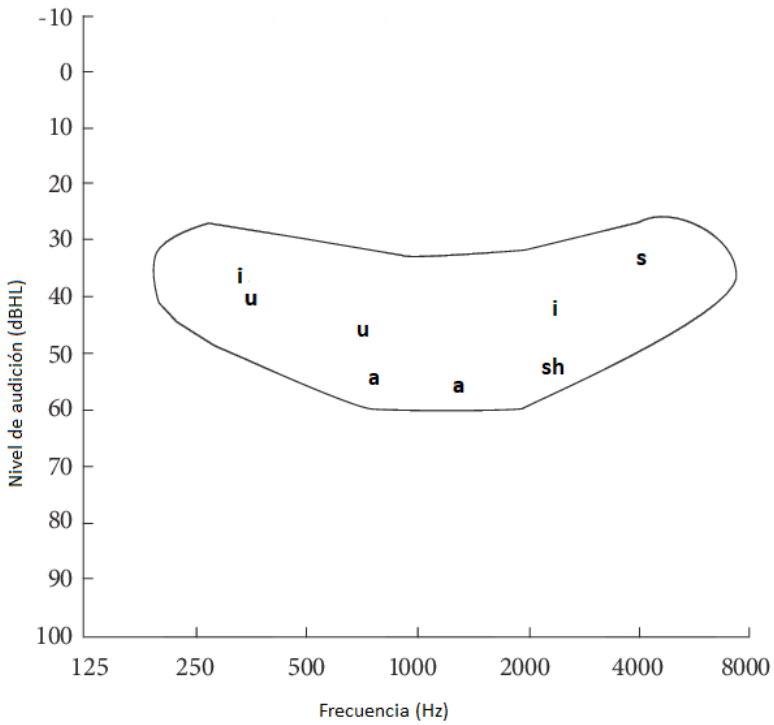


Figura 2.14: Gráfico similar al audiograma que muestra la ubicación en frecuencia de los Sonidos de Ling dentro del rango de las frecuencias del habla (250 a 4000 Hz).

En pacientes usuarios de IC la prueba de los Sonidos de Ling se emplea para verificar la eficacia del ajuste del IC y comprobar de forma fácil y rápida si el paciente detecta sonidos que caen en el rango completo de los sonidos del habla. El resultado de la aplicación frecuente de la prueba y el registro regular de los resultados puede ayudar a los padres de niños implantados y a los profesionales en rehabilitación auditiva, a monitorear el funcionamiento del IC y los cambios en la audición del paciente, siendo de mucha ayuda en la clínica para la programación del procesador de voz [112]. Algunos estudios han reportado la relación entre la detección de los Sonidos de Ling, la detección de tonos a frecuencia modulada, y los ajustes del nivel T del rango dinámico de la corriente eléctrica de estimulación del IC [52, 111].

Debido a la información relevante que brinda la Prueba de los Sonidos de Ling se ha implementado en países como Australia y Nueva Zelanda con algunas adaptaciones, ya que las pruebas de voz son siempre específicas de la lengua nativa. La prueba de los Sonidos de Ling también se ha adaptado a diferentes idiomas como chino, coreano, alemán, español, etc., [102, 113, 114].

Para evaluar el reconocimiento de la voz y la producción de lenguaje hablado se emplean pruebas con diferente nivel de dificultad, dependiendo de la edad del paciente: Reconocimiento de Palabras Bisilábicas para niños mayores de 4 años de edad, Reconocimiento de Palabras Monosilábicas, Identificación de Consonantes a partir de los 8 años de edad, entre otras. También se emplean listas de palabras ya definidas que son presentadas al paciente a voz viva, esperando que éste las repita. Los resultados se presentan en porcentajes, considerando como acierto aquellas palabras repetidas sin variación en los fonemas [25, 115].

La evaluación de la población infantil incluye, además, cuestionarios a los familiares para corroborar el progreso de los niños en el uso significativo del sonido en situaciones cotidianas. Entre los cuestionarios más empleados se encuentra la Escala de Integración Auditiva Significativa, MAIS (*del inglés, Meaningful Auditory Integration Scale*), desarrollada por Robbins, Renshaw y Berry en Estados Unidos, en 1991, para evaluar a niños en edad escolar ($>$ 2 años) [116]. No obstante, se observó que la evaluación de conductas-objetivo y el criterio de respuestas eran más adecuados para los niños de mayor edad. [117]. Fue así que en 1997, Zimmerman Phillips desarrolló la Escala de Integración Auditiva Significativa para niños pequeños y preescolares, IT-MAIS (*del ingles, Infant-Toddler Meaningful Auditory Integration Scale*), para poder evaluar también a niños menores a 2 años, [117]. Entre los cambios que IT-MAIS incorpora es que el criterio de evaluación ha sido redefinido para reflejar el comportamiento que los niños no escolarizados muestran ante el sonido en situaciones cotidianas. Además, de que el uso de prótesis auditiva se evalúa por medio de los cambios en el comportamiento vocal del niño con ayuda sensorial, en lugar de hacerlo por la frecuencia en el uso del dispositivo.

De manera general, las escalas IT-MAIS/MAIS, evalúan el significado que el niño con pérdida auditiva neurosensorial profunda le confiere al sonido de forma espontánea, en términos de aceptación al dispositivo, alerta al sonido y habilidad para entender fonemas, con base en 10 preguntas practicadas al familiar en relación con la conducta auditiva del niño en situaciones específicas. Las escalas emplean una técnica de entrevista estandarizada para evitar respuestas erróneas de los familiares. Para asegurar la uniformidad por parte de los examinadores en el puntaje asignado a las respuestas proporcionadas por el familiar, se ha desarrollado un criterio estricto de evaluación donde la respuesta del familiar a cada pregunta equivale a un puntaje de 0 a 4, de acuerdo con la frecuencia de ocurrencia de un cierto comportamiento; 0 = nunca, 1 = a veces, 2 = ocasionalmente, 3 = frecuentemente y 4 = siempre, para un máximo total de 40 puntos [118, 119].

Las escalas IT-MAIS/MAIS han mostrado un buena confiabilidad y validez para medir el resultado de la evaluación auditiva y del habla en niños con IC [14]. Actualmente son un punto de referencia y de comparación para la validación de nuevas herramientas de evaluación y medición de habilidades auditivas funcionales en niños implantados en Estados Unidos y en diferentes países de América Latina, Europa, Asia, etc. En la Tabla 2.8 se muestran algunas de las preguntas incluidas en la escala IT-MAIS [6, 15, 23, 25, 45, 120–124].

Tabla 2.8: Ejemplo de preguntas incluidas en la escala IT-MAIS

	Pregunta	**Nunca**	**A veces**	**Ocasionalmene**	**Frecuentemente**	**Siempre**	**Respuesta del padre**
1.	¿El comportamiento vocal del niño se ve afectado mientras usa su aparato (ya sea audífono o implante coclear)?	0	1	2	3	4	
4.	¿El niño responde a su nombre espontáneamente en ambiente ruidoso cuando es llamado sólo de manera auditiva, sin pistas visuales?	0	1	2	3	4	
7.	¿El niño **reconoce** espontáneamente señales auditivas que son parte de su rutina cotidiana?	0	1	2	3	4	

Las escalas IT-MAIS/MAIS también se han incluido como parte de la batería de pruebas EARS® (*del inglés, Evaluation of Auditory Responses to Speech*), diseñada en Estados Unidos por la compañía de implantes cocleares MEDEL® con el propósito de evaluar la audición en niños implantados [125]. La batería de pruebas EARS® también incluye el Perfil del Progreso de escucha, LIP (*del inglés, Listening Progress Profile*), perfil desarrollado y validado como parte del Programa Nottingham de IC para la evaluación de los niños implantados en el Reino Unido [126].

El perfil LIP mide el desarrollo auditivo de niños sordos de corta edad, en situaciones cotidianas, evaluando habilidades como la primera respuesta a sonidos ambientales y a la voz, la posterior discriminación de éstos, hasta llegar a la identificación del nombre propio del niño. Dependiendo de la observación de la conducta del niño se asigna la calificación; N (nunca), S (algunas veces), A (siempre) [16]. En la Tabla 2.9 se dan algunos ejemplos de las habilidades evaluadas en el perfil LIP.

Tabla 2.9: Ejemplo de preguntas incluidas en el perfil LIP

Comportamiento/habilidades		**Respuesta aceptada**
1.	Respuesta a sonidos ambientales	Cualquier conocimiento de los sonidos ambientales mostrado por respuestas conductuales espontáneas.
6.	Discriminación entre dos instrumentos diferentes	Habilidad para discriminar (sin ver cuando se genera el sonido) entre dos diferentes instrumentos musicales.
10.	Respuesta a cinco Sonidos de Ling (o, a, i, sh, s)	Detección de cinco sonidos., p. ej., ¿el niño mueve al bebé durmiendo en el sonido "sh"? Calificación: S -si la habilidad se está consolidando-; A -si el niño realiza la tarea consistentemente-.

El perfil LIP como una medida de la percepción auditiva, puede usarse en una variedad de configuraciones, en casa, en la guardería o en la escuela, donde las evaluaciones formales nos son a menudo apropiadas o son difíciles de realizar [16,127]. Este perfil ha sido adaptado a diferentes idiomas, incluyendo el español, para monitorear cambios en el desarrollo de la audición en niños implantados a partir de los 18 meses de edad [16,126]. Se ha reportado que el LIP es sensible para monitorear mejoras en el desempeño auditivo de niños con IC, aplicándolo en intervalos de 6, 12, 24, y 36 meses posterior a la implantación [16,128].

Debido al incremento de niños implantados y a la necesidad de contar con pruebas validadas de evaluación de las habilidades auditivas y verbales tempranas, y preverbales de estos niños, se desarrolló otra batería de pruebas denominada LittlEARS® (basada en EARS®) [16, 129]. El primer módulo de esta batería es el LittlEARS® Auditory Questionnaire, desarrollado y validado en Alemania para evaluar el desempeño auditivo de niños con audición normal y niños con discapacidad auditiva que reciben un IC o una ayuda auditiva antes de los 2 años de edad. Se ha reportado que este cuestionario puede ser de mucha ayuda para documentar el progreso de los niños. Su aplicación es independiente del idioma por lo cual se ha adaptado al inglés y otros idiomas, incluyendo el español [5, 53, 130–134]. En la Tabla 2.10 se muestran algunas de las preguntas incluidas en el LittlEARS® Auditory Questionnaire.

Tabla 2.10: Ejemplo de preguntas incluidas en el LittlEARS® Auditory Questionnaire

	Pregunta	Respuesta Si	Respuesta No	Ejemplo
1.	¿El niño responde a la voz familiar?	☐	☐	Sonríe; busca la fuente sonora; habla
23.	¿El niño entiende preguntas simples?	☐	☐	"¿Dónde está tu barriga?", "¿Dónde está papá?"
29.	¿El niño repite correctamente secuencias de sílabas cortas y largas?	☐	☐	"La-la-laaa. . ."
34.	¿El niño sigue órdenes complejas?	☐	☐	Quítate los zapatos y ven.

América Latina/México

El impacto que el IC ha tenido en América Latina ha hecho necesario contar con instrumentos de evaluación apropiados para la población. Para lo cual,se reunieron profesionales en el área de Audiología y Fonoaudiología de Argentina, Brasil, Colombia, México, Paraguay y Venezuela dedicados al tema de IC, con el objetivo de unificar criterios de evaluación y selección de pacientes, y consolidar un grupo latinoamericano de investigación en IC. Resultado de ésto se diseñó el Protocolo Latinoamericano de Implantes Cocleares, como una necesidad de estandarizar pruebas acordes a las necesidades sociales, culturales y lingüísticas de las diferentes regiones o países de América Latina.

Las pruebas incluidas en el protocolo son aplicables a pacientes pediátricos de 1 a 17 años de edad y adultos post y peri-linguales [25]. Abarcan la valoración de aspectos médicos, audiológicos, de comunicación y lenguaje, así como el perfil psicológico; en la fase pre-operatoria y post-operatoria de seguimiento de los pacientes con IC.

En el protocolo se plantea que la rehabilitación inicial en los niños se debe enfocar en el entrenamiento continuo de conceptos auditivos para ajustar la programación del procesador de sonidos del IC. En la Tabla 2.11 se describen brevemente las pruebas propuestas en el Protocolo Latinoamericano de Implantes Cocleares para evaluar a los pacientes pediátricos con IC, cuya aplicación depende de las capacidades auditivas, lingüísticas y madurativas del paciente para completar la prueba.

Tabla 2.11: Descripción de los materiales de evaluación en pacientes pediátricos propuesto en el Protocolo Latinoamericano de Implantes Cocleares

	Prueba	**Descripción**
1.	IT-MAIS	Descrita previamente.
2.	MAIS	Descrita previamente.
3.	Prueba de Alerta al Nombre	Se presenta el nombre del paciente por campo libre, también se presentan sonidos ambientales pre-grabados. Se busca evidencia de reacciones ante el estímulo y se anota a que nivel se observa una clara respuesta.
4.	Sonidos de Ling	Descrita previamente
5.	Prueba de Percepción Temprana del Habla (ESP).	Evalúa las habilidades de discriminación del habla en la medida en que se desarrollan las habilidades verbales de niños pequeños con sordera profunda.
6.	Prueba de Identificación de Palabras a través de Suprasegmentos (PIP-S).	Consta de doce estímulos con diferente patrón de acentuación y/o duración, presentados dos veces c/u. Se espera que el niño mayor a 3 años reconozca el patrón suprasegmental y no que identifique la palabra.
7.	Matriz de Vocales Aisladas	Consiste en la presentación aleatoria de vocales aisladas (cuatro veces c/u). Se informa el resultado en porcentaje de aciertos.
8.	Matriz de Consonantes	Consiste en la presentación de núcleos conformados por una consonante medial entre dos vocales (cuatro veces c/u), p. ej., /ama/. Se informa el resultado en porcentaje de aciertos.
9.	Prueba de identificación de palabras en formato cerrado (PIP-C).	Elaborada para conocer en qué medida el niño utiliza la información acústica de consonantes para la identificación de palabras en formato cerrado.
10.	DAV-C (discriminación auditiva verbal – Colombia)	Desarrollada para determinar habilidades y dificultades de discriminación auditiva de sujetos con hipoacusias de cualquier nivel.

Continúa en la página siguiente.

Tabla 2.11: Descripción de los materiales de evaluación en pacientes pediátricos propuesto en el Protocolo Latinoamericano de Implantes cocleares

	Prueba	**Descripción**
11.	Palabras Bisílabas en Formato Abierto	Consiste en la presentación de listas de palabras fonéticamente balanceadas, en un formato abierto, para conocer la habilidad del paciente para reconocer palabras bisílabas por su contenido acústico, sin apoyo visual. Los resultados se dan según el porcentaje de aciertos.
12.	Listas de Oraciones en Formato Abierto. (Teresita Mansilla. Paraguay)	Evalúa la percepción del habla, a través de oraciones simples y de vocabulario corriente, usando palabras que no están fonéticamente balanceadas. Se espera que el niño repita exactamente lo escuchado y se contabiliza cada una de las palabras repetidas correctamente.
13.	Prueba de Lectura Labial E.C.L.L.	Evalúa la lectura labial en niños y adolescentes hipoacúsicos. Se recaba información acerca de las habilidades de lectura labial del paciente y se determina el uso funcional que el niño hace de la misma en virtud de la comprensión del lenguaje oral, en función de la edad.

Aun cuando se ha hecho un gran esfuerzo a nivel latinoamericano, y en particular mexicano [25, 32], para establecer un programa de rehabilitación auditivo-verbal para pacientes usuarios de IC, en especial para la población pediátrica; hasta ahora no se ha estandarizado el uso de las metodologías de evaluación existentes tal que proporcionen información confiable sobre la audición del paciente desde la activación o primera programación del IC. En parte, debido a la manera particular en que cada profesional realiza la rehabilitación del paciente, y al conocimiento y preferencia que este tenga en las diferentes pruebas de evaluación del desempeño auditivo-verbal, cuyo resultado esta además influenciado por la apreciación subjetiva del paciente. Sumado a las dificultades para que los pacientes de corta edad asistan con regularidad a las sesiones de terapia, así como a las subsecuentes programaciones del IC, situación que se presenta con mayor frecuencia en los pacientes foráneos.

Con el propósito de superar las dificultades presentes en la evaluación de la audición del paciente pediátrico usuario de IC, en el Laboratorio de Audiología de la UAM-I, se desarrolló una prueba denominada Respuesta Coclear Eléctrica [8, 30].

2.6. Respuesta Coclear Eléctrica

La Respuesta Coclear Eléctrica (RCE) es una medida de la actividad eléctrica generada por el tejido coclear en respuesta a la estimulación eléctrica enviada a cada electrodo intracoclear, cuando el IC procesa un sonido externo. Se obtiene promediando múltiples épocas de EEG capturadas síncronamente con la presentación de pips de cierta frecuencia e intensidad. La frecuencia de los pip's corresponde con la frecuencia central del filtro pasa banda asignado a cada electrodo intracoclear.

La Figura 2.15 muestra la forma de onda RCE generada a partir de un pip de 1000 Hz 40 dB_{HL}. Los picos que caracterizan a la RCE son un pico A (< 10 ms), seguido por un pico negativo B (10 ± 2 ms) algunas veces seguido de un pico positivo C (15 ± 2 ms), seguido por un pico negativo D (29 ± 2 ms). Estos picos de actividad pueden cambiar de latencia, morfología, y amplitud debido a cambios en la frecuencia e intensidad del estímulo o en el nivel de la corriente de estimulación [8,30].

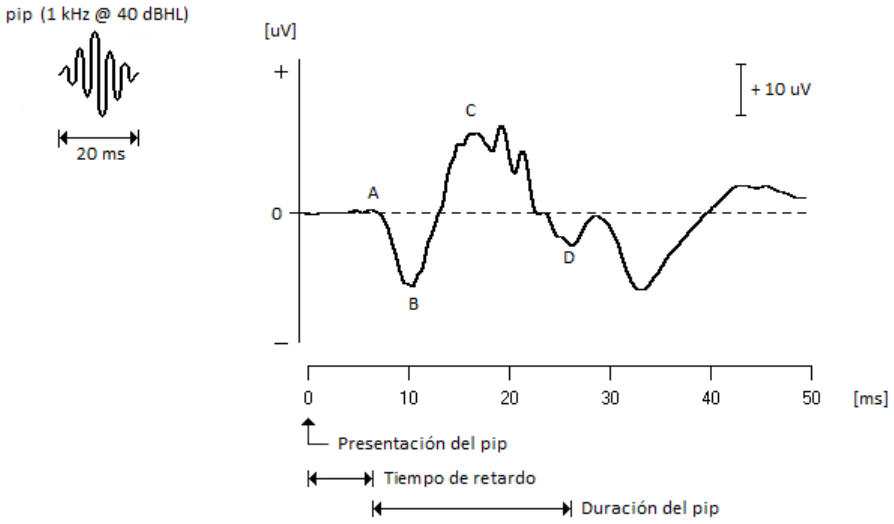


Figura 2.15: Forma de onda típica de la Respuesta Coclear Eléctrica (RCE). El pico A hace referencia al momento en que inicia la RCE posterior al inicio del pip de prueba, la latencia indica el retardo de la respuesta debido a la distancia entre el altavoz y el IC del paciente. La relación en tiempo de los picos A, B, C y D obedece a los 20 ms del pip de entrada.

El registro de la RCE se realiza en un ambiente de campo sonoro donde el paciente implantado debe permanecer bajo sueño fisiológico, recostado de frente y a un metro de distancia de un altavoz, con su implante coclear operando en condiciones de uso cotidiano, (Figura 2.16).

Previo al registro se colocan sobre el cuero cabelludo del paciente electrodos de superficie para el registro de EEG, de acuerdo con el sistema 10 - 20 [136], observando una impedancia electrodo-piel ≤ 5 kΩ. La RCE consiste en el promedio de 100 épocas de EEG en una ventana de adquisición de 50 ms, filtradas previamente con un filtro paso-bajos de 300 Hz con pendiente de corte de 12dB/oct, fase cero, rechazo de artefacto de ± 10 μV y frecuencia de muestreo de 20 kHz. En la Figura 2.16 se muestra el método de registro de la RCE y el ensamble de formas de onda RCE para un pip de estimulación de 1278 Hz a intensidades de 40, 50 y 60 dB_{HL}.

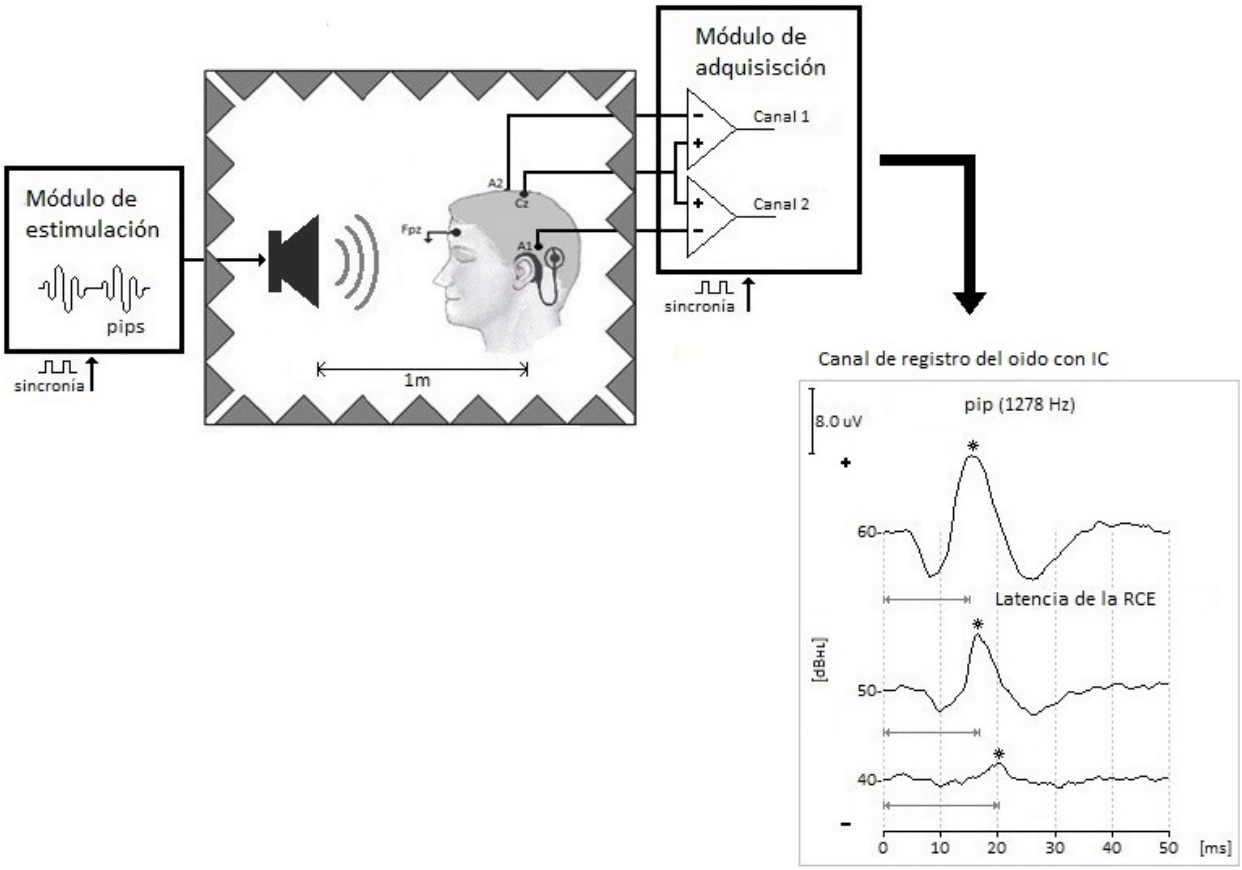


Figura 2.16: Método de registro de la Respuesta Coclear Eléctrica (RCE). Los estímulos sonoros (pips) de frecuencia e intensidad variables son enviados al sujeto estando bajo sueño fisiológico. El ensamble de formas de onda RCE representa el promedio de 100 épocas de EEG de 50 ms de duración para un pip de prueba de 1278 Hz a intensidades de 40, 50 y 60 dB_{HL}.

Como se muestra en la Figura 2.16, la amplitud de la RCE se incrementa y la latencia disminuye conforme se incrementa de la intensidad de la estimulación sonora. Los cambios de amplitud, latencia y morfología de los picos de la RCE debidos a cambios en la intensidad del estímulo sonoro de entrada pueden relacionarse con información clínica del paciente, permitiendo juzgar la calidad de la estimulación proporcionada por el IC, de manera individual en cada electrodo del arreglo. A partir del incremento abrupto de la amplitud es posible detectar una sobre-estimulación eléctrica. Situación que hoy día no es posible detectar a menos de que el paciente cuente con la edad y la experiencia suficientes, para expresar alguna molestia usando el IC. Un crecimiento pobre de la amplitud y una latencia casi constante podría ser indicativo de una subestimulación eléctrica.

La naturaleza objetiva de la RCE permite su aplicación desde la activación inicial. El resultado de la prueba no se ve afectado por la marca del IC, la edad, estado de salud y/o experiencia del paciente en el uso del dispositivo [30]. La información que brinda la RCE también permite estimar una audiometría objetiva trazada a partir de los valores mínimos de intensidad a los cuales se observa la RCE [4]. Contar con información confiable sobre la audición del paciente desde la primera programación del IC, puede reducir el tiempo en que éste es llevado a un nivel de audición de normalidad, reflejándose en un menor tiempo de rehabilitación.

3

JUSTIFICACIÓN

Las dificultades presentes en la determinación conductual de los niveles T y C/M del rango de corriente eléctrica de estimulación asignada a los electrodos del IC en el paciente pediátrico, ha llevado al empleo de medidas objetivas como el ECAP para su determinación. Sin embrago, a partir del ECAP solo se determinan los niveles T y C/M para ciertos electrodos y a partir estos valores se determina el nivel de corriente eléctrica en los electrodos restantes, sin considerar que la estimulación eléctrica percibida por el paciente podría no ser percibida igual para un mismo nivel de corriente asignado a más de un electrodo. Situación que hace necesaria la comprobación conductual de los valores finales T y C/M en el conjunto de electrodos, lo cual es una tarea difícil de realizar en el paciente pediátrico donde el resultado final puede no corresponder con niveles de estimulación adecuados.

El error en la determinación de los niveles T y C/M puede afectar la evaluación del umbral auditivo asociado a dichos valores, a partir del cual se toman decisiones para realizar posteriores ajustes a los niveles de la corriente eléctrica de estimulación. Aunado a las dificultades propias de la evaluación del umbral auditivo debido a las limitaciones metodológicas y de aplicación de la audiometría convencional en el paciente pediátrico usuario de IC.

En cuanto a la metodología, la falta de relación entre las frecuencias de prueba audiométricas y la banda de frecuencias asignada a cada electrodo de estimulación intracoclear ocasiona que algunas frecuencias consideradas en la operación del IC no sean correctamente evaluadas o inclusive sean ignoradas en la valoración audiométrica. En cuanto a la aplicación, la edad y/o condición de salud del paciente pediátrico, generalmente carente de recursos de comunicación alternos, limitan la obtención de una audiometría confiable, sumado a la subjetividad de quien aplica la prueba.

No contar con una audiometría confiable que informe sobre la calidad de la sensación auditiva experimentada por el paciente pediátrico dificulta el ajuste de los niveles T y C/M en el conjunto de electrodos, dificultando a su vez, proveer al paciente una audición útil, cómoda y segura. Lo anterior también se ve reflejado en retrasos en la rehabilitación auditiva, influenciados por la falta de una evaluación metodológica estandarizada que proporcione información confiable sobre el desarrollo de las habilidades auditivo-verbales del paciente durante el periodo de seguimiento postoperatorio. Sumado a la inconsistencia de los padres para acudir a las subsecuentes sesiones de programación del IC y de terapia de lenguaje de sus hijos, además de la falta de trabajo en casa.

En resumen, las dificultades presentes en la determinación del umbral auditivo del paciente pediátrico usuario de IC, debidas a las limitaciones metodológicas y de aplicación de la audiometría convencional, y el impacto que tiene en el ajuste de los niveles T y C/M de la corriente eléctrica de estimulación en los electrodos intracocleares, justifican invertir tiempo y esfuerzo en probar las bondades de la metodología RCE propuesta. Por otro lado, la falta de cuantificación del desempeño auditivo-verbal hacen necesario el desarrollo de métodos alternativos de evaluación de la audición del paciente pediátrico implantado.

3.1. Alcances

- Se busca demostrar que mediante la RCE es posible estimar de manera objetiva el umbral auditivo del paciente pediátrico usuario de IC, para frecuencias de prueba que corresponden con la frecuencia central del filtro pasa banda asignado a cada electrodo de estimulación intracoclear.
- Se busca demostrar que la información arrojada por la RCE permite explicar el desempeño auditivo del paciente, evaluado de manera cuantitativa a partir de una batería de pruebas diseñadas para tal propósito.
- Este trabajo permitirá contar con información cuantificable sobre la evolución auditiva de los pacientes pediátricos implantados en el INRLGII, con la cual no se cuenta actualmente. Se espera que la información generada sea la base para mejorar el proceso de seguimiento de los usuarios de IC.

3.2. Limitaciones

- Acceso restringido a la población de pacientes pediátricos usuarios de IC del INRLGII.
- Asistencia irregular de los pacientes pediátricos implantados a sus citas médicas para el ajuste del IC y a sus terapias de rehabilitación de audición y lenguaje.
- Negación de los padres de los pacientes pediátricos usuarios de IC para participar en este estudio debido a lo novedoso de la metodología RCE.
- Falta de métodos objetivos de evaluación de la audición de pacientes pediátricos usuarios de IC contra los cuales comparar los resultaos obtenidos en esta investigación.

4
HIPÓTESIS

4.1. Hipótesis general

La medida de la Respuesta Coclear Eléctrica (RCE) permite estimar de manera objetiva los umbrales auditivos -umbrales RCE- del paciente pediátrico usuario de IC, que a su vez guardan relación con su Desempeño auditivo.

4.1.1. Hipótesis específicas

1. Los umbrales RCE corresponden con los umbrales audiométricos del paciente.
2. A partir del diseño de una batería de pruebas que incluye un Cuestionario de Habilidades Auditivas y una Prueba de Sonidos Calibrados es posible evaluar de manera sistematizada el Desempeño auditivo del paciente.
3. El nivel de audición obtenido a partir de los umbrales RCE se correlaciona mejor que los umbrales audiométricos, con el Desempeño auditivo del paciente.
4. El Desempeño auditivo del paciente se correlaciona mejor con el nivel de audición obtenido a partir de los umbrales RCE que con el obtenido con los umbrales audiométrcios.
5. La edad de los pacientes no influye en la estimación de los umbrales RCE, los cuales se relacionan con el Desempeño auditivo.
6. El género de los pacientes no influye en la estimación de los umbrales RCE, los cuales se relacionan con el Desempeño auditivo.
7. Es posible mostrar la utilidad clínica de la RCE en la estimación del umbral auditivo a partir del análisis de casos de pacientes.

5
OBJETIVOS

5.1. Objetivo general

Emplear la Respuesta Coclear Eléctrica para estimar de manera objetiva los umbrales auditivos del paciente pediátrico usuario de IC y compararlos con su desempeño auditivo.

5.1.1. Objetivos específicos

1. Estimar los umbrales RCE y compararlos con los umbrales audiométricos en todos los pacientes.
2. Evaluar de manera sistematizada el Desempeño auditivo en todos los pacientes mediante un Cuestionario de Habilidades Auditivas y una Prueba de Sonidos Calibrados.
3. Determinar la correlación entre el nivel de audición obtenido a partir de los umbrales RCE y audiométricos, con el Desempeño auditivo del paciente.
4. Analizar si la edad de los pacientes influye en la estimación de los umbrales RCE y cómo se relacionan con el Desempeño auditivo.
5. Analizar si el género de los pacientes influye en la estimación de los umbrales RCE y cómo se relacionan con el Desempeño auditivo.
6. Mostrar la utilidad clínica de RCE para estimar el umbral auditivo a partir del análisis de casos de pacientes.

6
METODOLOGÍA

6.1. Población

La población comprendió un grupo de 25 pacientes pediátricos prelocutivos del INRLGII en la Ciudad de México, con edades entre 1.8 y 12.3 años, usuarios de IC Advanced Bionics®, implantados entre junio de 2012 y mayo de 2014. Previo a la realización de las pruebas se les informó a los padres de los niños sobre la naturaleza de éstas y se les pidió firmar una carta de consentimiento dando su aprobación. El número de casos incluidos se determinó por la cantidad de cirugías de IC realizadas en el INRLGII y por la cooperación de los pacientes para la realización de las pruebas, considerando los siguientes criterios de selección.

6.1.1. Criterios de inclusión

- Sexo indistinto.
- Diagnóstico único de pérdida auditiva neurosensorial profunda bilateral prelocutiva.
- Inserción completa del arreglo de electrodos (16 electrodos activos).
- Integrado a un programa de terapia de rehabilitación auditivo-verbal.
- Historia clínica completa y seguimiento de los servicios de Audiología y Rehabilitación de la Audición y el Lenguaje.
- Contar con apoyo familiar y consentimiento informado firmado por parte del padre, ver Anexo B (pg. 125).

6.1.2. Criterios de exclusión

- Problemas neurológicos o cóclea osificada.
- Sin seguimiento audiológico o de rehabilitación auditivo-verbal.

6.1.3. Criterios de eliminación

- No contar con historia clínica.
- Audiometría realizada con una programación del IC distinta a la usada durante el registro RCE.
- Sin registro RCE.
- Rehabilitación auditivo-verbal interrumpida.
- Sesiones de evaluación incompletas.
- Pruebas de desempeño auditivo incompletas.

6.2. Pruebas

El diagrama de flujo de la Figura 6.1 muestra las pruebas realizadas para evaluar la audición y el desempeño auditivo de los pacientes, considerando dos sesiones de registro, Sesión 1: entre 1.5 y 9 meses posteriores a la cirugía del IC, y Sesión 2: 7 meses después de la Sesión 1.

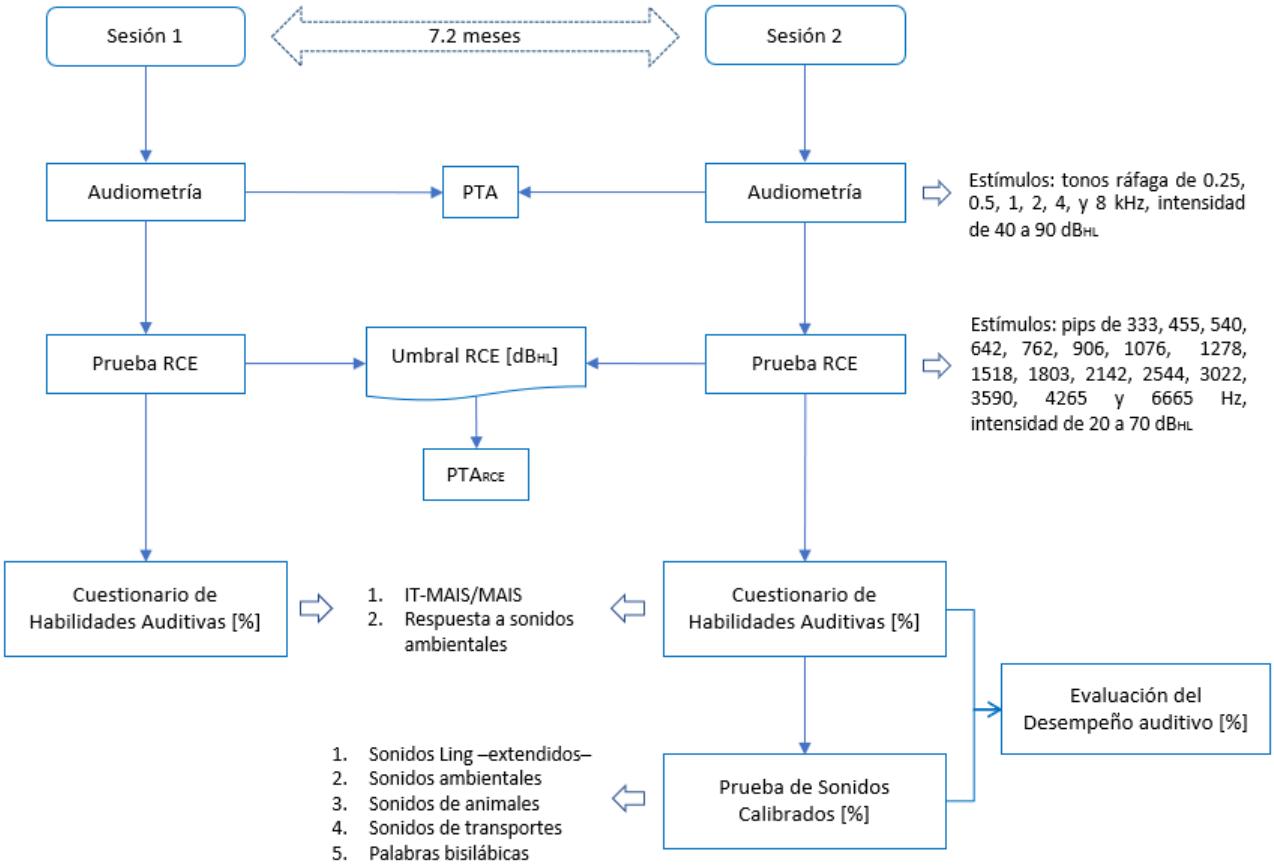


Figura 6.1: Diagrama de flujo del procedimiento usado para evaluar la audición y el desempeño auditivo de los pacientes pediátricos usuarios de IC durante el tiempo de seguimiento.

En cada sesión de evaluación se practicó al paciente una audiometría y una RCE, y se aplicó el Cuestionario de Habilidades Auditivas a los padres. En la Sesión 2, adicionalmente se sometió al paciente a la Prueba de Sonidos Calibrados. Los formatos para el registro de esta información y reporte de resultados se pueden consultar en los Anexos C, D, E, F y G (pgs. 129, 130, 131, 132, 134).

Las pruebas se realizaron en el Servicio de Audiología del INRLGII, en condiciones de campo sonoro, en el interior de la cámara audiométrica "A" de 2.5x2.5x3 m. El paciente se ubicó de frente y a 1 m de distancia de un altavoz, acostado y dormido en una camilla para el registro RCE, y sentado en una silla para la realización de la audiometría y la Prueba de Sonidos Calibrados, con el IC operando en condiciones cotidianas de uso.

La calibración del campo sonoro se realizó empleando el método de sustitución, las mediciones se efectuaron empleando un sonómetro de laboratorio Brûel & Kjaer 2235, filtro Brûel & Kjaer 1625 y pisófono Brûel & Kjaer tipo 4230, a 1 m de distancia del altavoz, verificando el nivel sonoro de acuerdo a la norma de calibración ISO 389-7 para campo libre [137]. El procedimiento de calibración se describe en el Anexo I (pg. 139).

6.2.1. Audiometría

Realizada por el médico tratante empleando un audiómetro clínico Equinox Interacoustics, con campo libre calibrado de acuerdo con ANSI S3.6 [137], cuidando que la programación del IC fuese la misma empleada durante el registro RCE. El umbral audiométrico se determinó a la mínima intensidad a la cual se observó reacción del paciente al tono de prueba y mediante el cálculo del PTA se determinó el nivel de audición, Figura 6.2. Posterior a la audiometría se agendó la prueba RCE, indicando a los padres las condiciones en que debía presentarse el paciente.

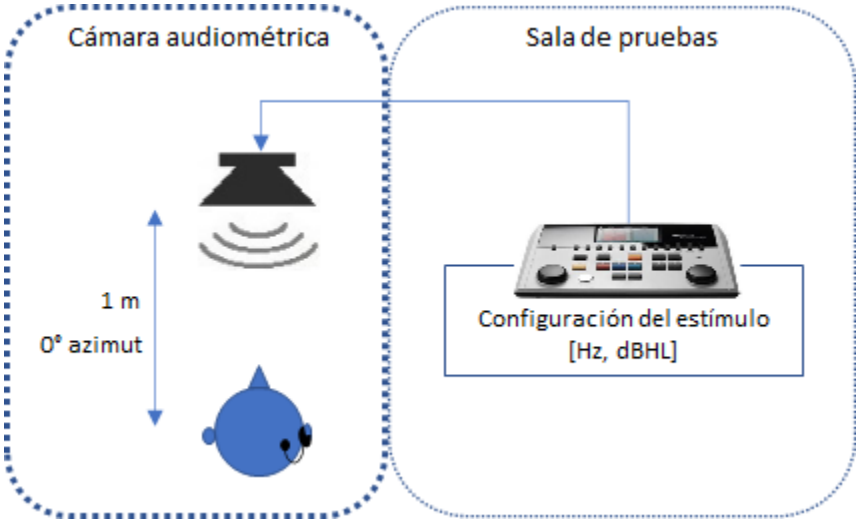


Figura 6.2: Diagrama de aplicación de la audiometría.

6.2.2. Registro RCE

Para el registro de la RCE se empleó el *Monitor RCE* desarrollado por el Laboratorio de Audiología de la UAM-I en conjunto con la empresa Innovamédica SAPI en la Ciudad de México. El *Monitor RCE* está compuesto por dos módulos y una plataforma de cómputo en una PC. Un módulo se encarga de la generación y presentación de los estímulos sonoros y el otro de la adquisición de EEG. En la plataforma de cómputo reside el software MEEIC (Medidor de la Estimulación Efectiva de un Implante Coclear) donde se configuraron los parámetros de estimulación, se sincronizó y organizó la adquisición de EEG con la presentación de los estímulos sonoros y se visualizó la promediación de la RCE en tiempo real.

La Figura 6.3 muestra la instalación del equipo dentro de la cámara audiométrica para el registro RCE con el paciente recostado y dormido, usando su IC como lo hace de manera cotidiana. Antes de iniciar el registro RCE se verificó la comunicación entre el equipo de cómputo y los módulos de estimulación y adquisición de EEG, se comprobó la etapa de estimulación y se ejecutó el software MEEIC.

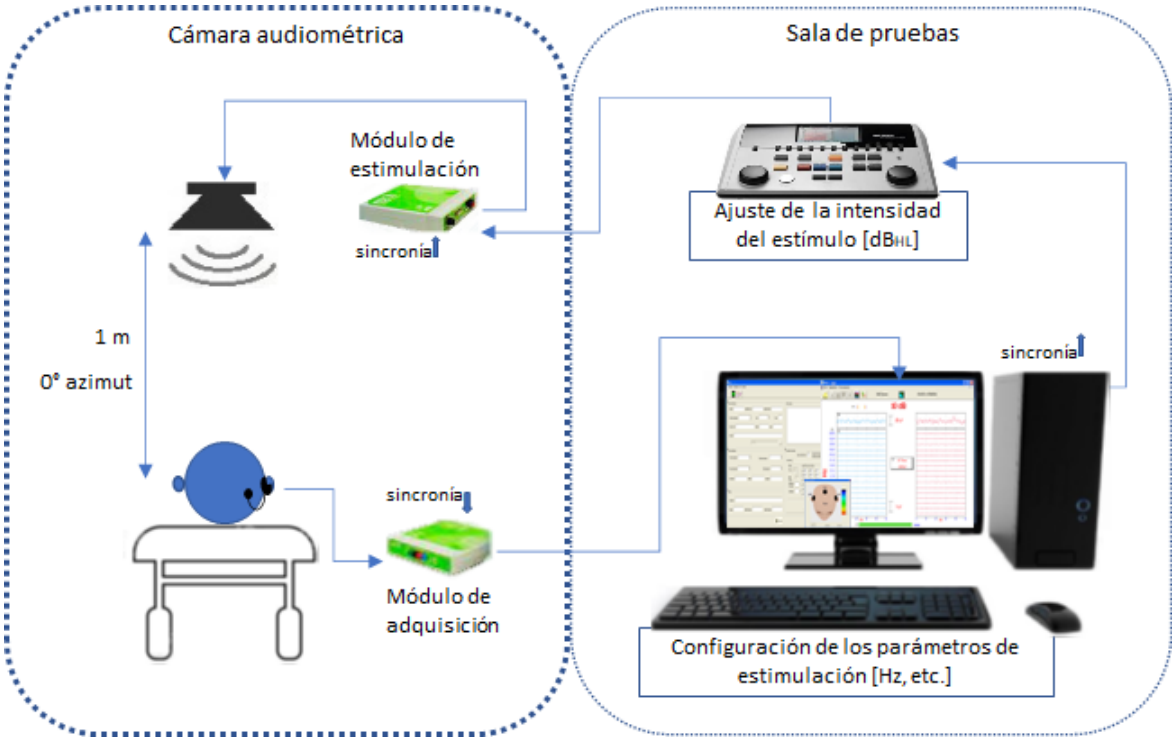


Figura 6.3: Diagrama de instalación del equipo y colocación del paciente para el registro RCE.

El software MEEIC cuenta con una primera ventana (Figura 6.4) donde se introdujeron los datos demográficos del paciente, generándose automáticamente una clave con la que se nombró a la carpeta donde se guardaron los archivos EEG y los AVG (promedio de épocas de EEG a cada frecuencia), obtenidos durante la prueba. Seguidamente se habilitó -*Mapa de canales*- en la parte inferior de la ventana donde se especificó el número y la frecuencia de los estímulos sonoros, de acuerdo con el número y a la frecuencia de estimulación asignada a cada electrodo intracoclear del IC para el paciente bajo prueba. Posteriormente se introdujeron los parámetros Volumen y Sensibilidad del procesador voz del IC.

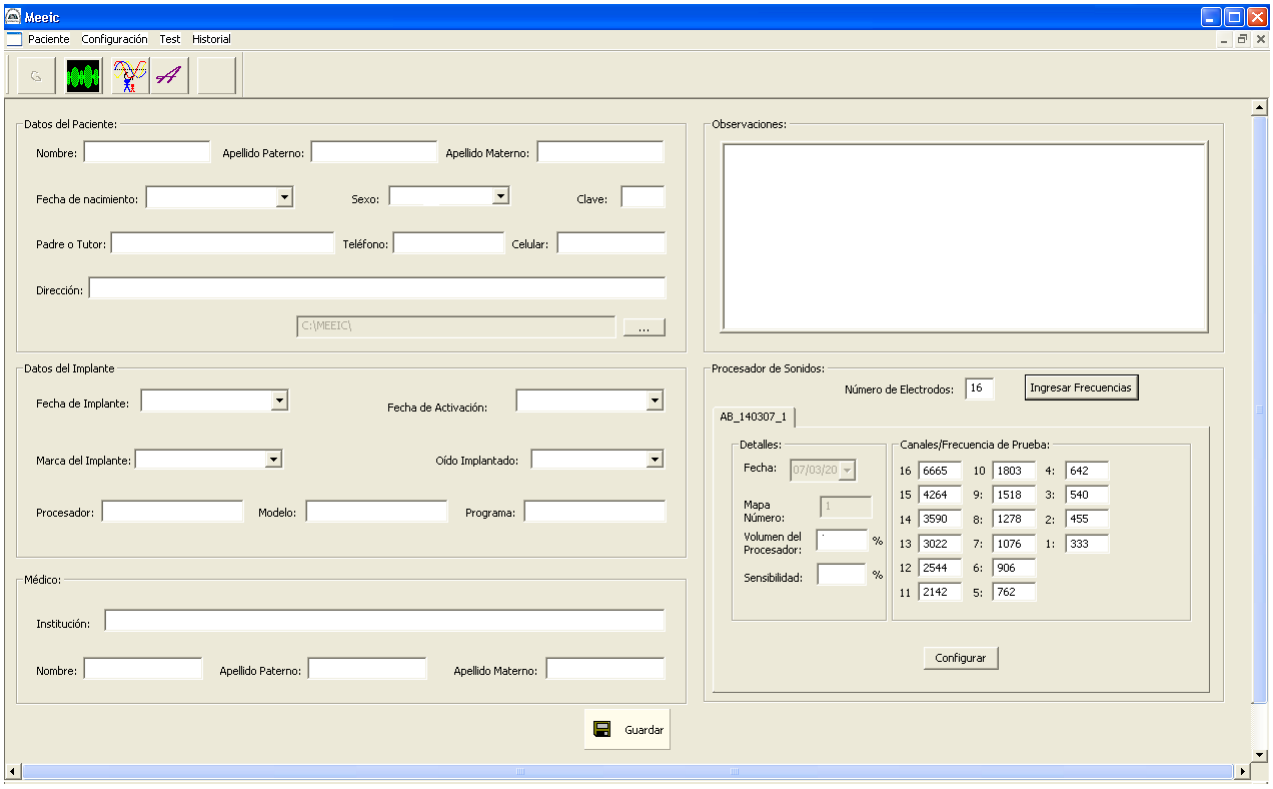


Figura 6.4: Ventana principal del software MEEIC donde se introducen los datos demográficos del paciente y los parámetros de la estimulación eléctrica, configurados previamente en el procesador de voz del IC.

Después de configurar los parametros de adquisición se colocaron al paciente, cuatro electrodos de oro de 10 mm de diámetro para el registro superficial del EEG en dos canales, FPz(GND), Cz(+), A1(-) y A2(-), de acuerdo con el sistema 10-20 [135]. Los electrodos se conectaron al módulo de adquisición de EEG y se verificaron impedancias electrodo-piel inferiores a 5 kΩ (Figura 6.5).

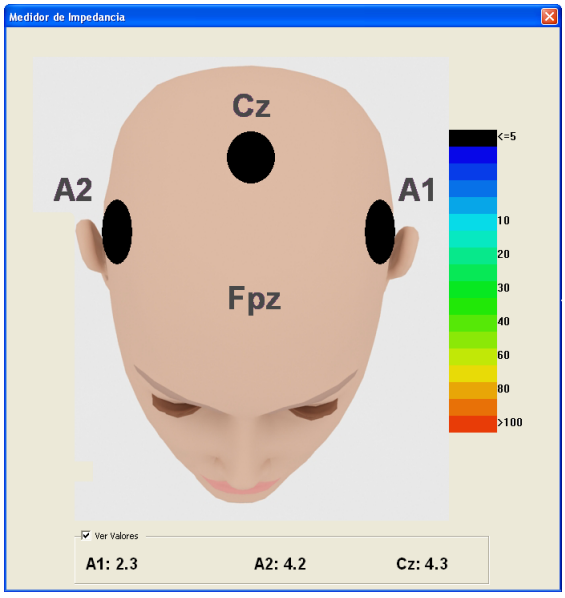


Figura 6.5: Medidor de impedancia del software MEEIC. Lectura ideal en cada electrodo $\leq$ 5 kΩ.

La Figura 6.6 muestra la ventana de adquisición del software MEEIC para dos canales de registro de EEG. Se visualiza la adquisición en tiempo real de 100 épocas de EEG con la presentación de cada estímulo sonoro correspondiente con la frecuencia de estimulación de cada uno de los 16 electrodos intracocleares, a una frecuencia de muestreo de 20 kHz, en una ventana de 50 ms, con rechazo de artefacto de ± 30 μV. El tiempo de adquisición aproximado por intensidad de prueba fue de 9 min, procurando un tiempo de prueba total e ininterrumpido de 60 min. Las épocas de EEG se filtraron con un filtro pasa bajas de 300 Hz, 12 dB/oct y fase cero, para mejorar la posterior identificación de los componentes de la RCE.

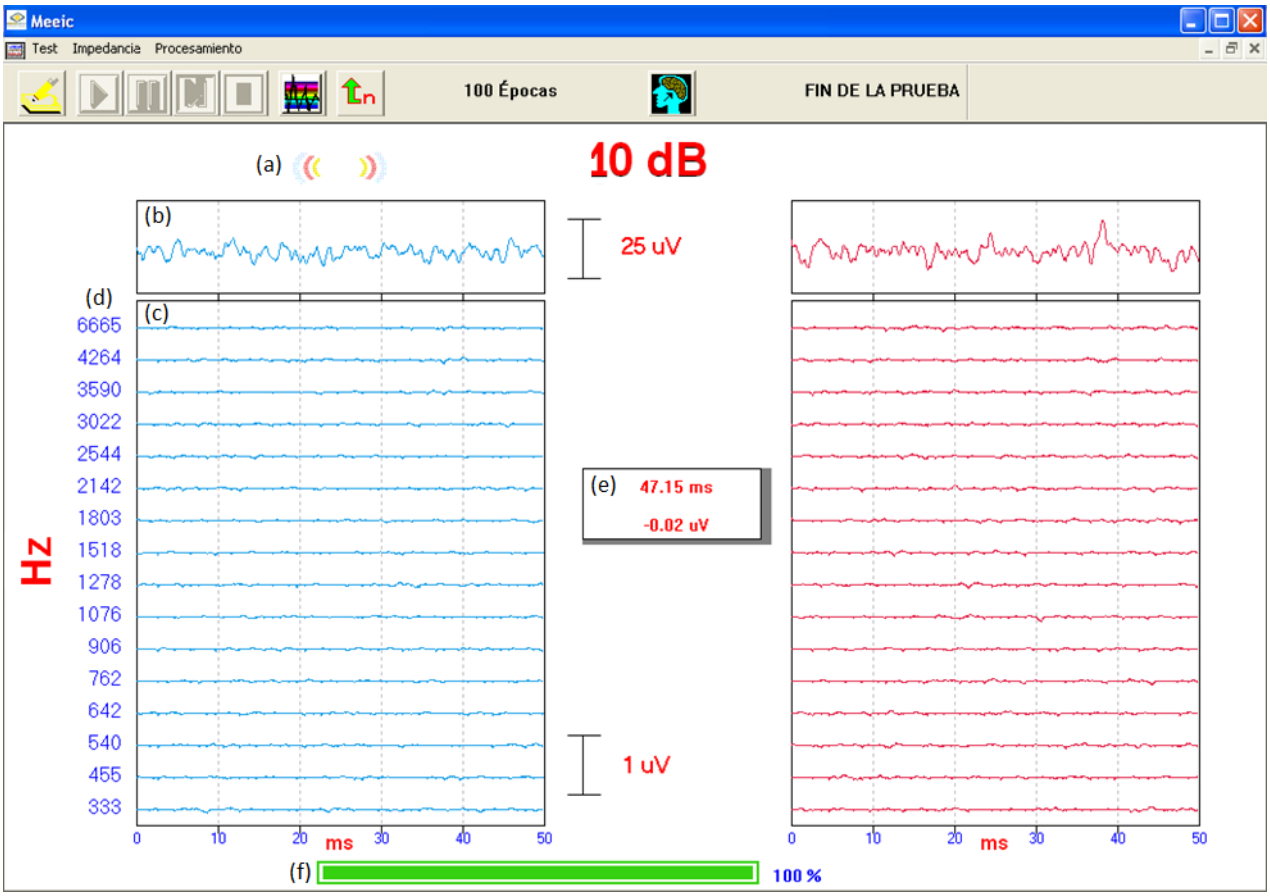
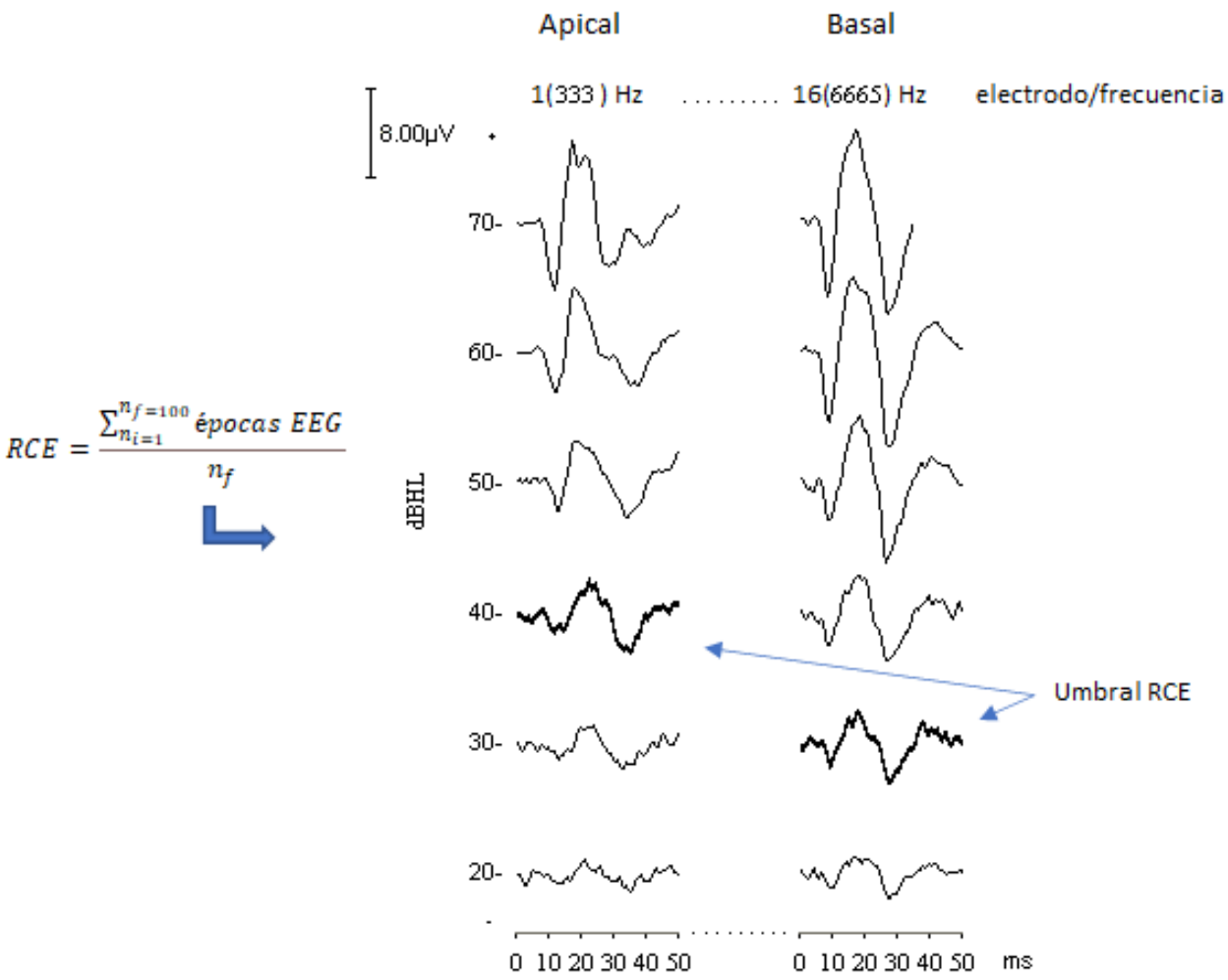


Figura 6.6: Ventana de adquisición de EEG del software MEEIC. En la parte central superior se indica la intensidad sonora de prueba *-10 dB-* y la escala de amplitud de la adquisición *-25 μV-*, y en la parte inferior la escala de amplitud de la promediación de épocas a cada frecuencia de prueba *-1 μV-*. (a) Ícono que indica prueba en curso con IC en oído izquierdo (b) Ventanas, izquierda (azul) y derecha (rojo), para el monitoreo del EEG del paciente. (c) RCE resultado de la promediación de épocas de EEG adquiridas con la presentación de cada pip de estimulación. (d) Frecuencia del pip de estimulación correspondiente a la frecuencia central de cada electrodo intracoclear. (e) Posición del cursor de pantalla. (f) Barra indicadora del porcentaje de ejecución de la prueba.

Los registros RCE se organizaron de mayor a menor intensidad para cada frecuencia de prueba mediante el programa de edición Waveboard® de Neuroscan®. En la Figura 6.7 se muestra, a manera de ejemplo, el ensamble de formas de onda RCE para el electrodo más apical *-1(333 Hz)-* y el electrodo más basal *-16(6665 Hz)-*, a intensidades de 20 a 70 dB_{HL}, correspondientes al canal del oído con IC. La forma de onda resaltada en cada ensamble indica el umbral RCE.



$$RCE = \frac{\sum_{n_{i=1}}^{n_{f=100}} épocas\ EEG}{n_f}$$

Figura 6.7: Ensamble de formas de onda RCE para los electrodos 1(333 Hz) y 16(6665 Hz), a las diferentes intensidades de prueba, correspondientes al oído implantado. Se observa la disminución en amplitud y el incremento de latencia de la RCE conforme disminuye la intensidad del estímulo de prueba. Los trazos resaltados indican el umbral RCE.

El umbral RCE se definió como la mínima intensidad a la cual fue posible observar los componentes principales de la RCE a cada frecuencia de prueba. Para estó se realizó un análisis del comportamiento de los componentes de la RCE buscando observar un decremento en su amplitud y un incremento en su latencia, de mayor a menor intensidad de estimulación. Postreiormente, se trazó en un gráfico similar al audiograma para indicar el umbral RCE obtenido para cada frecuencia, ver Figura 6.8. Sobre el mismo gráfico se trazó el umbral audiométrico con fines comparativos, considerando a la audiometría como el estándar para determinar la confiabilidad de la RCE en la estimación del umbral auditivo.

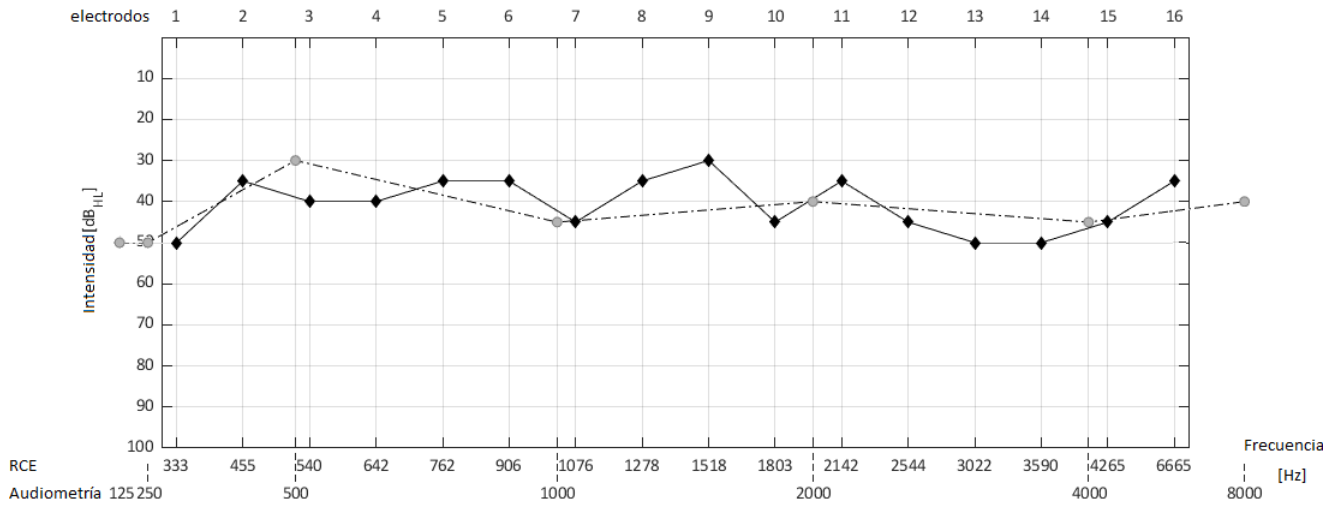


Figura 6.8: Comparación de los umbrales RCE (♦) y audiométricos (●) para el paciente P22. Se evidencia la falta de coincidencia entre las frecuencias de prueba de la audiometría y la frecuencia central del filtro pasabanda asignado a cada electrodo de estimulación del IC. Por otra parte, las frecuencias de 0.125, 0.25 y 8 kHz de la audiometría no están consideradas dentro del ancho de banda de trabajo del IC marca AB.

Debido a la discrepancia entre las frecuencias de prueba de la audiometría y la RCE, se calcularon umbrales audiométricos adicionales a los umbrales de las siete frecuencias originales mediante interpolación lineal, con el fin de hacer coincidir los umbrales audiométricos con los umbrales RCE y comparar ambas pruebas frecuencia a frecuencia. Con el par de frecuencias 250 y 500 Hz se calcularon umbrales a 333 y 455 Hz. Con el par de frecuencias 500 y 1000 Hz, se calcularon umbrales a 540, 642, 762 y 906 Hz. Con el par de frecuencias 1000 y 2000 Hz se calcularon umbrales a 1076, 1278, 1518 y 1083 Hz. Con el par de frecuencias 2000 y 4000 Hz se calcularon umbrales a 2142, 2544, 3022 y 3590 Hz. Con el par de frecuencias 4000 y 8000 Hz se calcularon umbrales a 4264 y 6665 Hz, ver Figura 6.9.

Además de la comparación frecuencia a frecuencia entre la audiometría y la RCE, se obtuvo el PTA para la audiometría y se propuso un PTA_{RCE} equivalente al audiométrico para la RCE, con el propósito de determinar y comparar el nivel de audición de los pacientes.

$$PTA = \frac{umbrales(500Hz + 1000Hz + 2000Hz)}{3}[dB_{HL}]$$

PTA_{RCE} calculado a partir de los umbrales RCE ubicados entre las frecuencias de 500 y 2000Hz (540, 642, 762, 906, 1076, 1248, 1518 y 1803 Hz), que corresponden con los electrodos 2 (540 Hz) al 10 (1083 Hz).

$$PTA_{RCE} = \frac{\sum_i^j umbralesRCE}{j - i}[dB_{HL}]$$

donde:

i =electrodo 2; j = electrodo 10

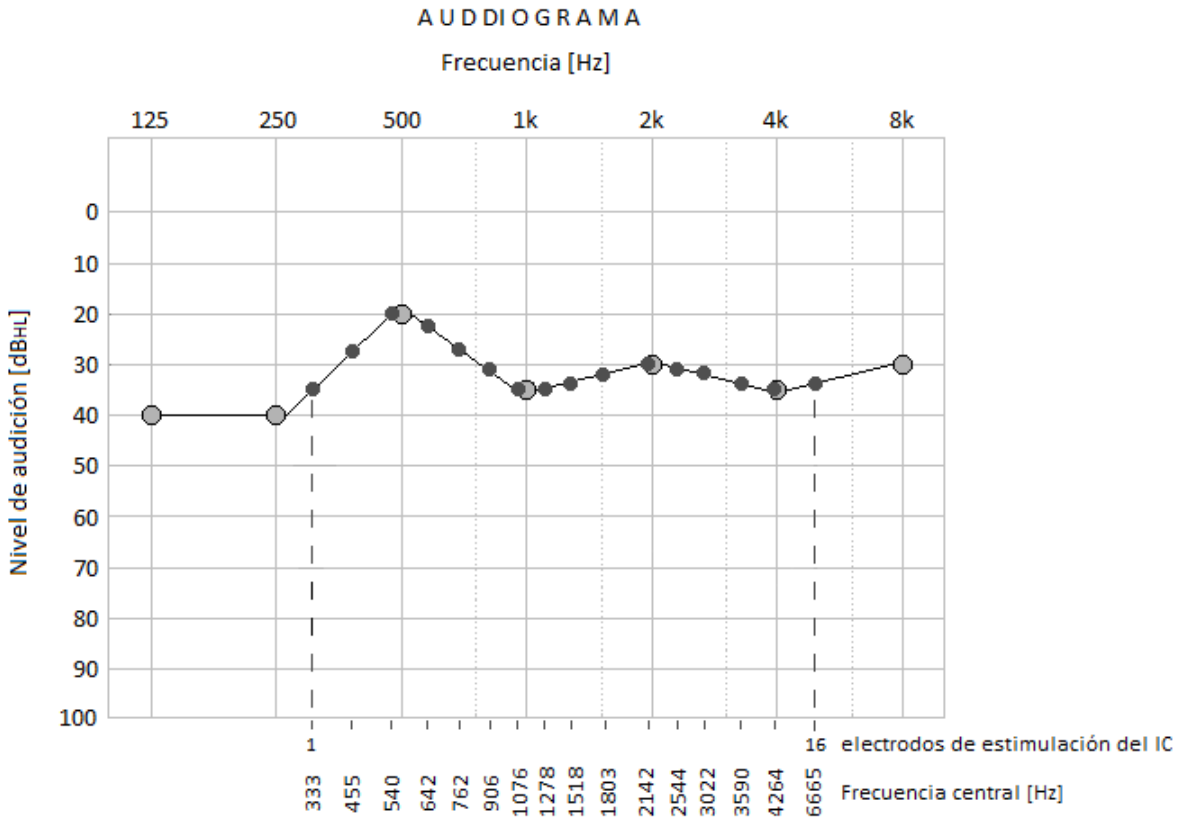


Figura 6.9: Audiometría del paciente P22. (●) Umbrales originales considerando las siete frecuencias estándar. (•) Umbrales calculados mediante interpolación lineal a partir de los umbrales obtenidos a las siete frecuencias estandar.

6.2.3. Desempeño auditivo

Consistió en la aplicación de un Cuestionario de Habilidades Auditivas a los padres de los niños y de una Prueba de Sonidos Calibrados en intensidad practicada a los pacientes durante la sesión de terapia de rehabilitación auditivo-verbal.

En la Tabla 6.1 se indican los rubros considerados en el Cuestionario de Habilidades Auditivas y en la Prueba de Sonidos Calibrados-, y se describe el criterio para determinar el máximo puntaje en cada rubro para totalizar un Desempeño auditivo del 100 %.

Tabla 6.1: Rubros para evaluar el Desempeño auditivo de los pacientes pediátricos usuarios de IC

	Rubros	[%]	**Criterio de asignación de puntaje**
Cuestionario de Habilidades Auditivas			
1. IT-MAIS /MAIS	El miño: 1. ¿Pide le prendan su IC, o lo hace por sí mismo? 2. ¿Reporta y/o se molesta si su aparato no funciona? 3. ¿Responde a su nombre sin señas visuales en ambiente silencioso? 4. ¿Responde a su nombre sin señas visuales en ambiente ruidoso? 5. ¿Responde espontáneamente a sonidos de la casa? 6. ¿Responde espontáneamente en ambientes nuevos? 7. ¿Reconoce señales auditivas en la escuela? 8. ¿Discrimina entre diferente voz? 9. ¿Asocia el tono de voz con su significado? 10. ¿Hace diferencia entre voz y sin voz?	15	Escalas diseñadas para evaluar niños con IC. Forman parte de la batería de pruebas de los diferentes fabricantes de IC y están incluidas en el Protocolo Latinoamericano de IC.
2. Sonidos conocidos *-Detección* *-Identificación* *-Repetición*	campana, camión, chorro de agua, ladrido, carro, cohete, bebé llorando, conversación, susurro, teléfono, patrulla, tren, avión, pájaro, helicóptero, motocicleta, tocar la puerta y licuadora.	15	Sonidos que forman parte del perfil "LIP" para evaluar a niños con IC. Incluido en las baterías de pruebas de los fabricantes de IC. Algunos de los sonidos los proporcionaron los padres y/o terapeutas considerando la familiaridad que representan para los niños.
Prueba de Sonidos Calibrados 20, 40 y 60 dB_{HL}			*–Detección, Identificación y Repetición–*
1. Sonidos Ling –extendidos-	/a/, /u/, /i/, /m/, /s/, /sh/ /e/, /o/	40	Prueba incluida en el Protocolo Latinoamericano de IC. De amplio uso para el ajuste del IC y en terapia auditivo-verbal. Por primera vez se realiza con fonemas pre-grabados.

Continúa en la página siguiente.

Tabla 6.1: Rubros para evaluar el Desempeño auditivo de los pacientes pediátricos usuarios de IC

Rubros		[%]	Criterio de asignación de puntaje
Prueba de Sonidos Calibrados 20, 40 y 60 dB_{HL}			*–Detección, Identificación y Repetición–*
2. Sonidos de animales	borrego, burro, caballo, cochino, gallina, gallo, gato, pájaro, león, pato, perro, ratón y vaca.	10	De amplio uso en la terapia auditivo-verbal. Por vez primera se utilizan sonidos pre-grabados.
3. Sonidos ambientales	campana, cohetes, conversación, reloj, llanto de bebe, licuadora, teléfono, tocar la puerta, chorro de agua y sirena.	10	
4. Sonidos de transportes	avión, barco, camión, carro, helicóptero, motocicleta, y tren.	5	Sonidos de contenido espectral similar. Su uso es menos frecuente en la terapia auditivo-verbal.
5. Palabras bisilábicas	ala, caja, cama, capa, cara, casa, gafa, hada, jarra, lava, maga, rana, rata, y vaca.	5	Basadas en la batería de pruebas del Protocolo Latinoamericano de IC. Representan mayor dificultad de evaluación debido a la edad y escolaridad de los pacientes.
Desempeño auditivo		100	

Cuestionario de Habilidades Auditivas

Consistió en una entrevista realizada a los padres de los pacientes al finalizar cada prueba RCE. Consta de dos secciones, la primera se refiere a la escala IT-MAIS/MAIS mediante la cual se consigna el significado que el paciente confiere al sonido basado en 10 preguntas (Tabla 6.1) cuyas respuestas se evalúan en una escala de 0 a 4 (0 = nunca, 1 = rara vez, 2 = ocasionalmente, 3 = frecuentemente, 4 = siempre), en términos de aceptación al dispositivo, alerta al sonido y habilidad para entender el significado de fonemas auditivos.

La segunda sección evalúa la conducta auditiva del paciente en cuanto a la detección, identificación y repetición de un conjunto de 18 sonidos conocidos, basados en el Listening Progress Profile (LIP) y en sonidos que con cierta familiaridad para los niños de acuerdo con la opinión de los padres y los terapeutas.

Prueba de Sonidos Calibrados

Se realizó en la segunda sesión de registro RCE, cuando el paciente ya poseía una mayor experiencia en el uso del IC, garantizando mejor participación durante la prueba, de acuerdo con lo indicado en la Tabla 6.1. Previo a realizar la prueba, se instaló en el interior de la cámara audiométrica "A" del servicio de Audiología del INR, una PC para la generación de los sonidos de prueba, un audiómetro Interacoustics modelo AD229D con salida vía altavoz, para ajustar la intensidad de los sonidos de prueba (Figura 6.10). El campo sonoro se calibró de acuerdo a la norma de calibración ISO 389-7 para campo libre [137].

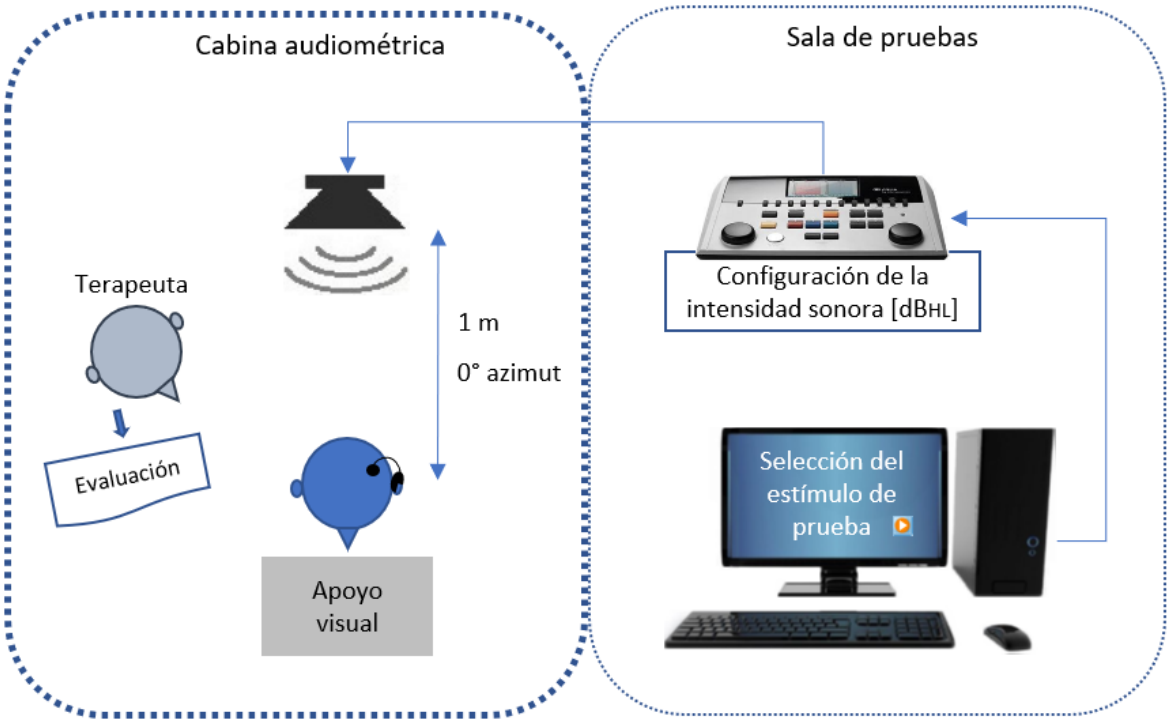


Figura 6.10: Diagrama de instalación del equipo y colocación del paciente para la aplicación de la Prueba de Sonidos Calibrados.

Mediante la Prueba de Sonidos Calibrados se evaluó la capacidad del paciente para detectar, identificar y repetir sonidos reales y palabras bisilábicas, grabados y calibrados a intensidades de 20, 40 y 60 dB_{HL} , agrupados en: 1. Sonidos Ling -*extendidos*- que incluyó 8 fonemas representativos del espectro sonoro de la gran mayoría de los sonidos del habla [52, 111], 2. Trece sonidos de animales, 3. Siete sonidos de vehículos de transporte, 4. Diez sonidos ambientales, y 5. Catorce palabras bisilábicas, ver Tabla 6.1.

Los Sonidos Ling -*extendidos*- y las palabras bisilábicas se grabaron por duplicado con el software Audacity®, dentro de la cámara audiométrica, empleando un micrófono localizado a 15 cm de la boca de una terapeuta de lenguaje, indicándole el tiempo de producción de cada fonema y palabra, y mantener el mismo nivel de voz. Los demás sonidos fueron proporcionados por las terapeutas de los pacientes. Los sonidos se editaron para mantener una duración aproximada de 1 s (rango: 0.966 – 1.054 s) y de 6 s los sonidos de animales, de vehículos de transporte y ambientales. La amplitud de los sonidos y palabras bisilábicas se ajustó mediante el software Audacity® a partir de la lectura proporcionada por el VU metro del audiómetro hasta lograr mantener una lectura ≤ 0 dB_{HL}.

La Prueba de Sonidos Calibrados se realizó bajo la supervisión y ayuda del terapeuta, en presencia de los padres de los niños y sin modificar los parámetros de programación del procesador de voz del IC establecidos previamente por el audiólogo. Se requirieron un máximo de tres sesiones de 50 min cada una, donde se presentaron de manera aleatoria y hasta en tres ocasiones los rubros de prueba, en el orden consignado en la Tabla 6.1. La intensidad inicial de presentación de los sonidos fue 60 dB_{HL}, si se observó respuesta del paciente se disminuyó a 40 dB_{HL}, y hasta 20 dB_{HL}. Buscando mantener la atención del paciente durante la prueba y para apoyarlo en las tareas de *Detección, Identificación* y *Repetición*, se le proporcionaron tarjetas con imágenes cromáticas alusivas a los rubros evaluados, el paciente señaló la imagen más relacionada con el sonido de prueba. Ver Anexo H (pg. 145).

Dado que la audiometría evalúa la capacidad para "detectar" estímulos sonoros, y la RCE se ha propuesto como una alternativa a la audiometría, para relacionar ambas pruebas con el desempeño auditivo del paciente se consideraron únicamente los puntajes obtenidos en "*Detección*" de los diferentes rubros evaluados en las pruebas de Desempeño auditivo, ver Tabla 6.1.

6.2.4. Análisis de datos

El análisis de datos se realizó considerando el total de pacientes y al dividirlos por género y por edad. La relación de los umbrales RCE y audiométricos con el Desempeño auditivo se determinó mediante el coeficiente de correlación de Pearson. Se empleó la prueba t-Student pareada para determinar la existencia de cambios significativos en los umbrales RCE y audiométricos obtenidos en las sesiones 1 y 2. Se compararon los valores PTA y PTA_{RCE} empleando la prueba t-Student para muestras independientes.

Mediante la prueba de rangos de Wilcoxon se compararon los puntajes obtenidos por el total de pacientes en el Cuestionario de Habilidades Auditivas en las sesiones 1 y 2. Al dividir a los pacientes por edad y por género se utilizó la prueba U de Mann-Whitney para comparar los puntajes.

Los datos se analizaron con el software estadístico NCSS-9®, considerando como significativo un valor de $p < 0.05$. Los resultados son presentados en términos de media ± DE y porcentajes. La normalidad de los datos se comprobó mediante una prueba de Kolmogorov-Smirnov.

7

RESULTADOS

De los 25 pacientes iniciales, siete se eliminaron al no concluir el periodo de seguimiento; de éstos, cinco no eran residentes locales y dos presentaron fallas con el IC. La edad cronológica promedio de los 18 pacientes estudiados fue 3.2 ± 0.9 (1.8 a 5.7) años y la edad auditiva promedio (tiempo transcurrido desde la activación del IC) fue 7.2 ± 6 meses, al inicio del seguimiento. La información de los pacientes se presenta en la Tabla 7.1.

Tabla 7.1: Pacientes implantados entre 2013 y 2014, incluidos en el análisis de datos, usuarios de IC Advanced Bionics, modelo Hires 90K/HiFocus, con inserción completa

				Sesión 1			**Sesión 2**			
Pacientes	**Género**	**Diagnóstico**	**Procesador de voz del IC**	**Edad cronológica [años, meses]**	**Edad auditiva [meses]**	**Estrategia de estimulación**	**Edad cronológica [años, meses]**	**Edad auditiva [meses]**	**Estrategia de estimulación**	**Lapso entre sesiones [meses]**
P1	F	PANPB	Harmony	3,0	7	HS/F$^{\sharp}$	4,2	17	HS/F$^{\sharp}$	24
P2	M	PACNB	PSP	3,8	5	HP/F$^{\sharp}$	4,7	13	HS/F$^{\sharp}$	11
P3	M	PACNB	Harmony	3,8	1	HP/F$^{\sharp}$	5,0	14	HP/F	16
P4	F	PANPB	Harmony	1,10	4	HS/F$^{\sharp}$	2,8	13	HP/F	10
P5	F	PANPB	Harmony	3,6	10	HP/F$^{\sharp}$	4,5	19	HP/F	11
P6	F	PANPB	Harmony	3,2	4	HP/F$^{\sharp}$	3,11	11	HP/F	9
P7	M	PANPB	Harmony	2,4	4	HP/F$^{\sharp}$	2,11	10	HP/F	7
P8	M	PANPB	Harmony	3,4	7	HP/F$^{\sharp}$	4,0	14	HP	8
P9	M	PACNB	Harmony	3,0	2	HP/F$^{\sharp}$	3,7	7	HP/F	7

Continúa en la página siguiente.

Tabla 7.1: Pacientes implantados entre 2013 y 2014, incluidos en el análisis de datos, usuarios de IC Advanced Bionics, modelo Hires 90K/HiFocus, con inserción completa

				Sesión 1			**Sesión 2**			
Pacientes	**Género**	**Diagnóstico**	**Procesador de voz del IC**	**Edad cronológica [años, meses]**	**Edad auditiva [meses]**	**Estrategia de estimulación**	**Edad cronológica [años, meses]**	**Edad auditiva [meses]**	**Estrategia de estimulación**	**Lapso entre sesiones [meses]**
P10	F	PACNB	Harmony	2,7	2	HP/F$^{\sharp}$	3,2	8	HP/F	7
P11	M	PANPB	Harmony	3,5	4	HP/F$^{\sharp}$	4,2	11	HP	9
P12	M	PANPB	Harmony	2,5	6	HP/F$^{\sharp}$	3,1	12	HP/F	8
P13	F	PANPB	PSP	5,8	35	HP/F$^{\sharp}$	6,7	30	HP/F	11
P14	F	PANPB	Harmony	3,6	5	HP/F$^{\sharp}$	4,4	13	HP/F	10
P15	M	PACNB	Neptuno	1,11	1	HP/F$^{\sharp}$	2,6	7	HS/F$^{\sharp}$	7
P16	F	PACNB	Harmony	3,5	31	HP/F$^{\sharp}$	4,1	25	HP/F	8
P17	M	PANPB	Harmony	4,4	30	HP/F$^{\sharp}$	5,0	24	HP/F	8
P18	F	PANPB	Harmony	2,10	1	HP/F$^{\sharp}$	3,7	8	HS/F$^{\sharp}$	9

PANPB: Pérdida Auditiva Neurosensorial Profunda Bilateral

PACNB: Pérdida Auditiva Conductiva y Neurosensorial Bilateral

HP/F$^{\sharp}$: Hires-P w/Fidelity 120

HS/F$^{\sharp}$: Hires-S w/Fidelity 120

7.1. Comparación de umbrales RCE y audiometría

Las gráficas de la Figura 7.1 muestran umbrales RCE inferiores a los audiométricos, en promedio 7 dB_{HL} en la Sesión 1 y 3 dB_{HL} en la Sesión 2. Los umbrales RCE presentaron una dispersión de ≈ 10 dB_{HL}, menor que la dispersión de los umbrales audiométricos de ≈ 20 dB_{HL}, para los dieciocho pacientes. Es de notar el decremento significativo de ambos umbrales de la Sesión 1 a la Sesión 2 ($p < 0.05$), indicando mejoría en la percepción del sonido durante el tiempo de seguimiento de los pacientes.

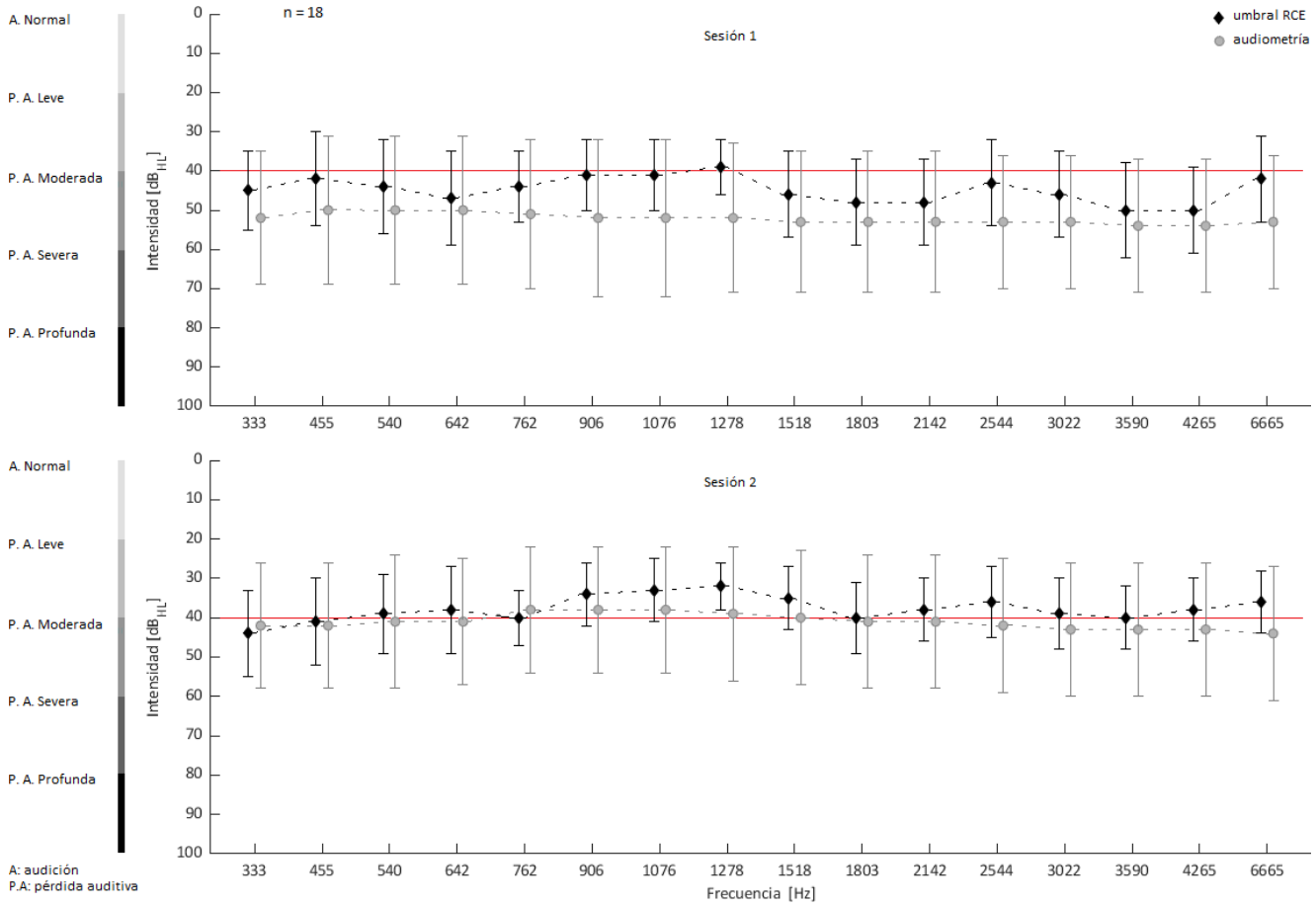


Figura 7.1: Umbrales promedio RCE (♦) y audiométricos (●) obtenidos en dieciocho pacientes pediátricos usuarios de IC Advanced Bionics, con edad promedio de 3.2 ± 0.9 (1.8 a 5.7) años. En las dos sesiones de registro se obtuvieron umbrales RCE inferiores y con menor dispersión que los umbrales audiométricos.

7.2. Evaluación del Desempeño auditivo

En la gráfica de la Figura 7.2 se muestran los puntajes logrados por cada paciente en la aplicación del Cuestionarios de Habilidades Auditivas y la Prueba de Sonidos Calibrados. Es evidente el mejor puntaje obtenido en el Cuestionario de Habilidades Auditivas por la mayoría de los pacientes, 13 de los cuales obtuvieron puntajes por arriba del 50 %. De éstos, seis también obtuvieron puntajes por arriba del 50 % en la Prueba de Sonidos Calibrados, siendo más alto el puntaje logrado por el paciente P13. De manera particular, el paciente P11 (edad: 4 años, 2 meses; uso del IC: 11 meses) obtuvo un puntaje del 17 % tanto en el Cuestionario de Habilidades Auditivas como en la Prueba de Sonidos Calibrados, y a diferencia de la mayoría de los pacientes, el paciente P18 (edad: 3 años, 7 meses; uso del IC: 8 meses) obtuvo mejores puntajes en la Prueba de Sonidos Calibrados, aunque también del 17 %. Un puntaje ligeramente mayor (18 %) obtuvo el paciente P14. Los pacientes P7 (edad: 2 años, 11 meses; uso del IC: 10 meses) y P15 (edad: 2 años, 6 meses; uso del IC: 7 meses) obtuvieron los puntajes más bajos, del 7 y 3 %, respectivamente.

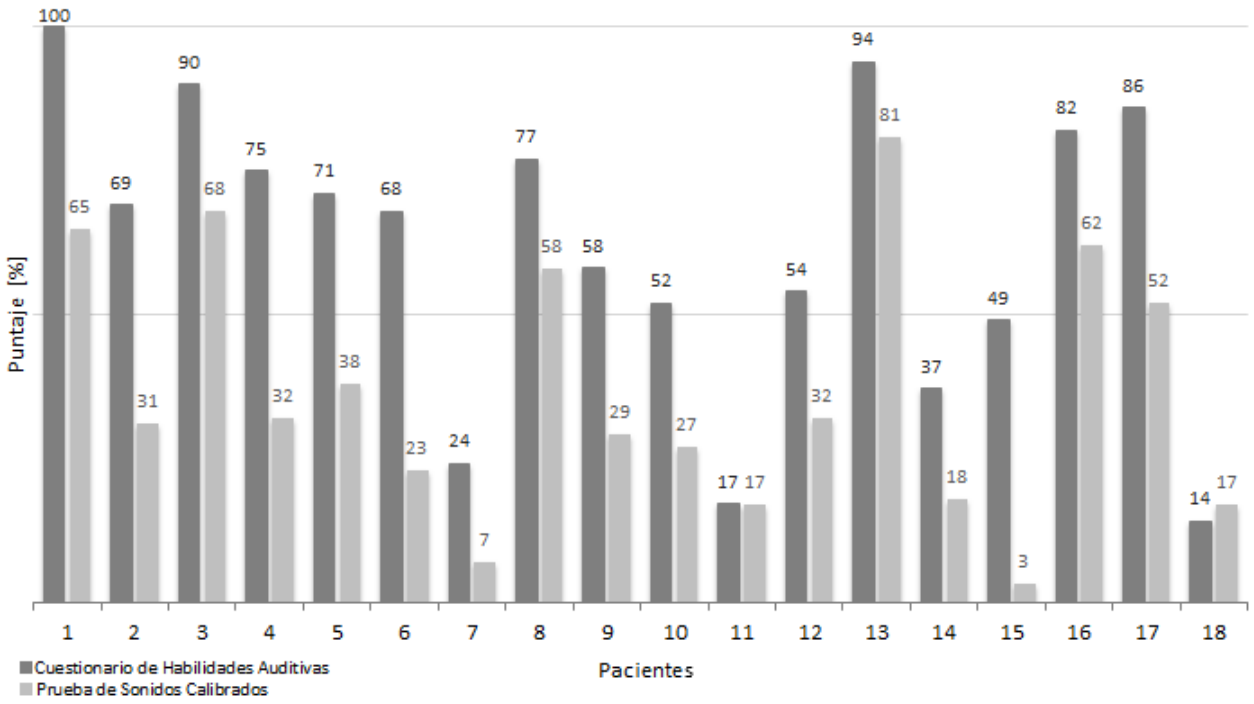


Figura 7.2: Puntaje logrado por cada paciente en el Cuestionario de Habilidades Auditivas y la Prueba de Sonidos Calibrados. La mayoría de las pacientes obtuvieron mejores puntajes en el cuestionario (> 50 %) que en la prueba. Se observa que el paciente P11 obtuvo los mismos puntajes (17 %) en el cuestionario y en la prueba y que el paciente P18 fue el único en obtener mejores puntajes en la prueba, aunque la diferencia respecto del cuestionario es muy pequeña.

En la Tabla 7.2 se indica el porcentaje de Desempeño auditivo logrado por cada paciente al final del tiempo se seguimiento (Sesión 2), al promediar los puntajes obtenidos en el Cuestionario de Habilidades Auditivas y en la Prueba de Sonidos Calibrados. El paciente P13 quien contaba con 6 años, 7 meses de edad, y un tiempo de uso del IC de 2 años y 6 meses, promedió el mejor puntaje de Desempeño auditivo (88 %). Los pacientes con el más bajo desempeño fueron P7 (edad: 2 años, 11 meses; uso del IC: 10 meses) y P11 (edad: 4 años, 2 meses; uso del IC: 11 meses), quienes obtuvieron los puntajes más bajos en la Prueba de Sonidos Calibrados (ver Figura 7.2), así como el paciente P18 (edad: 3 años, 7 meses; uso del IC: 8 meses). El paciente P15 (edad: 2 años, 6 meses; uso del IC: 7 meses), aun cuando obtuvo el puntaje más bajo en la Prueba de Sonidos Calibrados (ver Figura 7.2), el puntaje del 49 % obtenido en el Cuestionario de Habilidades Auditivas ayudó en la cuantificación total del Desempeño auditivo.

Tabla 7.2: Desempeño auditivo logrado por cada paciente al final del tiempo de seguimiento

Paciente	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18
Desempeño auditivo [%]	82	50	79	54	55	46	16	68	44	40	17	43	88	28	26	72	69	16

7.3. Correlación entre nivel de audición y Desempeño auditivo

La gráfica de la Figura 7.3 muestra la baja correlación obtenida entre el nivel de audición determinado a partir de los valores PTA_{RCE} y PTA, y el puntaje de rubros detectados en la evaluación del Desempeño auditivo (ver Tabla 6.1). El resultado de la correlación se vio afectado por los pacientes que no cooperaron, observando mejor correlación entre PTA y Desempeño auditivo (*Detección*) ($r^2 = 0.47$), ambas pruebas subjetivas, que entre PTA_{RCE} (prueba objetiva) y Desempeño auditivo (*Detección*) ($r^2 = 0.19$). No obstante, la pendiente m_{PTARCE} = -1.44 muestra mayor sensibilidad de la RCE para predecir el Desempeño auditivo de los pacientes.

En la gráfica de la Figura 7.3 se identifica a los pacientes P7, P11, P15 y P18, quienes al final del tiempo de seguimiento aún reportaron valores PTA de alta intensidad en comparación con la menor intensidad de los PTA_{RCE}, y un bajo puntaje de detección en el Desempeño auditivo. P. ej., el paciente P7 quien contaba con 10 meses de uso del IC, mediante el PTA_{RCE} = 44 dB_{HL} clasificó su audición como pérdida auditiva moderada, mientras el PTA = 80 dB_{HL} como pérdida auditiva profunda la cual parece guardar mayor relación con el 16 % de *Detección*, ambos resultados afectados por la falta de cooperación delpaciente.

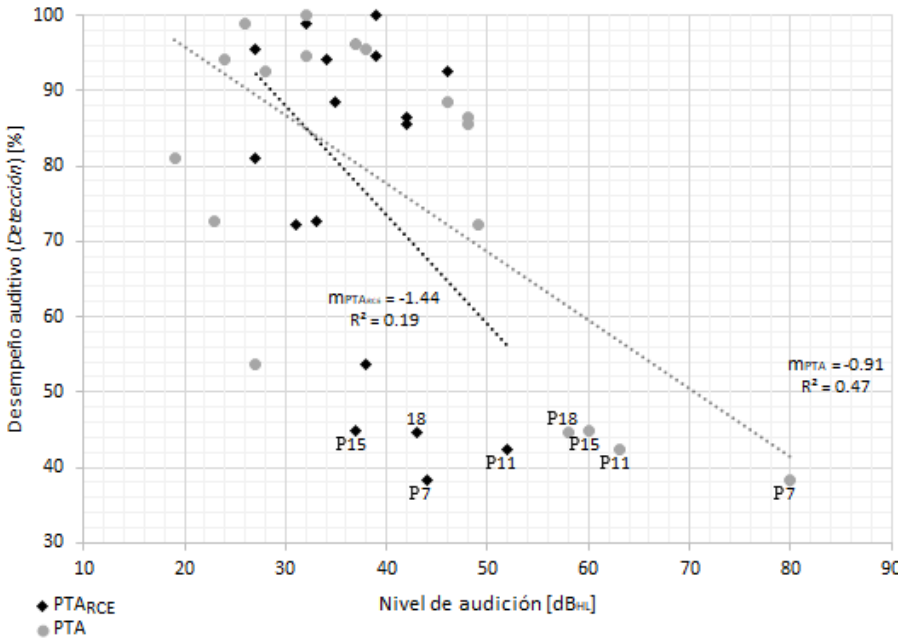


Figura 7.3: Correlación entre el nivel de audición reportado mediante los valores PTA_{RCE} y PTA, y el puntaje de rubros detectados en las pruebas de Desempeño auditivo por cada paciente. Se observa mejor correlación entre valores PTA y *Detección* ($r^2 = 0.47$) que entre PTA_{RCE} y *Detección* ($r^2 = 0.19$). Los pacientes con PTA de mayor intensidad y su respectivo PTA_{RCE}, están etiquetados como P7, P11, P15 y P18, y son aquellos con los puntajes de *Detección* más bajos, debido a la falta de cooperación durante la audiometría y la Prueba de Sonidos Calibrados. La pendiente $mPTA_{RCE}$ = -1.44 muestra mayor sensibilidad de la RCE para predecir el Desempeño auditivo de los pacientes.

7.4. Evaluación por edad

La población se dividió en dos grupos, pacientes ≤ 3 años (n = 8), y pacientes > 3 años (n = 10), al inicio del seguimiento. Primero se realizó el análisis por grupos de edad y luego se realizó la comparación entre los dos grupos de edad.

Los umbrales RCE y audiométricos de los pacientes ≤ 3 años se muestran en la Figura 7.4. En las dos sesiones de registro se observan umbrales RCE de menor intensidad y dispersión que los umbrales audiométricos. En la Sesión 1, la diferencia entre umbrales es significativa ($p < 0.05$) para cada frecuencia de prueba. En la Sesión 2 se reportaron diferencias significativas ($p < 0.05$) entre ambos umbrales solo para las frecuencias de 1278 a 6665 Hz. De la Sesión 1 a la Sesión 2 se observa una disminución en los umbrales RCE y de manera más evidente en los audiométricos.

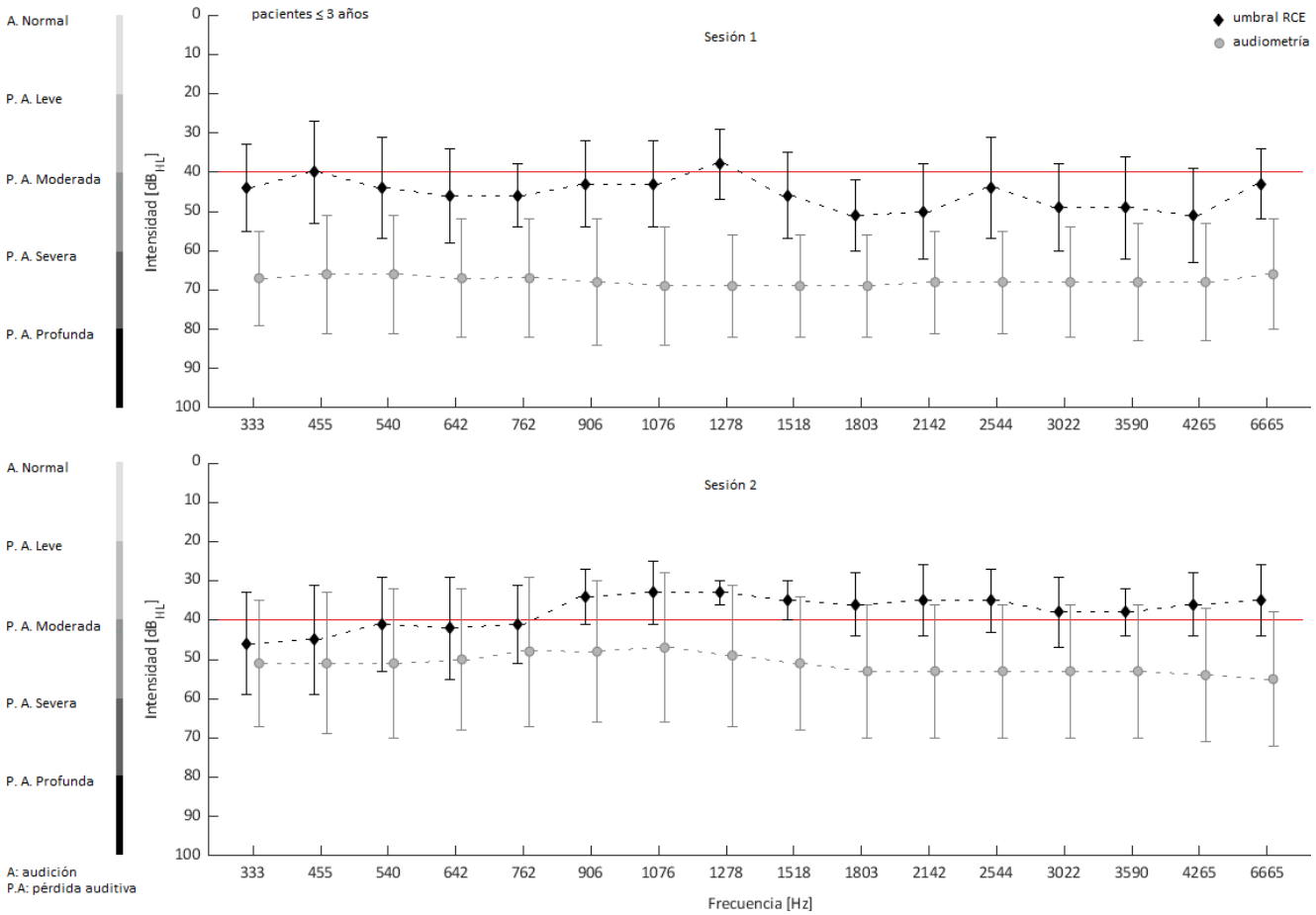


Figura 7.4: Umbrales promedio RCE (♦) y audiométricos (●) obtenidos en los pacientes ≤ 3 años (n = 8), expresados en términos de media y desviación estándar. En las dos sesiones de registro se observan umbrales RCE de menor intensidad y menos dispersos que los audiométricos.

En la Tabla 7.3 se comparan en los pacientes ≤ 3 años, las edades cronológica y auditiva, y los niveles de audición indicados con los valores PTA y PTA_{RCE}, obtenidos a partir de la audiometría y de los umbrales RCE, respectivamente. También se comparan los puntajes logrados en el Cuestionario de Habilidades Auditivas, en las sesiones de registro.

De la Sesión 1 a la Sesión 2 se observa una mejora ($p < 0.05$) en los niveles de audición de los pacientes (valores PTA y PTA_{RCE} de menor intensidad). No obstante, en ambas sesiones se obtuvieron valores PTA_{RCE} inferiores y con menor dispersión que los PTA. La comparación entre valores PTA y PTA_{RCE} mostró una diferencia significativa ($p < 0.05$) en la Sesión 1, pero no en la Sesión 2 ($p = 0.068$), a partir de una prueba t para muestras independientes (valores no reportados en la tabla).

En cuanto al Cuestionario de Habilidades Auditivas, en la Tabla 7.3 se puede observar que los pacientes obtuvieron puntajes significativamente mayores ($p < 0.05$) en la Sesión 2 respecto de los puntajes obtenidos en la Sesión 1, en la mayoría de los rubros evaluados.

Tabla 7.3: Pacientes ≤ 3 años (n = 8). Comparación de edad, nivel de audición y Cuestionario de Habilidades Auditivas

	Sesión 1	**Sesión 2**	p
Edad [años]			
Cronológica	2.5 ± 0.5 (1.8 - 3)	3.2 ± 0.6 (2.4 - 4.2)	$< 0.05^*$
Auditiva	0.3 ± 0.1 (0.1 - 0.5)	0.9 ± 0.3 (0.6 - 1.4)	$< 0.05^*$
Nivel de audición [dB_{HL}]			
PTA	68 ± 13 (50 - 90)	51 ± 17 (19 - 80)	$< 0.05^*$
PTA_{RCE}	46 ± 10 (32 - 61)	38 ± 6 (27 - 44)	$< 0.05^*$
Cuestionario de Habilidades Auditivas [%]			
1. IT-MAIS/MAIS	22	52	$< 0.05^*$
2. Sonidos conocidos:			
-Detección	30	81	$< 0.05^*$
-Identificación	15	47	$< 0.05^*$
-Repetición	10	17	*0.10*

Prueba t-de Student pareada para edad y nivel de audición

Prueba Wilkoxon para el Cuestionario de Habilidades Auditivas

$*$ *estadísticamente significativo*

Para los pacientes > 3 años, en la Figura 7.5 se muestran los umbrales RCE y audiométricos obtenidos en las dos sesiones de registro. Ambas pruebas reportaron una disminución de la intensidad umbral de la Sesión 1 a la Sesión 2; sin embargo, para estos pacientes se obtuvieron umbrales audiométricos de menor intensidad que los umbrales RCE, aunque presentaron mayor dispersión. No se reportaron diferencias significativas entre umbrales.

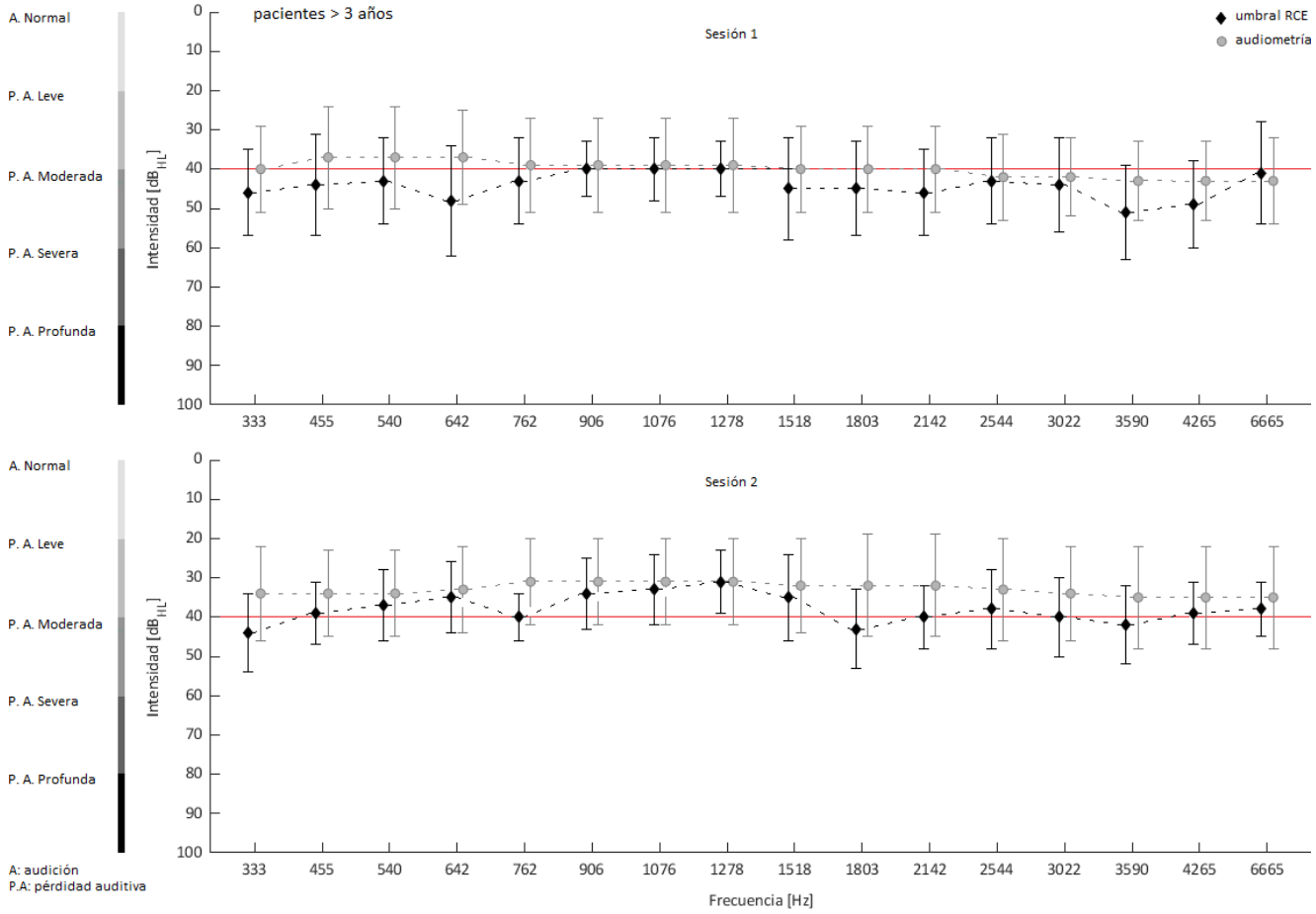


Figura 7.5: Umbrales promedio RCE (♦) y audiométricos (●) obtenidos en los pacientes > 3 años (n = 10), expresados en términos de media y desviación estándar. En las dos sesiones de registro se observan umbrales audiométricos de menor intensidad, pero con mayor dispersión que los umbrales RCE

En la Tabla 7.4 se comparan las edades, los niveles de audición indicados con los valores PTA y PTA_{RCE}, y el puntaje logrado en el Cuestionario de Habilidades Auditivas para los pacientes > 3 años, en cada sesión de registro.

De la Sesión 1 a la Sesión 2 se observa una mejora en el nivel de audición de los pacientes (valores PTA y PTA_{RCE} de menor intensidad). En ambas sesiones se obtuvieron valores PTA inferiores, pero con mayor dispersión que los PTA_{RCE}. No se reportaron diferencias significativas entre valores PTA y PTA_{RCE} en la Sesión 1 ($p = 0.37$) y ni en la Sesión 2 ($p = 0.30$) (valores no reportados en la tabla).

En cuanto al Cuestionario de Habilidades Auditivas, se puede observar en la Tabla 7.4 que los pacientes obtuvieron un puntaje significativamente mayor ($p < 0.05$) en la Sesión 2 respecto del puntaje obtenido en la Sesión 1, en la mayoría de los rubros evaluados.

Tabla 7.4: Pacientes > 3 años (n = 10). Comparación de edad, nivel de audición y Cuestionario de Habilidades Auditivas

	Sesión 1	**Sesión 2**	*p*
Edad [años]			
cronológica	3.8 ± 0.7 (3.2 - 5.7)	4.6 ± 0.8 (3.9 - 6.6)	*<0.05**
auditiva	0.8 ± 0.6 (0.1 - 1.9)	1.5 ± 0.6 (1.0 - 2.5)	*<0.05**
Nivel de audición [dB_{HL}]			
PTA	40 ± 11 (18 - 53)	33 ± 12 (23 - 63)	*0.074*
PTA_{RCE}	44 ± 10 (33 - 66)	38 ± 7 (27 - 52)	*<0.05**
Cuestionario de Habilidades Auditivas [%]			
1. IT-MAIS/MAIS	39	68	*<0.05**
2. Sonidos conocidos:			
-*Detección*	71	87	*<0.05**
-*Identificación*	48	79	*<0.05**
-*Repetición*	35	53	*0.18*

Prueba t-de Student pareada para edad y nivel de audición

Prueba Wilkoxon para el Cuestionario de Habilidades Auditivas

∗ *estadísticamente significativo*

Finalmente, en el análisis por grupos de edad, la comparación entre ambos grupos de pacientes se muestra en la Tabla 7.5, para cada sesión de registro. Se comparan las edades, valores PTA y PTA_{RCE}, y puntajes obtenidos en el Cuestionario de Habilidades Auditivas.

En cada sesión de registro, los valores PTA obtenidos por los pacientes > 3 años fueron significativamente inferiores ($p < 0.05$) a los obtenidos por los pacientes ≤ 3 años. En los valores PTA_{RCE}, no se observaron diferencias significativas entre ambos grupos de pacientes. En el Cuestionario de Habilidades Auditivas los pacientes > 3 años lograron mayores puntajes.

Tabla 7.5: Edad, nivel de audición y puntajes obtenidos en el Cuestionario de Habilidades Auditivas en pacientes agrupados por edad

	Sesión 1			**Sesión 2**		
Pacientes	**≤ 3 años (n = 8)**	**> 3 años (n = 10)**	*p*	**≤ 3 años (n = 8)**	**> 3 años (n = 10)**	*p*
Edad [años]						
Cronológica	2.5±0.5(1.8-3)	3.8±0.7(3.2-5.7)	*<0.05**	3.2±0.6(2.4-4.2)	4.6±0.8(3.9-6.6)	*<0.05**
Auditiva	0.3±0.1(0.1-0.5)	0.8±0.6(0.1-1.9)	*<0.05**	0.9±0.3(0.6-1.4)	1.5±0.6(1.0-2.5)	*<0.05**
Nivel de audición [dB_{HL}]						
PTA	68±13(50-90)	40±11(18-53)	*<0.05**	51±17(19-80)	33±12(23-63)	*<0.05**
PTA_{RCE}	46±10(32-61)	44±10(33-66)	*0.74*	38±6(27-44)	38±7(27-52)	*0.74*
Cuestionario de Habilidades Auditivas [%]						
1. IT-MAIS /MAIS	22	39	*0.31*	52	68	*0.12*
2. Sonidos conocidos:						
-Detección	30	71	*<0.05**	81	87	*0.24*
-Identificación	15	48	*<0.05**	47	79	*<0.05**
-Repetición	10	35	*0.17*	17	53	*<0.05**

Prueba t-de Student pareada para edad y nivel de audición
Prueba Wilkoxon para el Cuestionario de Habilidades Auditivas
∗ *estadísticamente significativo*

En la Tabla 7.6 se comparan los puntajes obtenidos por ambos grupos de pacientes en *Detección, Identificación* y *Repetición* de los rubros evaluados en la Prueba de Sonidos Calibrados, realizada en la Sesión 2 (cuando el paciente ya poseía una mayor experiencia en el uso del IC). Se consignan los puntajes a las intensidades de prueba de 60 y 40 dB_{HL}. No se incluyen resultados a 20 dB_{HL} debido a que en la mayoría de los pacientes no se obtuvieron respuestas a esta intensidad de prueba. Ambos grupos de pacientes obtuvieron mayores puntajes, sin diferencias significativas en cada rubro evaluado en *Detección* a 60 dB_{HL}. Los puntajes más bajos se registraron en *Repetición*.

Tabla 7.6: Resultado de la Prueba de Sonidos Calibrados en pacientes agrupados por edad

	60 dB_{HL}			**40 dB_{HL}**		
Pacientes	**$\leq$ 3 años (n = 8)**	**$>$ 3 años (n = 10)**	*p*	**$\leq$ 3 años (n = 8)**	**$>$ 3 años (n = 10)**	*p*
Detección [%]						
1. Sonidos Ling -*extendidos*-	78	94	*0.41*	39	78	*0.07*
2. Sonidos de animales	77	95	*0.17*	39	75	*<0.05**
3. Sonido de transportes	71	92	*0.31*	43	63	*0.24*
4. Sonidos ambientales	74	94	*0.12*	38	74	*<0.05**
5. Palabras bisilábicas	63	92	*0.17*	23	58	*<0.05**
Identificación [%]						
1. Sonidos Ling -*extendidos*-	9	52	*<0.05**	5	31	*0.07*
2. Sonidos de animales	11	44	*0.08*	3	36	*<0.05**
3. Sonido de transportes	7	34	*<0.05**	0	23	*0.08*
4. Sonidos ambientales	22	53	*0.07*	9	32	*0.12*
5. Palabras bisilábicas	0	19	*0.17*	0	9	*0.17*
Repetición [%]						
1. Sonidos Ling -*extendidos*-	9	50	*<0.05**	2	30	*<0.05**
2. Sonidos de animales	8	43	*<0.05**	2	32	*<0.05**
3. Sonido de transportes	5	27	*0.10*	0	20	*0.08*
4. Sonidos ambientales	12	37	*0.17*	7	23	*0.17*
5. Palabras bisilábicas	2	15	*0.46*	0	8	*0.32*

Prueba U de Man Whitney

$*$ *estadísticamente significativo*

Las gráficas de la Figura 7.6 representan el promedio de puntajes logrados por cada grupo de pacientes en *Detección*, *Identificación* y *Repetición* en la Prueba de Sonidos Calibrados a las intensidades de 60 y 40 dB_{HL}.

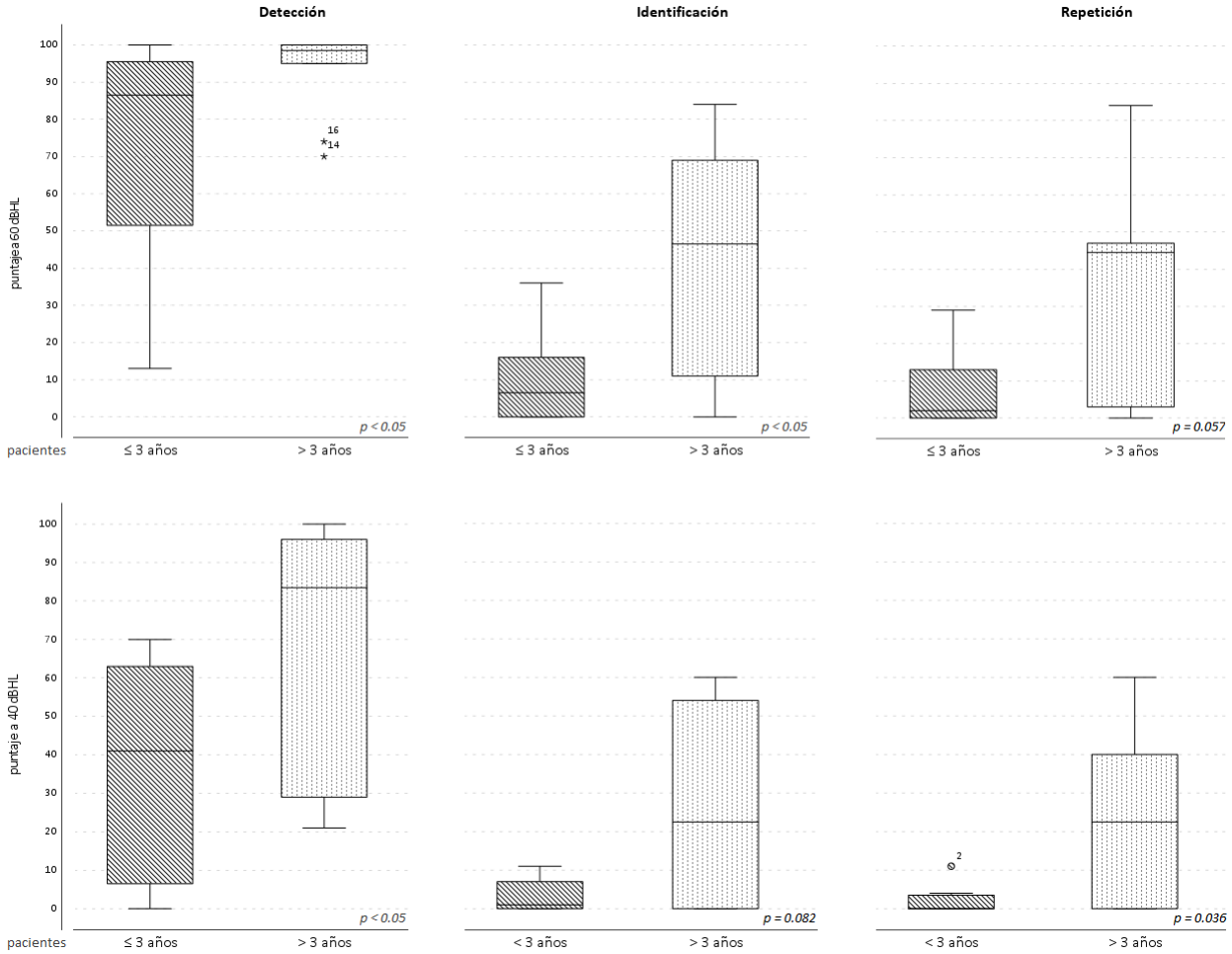


Figura 7.6: Gráficas de caja de las diferencias en los puntajes totales obtenidos por los pacientes ≤ 3 años y pacientes > 3 años, en *Detección*, *Identificación* y *Repetición* de los rubros evaluados en la Prueba de Sonidos Calibrados. Ambos grupos de pacientes obtuvieron mejores puntajes en *Detección* a 60 y 40 dB_{HL} ($p < 0.05$).

Es evidente el mayor puntaje logrado por ambos grupos de pacientes en *Detección* a las dos intensidades de prueba. Las diferencias entre los grupos de pacientes fueron significativas ($p < 0.05$) en los puntajes logrados en *Detección* a 60 y 40 dB_{HL} y en *Identificación* a 60 dB_{HL}. Los puntajes obtenidos por los pacientes > 3 años presentaron mayor dispersión.

En la Tabla 7.7 se consignan los puntajes obtenidos por ambos grupos de pacientes en los rubros considerados para determinar el Desempeño auditivo. Los pacientes > 3 años obtuvieron mayores puntajes que los pacientes ≤ 3 años.

Tabla 7.7: Resultado de la Prueba de Sonidos Calibrados en pacientes agrupados por edad

Rubros	**pacientes $\leq$ 3 años (n = 8)**	**pacientes $>$ 3 años (n = 10)**	p
Cuestionario de Habilidades Auditivas [%]			
1. IT-MAIS/MAIS	52	8	*0.12*
2. Sonidos conocidos	49	72	*<0.05**
Prueba de Sonidos Calibrados [%]			
1. Sonidos Ling -*extendidos*-	24	56	*<0.05**
2. Sonidos de animales	24	55	*<0.05**
3. Sonidos de transportes	21	43	*0.10*
4. Sonidos ambientales	27	52	*<0.05**
5. Palabras bisilábicas	15	34	*<0.05**

Prueba U de Man Whitney

$*$ *estadísticamente significativo*

A los puntajes reportados en la Tabla 7.7 se les asignó el valor porcentual definido previamente en la Tabla 6.1 para determinar el Desempeño auditivo. De esta manera los pacientes $\leq$ 3 años lograron un Desempeño auditivo del 31.7 %, significativamente menor al Desempeño auditivo del 58.1 % logrado por los pacientes $>$ 3 años ($p < 0.05$), ver Figura 7.7.

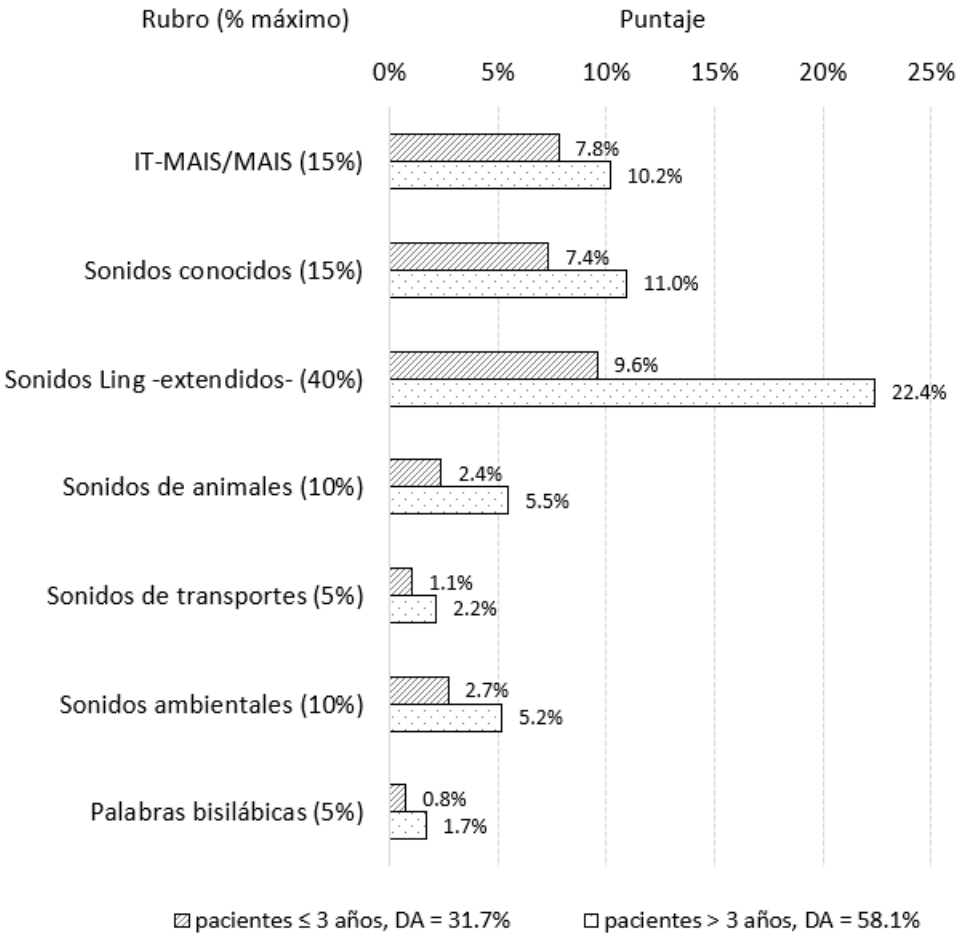


Figura 7.7: Gráfica de barras de los puntajes considerados para determinar el Desempeño auditivo (DA). En el eje vertical se indica el máximo puntaje que se podía alcanzar en cada rubro evaluado. Los pacientes > 3 años lograron un mejor DA que los pacientes ≤ 3 años ($p < 0.05$).

7.5. Evaluación por género

Primero se realizó un análisis para las niñas, luego para los niños, y finalmente se comparan los dos grupos. En la Figura 7.8 se muestran los umbrales RCE y audiométricos obtenidos por las niñas (n = 9) en las dos sesiones de registro. En la Sesión 1 es evidente la diferencia (14 dB_{HL} en promedio) entre los umbrales RCE de menor intensidad y con menor dispersión que los umbrales audiométricos. En la Sesión 2 se observa una clara mejoría de los umbrales audiométricos y menor diferencia entre ambas pruebas (2 dB_{HL}).

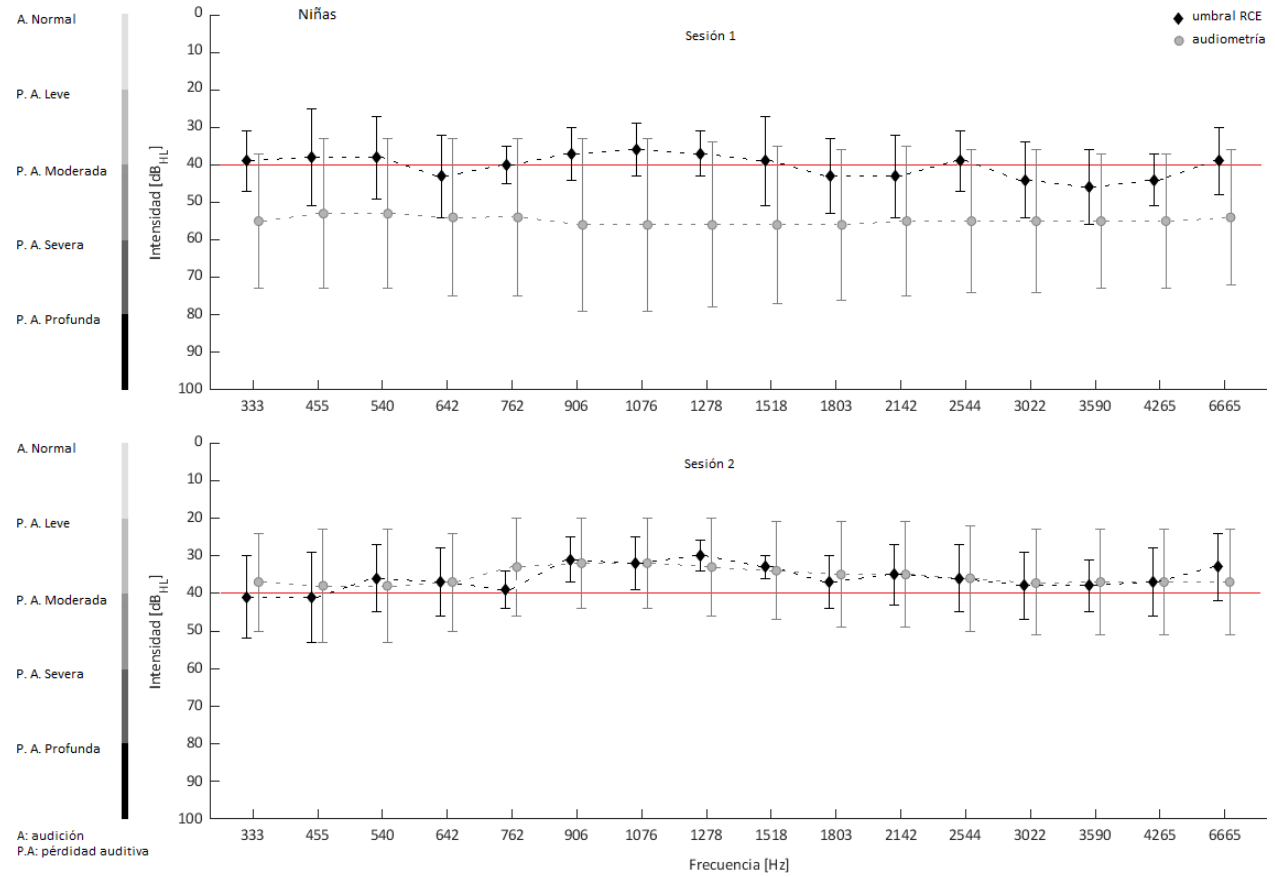


Figura 7.8: Umbrales promedio RCE (♦) y audiométricos (●) en términos de media y desviación estándar, obtenidos por las niñas (n = 9). En la Sesión 1 se obtuvieron umbrales RCE promedio de 40 dB_{HL} y umbrales audiométricos > 50 dB_{HL} ($p < 0.05$). En la Sesión 2 ambas pruebas reportaron umbrales promedio ≤ 40 dB_{HL} para la mayoría de las frecuencias de prueba. Se observa mayor dispersión en la audiometría en ambas sesiones.

En la Tabla 7.8 se comparan, las edades cronológica y auditiva, el nivel de audición indicado con los valores PTA y PTA_{RCE} y los puntajes logrados en el Cuestionario de Habilidades Auditivas para las niñas, en las dos sesiones de registro.

De la Sesión 1 a la Sesión 2 se observa una mejora en el nivel de audición reportado por el PTA ($p < 0.05$). Los valores PTA_{RCE} reportaron un nivel de audición similar en las dos sesiones de registro. En la Sesión 1 se obtuvieron valores PTA_{RCE} inferiores y con menor dispersión que los valores PTA ($p < 0.05$, dato no consignado en la tabla). En la Sesión 2 no se obtuvieron diferencias significativas entre valores PTA y PTA_{RCE} ($p = 0.95$, dato no consignado en la tabla), aunque los valores PTA presentaron mayor dispersión.

En el Cuestionario de Habilidades Auditivas las niñas mejoraron significativamente sus puntajes en cada rubro evaluado en la Sesión 2 ($p < 0.05$), como se observa en la Tabla 7.8.

Tabla 7.8: Niñas (n = 9). Comparación de edad, nivel de audición y Cuestionario de Habilidades Auditivas

	Sesión 1	**Sesión 2**	*p*
Edad [años]			
Cronológica	3.3 ± 1.1 (1.8 - 5.7)	4.4 ± 1.1 (2.7 - 6.6)	$< 0.05^*$
Auditiva	0.7 ± 0.7 (0.1 - 1.9)	1.3 ± 0.6 (0.7 - 2.5)	$< 0.05^*$
Nivel de audición [$\mathbf{dB_{HL}}$]			
PTA	54 ± 20 (32 - 90)	35 ± 13 (18 - 58)	$< 0.05^*$
PTA_{RCE}	39 ± 7 (31 -49)	35 ± 4 (29 - 43)	*0.17*
Cuestionario de Habilidades Auditivas [%]			
1. IT-MAIS/MAIS	35	65	$< 0.05^*$
2. Sonidos conocidos:			
-*Detección*	48	84	$< 0.05^*$
-*Identificación*	33	68	$< 0.05^*$
-*Repetición*	20	32	$< 0.05^*$

Prueba t-de Student pareada para edad y nivel de audición

Prueba Wilkoxon para el Cuestionario de Habilidades Auditivas

$*$ *estadísticamente significativo*

En las gráficas de la Figura 7.9 se muestran los umbrales RCE y audiométricos obtenidos por los niños (n = 9), en las dos sesiones de registro. La diferencia promedio entre umbrales RCE y audiométricos fue de 3 dB_{HL} en la Sesión 1 y de 7 dB_{HL} en la Sesión 2, no significativo. Ambas pruebas reportaron una disminución de la intensidad umbral de la Sesión 1 a la Sesión 2, presentando mayor dispersión la audiometría.

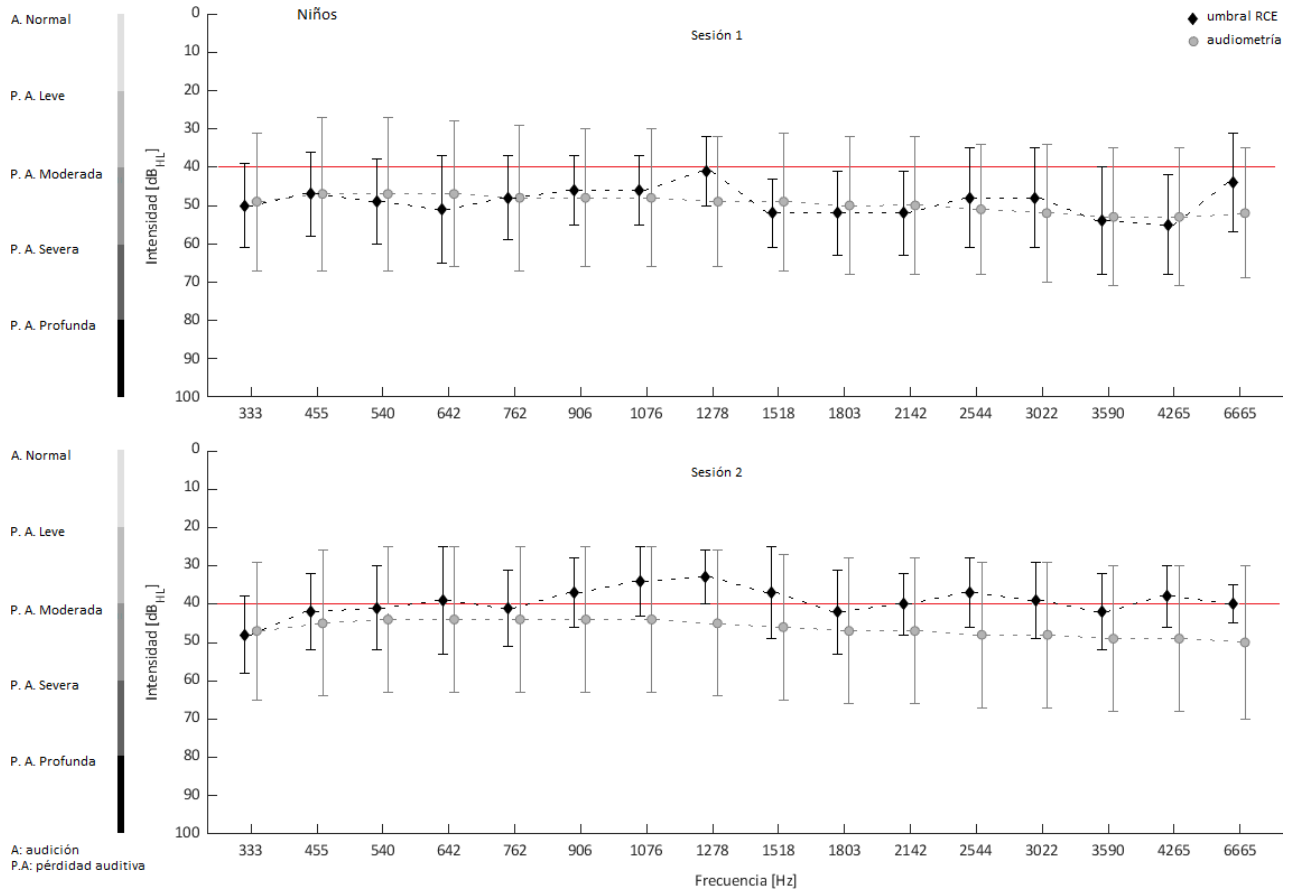


Figura 7.9: Umbrales promedio RCE (♦) y audiométricos (●) obtenidos por los niños (n = 9), mostrados en términos de media y desviación estándar. En la Sesión 1 se obtuvieron umbrales RCE y audiométricos similares. En la Sesión 2 los umbrales RCE fueron inferiores a los audiométricos. Se observa mayor dispersión que la audiometría en las dos sesiones de registro.

En la Tabla 7.9 se comparan la edad, el nivel de audición indicado con los valores PTA y PTA_{RCE}, y el puntaje logrado en el Cuestionario de Habilidades Auditivas por los niños, en las dos sesiones de registro.

La comparación de los valores PTA y PTA_{RCE} no reportó diferencias significativas en la Sesión 1 ($p = 0.97$, no reportado en la tabla) ni en la Sesión 2 ($p = 0.28$, no reportado en la tabla); aunque los PTA mostraron mayor dispersión. Únicamente los valores PTA_{RCE} reportaron una mejora significativa del nivel de audición de los niños ($p < 0.05$), de la Sesión 1 a la Sesión 2.

En el Cuestionario de Habilidades Auditivas, los niños lograron puntajes significativamente mayores en la Sesión 2 en cada rubro evaluado ($p < 0.05$).

Tabla 7.9: Niños (n = 9). Comparación de edad, nivel de audición y Cuestionario de Habilidades Auditivas

	Sesión 1	**Sesión 2**	p
Edad [años]			
cronológica	3.1 ± 0.8 (1.9 - 4.3)	3.9 ± 0.9 (2.5 - 5.0)	*<0.05**
auditiva	0.4 ± 0.4 (0.1 - 1.5)	1.0 ± 0.4 (0.6 - 2.0)	*<0.05**
Nivel de audición [$\mathbf{dB_{HL}}$]			
PTA	48 ± 18 (17 - 72)	45 ± 19 (23 - 80)	*0.05*
PTA_{RCE}	48 ± 10 (37 - 63)	38 ± 8 (22 - 49)	*<0.05**
Cuestionario de Habilidades Auditivas [%]			
1. IT-MAIS/MAIS	29	57	*<0.05**
2. Sonidos conocidos:			
-*Detección*	57	84	*<0.05**
-*Identificación*	34	62	*<0.05**
-*Repetición*	27	43	*<0.05**

Prueba t-de Student pareada para edad y nivel de audición

Prueba Wilkoxon para el Cuestionario de Habilidades Auditivas

∗ estadísticamente significativo

La comparación entre niñas y niños se muestra en la Tabla 7.10 para cada sesión de registro. Se compararón las edades, valores PTA y PTA_{RCE}, y puntajes obtenidos en el Cuestionario de Habilidades Auditivas. Como se puede observar en la tabla, la única diferencia significativa se obtuvo al comparar los valores PTA_{RCE} en la Sesión 1.

Tabla 7.10: Edad, nivel de audición, y puntajes obtenidos en el Cuestionario de Habilidades Auditivas en pacientes agrupados por género

	Sesión 1			**Sesión 2**		
Pacientes	**niñas (n = 9)**	**niños (n = 9)**	*p*	**niñas (n = 9)**	**niños (n = 9)**	*p*
Edad [años]						
cronológica	3.3±1.1(1.8-5.7)	3.1±0.8(1.9-4.3)	*0.38*	4.1±1.1(2.7-6.6)	3.9±0.9(2.5-5.0)	*0.63*
auditiva	0.7±0.7(0.1-1.9)	0.4±0.4(0.1-1.5)	*0.81*	1.3±0.6(0.7-2.5)	1.0±0.4(0.6-2.0)	*0.25*
Nivel de audición [$\mathbf{dB_{HL}}$]						
PTA	54±20(32-90)	48±18(17-72)	*0.68*	35±13(18-58)	45±19(23-80)	*0.20*
PTA_{RCE}	39±7(31-49)	48±10(37-63)	*<0.05**	35±4(29-43)	38±8(22-49)	*0.26*
Cuestionario de Habilidades Auditivas [%]						
1. IT-MAIS /MAIS	35	29	*0.66*	65	57	*0.42*
2. Sonidos conocidos:						
-Detección	48	57	*0.59*	84	84	*0.86*
-Identificación	33	34	*0.93*	68	62	*0.89*
-Repetición	20	27	*0.60*	32	43	*0.51*

Prueba t-de Student pareada para edad y nivel de audición
Prueba Wilkoxon para el Cuestionario de Habilidades Auditivas
$*$ *estadísticamente significativo*

En la Tabla 7.11 se comparan los puntajes entre niñas y niños obtenidos en *Detección*, *Identificación* y *Repetición* de los rubros evaluados en la Prueba de Sonidos Calibrados a las intensidades de 60 y 40 dB_{HL}, realizada en la Sesión 2. Niñas y niños lograron mejores puntajes en *Detección* a las dos intensidades de prueba, no se registraron diferencias significativas en ninguno de los rubros evaluados.

Tabla 7.11: Resultado de la Prueba de Sonidos Calibrados en pacientes agrupados por género

	60 dB_{HL}			**40 dB_{HL}**		
	niñas (n = 9)	**niños (n = 9)**	*p*	**niñas (n = 9)**	**niños (n = 9)**	*p*
Detección [%]						
1. Sonidos Ling -*extendidos*-	92	82	*0.58*	64	57	*0.56*
2. Sonidos de animales	87	87	*0.36*	58	60	*0.96*
3. Sonido de transportes	92	73	*0.42*	51	57	*0.68*
4. Sonidos ambientales	90	80	*0.88*	59	57	*0.72*
5. Palabras bisilábicas	85	73	*0.41*	47	38	*0.68*
Identificación [%]						
1. Sonidos Ling -*extendidos*-	28	38	*0.60*	20	20	*0.80*
2. Sonidos de animales	27	32	*0.82*	17	25	*0.54*
3. Sonido de transportes	19	25	*0.43*	13	13	*0.78*
4. Sonidos ambientales	43	36	*0.65*	18	26	*0.68*
5. Palabras bisilábicas	7	14	*0.36*	4	6	*0.30*
Repetición [%]						
1. Sonidos Ling -*extendidos*-	29	35	*0.82*	18	17	*0.96*
2. Sonidos de animales	26	28	*1.0*	16	21	*0.77*
3. Sonido de transportes	16	19	*0.85*	11	11	*0.78*
4. Sonidos ambientales	23	29	*0.57*	16	17	*0.63*
5. Palabras bisilábicas	9	10	*1.0*	4	5	*0.59*

Prueba U de Mann-Whitney

Las gráficas de la Figura 7.10 representan el promedio de puntajes logrados por las niñas y los niños en *Detección*, *Identificación* y *Repetición* en la Prueba de Sonidos Calibrados a las intensidades de 60 y 40 dB_{HL}. Se puede observar el mayor puntaje logrado por las niñas y los niños en *Detección* a las dos intensidades de prueba. Los puntajes obtenidos por los niños presentaron mayor dispersión. No se reportaron diferencias significativas.

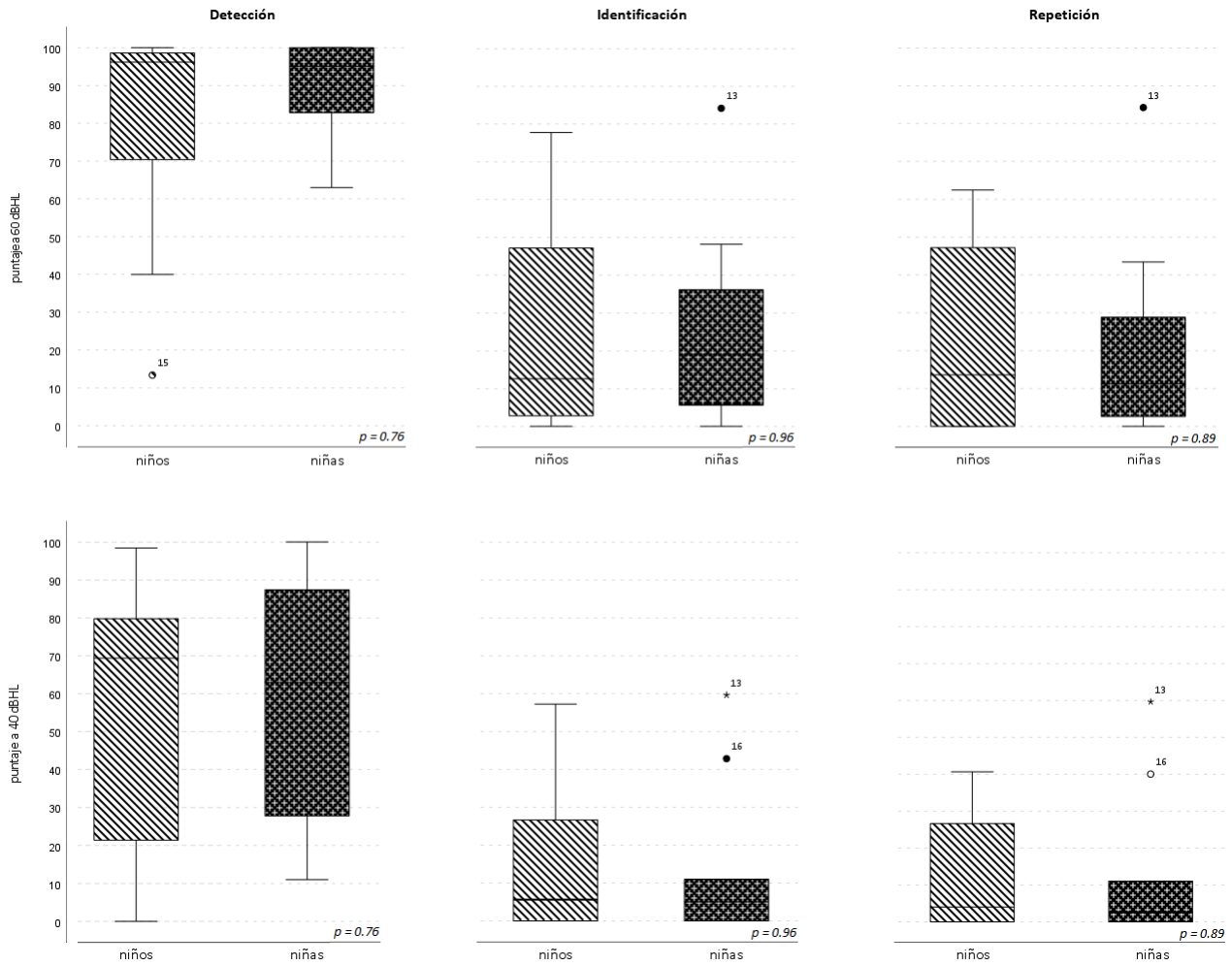


Figura 7.10: Gráficas de caja de las diferencias en los puntajes totales obtenidos por las niñas (n = 9) y los niños (n = 9) en *Detección*, *Identificación* y *Repetición* de los rubros evaluados en la Prueba de Sonidos Calibrados. Destacan los mejores puntajes logrados por las niñas y los niños en *Detección*, sobre todo a 60 dB_{HL}. Los puntajes de los niños presentaron mayor dispersión.

En la Tabla 7.12 se consignan los puntajes obtenidos por las niñas y los niños en los rubros considerados para determinar el Desempeño auditivo. Las niñas lograron puntajes ligeramente mayores que los niños, pero sin diferencias significativas.

Tabla 7.12: Puntajes totales para determinar el Desempeño auditivo en los pacientes agrupados por género

Rubros	**niñas (n = 9)**	**niños (n = 9)**	p p
Cuestionario de Habilidades Auditivas [%]			
1. IT-MAIS/MAIS	65	57	*0.43*
2. Sonidos conocidos	62	63	*0.79*
Prueba de Sonidos Calibrados [%]			
1. Sonidos Ling -*extendidos*-	42	42	*1.0*
2. Sonidos de animales	39	43	*0.76*
3. Sonidos de transportes	34	33	*0.86*
4. Sonidos ambientales	42	41	*0.89*
5. Palabras bisilábicas	26	25	*0.93*

Prueba U de Mann-Whitney

A partir del valor porcentual (Tabla 6.1) asignado a los puntajes reportados en la Tabla 7.12, las niñas lograron un Desempeño auditivo del 46.9 %, muy similar al Desempeño auditivo del 45.9 % logrado por los niños ($p < 0.93$), ver Figura 7.11.

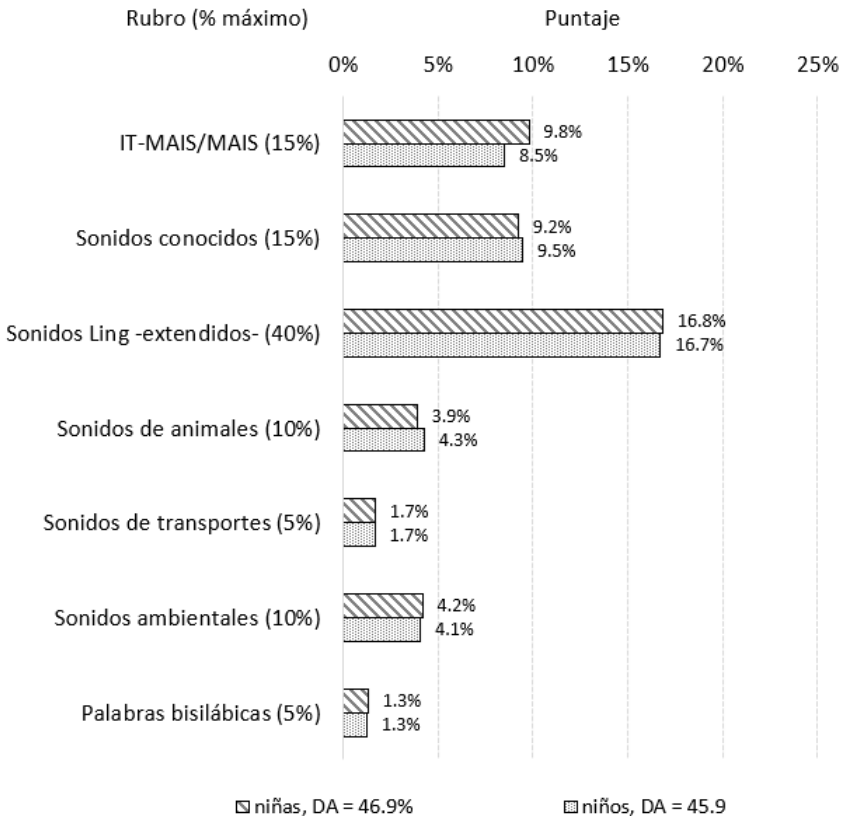


Figura 7.11: Gráfica de barras de los puntajes considerados para determinar el Desempeño auditivo (DA). En el eje vertical se indica el máximo puntaje que se podía alcanzar en cada rubro evaluado. Las niñas lograron en DA del 46.9 %, muy similar al DA del 45.9 %, logrado por los niños ($p < 0.93$).

7.6. Casos de estudio

A continuación, se describen los resultados de cuatro pacientes con la finalidad de mostrar la utilidad clínica de la RCE en la estimación del umbral auditivo del paciente pediátrico usuario de IC y su relación con la evaluación del Desempeño auditivo propuesto.

Los cuatro pacientes usan IC Advanced Bionics, modelo Hires 90K/HiFocus, variando únicamente en el tipo de procesador, Harmony o PSP. Todos con diagnóstico clínico de pérdida auditiva neurosensorial profunda bilateral de nacimiento, uso de auxiliar auditivo durante 6 meses como mínimo, previo a la cirugía de IC y con inserción completa del arreglo de electrodos. La primera programación de los parámetros del procesador de voz del IC se realizó al mes posterior a la cirugía. Por cada registro RCE se realizó también una audiometría y se aplicó un Cuestionario de Habilidades Auditivas. La Prueba de Sonidos Calibrados se realizó sólo en una ocasión.

Caso 1

Paciente femenino (P1) de 1.8 años al inicio del seguimiento, implantada en octubre de 2012. Se realizaron cuatro registros RCE en un periodo de un año seis meses, permitiendo comparar el umbral RCE con el umbral audiométrico y relacionarlos con el ajuste de los niveles de la corriente de estimulación mínimo (T) y máximo (M) de la corriente eléctrica de estimulación asignada al conjunto de electrodos del IC. En la Tabla 7.13 se indican los datos de la paciente relacionados con la edad, valores promedio de la corriente de estimulación expresados en Unidades de Corriente (UC), niveles de audición obtenidos con la RCE y la audiometría, y puntajes obtenidos en *Detección* del Cuestionario de Habilidades Auditivas.

Tabla 7.13: Datos de la paciente P1 obtenidos en las cuatro sesiones de registro

	Sesión 1	**Sesión 2**	**Sesión 3**	**Sesión 4**
Edad [años]				
Crono1ógica	1.8	2.1	2.6	3.0
Auditiva	0.3	0.6	1.1	1.4
Estimulación eléctrica [UC]				
Nivel M	224 ± 29	230 ± 32	250 ± 32	261 ± 33
Nivel T	22 ± 3	23 ± 3	25 ± 4	26 ± 3
Nivel de audición [$\mathbf{dB_{HL}}$]				
PTA	78 ± 4	80 ± 0	47 ± 4	38 ± 4
PTA_{RCE}	46 ± 4	41 ± 6	29 ± 5	24 ± 4
Cuestionario de Habilidades Auditivas [%]	0	61	75	90

UC: unidades de corriente

En la Figura 7.12 se muestran los umbrales RCE y audiométricos obtenidos en cada sesión de registro. El eje horizontal superior indica la frecuencia central asociada a cada electrodo y el eje inferior corresponde a las frecuencias de prueba de la audiometría estándar.

Se observa una mayor especificidad de la RCE y una mejora de los umbrales RCE conforme se incrementa el tiempo de uso del IC. El perfil que forman los umbrales RCE hacen evidente que la respuesta eléctrica umbral generada a partir de la estimulación proporcionada por cada electrodo al nervio auditivo, no se presenta a una misma intensidad sonora; a diferencia de cómo podría interpretarse de la simple observación del perfil audiométrico, el cual se observa casi sin cambios en las dos primeras sesiones. Además de que en la Sesión 2 solo se obtuvo respuesta en tres de las cuatro frecuencias de prueba debido a la falta de cooperación de la paciente.

A partir de la Sesión 3 se obtuvo en mejor umbral audiométrico en un mayor número de frecuencias; sin embargo, es evidente que la respuesta a 250 Hz se ubica fuera del rango de las frecuencias de estimulación del IC y que las cuatro frecuencias restantes no coinciden con alguna de las frecuencias de trabajo del dispositivo.

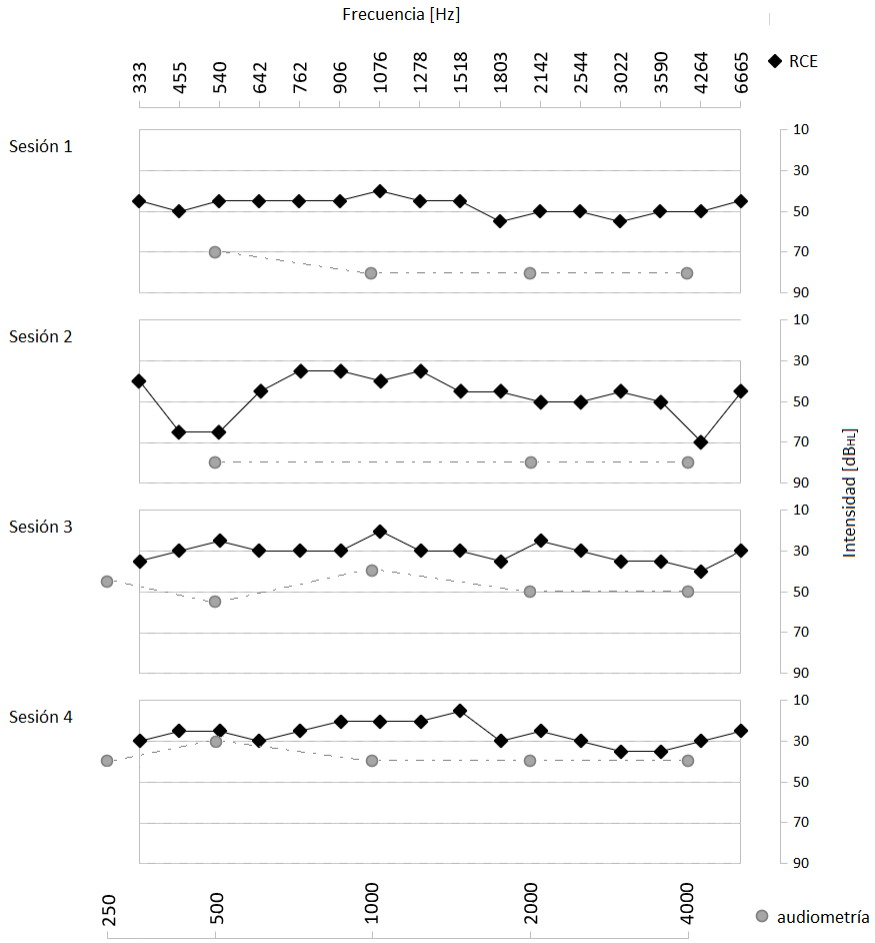


Figura 7.12: Umbrales RCE y audiométricos obtenidos en la paciente P1 en cuatro sesiones de registro. El eje horizontal superior indica la frecuencia central del filtro pasa-bandas asignado a cada electrodo del IC. El eje horizontal inferior indica las frecuencias de la audiometría. La intensidad en dB_{HL} se indica en el eje vertical. A diferencia de los umbrales audiométricos, se observó una mejora en los umbrales RCE desde la Sesión 1.

En la Figura 7.13 se muestra la relación entre los valores PTA y PTA_{RCE}, los niveles T y M promedio, y los puntajes obtenidos en Detección en el Cuestionario de Habilidades Auditivas, en cada sesión de registro. En la gráfica superior se observan valores PTA_{RCE} inferiores a los PTA, aun cuando ambos reportan un mejor nivel de audición de la Sesión 1 a la Sesión 4, en relación con los ajustes de los niveles T y M (gráfica central). Los perfiles de los niveles T y M (gráfica central) muestra mayor similitud morfológica con el perfil de valores PTA_{RCE}, aunque guardan una correlación significativa tanto con los valores PTA_{RCE}, como con los valores PTA, ver Tabla 7.14.

Los puntajes de Detección del Cuestionario de Habilidades Auditivas (gráfica inferior) parecen guardar mayor similitud con el perfil de valores PTA_{RCE}, aunque no existe una correlación significativa entre ellos, ni con el perfil de valores PTA, ver Tabla 7.14.

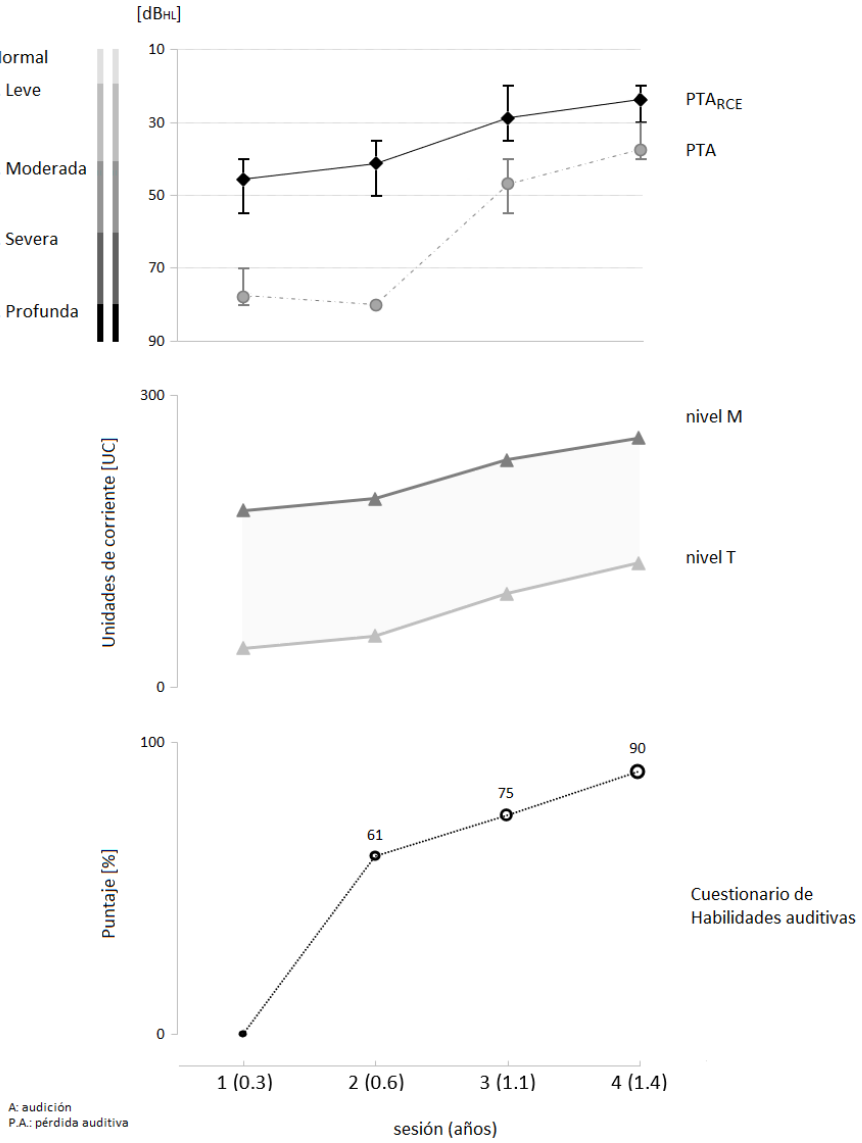


Figura 7.13: Resultados de la paciente P1 en cuatro sesiones de registro. La gráfica superior muestra la mejora en los niveles de audición (PTA y PTA_{RCE}) a mayor tiempo de uso del IC. El nivel de audición reportado mediante el PTA_{RCE} guarda mayor similitud con los ajustes a los niveles T y M (gráfica central) y la mejora en los puntajes de *Detección* en el Cuestionario de Habilidades Auditivas (gráfica inferior).

Tabla 7.14: Paciente P1. Correlación entre el nivel de aución, niveles de corriente de estimulación y puntaje de *Detección* (Cuestionario de Habilidades Auditivas)

Nivel de audición [$\mathbf{dB_{HL}}$]		$\mathbf{r^2}$	p
PTA	nivel M [UC]	0.97	< 0.05
	nivel T [UC]	0.96	< 0.05
	Detección [%]	0.75	*0.12*
$\mathbf{PTA_{RCE}}$	nivel M [UC]	0.99	< 0.05
	nivel T [UC]	0.99	< 0.05
	Detección [%]	0.88	*0.06*

Caso 2

Paciente masculino (P2) de 3.7 años, implantado en noviembre de 2012. Seguimiento a partir del quinto mes posterior a la activación del IC, cubriendo un periodo de diez meses durante el cual se realizaron dos registros RCE y una Prueba de Sonidos Calibrados. En la Tabla 7.15 se comparan los valores PTA_{RCE} y PTA, y se indican los puntajes de *Detección* en la Prueba de Sonios Calibrados a 60 y 40 dB_{HL}.

De la Sesión 1 a la Sesión 2, los valores PTA y PTA_{RCE} reportaron una mejora en el nivel de audición del paciente. Según el valor PTA = 28 dB_{HL} obtenido en la Sesión 2, se esperaría que el paciente detectara el 100 % de los rubros evaluados en *Detección* a 40 dB_{HL}. No obstante, el porcentaje de Detección a 40 dB_{HL} reportado en la Tabla 7.15 es más consistente con el nivel de audición reportado por el $PTA_{RCE} = 37$ dB_{HL}.

Las gráficas de la Figura 7.14 muestran los umbrales RCE y audiométricos obtenidos en el paciente P2 en las dos sesiones de registro. Se observa la falta de coincidencia con el número y el valor de las frecuencias de prueba RCE y audiométricas, y la similitud morfológica entre los umbrales obtenidos por ambas pruebas. En la Sesión 2 se observan diferencias para frecuencias inferiores a 1000 Hz.

Tabla 7.15: Paciente P2. Comparación de la edad, el nivel de audición y el puntaje de *Detección* en la Prueba de Sonidos Calibrados

	Sesión 1	**Sesión 2**	
Edad [años]			
Cronológica	3.7	4.6	
Auditiva	0.4	1.1	
Nivel de audición [dB_{HL}]			
PTA	52 ± 6	28 ± 3	
PTA_{RCE}	46 ± 6	37 ± 6	
Prueba de Sonidos Calibrados [%]		**60 dB_{HL}**	**40 dB_{HL}**
-Detección-			
1. Sonidos Ling -*extendidos*-		100	63
2. Sonidos de animales		100	100
3. Sonidos de transportes		100	57
4. Sonidos ambientales		100	90
5. Palabras bisilábicas		100	64

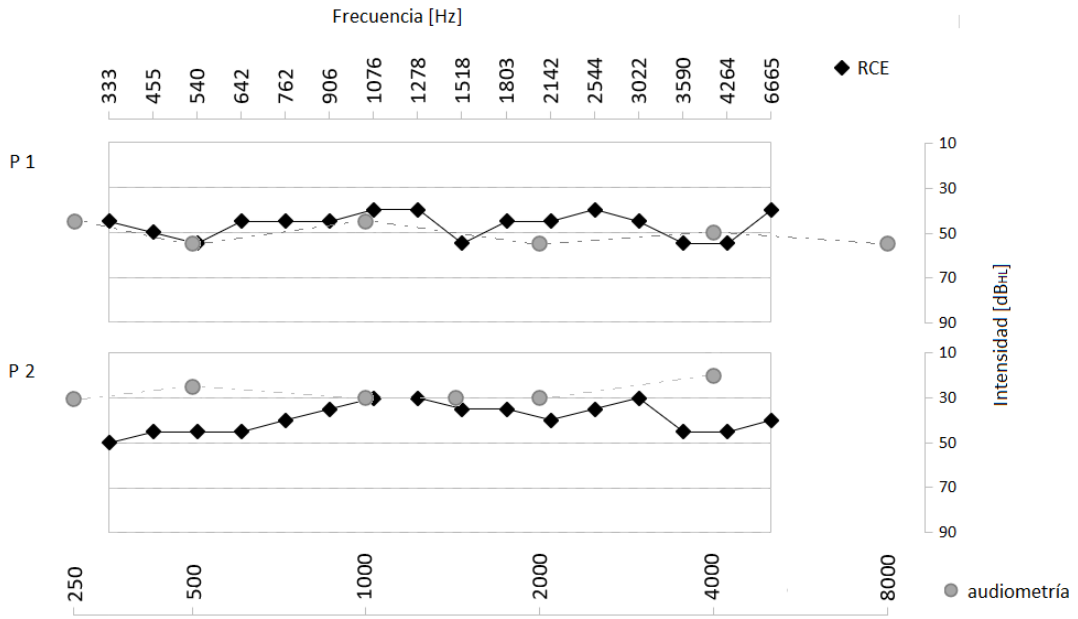


Figura 7.14: Umbrales RCE y audiométricos obtenidos en el paciente P2 en las dos sesiones de registro. Se observa la mayor especificidad en frecuencia de la RCE y la similitud entre umbrales. En la Sesión 2 se observan las discrepancias entre ambos umbrales para frecuencias inferiores a 1000 Hz.

Casos 3 y 4

Se trata de dos pacientes femeninas implantadas en septiembre y noviembre de 2012. La edad de las pacientes permitió obtener una audiometría confiable y contar con una adecuada cooperación durante la aplicación de la Prueba de Sonidos Calibrados. En la Tabla 7.16 se consignan los datos de los pacientes.

Tabla 7.16: Pacientes P3 y P4. Edad, nivel de audición y Desempeño auditivo

Paciente	**P3**	**P4**
Edad [años]		
Cronológica	4.1	4.4
Auditiva	2.1	1.6
Nivel de audición [$\mathbf{dB_{HL}}$]		
PTA	27 ± 3	35 ± 5
PTA_{RCE}	32 ± 6	37 ± 6
Desempeño auditivo [%]	97	95

8

DISCUSIÓN

Los criterios actuales de selección de candidatos a IC han propiciado que un mayor número de niños menores a 12 meses de edad y con problemas de salud adicionales al auditivo reciban un IC. Situación que ha incrementado la necesidad de contar con metodologías objetivas que ayuden a determinar la adecuada estimulación eléctrica enviada al paciente para proporcionarle una audición segura y confortable. En este sentido mucho se ha reportado sobre el ECAP como medida objetiva para determinar, a partir del valor umbral ECAP, el valor máximo –nivel C/M- del rango dinámico de la corriente eléctrica de estimulación intracoclear y el valor mínimo –nivel T- como una fracción del nivel C/M.

No obstante, el umbral ECAP tiende a disminuir en el tiempo mientras que los niveles T y C/M tienden a incrementarse, además, no siempre es posibe obtener el ECAP en todos los pacientes [36], dificultando su uso como valor predictivo de los niveles T y C/M, valores que una vez establecidos deben ser confirmados mediante la observación de la conducta auditiva del paciente [35, 36, 138, 139], siempre y cuando sea posible. Una determinación inadecuada de los niveles T y C/M puede ocasionar retrasos en el desarrollo auditivo, por ello, es necesario la aplicación de una audiometría en el menor tiempo posible posterior a la programación inicial del IC, para verificar el umbral auditivo del paciente debido a la estimulación eléctrica proporcionada por el IC.

Se debe tener en cuenta que la audiometría no fue diseñada originalmente para pacientes usuarios de IC, así que las frecuencias de prueba no guardan relación con la banda de frecuencias asignada a los electrodos intracocleares, por consiguiente el umbral auditivo puede ser subestimado si las frecuencias de prueba caen dentro del ancho de banda de un determinado electrodo. Si éstas caen fuera del ancho de banda se puede presentar una sobre-estimación del umbral auditivo. Las limitantes metodológicas que presenta la audiometría, además, de las relacionadas con la edad del paciente, la experiencia limitada en el uso del IC y su estado general de salud, hacen necesario esperar un cierto tiempo para obtener una audiometría *confiable*. Por otra parte, aún cuando existen diversas pruebas para evaluar el desarrollo de las habilidades de audición y lenguaje del paciente usuario de IC, no se cuenta con una metodología estandarizada que cuantifique los progresos en la rehabilitación del paciente.

De acuerdo con la revisión bibliográfica realizada, éste es el primer trabajo en el que se estima el umbral auditivo en pacientes pediátricos usuarios de IC mediante una prueba objetiva diseñada específicamente para tal propósito y donde se evalúa el Desempeño auditivo empleando sonidos reales calibrados. La

prueba objetiva empleada es la Respuesta Coclear Eléctrica (RCE) [21, 30]. La obtención de la RCE no precisa de la cooperación consciente del paciente, ni de un entrenamiento previo en el uso del IC, por lo que es posible obtenerla desde la activación del dispositivo. Además, el uso de estímulos sonoros de frecuencia igual a la frecuencia central del filtro pasabanda asignado a cada electrodo intracoclear, permite determinar de manera específica el nivel mínimo necesario de intensidad sonora [21] para generar una respuesta en cada electrodo intracoclear activo, entendido como umbral auditivo y denominado como -umbral RCE- al ser determinado mediante la RCE.

La importancia de conocer el umbral auditivo en cada electrodo intracoclear radica en que a partir de esta información es posible determinar el beneficio que el IC brinda al paciente, debido al ajuste individual de los niveles T y C/M realizado en cada electrodo. Contar con esta información desde la programación inicial del IC puede mejorar la rehabilitación del paciente pediátrico usuario de IC.

8.1. Comparación de los umbrales RCE con la audiometría

La comparación de los umbrales RCE con los umbrales audiométricos se realizó a las frecuencias de prueba de la RCE, las cuales coinciden con la frecuencia central de los filtros pasabanda asignados a los electrodos de estimulación del IC, frecuencias a las que se decide el ajute de los niveles T y C/M de la corriente eléctrica de estimulación en cada electrodo.

La mejora (disminución de la intensidad umbral) en los umbrales RCE y audiométricos observada en todos los pacientes de la Sesión 1 a la Sesión 2, se asocia con el incremento de los niveles T y C/M en el conjunto de electrodos intracocleares. La mejora en los umbrales audiométricos coincide con lo reportado por Alonso L., et al., (2014), quienes realizaron una evaluación audiométrica en pacientes usuarios de IC a corto (un mes), mediano (seis meses) y largo (un año) plazo, y encontraron que los umbrales audiométricos obtenidos en el mediano plazo habían mejorado (disminuido en intensidad) respecto de los obtenidos en el corto plazo, posterior a la activación del IC [42].

En cuanto a los umbrales RCE, éstos se obtuvieron a menor intensidad y con menor dispersión que los umbrales audiométricos en las dos sesiones de registro como se observa en la Figura 7.1. Resultado que se atribuye a la objetividad y mayor sensibilidad de la RCE, por lo que fue posible registrarla en todos los pacientes para cada frecuencia de prueba, a diferencia de la audiometría donde el 40 % de pacientes no cooperaron para su realización, reduciendo el número de frecuencias de prueba a las cuales se obtuvo el umbral auditivo.

8.2. Evaluación del Desempeño auditivo

Para contar con argumentos adicionales que corroboraran la confiabilidad de la RCE en la estimación del umbral auditivo, se diseñaron y aplicaron un Cuestionario de Habilidades Auditivas y una Prueba de Sonidos Calibrados. Los rubros evaluados incluyeron el IT-MAIS/MAIS para evaluar las respuestas espontáneas del niño a sonidos en su entorno cotidiano, algunos rubros definidos en el Listening Progress

Profile (LIP) y algunos otros seleccionados a partir de información proporcionada por terapeutas y padres de los pacientes, para evaluar habilidades auditivo-verbales como la *Detección, Identificación* y *Repetición* de diferentes sonidos y palabras, ver Tabla 6.1. Para asegurar una mejor comparación de resultados se emplearon palabras y sonidos grabados y calibrados en intensidad, de conformidad con lo sugerido en el Protocolo Latinoamericano de Implantes Cocleares [25].

De los diferentes rubros evaluados en la Prueba de Sonidos Calibrados (Tabla 6.1), se observó mayor dificultad de los pacientes para *Detectar, Identificar* y *Repetir* las palabras bisilábicas debido a la edad y al tiempo de uso del IC, teniendo esto en cuenta, se le dió poco peso a este rubro. La versión extendida de los Sonidos de Ling recibió el mayor peso debido a que diferentes estudios reportan el uso de estos sonidos para evaluar la habilidad del paciente pediátrico para detectar sonidos en el rango de las frecuencias importantes para la comunicación hablada [110, 111]. En particular, en pacientes usuarios de IC los Sonidos de Ling se emplean para verificar la calidad de la estimulación eléctrica proporcionada por el IC [112], inclusive en algunos estudios se ha reportado la relación en la detección de estos sonidos con la detección de tonos modulados en frecuencia, y con el ajuste del nivel T del rango dinámico de la corriente eléctrica de estimulación intracoclear [52, 111]. En el INRLGII estos sonidos son comúnmente empleados para corroborar el ajuste de los niveles T y C/M durante la programación del IC en pacientes pediátricos.

En la Sesión 2 (mayor familiarización de los pacientes con el uso del IC), el Cuestionario de Habilidades Auditivas y la Prueba de Sonidos Calibrados, se aplicaron en su totalidad a los 18 pacientes que concluyeron el tiempo de seguimiento, siendo posible cuantificar el Desempeño auditivo de acuerdo con lo propuesto inicialmente en este trabajo. Los mayores puntajes obtenidos por los pacientes en el Cuestionario de Habilidades Auditivas, a excepción del paciente P18 (ver Figura 7.4), se atribuyen a que el resultado dependía de la apreciación del padre acerca de la conducta auditiva de su hijo.

En la Prueba de Sonidos Calibrados el resultado dependió de la cooperación del paciente, obteniendo en su mayoría, puntajes más bajos e inferiores al 50 %. Los puntajes del 7 y 3 %, obtenidos por los pacientes P7 y P15, respectivamente (Figura 7.4), muestran cómo la falta de cooperación atribuida a su edad auditiva (entre 7 y 10 meses) afectó el resultado de la prueba, ver Tabla 7.1. Sin embargo, el resultado no siempre se vió afectado por el grado de cooperación, como es el caso del paciente P11 quien obtuvo un puntaje del 17 %, no debido a una falta de cooperación sino a fallas en su IC, las cuales se corroboraron con el resultado de la prueba RCE.

8.3. Correlación entre el nivel de audición y el Desempeño auditivo

El nivel de audición obtenido a partir de los valores PTA_{RCE} y PTA se correlacionó con el Desempeño auditivo de los pacientes considerando solo el puntaje de rubros *detectados* en el Cuestionario de Habilidades Auditivas y en la Prueba de Sonidos Calibrados, ver Tabla 6.1. Lo anterior, considerando que la audiometría evalúa la habilidad para "detectar" sonidos y es la prueba contra la cual se comparó la RCE.

El resultado de la correlación mostrado en la Figura 7.3 parece indicar que la audiometría predice mejor que la RCE el Desempeño auditivo de los pacientes, ésto debido a que al igual que la audiometría, el resultado de la Prueba de Sonidos Calibrados dependió de la cooperación del paciente, de tal manera que pacientes con audiometrías poco confiables (PTA entre 58 y 80 dB_{HL}) también reportaron bajos puntajes de Desempeño auditivo. A su vez, los bajos puntajes de Desempeño auditivo no guardaron relación con el PTA_{RCE} aun cuando éste reflejó el umbral auditivo del paciente debido a su naturaleza objetiva. No obstante, la objetividad de la RCE permitió determinar si un bajo Desempeño auditivo se debía a problemas relacionados con el IC, como fue el caso del paciente P11. Cuando la cooperación de los pacientes fue adecuada, se observó mayor sensibilidad de la RCE (m_{PTARCE} = -1.44) que de la audiometría (m_{PTA} = -0.91) para predecir el Desempeño auditivo.

Los datos extremos en la gráfica de la la Figura 7.5, correspondientes a los pacientes que no cooperaron en la audiometría y en las pruebas de desempeño, hacen evidente que en estos casos la audiometría es menos confiable que la RCE para estimar el umbral auditivo.

8.4. Evaluación por edad

En los pacientes $\leq$ 3 años se observó mayor dispersión en los umbrales audiométricos en las dos sesiones de registro ($p < 0.05$), atribuible a la menor edad auditiva (Tabla 7.5), y por consiguiente a la falta de familiarización con el uso del IC y de cooperación para realizar la audiometría, factores que no afectaron a la RCE como se observa en las gráficas de la Figura 7.5. Las dificultades para obtener la audiometría en estos pacientes podrían explicar la diferencia significativa entre los umbrales audiométricos y los umbrales RCE ($p < 0.05$).

En la Sesión 1, el valor promedio PTA = 68 dB_{HL} obtenido de la audiometría clasificó la audición de los pacientes $\leq$ 3 años como pérdida auditiva severa, y el PTA = 40 dB_{HL} calsificó la audición como pérdida auditiva moderada en los pacientes $>$ 3 años (Tabla 7.5). En la Sesión 2, se observó una mejora en la audición de ambos grupos, con valores promedio PTA = 51 dB_{HL} (pérdida auditiva moderada) para pacientes $\leq$ 3 años, y PTA = 33 dB_{HL} (pérdida auditiva leve) para pacientes $>$ 3 años. Las diferencias significativas ($p < 0.05$) en los valores PTA entre ambos grupos, en la Sesión 1 (18 dB_{HL}) y en la Sesión 2 (28 dB_{HL}), coinciden con las diferencias significativas relacionadas con la edad de los pacientes ($p < 0.05$).

De acuerdo con la prueba RCE, la audición en ambos grupos de pacientes se clasificó como pérdida auditiva moderada, con un PTA_{RCE} = 46 dB_{HL} en los pacientes $\leq$ 3 años, y un PTA_{RCE} = 44 dB_{HL} en los pacientes $>$ 3 años, en la Sesión 1. En la Sesión 2, el valor PTA_{RCE} = 38 dB_{HL} reportó una mejora en la audición de ambos grupos. La ausencia de diferencias significativas mostró que el resultado de la RCE no se vió afectado por las edades cronológica y auditiva de los pacientes, contrario a la audiometría.

En cuanto al Cuestionario de Habilidades Auditivas (Tabla 7.5), ambos grupos de pacientes incrementaron sus puntajes de la Sesión 1 a la Sesión 2, y como era de esperarse, los pacientes $>$ 3 años y con mayor experiencia en el uso del IC obtuvieron puntajes más altos. Entre ambos grupos de pacientes, la diferencia

no significativa en los puntajes IT-MAIS/MIAS (evaluación de la conducta auditiva de los pacientes por parte de sus padres) se relacionó mejor con la diferencia no significativa en los valores PTA_{RCE}, que con la diferencia significativa de los valores PTA, en las dos sesiones de registro.

En la evaluación del rubro *sonidos conocidos*, ambos grupos de pacientes obtuvieron mejores puntajes en *Detección* que en *Identificación* y *Repetición*, en las dos sesiones de regitro. Los pacientes ≤ 3 años presentaron mayor dificultad para detectar sonidos ($p < 0.05$) en la Sesión 1. En la Sesión 2, aun cuando los pacientes > 3 años presentaron mejores puntajes, las diferencias no fueron significativas, lo cual muestra que a mayor uso del IC, se acorta la diferencia en la habilidad de los pacientes para detectar sonidos independientemente de la edad. La diferencia significativa ($p < 0.05$) entre ambos grupos de pacientes en los puntajes de *Identificación* y *Repetición*, evidenciaron la mayor dificultad que representan éstas tareas, por lo que se requiere de una mayor experiencia con el uso del IC y de una mejor cooperación del paciente para realizarlas.

En cuanto a la Prueba de Sonidos Calibrados (Tabla 7.6) aplicada en la Sesión 2, se diseñó inicialmente para realizarse a 20, 40 y 60 dB_{HL}, sin embargo, no fue posible obtener respuesta de los pacientes a 20 dB_{HL} debido a las condiciones de ruido de la cámara audiométrica. De las dos intensidades restantes, ambos grupos de pacientes obtuvieron los puntajes más altos a 60 dB_{HL}, sobre todo en *Detección*. Adicionalmente, los pacientes > 3 años obtuvieron mejores puntajes que los pacientes ≤ 3 años. La diferencia no significativa entre ambos grupos de pacientes, en cada rubro evaluado en *Detección* a 60 dB_{HL} (Tabla 7.6), parece coincidir con la diferencia no significativa entre valores los PTA_{RCE} ($p = 0.74$), no así con la diferencia significativa ($p < 0.05$) reportada mediante los valores PTA (Tabla 7.5).

En ambos grupos de pacientes, los puntajes obtenidos en cada conjunto de sonidos a 40 dB_{HL} en *Detección* (Tabla 7.6) parecen tener una mayor relación con el nivel de audición reportado por el $PTA_{RCE} = 38$ dB_{HL}. No así con el PTA ya que de acuerdo con el valor obtenido por los pacientes ≤ 3 años (PTA = 33 dB_{HL}) se esperaría que los sonidos hubiesen sido detectados casi en su totalidad, y en los pacientes > 3 años se hubiesen esperado bajos puntajes de acuerdo con el PTA = 51 dB_{HL}. Los puntajes obtenidos en *Identificación* y *Repetición* (tablas 7.5 y 7.6, y Figura 7.6) también podrían explicarse al compararlos con los valores PTA y PTA_{RCE}. Sin embargo, la *Identificación* y la *Repetición* dependen en gran medida de la experiencia y de una mayor cooperación del paciente.

Los bajos puntajes y menor variabilidad observada en los pacientes < 3 años en la *Identificación* y *Repetición* en la Prueba de Sonidos Calibrados (Tabla 7.6 y Figura 7.6) se atribuyen al poco desarrollo de estas habilidades a diferencia de los puntajes y la variabilidad observada en *Detección*, a 40 y 60 dB_{HL}. Lo anterior se puede evidenciar en los pacientes > 3 años con mayor experiencia en el uso del IC y mejor cooperación durante la prueba, en quienes la tarea de *Detección* no significó un problema, pero si la *Identificación* y *Repetición*, mostrando que el desarrollo de esas habilidades y la experiencia con el uso del IC son variables. Las gráficas de la Figura 7.6 también muestran como el puntaje de los pacientes se vió afectado por la intensidad de prueba, sobre todo si ésta se aproxima o corresponde al umbral de audición. Es así como a 40 dB_{HL} la mayor variabilidad en los puntajes de *Identificación* y *Repetición* se obtuvo en los pacientes > 3 años con mayor experiencia en el uso del IC.

8.5. Evalaución por género

El análisis por género no mostró diferencias significativas entre umbrales RCE y audiométricos en las dos sesiones de registro. La diferencia en los puntajes obtenidos en los rubros evaluados en el Cuestionario de Habilidades Auditivas y en la Prueba de Sonidos Calibrados tampoco fue significativa (tablas 7.10 y 7.11), dando como resultado un Desempeño auditivo similar entre niñas y niños ($p = 0.93$), ver Figura 7.7. En la literatura no se encontraron trabajos donde se compare el desempeño de auditivo por género en pacientes implantados, debido posiblemente a la falta de diferencias estadísticamente significativas, como se reporta en este trabajo.

8.6. Casos de estudio

Se reportan los resultados más representativos de cuatro pacientes, para mostrar la utilidad clínica de la RCE en la estimación del umbral auditivo del paciente pediátrico usuario de IC.

Las dificultades en la obtención de una audiometría confiable en el paciente pediátrico usuario de IC, se evidenciaron con el resultado obtenido en la paciente P1 (Figura 7.12), el cual mostró como la edad y poca experiencia con el uso del IC conyevan a la obtención de umbrales audiométricos en un número reducido de frecuencias de prueba, que además no coinciden con las frecuencias de trabajo del IC. Asimismo, es cuestionable que en las dos primeras sesiones de registro se obtuvieran umbrales audiométricos a una misma intensidad para las diferentes frecuencias de prueba, considerando los ajustes realizados a la corriente eléctrica de estimulación de los electrodos del IC y a que el tejido residual estimulado por cada electrodo es variable.

Para esta misma paciente se pudo ver como posterior a un año de uso del IC (sesiones 3 y 4), se obtuvieron mejores umbrales audiométricos, resultado atribuible a una mayor experiencia con el uso del IC y a una mayor cooperación de la paciente. Sin embargo, algo cuestionable es el umbral audiométrico registrado a 250 Hz ya que se ubica fuera del ancho de banda de trabajo del IC. Además, la falta de coincidencias entre las frecuencias de prueba de la audiometría y las bandas de frecuencia de estimulación del IC, no permiten relacionar del todo el umbral audiométrico con los ajustes realizados a la corriente eléctrica de estimulación de los electrodos del IC.

A diferencia de la audiometría, la RCE se obtuvo para cada frecuencia de prueba, permitiendo determinar la intensidad umbral a la cual el tejido coclear estaba siendo estimulado por cada electrodo intracoclear. De acuerdo con la audiometría, el nivel de audición de la paciente correspondía a una pérdida auditiva profunda en las dos primeras sesiones de registro (Sesión 1: PTA = 78 dB_{HL}; Sesión 2: PTA = 80 dB_{HL}). Por otro lado, el nivel de audición obtenido a partir de la RCE reportó una pérdida de audición moderada para valores PTA_{RCE} de 46 y 41 dB_{HL} en las sesiones 1 y 2, respectivamente. La disminución de la intensidad reportada por el PTA_{RCE} de la Sesión 1 a la Sesión 2, parece coincidir más con el ajuste de los niveles T y M de la corriente de estimulación, ver Tabla 7.13. Es posible que los valores PTA no reflejen el verdadero nivel de audición de la paciente debido a la subjetividad en la realización de la audiometría.

De la Sesión 2 a la Sesión 3, ambas pruebas reportaron un mejor nivel de audición, sin embargo, mientras el PTA = 47 dB_{HL} indica una pérdida auditiva moderada, el PTA_{RCE} = 29 dB_{HL} indica una pérdida auditiva leve. Fue en la Sesión 4 donde ambas pruebas reportaron una pérdida auditiva leve, después de transcurridos un año y cinco meses de uso del IC. No obstante, de acuerdo con el PTA = 38 dB_{HL} la audición de la paciente se ubicó en el límite de una pérdida moderada, mientras que el PTA_{RCE} = 24 dB_{HL} ubica la audición cerca del límite de audición normal. Estos resultados evidenciaron la relación entre la audiometría y la cooperación de la paciente, la cual se relaciona con la experiencia adquirida con el uso del IC.

En la Sesión 1, el Cuestionario de Habilidades Auditivas (Figura 7.13) mostró una mejor relación entre un puntaje de 0 % y la pérdida auditiva profunda reportada por el PTA. En la Sesión 2, el puntaje del 61 % guardó mayor relación con la pérdida auditiva moderada reportada por el PTA_{RCE} que con la pérdida auditiva profunda reportada por el PTA. Lo mismo se podría decir en las sesiones 3 y 4 donde la paciente logró puntajes del 90 % que guardan mejor relación con el PTA_{RCE} = 24 dB_{HL}, muy cercano a un umbral de normalidad (0 - 20 dB_{HL}), que con el PTA = 38 dB_{HL}, muy cercano a una pérdida auditiva moderada (40 - 60 dB_{HL}). La correlación r = 0.81 entre los valores PTA_{RCE} y los puntajes obtenidos en el Cuestionario de Habilidades Auditivas confirmó lo observado.

Asimismo, la disminución del PTA_{RCE} de la Sesión 1 a la 4 mostró una mayor correlación con los ajustes de los niveles T (r = 0.99) y M (r = 1), confirmando la objetividad de la RCE para reflejar los ajustes realizados en la programación del IC. Además, se mostró que es posible emplear los umbrales RCE para ajustar los niveles T y M de cada electrodo intracoclear en pacientes donde el ajuste convencional no fue posible.

En el caso del paciente P2, la similitud morfológica entre los perfiles RCE y audiométricos (Figura 7.14) puede atribuirse a una mayor cooperación del paciente en la audiometría, con un resultado confiable dentro del ancho de banda del IC, por lo que no es posible determinar a qué corresponden las respuestas a las frecuencias de 250 y 8000 Hz. En la sesión 1 (4.8 meses de uso el IC) ambas pruebas clasificaron la audición del paciente como una pérdida auditiva moderada, PTA = 52 dB_{HL} y PTA_{RCE} = 46 dB_{HL}. En la Sesión 2, a 1.1 años de uso del IC, a pesar de la diferencia en los umbrales RCE y audiométricos para frecuencias inferiores a 1000 Hz, ambas pruebas reportaron una mejora en la audición del paciente, pasando de una pérdida auditiva moderada en la Sesión 1 (PTA = 28 dB_{HL}), a una pérdida auditiva leve en la Sesión 2 (PTA_{RCE} = 37 dB_{HL}).

El valor del PTA_{RCE} supuso la posibilidad de que la RCE subestimara el umbral de audición para frecuencias inferiores a 1000 Hz, y que éste realmente correspondiera con el proporcionado por la audiometría, de ser así se habría esperado un puntaje mayor al 75 % en la tarea de *Detección* a 40 dB_{HL} (Tabla 7.15). Puntaje que se relaciona mejor con el PTA_{RCE} que con el PTA, mostrando una posible sobre-estimación del umbral audiométrico a frecuencias inferiores de 1000 Hz. Este resultado llevó a enfocar la terapia del paciente en sonidos de frecuencias inferiores de 1000 Hz y en aquellos donde no se había logrado una detección del 100 %.

9
CONCLUSIONES

El presente trabajo permitió mostrar la utilidad clínica de la RCE en la estimación objetiva del umbral auditivo -umbral RCE- en pacientes pediátricos usuarios de IC y proporcionó información cuantificable sobre la evolución auditiva de los pacientes pediátricos implantados en el INRLGII, con la cual no se cuenta actualmente. Se espera que la información generada sea la base para mejorar el proceso de seguimiento de los pacientes usuarios de IC.

9.1. Comparación de los umbrales RCE con la audiometría

La comparación de los umbrales RCE con los audiométricos en las dos sesiones de registro mostró que los umbrales RCE si reflejan las mejoras en la audición de los pacientes, debidas a los ajustes realizados a los niveles T y M de la corriente eléctrica de estimulación en el conjunto de electrodos intracocleares, exhibiendo umbrales de menor intensidad y menor dispersión que los umbrales audiométricos. Resultado atribuido a la objetividad y especificidad en frecuencia de la RCE.

9.2. Evaluación del Desempeño Auditivo

A partir de la aplicación de la batería de pruebas diseñada para evaluar el Desempeño auditivo, se lograron cuantificar de manera sistematizada las habilidades auditivas de los pacientes incluidos en este estudio. El Cuestionario de Habilidades Auditivas permitió evaluar la audición del paciente a partir de la conducta auditiva observada por el padre, razón por al cual en la mayoría de casos, el cuestionario aportó más información para cuantificar el Desempeño auditivo, sobre todo en pacientes que obtuvieron bajos puntajes en la Prueba de Sonidos Calibrados.

La Prueba de Sonidos Calibrados permitió conocer a cual de las dos intensidades de prueba, el paciente presentó mejor *Detección, Identificación* y *Repetición* de los diferentes rubros evaluados. Su aplicación mostró que un bajo puntaje no solo estaba relacionado con la falta de cooperación de los pacientes sino que también podría estar relacionado con fallas del IC.

9.3. Correlación entre nivel de audición y Desempeño auditivo

La correlación observada entre el PTA (audiometría) y el Desempeño auditivo se debió a la falta de cooperación de los pacientes durante la realización de ambas pruebas. De tal manera que el valor PTA no reflejó el verdadero nivel de audición, al tiempo que se obtuvieron bajos puntajes de *Detección* en la evaluación del Desempeño auditivo, los cuales mostraron menor correlación con el PTA_{RCE}, aun cuando éste reflejó el nivel de audición debido a su naturaleza objetiva. Cuando la *Detección* de sonidos no se vío afectada por la falta de cooperación de los pacientes, la RCE presentó mayor *sensibilidad* que la audiometría para predecir el Desempeño auditivo.

9.4. Evaluación por edad

Agrupar a los pacientes por edad mostró que la RCE puede ser de mayor utilidad entre menor sean las edades cronológica y auditiva de los pacientes. Esta evaluación puso de manifiesto las limitaciones metodológicas y las dificultades de la audiometría para obtener un resultado confiable, como se observó en los pacientes $\leq$ 3 años, en quienes el PTA reportó una pérdida auditiva severa y/o profunda aún después de seis meses de uso del IC, sin reflejar los ajustes realizados previamente a los niveles T y M de la corriente eléctrica de estimulación en los electrodos intracocleares.

A diferencia de la audiometría, la RCE, apartir del valor PTA_{RCE}, reportó una pérdida auditiva moderada en todos los pacientes en los primeros seis meses de uso del IC, independientemente de las edades cronológica y auditiva, obedeciendo solamente a los ajustes realizados a los niveles T y M de la corriente eléctrica de estimulación en cada electrodo intracoclear.

Al final del tiempo de seguimiento el PTA reportó una pérdida auditiva moderada en los pacientes $\leq$ 3 años, mientras el PTA_{RCE} reportó una pérdida auditiva leve y una mayor relación con las pruebas de Desempeño auditivo.

9.5. Evaluación por género

Se encontró que el género no modifica la estimación de los umbrales RCE ni la obtención de la audiometría, así como tampoco afecta el Desempeño auditivo de los pacientes, ya que no se reportaron diferencias significativas entre niñas y niños al comparar los valores PTA y PTA_{RCE}, y las pruebas de Desempeño auditivo en las dos sesiones de registro.

9.6. Casos de estudio

El análisis de casos permitió mostrar con mayor detalle la utilidad clínica que brinda la RCE en la estimación objetiva del umbral auditivo del paciente pediátrico usuario de IC.

Se evidenció la falta de coincidencia de las frecuencias evaluadas en la audiometría con las frecuencias de los filtros pasabanda asignados a cada electrodo de estimulación intracoclear. También se mostró como el resultado de la audiometría es afectado por la falta de cooperación del paciente debida a la edad y al tiempo de uso del IC, entre otros factores, pudiendo ocasionar una determinación inadecuada del umbral auditivo. Esto se observó en los casos de pacientes menores de tres años y/o que habían usado su IC por menos de un año, en quienes la audiometría seguía reportando un mismo nivel de audición aun después de ajustar los niveles T y M de la corriente eléctrica de estimulación en el conjunto de electrodos intracocleares.

Contrario al resultado de la audiometría, la RCE estimó umbrales auditivos -umbrales RCE- que reflejaban los ajustes a los niveles T y M de la corriente eléctrica de estimulación en los electrodos intracocleares, y que correspondían con el umbral auditivo del paciente, como se observó en pacientes mayores de tres años y que contaban con una audiometría confiable, obteniendo umbrales RCE muy similares a los audiométricos.

Los casos de pacientes presentados confirmaron que es posible emplear la RCE para estimar el umbral auditivo en pacientes pediátricos usuarios de IC, sobre todo aquellos en quienes no es posible obtener una audiometría confiable.

La implementación de la Prueba de Sonidos Calibrados permitió relacionar la habilidad del paciente para detectar los sonidos a cada intensidad de prueba con el nivel de audición, obteniendo mayor correlación de los puntajes de *Detección* con los umbrales RCE que con los audiométricos, evidenciado con los casos de pacientes. Estos resultados brindaron elementos adicionales para mostrar que la RCE refleja el umbral auditivo del paciente pediátrico usuario de IC.

10
APORTACIÓN ORIGINAL

Aun cuando podría considerarse como una limitación de la metodología RCE que su registro precise de que el sujeto se encuentre bajo sueño fisiológico por un tiempo mínimo e ininterrumpido de 60 minutos, los resultados obtenidos en este trabajo de investigación brindaron elementos suficientes que muestran que la RCE refleja el umbral auditivo de los pacientes pediátricos usuarios de IC. Por un lado, la objetividad y especificidad en frecuencia de la RCE permitió detectar problemas de funcionamiento del IC en dos pacientes que posteriormente fueron reimplantados. Por otro lado, en pacientes en quienes el ajuste convencional era muy difícil de realizar, el resultado de la RCE ayudó a ajustar los niveles T y M del rango dinámico de la corriente eléctrica de estimulación del IC electrodo por electrodo.

En cuanto a la evaluación del Desempeño auditivo, el Cuestionario de Habilidades Auditivas se diseñó tratando de evitar el sesgo del padre del paciente al responder las preguntas relacionadas con la conducta auditiva de su hijo con el uso del IC. De manera que en pacientes que presentaron poca cooperación y en consecuencia muy bajos puntajes en la Prueba de Sonidos Calibrados, el cuestionario aportó información suficiente para cuantificar su Desempeño auditivo.

Si bien el resultado de la Prueba de Sonidos Calibrados se vió afectado por la falta de cooperación en algunos pacientes, el empleo de sonidos calibrados permitió determinar a qué intensidad en dB_{HL} y en qué medida en %, el paciente *detectó, identificó* y *repitió* los diferentes rubros evaluados, y determinar cuantitativamente la relación entre el Desempeño auditivo y el nivel de audición.

De manera conjunta, el empleo de la RCE como medida objetiva para estimar el umbral auditivo del paciente pediátrico usuario de IC y la metodología propuesta para evaluar el Desempeño auditivo, ayudaron a audiólogos y terapeutas a mejorar la rehabilitación de los pacientes incluidos en este estudio.Estas pruebas eEvidenciaron la importancia de contar con un protocolo estandarizado de diagnóstico, monitoreo y evaluación sistematizada de los progresos del paciente, que ayude a identificar y corregir oportunamente problemas relacionados con el IC y/o con el paciente, mejorando las expectativas de rehabilitación, principalmente en "casos difíciles".

Este trabajo de investigación dio lugar a las siguientes publicaciones:

- A. Quintana, N. Beltran, M. Granados, E. Chamlati, M. Mena, and J. Cornejo, "Objective Approach to Audiometry in the Pediatric Implanted Patient", VI Latin American Congress on Biomedical

Engineering CLAIB 2014, Paraná, Argentina 29, 30 & 31 October, H. A. In: Braidot A., Ed., 2015, vol. 49: IFMBE Proceedings, Springer, Cham, pp. 707-710, doi: 10.1007/978-3-319-13117-7\180. [4].

- A. K. Quintana López, N. E. Beltran Vargas, M. d. P. Granados Trejo, and J. M. Cornejo-Cruz, "Electrical Cochlear Response as an Objective Measure of Hearing Threshold and Hearing Performance Evaluation in Pediatric Cochlear Implant Users", Mexican Journal of Biomedical Engineering, vol. 41, no. 3, pp. 72-86, 12/31 2020, https://doi.org/10.17488/rmib.41.3.5. [21].
- J. M. Cornejo, A. K. Quintana, N. E. Beltran, and P. Granados, "Measuring implanted patient response to tone pips", BioMedical Engineering OnLine, vol. 20, no. 1, p. 10, 2021/01/14 2021, doi: 10.1186/s12938-020-00844-6. [30].

11
TRABAJO FUTURO

En el mediano y largo plazo resultaría valioso obtener información de nuevos pacientes en un periodo de seguimiento suficiente para mostrar con mayor detalle los beneficios de la RCE.

Sería interesante que una institución de salud que atienda a usuarios de IC permitiera adaptar el IC de sus pacientes mediante la RCE, para poder evaluar su utilidad clínica. Se esperaría que con dicha adaptación, el nivel de la corriente eléctrica proporcionada por el IC generase una adecuada respuesta auditiva de los pacientes en el rango de las frecuencias de interés, desde la activación del IC.

También sería conveniente revisar y ajustar la batería de pruebas de evaluación del Desempeño auditivo para una mejor aplicación y obtención de resultados.

Se considera que la RCE y la evaluación del Desempeño auditivo propuestos en este trabajo de investigación podrían realizarse en otros países para el seguimiento de los pacientes pediátricos usuarios de IC, llevándolos a umbrales auditivos deseados en un menor tiempo de uso del dispositivo, mejorando la calidad y el tiempo de su rehabilitación.

Bibliografía

[1] K. Jack, Handbook of CLINICAL AUDIOLOGY, 7th ed. Philadelphia, USA: Wolters Kluwer Health, 2015, p. 946.

[2] Methods for manual pure-tone threshold audiometry, A. N. S. Institute, 1978.

[3] L. A. K., "Capítulo 45: Pruebas audiológicas", Diagnóstico y tratamiento en otorrinolaringología. Cirugía de cabeza y cuello, M. H. Medical Ed., 4a ed. New York, USA, 2018.

[4] A. Quintana, N. Beltran, M. Granados, E. Chamlati, M. Mena, and J. Cornejo, "Objective Approach to Audiometry in the Pediatric Implanted Patient", VI Latin American Congress on Biomedical Engineering CLAIB 2014, Paraná, Argentina 29, 30 & 31 October, H. A. In: Braidot A., Ed., 2015, vol. 49: IFMBE Proceedings, Springer, Cham, pp. 707-710, doi: 10.1007/978-3-319-13117-7\180.

[5] F. Coninx et al., "Validation of the LittlEARS((R)) Auditory Questionnaire in children with normal hearing", (in ENG), Int J Pediatr Otorhinolaryngol, vol. 73, no. 12, pp. 1761-8, Dec 2009, doi: 10.1016/j.ijporl.2009.09.036.

[6] B. May-Mederake et al., "Evaluation of auditory development in infants and toddlers who received cochlear implants under the age of 24 months with the LittlEARS) Auditory Questionnaire", (in ENG), Int J Pediatr Otorhinolaryngol, vol. 74, no. 10, pp. 1149-55, Oct 2010, doi: 10.1016/j.ijporl.2010.07.003.

[7] M. C. De la Torre and M. Rossete, "Implante Coclear en el paciente pediátrico", vol. 1, M. Corinter Ed., 2009, p. 19.

[8] J. M. C. Cornejo and M. d. P. T. Granados, "Systems and methods for detecting and using an electrical cochlear response ("ECR") in analyzing operation of a cochlear stimulation system", United States Patent MX/a/2011/003712 Patent Appl. 13/453,691, 2012. [Online]. Available: https://patents.google.com/patent/US8165687B2/en.

[9] M. M. Browarsky David, "Implantes Cocleares: historia y estrategias", ed. XIV SEMINARIO DE INGENIERÍA BIOMÉDICA, 2005.

[10] L. Philipos. (1998) An Overview of Signal-Processing Strategies for Converting Sound into Electrical Signals in Cochlear Implants. IEEE Signal Processing Magazine. 101-30.

[11] W. Joce and S. Erin, B. A. Stach, Ed. Cochlear Implants: Audiologic Management and Considerations for Implantable Hearing Devices, Firts ed. San Diego, CA: Plural Publishing (in English), 2020.

[12] L. P. C, "Signal-processing techniques for cochlear implants", IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, vol. 18, no. 3, pp. 34-46, 1999, doi: 10.1109/51.765187.

[13] L. S. Eisenberg, "The contributions of William F. House to the field of implantable auditory devices", (in eng), Hear Res, vol. 322, pp. 52-6, Apr 2015, doi: 10.1016/j.heares.2014.08.003.

[14] Y. Zhong, T. Xu, R. Dong, J. Lyu, B. Liu, and X. Chen, "The analysis of reliability and validity of the IT-MAIS, MAIS and MUSS", (in eng), Int J Pediatr Otorhinolaryngol, vol. 96, pp. 106-110, May 2017, doi: 10.1016/j.ijporl.2017.03.006.

[15] T. P. Nikolopoulos, S. M. Archbold, and S. Gregory, "Young deaf children with hearing aids or cochlear implants: early assessment package for monitoring progress", International journal of pediatric otorhinolaryngology, vol. 69, no. 2, pp. 175-186, 2005.

[16] T. P. Nikolopoulos, P. Wells, and S. M. Archbold, "Using Listening Progress Profile (LIP) to assess early functional auditory performance in young implanted children", Deafness δ Education International, vol. 2, no. 3, pp. 142-151, 2013.

[17] C. M. McKay, K. Chandan, I. Akhoun, C. Siciliano, and K. Kluk, "Can ECAP measures be used for totally objective programming of cochlear implants?", (in ENG), J Assoc Res Otolaryngol, vol. 14, no. 6, pp. 879-90, Dec 2013, doi: 10.1007/s10162-013-0417-9.

[18] G. Guenser et al., "The relationship between electrical auditory brainstem responses and perceptual thresholds in Digisonic® SP cochlear implant users", (in eng), Cochlear Implants Int, vol. 16, no. 1, pp. 32-8, Jan 2015, doi: 10.1179/1754762814y.0000000082.

[19] K. C. L. de Andrade, L. F. Muniz, P. L. Menezes, S. D. S. C. Neto, A. T. L. Carnaúba, and M. C. Leal, "The Value of Electrically Evoked Stapedius Reflex in Determining the Maximum Comfort Level of a Cochlear Implant", (in eng), J Am Acad Audiol, vol. 29, no. 4, pp. 292-299, Apr 2018, doi: 10.3766/jaaa.16117.

[20] R. Lopes-Fontanelli, A. Magalhães, A. Hoshino, M. Goffi-Gomez, R. Tsuji, and R. Bento, "Relationship of the electrical auditory brainstem response threshold to the postoperative psychoacoustic levels in adults", 8th International Symposium on objective measures in auditory implants Toronto, Ontario, Canada, 2014, doi: 10.1159/000059133. [Online]. Available: https://doi.org/10.1159/000059133

[21] A. K. Quintana López, N. E. Beltran Vargas, M. d. P. Granados Trejo, and J. M. Cornejo-Cruz, "Electrical Cochlear Response as an Objective Measure of Hearing Threshold and Hearing Performance Evaluation in Pediatric Cochlear Implant Users", Mexican Journal of Biomedical Engineering, vol. 41, no. 3, pp. 72-86, 12/31 2020, doi: https://doi.org/10.17488/rmib.41.3.5.

[22] S. d. Salud. "Detección oportuna de la pérdida auditiva con tamiz neonatal". http://www.gob.mx/salud/articulos/deteccion-oportuna-de-la-perdida-auditiva-con-tamiz-neonatal-21841.

[23] Y. Fu et al., "Development of early auditory and speech perception skills within one year after cochlear implantion in prelingual deaf children", (in chi), Zhonghua Er Bi Yan Hou Tou Jing Wai Ke Za Zhi = Chinese journal of otorhinolaryngology head and neck surgery, vol. 50, no. 4, pp. 274-280, Apr 2015.

[24] V. Shafiro, N. Luzum, A. C. Moberly, and M. S. Harris, "Perception of Environmental Sounds in Cochlear Implant Users: A Systematic Review", (in eng), Front Neurosci, vol. 15, p. 788899, 2021, doi: 10.3389/fnins.2021.788899.

[25] L. Flores-Beltran, "The Auditory-Verbal Therapy: a Trainning Program for Professionals in the Field of Hearing Disorders", Ph.D, Atlantic International University Honolulu, Hawaii, Internet, ID - UD4211HPE9575, 2007. [Online]. Available: https://www.aiu.edu/applications/DocumentLibraryManager/upload/Lilian%20Flores%20phd%20dissertation.pdf

[26] K. B. Agung, S. C. Purdy, and C. Kitamura, "The Ling sound test revisited", Australian and New Zealand Journal of Audiology, The, vol. 27, no. 1, p. 33, 2005.

[27] R. Carhart, "Observations on relations between thresholds for pure tones and for speech", (in eng), J Speech Hear Disord, vol. 36, no. 4, pp. 476-83, Nov 1971, doi: 10.1044/jshd.3604.476.

[28] K. Mariana and C. Horacio, "Revisión de los Métodos para la Obtención de la Logoaudiometría", FASO, 2020.

[29] M. V. MADRIZ, "MANUAL DE PROTOCOLO PARA COLOCACION DE UN IMPLANTE COCLEAR", Especialista en Otorrinolaringología y Cirugía de Cabeza y Cuello, Posgrado en Ciencias Médicas, UNIVERSIDAD DE COSTA RICA, 2015.

[30] J. M. Cornejo, A. K. Quintana, N. E. Beltran, and P. Granados, "Measuring implanted patient response to tone pips", BioMedical Engineering OnLine, vol. 20, no. 1, p. 10, 2021/01/14 2021, doi: 10.1186/s12938-020-00844-6.

[31] D. o. H. a. H. Services. FOOD & DRUG ADMINISTRATION.

[32] M. E. Corzo and González. "GUIA CLINICA DE TERAPIA PARA CANDIDATOS A IMPLANTE COCLEAR O YA IMPLANTADOS". http://iso9001.inr.gob.mx/Descargas/iso/doc/MG-SAF-30.PDF

[33] A. Walkowiak et al., "Evoked stapedius reflex and compound action potential thresholds versus most comfortable loudness level: assessment of their relation for charge-based fitting strategies in implant users", (in eng), ORL J Otorhinolaryngol Relat Spec, vol. 73, no. 4, pp. 189-95, 2011, doi: 10.1159/000326892.

[34] T. Van Den Abbeele et al., "Multicentre investigation on electrically evoked compound action potential and stapedius reflex: how do these objective measures relate to implant programming parameters?", (in eng), Cochlear Implants Int, vol. 13, no. 1, pp. 26-34, Feb 2012, doi: 10.1179/1754762810y.0000000001.

[35] A. Botros, R. Banna, and S. Maruthurkkara, "The next generation of Nucleus® fitting: a multiplatform approach towards universal cochlear implant management", (in eng), Int J Audiol, vol. 52, no. 7, pp. 485-94, Jul 2013, doi: 10.3109/14992027.2013.781277.

[36] P. Marsella et al., "Safety and functional results of early cochlear implant switch-on in children", (in eng), Otol Neurotol, vol. 35, no. 2, pp. 277-82, Feb 2014, doi: 10.1097/mao.0000000000000259.

[37] S. Raghunandhan, A. Ravikumar, M. Kameswaran, K. Mandke, and R. Ranjith, "Electrophysiological Correlates of Behavioral Comfort Levels in Cochlear Implantees: A Prospective Study", (in eng), Indian J Otolaryngol Head Neck Surg, vol. 67, no. 3, pp. 210-22, Sep 2015, doi: 10.1007/s12070-013-0679-x.

[38] C. M. McKay and N. Smale, "The relation between ECAP measurements and the effect of rate on behavioral thresholds in cochlear implant users", (in eng), Hear Res, vol. 346, pp. 62-70, 03 2017, doi: 10.1016/j.heares.2017.02.009.

[39] L. S. Eisenberg, Clinical management of children with cochlear implants. Plural Publishing, 2009.

[40] K. C. Andrade, M. e. C. Leal, L. F. Muniz, P. e. L. Menezes, K. M. Albuquerque, and A. T. Carnaúba, "The importance of electrically evoked stapedial reflex in cochlear implant", (in eng—por), Braz J Otorhinolaryngol, vol. 80, no. 1, pp. 68-77, 2014 Jan-Feb 2014, doi: 10.5935/1808-8694.20140014.

[41] J. L. de Kleijn, L. W. M. van Kalmthout, M. J. B. van der Vossen, B. M. D. Vonck, V. Topsakal, and H. Bruijnzeel, "Identification of Pure-Tone Audiologic Thresholds for Pediatric Cochlear Implant Candidacy: A Systematic Review", (in eng), JAMA Otolaryngol Head Neck Surg, vol. 144, no. 7, pp. 630-638, Jul 2018, doi: 10.1001/jamaoto.2018.0652.

[42] L. R. Alonso-Luján, I. Gutiérrez-Farfán, F. A. Luna-Reyes, L. E. Chamlati-Aguirre, and A. Durand Rivera, "Audiometric evaluation short and medium term in cochlear implants", (in ENG), Rev Invest Clin, vol. 66, no. 5, pp. 415-21, Sep-Oct 2014.

[43] R. H. Gifford, "Elements of Postoperative Assessment: Adult Implant Recipients", In Cochlear Implant Patient Assessment: Evaluation of Candidacy, Performance, and Outcomes, 2nd ed., Plural Publishing, Ed. San Diego CA, United States., 2020, ch. 111-22, p. 189.

[44] S. Coulthurst, A. J. Nachman, M. T. Murray, K. Koka, and A. A. Saoji, "Comparison of Pure-Tone Thresholds and Cochlear Microphonics Thresholds in Pediatric Cochlear Implant Patients", (in eng), Ear Hear, vol. 41, no. 5, pp. 1320-1326, 2020 Sep/Oct 2020, doi: 10.1097/AUD.0000000000000870.

[45] F. Martines, E. Martines, A. Ballacchino, and P. Salvago, "Speech perception outcomes after cochlear implantation in prelingually deaf infants: the Western Sicily experience", (in ENG), Int J Pediatr Otorhinolaryngol, vol. 77, no. 5, pp. 707-13, May 2013, doi: 10.1016/j.ijporl.2013.01.023.

[46] K. Koka, A. A. Saoji, and L. M. Litvak, "Electrocochleography in Cochlear Implant Recipients With Residual Hearing: Comparison With Audiometric Thresholds", (in eng), Ear Hear, vol. 38, no. 3, pp. e161-e167, 2017 May/Jun 2017, doi: 10.1097/AUD.0000000000000385.

[47] C. V. Valenzuela, J. T. Lichtenhan, S. M. Lefler, K. Koka, C. A. Buchman, and A. J. Ortmann, "Intracochlear Electrocochleography and Speech Perception Scores in Cochlear Implant Recipients", (in eng), Laryngoscope, vol. 131, no. 10, pp. E2681-E2688, 10 2021, doi: 10.1002/lary.29629.

[48] U. Rüegg, A. Dalbert, D. Veraguth, C. Röösli, A. Huber, and F. Pfiffner, "Correlation between Speech Perception Outcomes after Cochlear Implantation and Postoperative Acoustic and Electric Hearing Thresholds", (in eng), J Clin Med, vol. 10, no. 2, Jan 17 2021, doi: 10.3390/jcm10020324.

[49] J. Attias et al., "Postoperative Intracochlear Electrocochleography in Pediatric Cochlear Implant Recipients: Association to Audiometric Thresholds and Auditory Performance", (in eng), Ear Hear, vol. 41, no. 5, pp. 1135-1143, 2020 Sep/Oct 2020, doi: 10.1097/AUD.0000000000000833.

[50] J. Plesch, B. P. Ernst, S. Strieth, and T. Rader, "A psychoacoustic application for the adjustment of electrical hearing thresholds in cochlear implant patients", (in eng), PLoS One, vol. 14, no. 10, p. e0223625, 2019, doi: 10.1371/journal.pone.0223625.

[51] T. Rader, P. Doms, Y. Adel, T. Weissgerber, S. Strieth, and U. Baumann, "A method for determining precise electrical hearing thresholds in cochlear implant users", (in eng), Int J Audiol, vol. 57, no. 7, pp. 502-509, 07 2018, doi: 10.1080/14992027.2017.1412519.

[52] J. Baudhuin, J. Cadieux, J. B. Firszt, R. M. Reeder, and J. L. Maxson, "Optimization of programming parameters in children with the advanced bionics cochlear implant", (in eng), J Am Acad Audiol, vol. 23, no. 5, pp. 302-12, May 2012, doi: 10.3766/jaaa.23.5.2.

[53] Y. Yang et al., "Clinical evaluation of cochlear implantation in children younger than 12 months of age", (in eng), Pediatr Investig, vol. 4, no. 2, pp. 99-103, Jun 2020, doi: 10.1002/ped4.12202.

[54] W. J. Rijke, A. M. Vermeulen, K. Wendrich, E. Mylanus, M. C. Langereis, and G. J. van der Wilt, "Capability of deaf children with a cochlear implant", (in eng), Disabil Rehabil, vol. 43, no. 14, pp. 1989-1994, 07 2021, doi: 10.1080/09638288.2019.1689580.

[55] E. M. Scarabello et al., "Language evaluation in children with pre-lingual hearing loss and cochlear implant", (in eng), Braz J Otorhinolaryngol, vol. 86, no. 1, pp. 91-98, 2020 Jan - Feb 2020, doi: 10.1016/j.bjorl.2018.10.006.

[56] T. Boons et al., "Predictors of spoken language development following pediatric cochlear implantation", (in eng), Ear Hear, vol. 33, no. 5, pp. 617-39, 2012 Sep-Oct 2012, doi: 10.1097/AUD.0b013e3182503e47.

[57] T. C. Angelo, M. C. Bevilacqua, and A. L. Moret, "Speech perception in pre-lingual deaf users of cochlear implant", (in eng—por), Pro Fono, vol. 22, no. 3, pp. 275-9, 2010 Jul-Sep 2010, doi: 10.1590/s0104-56872010000300020.

[58] O. M. d. l. Salud. "Sordera y pérdida de la audición."https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/deafness-and-hearing-loss (accessed.

[59] O. M. d. l. Salud. "¡La pérdida de audición va en aumento!"https://www.who.int/deafness/world-hearing-day/World-Hearing-Day-Infographic-SP.pdf?ua=1-.

[60] S. d. Salud. "Tamiz metabólico neonatal y auditivo". https://www.gob.mx/salud/articulos/tamiz-metabolico-neonatal-y-auditivo.

[61] N. L. Deep, E. M. Dowling, D. Jethanamest, and M. L. Carlson, "Cochlear Implantation: An Overview", (in eng), J Neurol Surg B Skull Base, vol. 80, no. 2, pp. 169-177, Apr 2019, doi: 10.1055/s-0038-1669411.

[62] T. Y. C. Ching, H. Dillon, G. Leigh, and L. Cupples, "Learning from the Longitudinal Outcomes of Children with Hearing Impairment (LOCHI) study: summary of 5-year findings and implications", (in eng), Int J Audiol, vol. 57, no. sup2, pp. S105-S111, 05 2018, doi: 10.1080/14992027.2017.1385865.

[63] R. I. B. González, S. C. Castillo, and G. R. Lee, "Parámetro de programación del implante coclear", Hospital Infantil de México Federico Gómez, Bol Med Hosp Infant Mex, 2017, vol. 74.

[64] S. d. Salud, "Informe de Resultados del Sistema de Protección Social en Salud", "Comisión Nacional de Protección Social en Salud", Gobierno de México, on-line, 2019. [Online]. Available: http://gaceta.diputados.gob.mx/Gaceta/64/2019/ago/Salud-20190813.pdf

[65] "Programas Especiales De La Subdirección De Audiología, Foniatría Y Patología Del Lenguaje", Instituto Nacional de Rehabilitación LGII, BOLETÍN MÉDICO E INFORMATIVO DEL INSTITUTO NACIONAL DE REHABILITACIÓN, 2018. [Online]. Available: https://www.inr.gob.mx/Descargas/boletin/067Boletin.pdf

[66] E. Moruno López, "Desarrollo del lenguaje en niños sordos con implante coclear: diseño de un corpus y su aplicación al estudio de la fonología", Filología Española, Italiana, Románica, Teoría de la Literatura y Literatura Comparada, Universidad de Málaga, Repositorio Institucional de la Universidad de Málaga, 2016. [Online]. Available: http://hdl.handle.net/10630/13130

[67] M. G. Crowson, "History of the Cochlear Implant: An International Perspective", in Implantable Hearing Devices, P. Publishing Ed. San Diego, CA: Plural Publishing, 2017, ch. 1, pp. 3-7.

[68] C. M. Chweya et al., "Language and Audiological Outcomes Among Infants Implanted Before 9 and 12 Months of Age Versus Older Children: A Continuum of Benefit Associated With Cochlear Implantation at Successively Younger Ages", (in eng), Otol Neurotol, vol. 42, no. 5, pp. 686-693, 06 01 2021, doi: 10.1097/MAO.0000000000003011.

[69] CochlearTM. "Implantes cocleares". https://www.cochlear.com/la/home/discover/cochlear-implants

[70] T. Lenarz, "Cochlear implant - state of the art", (in eng), GMS Curr Top Otorhinolaryngol Head Neck Surg, vol. 16, p. Doc04, 2017, doi: 10.3205/cto000143.

[71] M.-E. M. Electronics. "La historia de MED-EL". https://www.medel.com/latam/about-medel/our-history#date_1990)

[72] A. B. AG. "History of Innovation". https://advancedbionics.com/latam/es/home/about-us/history.html

[73] B. S. Wilson, "The Remarkable Cochlear Implant and Possibilities for the Next Large Step Forward", Acoustics Today, vol. 15, no. 1, pp. 53-61, 2019.

[74] J. F. Patrick, P. A. Busby, and P. J. Gibson, "The development of the Nucleus Freedom Cochlear implant system", (in eng), Trends Amplif, vol. 10, no. 4, pp. 175-200, Dec 2006, doi: 10.1177/1084713806296386.

[75] J. J. Zwislocki, "Theory of cochlear mechanics", (in eng), Hear Res, vol. 2, no. 3-4, pp. 171-82, Jun 1980, doi: 10.1016/0378-5955(80)90055-6.

[76] N. Saroul, F. Giraudet, L. Gilain, T. Mom, and P. Avan, "Fisiología coclear: bases anatómicas, celulares y electrofisiológicas", EMC - Otorrinolaringología, vol. 45, no. 1, pp. 1-22, 2016/02/01/ 2016, doi: https://doi.org/10.1016/S1632-3475(16)76072-3.

[77] M. A. Stone, C. Füllgrabe, and B. C. Moore, "Benefit of high-rate envelope cues in vocoder processing: effect of number of channels and spectral region", (in eng), J Acoust Soc Am, vol. 124, no. 4, pp. 2272-82, Oct 2008, doi: 10.1121/1.2968678.

[78] B. E. Pfingst, R. A. Burkholder-Juhasz, L. Xu, and C. S. Thompson, "Across-site patterns of modulation detection in listeners with cochlear implants", (in eng), J Acoust Soc Am, vol. 123, no. 2, pp. 1054-62, Feb 2008, doi: 10.1121/1.2828051.

[79] M. L. Carlson, C. L. Driscoll, R. H. Gifford, and S. O. McMenomey, "Cochlear implantation: current and future device options", in Otolaryngol Clin North Am, vol. 45, no. 1). United States: ©2012 Elsevier Inc, 2012, pp. 221-48.

[80] B. S. Wilson, "Thirty years of the British Journal of Audiology: Guest editorial: The future of cochlear implants", British Journal of Audiology, vol. 31, no. 4, pp. 205-225, 1997/01/01 1997, doi: 10.3109/03005369709076795.

[81] L. Philipos, "Signal Processing for Cochlear Prosthesis: A Tutorial Review", EEE MWSCAS'97, pp. 200-04, 1997.

[82] W. Joce and S. Erin, "Cochlear Implant Coding Strategies", in Cochlear Implants: Audiologic Management and Considerations for Implantable Hearing Devices. San Diego, CA: Plural Publishing, 2020, ch. 8, pp. 230-242.

[83] I. Boisvert, M. Reis, A. Au, R. Cowan, and R. C. Dowell, "Cochlear implantation outcomes in adults: A scoping review", (in eng), PLoS One, vol. 15, no. 5, p. e0232421, 2020, doi: 10.1371/journal.pone.0232421.

[84] H. J. McDermott, C. M. McKay, and A. E. Vandali, "A new portable sound processor for the University of Melbourne/Nucleus Limited multielectrode cochlear implant", (in eng), J Acoust Soc Am, vol. 91, no. 6, pp. 3367-71, Jun 1992, doi: 10.1121/1.402826.

[85] Á. Ramos-Macías, S. Borkoski-Barreiro, J. C. Falcón-González, and Á. R. de Miguel, "IMPLANTE COCLEAR. ESTADO ACTUAL Y FUTURO", Revista Médica Clínica Las Condes, vol. 27, no. 6, pp. 798-807, 2016/11/01/ 2016, doi: https://doi.org/10.1016/j.rmclc.2016.11.011.

[86] P. V. Incerti, T. Y. C. Ching, S. Hou, P. Van Buynder, C. Flynn, and R. Cowan, "Programming characteristics of cochlear implants in children: effects of aetiology and age at implantation", (in eng), Int J Audiol, vol. 57, no. sup2, pp. S27-s40, May 2018, doi: 10.1080/14992027.2017.1370139.

[87] K. A. Gordon, B. C. Papsin, and R. V. Harrison, "Toward a battery of behavioral and objective measures to achieve optimal cochlear implant stimulation levels in children", (in ENG), Ear Hear, vol. 25, no. 5, pp. 447-63, Oct 2004.

[88] G. Gattaz, R. D. Battmer, E. Lehnhardt, and D. Gnadeberg, "Correlation between electrically-induced stapedius reflex and discomfort threshold in cochlear implant patients", (in ger), HNO, vol. 40, no. 12, pp. 480-3, Dec 1992.

[89] M. Cosetti et al., "Intraoperative Neural Response Telemetry as a Predictor of Performance", (in eng), Otology & Neurotology, vol. 31, no. 7, pp. 1095-9, Sep 2010, doi: 10.1097/MAO.0b013e3181ec1b8c.

[90] I. Chauhan, H. Swami, and R. Natraj, "A study on relationship between Neural Response Telemetry and behavioural Threshold/Comfort levels in children with cochlear implant", (in eng), Med J Armed Forces India, vol. 77, no. 2, pp. 224-229, Apr 2021, doi: 10.1016/j.mjafi.2020.10.011.

[91] J. D. Biesheuvel, J. J. Briaire, and J. H. M. Frijns, "The Precision of eCAP Thresholds Derived From Amplitude Growth Functions", (in eng), Ear Hear, vol. 39, no. 4, pp. 701-711, 2018 Jul/Aug 2018, doi: 10.1097/AUD.0000000000000527.

[92] B. E. Pfingst et al., "Detection of pulse trains in the electrically stimulated cochlea: effects of cochlear health", (in eng), J Acoust Soc Am, vol. 130, no. 6, pp. 3954-68, Dec 2011, doi: 10.1121/1.3651820.

[93] N. Zhou and L. Dong, "Evaluating Multipulse Integration as a Neural-Health Correlate in Human Cochlear-Implant Users: Relationship to Psychometric Functions for Detection", (in eng), Trends Hear, vol. 21, p. 1:12, 01 2017, doi: 10.1177/2331216517690108.

[94] L. K. Holden, R. M. Reeder, J. B. Firszt, and C. C. Finley, "Optimizing the perception of soft speech and speech in noise with the Advanced Bionics cochlear implant system", (in eng), Int J Audiol, vol. 50, no. 4, pp. 255-69, Apr 2011, doi: 10.3109/14992027.2010.533200.

[95] A. S.-L.-H. Association, "Guidelines for manual pure-tone threshold audiometry", 2005.

[96] M. V. Goykhburg, D. I. Nechaev, V. V. Bakhshinyan, and G. A. Tavartkiladze, "Evaluation of the cochlear implantation users rehabilitation results using psychoacoustic methods", (in rus), Vestn Otorinolaringol, vol. 86, no. 6, pp. 10-16, 2021, doi: 10.17116/otorino20218606110.

[97] K. D. Brown, M. F. Melton, H. Shonfield, M. Kraskin, and J. Wolf, "Preserved low-frequency hearing following 20-mm cochlear implantation", (in ENG), Otol Neurotol, vol. 36, no. 2, pp. 240-3, Feb 2015, doi: 10.1097/MAO.0000000000000684.

[98] F. M. Rizer, P. N. Arkis, W. H. Lippy, and A. G. Schuring, "A postoperative audiometric evaluation of cochlear implant patients", (in ENG), Otolaryngol Head Neck Surg, vol. 98, no. 3, pp. 203-6, Mar 1988.

[99] M. A. Holman et al., "Cochlear implantation in children 12 months of age and younger", Otology & Neurotology, vol. 34, no. 2, pp. 251-258, 2013.

[100] H. Skarzyński et al., "Preservation of residual hearing in children and post-lingually deafened adults after cochlear implantation: an initial study", (in ENG), ORL J Otorhinolaryngol Relat Spec, vol. 64, no. 4, pp. 247-53, 2002 Jul-Aug 2002, doi: 64134.

[101] M. A. Svirsky, A. M. Robbins, K. I. Kirk, D. B. Pisoni, and R. T. Miyamoto, "Language development in profoundly deaf children with cochlear implants", (in ENG), Psychol Sci, vol. 11, no. 2, pp. 153-8, Mar 2000.

[102] C. M. Baldassari, C. Schmidt, C. M. Schubert, P. Srinivasan, K. M. Dodson, and A. Sismanis, "Receptive language outcomes in children after cochlear implantation", (in ENG), Otolaryngol Head Neck Surg, vol. 140, no. 1, pp. 114-9, Jan 2009, doi: 10.1016/j.otohns.2008.09.008.

[103] K. Michael, "Evaluation of a New Speech Perception Test Based on Ling Sounds in German Language for Cochlear Implant Children", Bachelor, Elctrical Engineering and Information Technology, Technical University Vienna, Bibliothek, 01231475, 2020.

[104] C. B. Hicks, A. M. Tharpe, and D. H. Ashmead, "Behavioral auditory assessment of young infants: methodological limitations or natural lack of auditory responsiveness?", (in ENG), Am J Audiol, vol. 9, no. 2, pp. 124-30, Dec 2000.

[105] A. J. Singleton and S. B. Waltzman, "Audiometric Evaluation of Children with Hearing Loss", Otolaryngologic Clinics of North America, vol. 48, no. 6, pp. 891-901, 2015.

[106] K. M. Van Abel et al., "Hearing preservation among patients undergoing cochlear implantation", (in eng), Otol Neurotol, vol. 36, no. 3, pp. 416-21, Mar 2015, doi: 10.1097/MAO.0000000000000703.

[107] J. B. Hunter et al., "Hearing Preservation Outcomes With a Mid-Scala Electrode in Cochlear Implantation", (in eng), Otol Neurotol, vol. 37, no. 3, pp. 235-40, Mar 2016, doi: 10.1097/MAO.0000000000000963.

[108] M. L. Carlson et al., "Hearing Preservation in Pediatric Cochlear Implantation"(in eng), Otol Neurotol, vol. 38, no. 6, pp. e128-e133, 07 2017, doi: 10.1097/MAO.0000000000001444.

[109] A. M. Selleck et al., "Hearing Preservation in Pediatric Recipients of Cochlear Implants"(in eng), Otol Neurotol, vol. 40, no. 3, pp. e277-e282, 03 2019, doi: 10.1097/MAO.0000000000002120.

[110] J. E. Jimenez, N. Govil, A. D. Shaffer, J. C. Ledonne, and D. H. Chi, "Hearing preservation with a slim modiolar cochlear implant in a pediatric cohort"(in eng), Int J Pediatr Otorhinolaryngol, vol. 140, p. 110479, Jan 2021, doi: 10.1016/j.ijporl.2020.110479.

[111] D. Ling, Speech and the hearing-impaired child: Theory and practice. Deaf, 1976.

[112] S. Scollie et al., "Stimuli and normative data for detection of Ling-6 sounds in hearing level", (in eng), Am J Audiol, vol. 21, no. 2, pp. 232-41, Dec 2012, doi: 10.1044/1059-0889(2012/12-0020).

[113] J. L. Bournique, M. L. Hughes, J. L. Baudhuin, and J. L. Goehring, "Effect of ECAP-based choice of stimulation rate on speech-perception performance", (in eng), Ear Hear, vol. 34, no. 4, pp. 437-46, 2013 Jul-Aug 2013, doi: 10.1097/AUD.0b013e3182760729.

[114] A. Li, H. Zhang, and W. Sun, The Frequency Range of "The Ling Six Sounds" in Standard Chinese. 2017, pp. 1864-1868.

[115] H. Park and J. Kim, "Comprehension and Application of the Ling 6 Sound Test", Audiology and Speech Research, vol. 12, pp. 195-203, 2016.

[116] C. E. d. Audiofonología, "Manual técnico para la utilización de la Guía para la valoración integral del niño con discapacidad auditiva, Comité español de audiofonología", M. d. t. y. a. sociales, Ed., ed. Madrid España: Real Patronato sobre Discapacidad, 2011, p. 109.

[117] A. M. Robbins, J. J. Renshaw, and S. W. Berry, "Evaluating meaningful auditory integration in profoundly hearing-impaired children", (in ENG), Am J Otol, vol. 12 Suppl, pp. 144-50, 1991.

[118] S. Zimmerman-Phillips, M. Osberger, and A. Robbins, "Assessment of auditory skills in children two years of age or younger", in 5th International Cochlear Implant Conference, New York, NY, 1997.

[119] S. Zimmerman-Phillips, M. Osberger, and A. Robbins, "Infant-toddler meaningful auditory integration scale", Sylmar: Advanced Bionics Corp, 2001.

[120] S. Zimmerman-Phillips, A. M. Robbins, and M. J. Osberger, "Assessing cochlear implant benefit in very young children"(in ENG), Ann Otol Rhinol Laryngol Suppl, vol. 185, pp. 42-3, Dec 2000.

[121] V. Weichbold, I. Anderson, and P. D'haese, "Validation of three adaptations of the meaningful auditory integration scale (MAIS) to German, English and Polish", International journal of audiology, vol. 43, no. 3, pp. 156-161, 2004.

[122] J. Meinzen-Derr, S. Wiley, J. Creighton, and D. Choo, "Auditory Skills Checklist: clinical tool for monitoring functional auditory skill development in young children with cochlear implants", (in ENG), Ann Otol Rhinol Laryngol, vol. 116, no. 11, pp. 812-8, Nov 2007.

[123] E. S. Pinto, C. B. Lacerda, and P. R. Porto, "Comparison between the IT-MAIS and MUSS questionnaires with video-recording for evaluation of children who may receive a cochlear implantation", (in ENG), Braz J Otorhinolaryngol, vol. 74, no. 1, pp. 91-8, 2008 Jan-Feb 2008.

[124] R. Velandia Suárez, K. Guzmán, D. P. Parra, J. G. Cabrera, J. E. Guzmán Durán, and J. A. Prieto, "Rendimiento auditivo en pacientes menores de 2 años comparado con pacientes entre 2 y 5 años con implante coclear", Acta otorrinolaringol. cir. cabeza cuello, vol. 38, no. 3, pp. 357-361, 2010.

[125] A. AlSanosi and S. M. Hassan, "The effect of age at cochlear implantation outcomes in Saudi children", (in eng), Int J Pediatr Otorhinolaryngol, vol. 78, no. 2, pp. 272-6, Feb 2014, doi: 10.1016/j.ijporl.2013.11.021.

[126] J. H. Allum, R. Greisiger, S. Straubhaar, and M. G. Carpenter, "Auditory perception and speech identification in children with cochlear implants tested with the EARS protocol", (in ENG), Br J Audiol, vol. 34, no. 5, pp. 293-303, Oct 2000.

[127] S. Archbold, "Organisation of the Nottingham paediatric cochlear implant programme", Central East Eur J, vol. 1, no. 1, pp. 20-27, 1996.

[128] W. K. Gstoettner, J. Hamzavi, B. Egelierler, and W. D. Baumgartner, "Speech perception performance in prelingually deaf children with cochlear implants", (in ENG), Acta Otolaryngol, vol. 120, no. 2, pp. 209-13, Mar 2000.

[129] H. Al-Muhaimeed, "Assessment of auditory performance in young children with cochlear implants", (in eng), Cochlear Implants Int, vol. 11 Suppl 1, pp. 240-3, Jun 2010, doi: 10.1179/146701010X12671177988878.

[130] A. Obrycka, A. Lorens, J. L. Padilla García, A. Piotrowska, and H. Skarzynski, "Validation of the LittlEARS Auditory Questionnaire in cochlear implanted infants and toddlers", (in eng), Int J Pediatr Otorhinolaryngol, vol. 93, pp. 107-116, Feb 2017, doi: 10.1016/j.ijporl.2016.12.024.

[131] M. Geal-Dor, R. Jbarah, S. Meilijson, C. Adelman, and H. Levi, "The Hebrew and the Arabic version of the LittlEARS® auditory questionnaire for the assessment of auditory development: results in normal hearing children and children with cochlear implants", (in ENG), Int J Pediatr Otorhinolaryngol, vol. 75, no. 10, pp. 1327-32, Oct 2011, doi: 10.1016/j.ijporl.2011.07.030.

[132] L. Wang, X. Sun, W. Liang, J. Chen, and W. Zheng, "Validation of the Mandarin version of the LittlEARS® Auditory Questionnaire", (in eng), Int J Pediatr Otorhinolaryngol, vol. 77, no. 8, pp. 1350-4, Aug 2013, doi: 10.1016/j.ijporl.2013.05.033.

[133] S. Cavicchiolo et al., "Early prelingual auditory development in Italian infants and toddlers analysed through the Italian version of the Infant-Toddler Meaningful Auditory Integration Scale (IT-MAIS)", (in eng), European Archives of Oto-Rhino-Laryngology, vol. 275, no. 2, pp. 615-622, Feb 2018, doi: 10.1007/s00405-017-4847-6.

[134] N. F. Fernandes, M. de Queiroz Teles Gomes, R. K. Tsuji, R. F. Bento, and M. V. S. Goffi-Gomez, "Auditory and language skills in children with auditory brainstem implants", (in eng), Int J Pediatr Otorhinolaryngol, vol. 132, p. 110010, May 2020, doi: 10.1016/j.ijporl.2020.110010.

[135] J. Zhang et al., "The development of auditory speech perception and spatial hearing abilities within one year after cochlear implantation in preschool prelingual deaf children", (in chi), Zhonghua Er Bi Yan Hou Tou Jing Wai Ke Za Zhi, vol. 56, no. 8, pp. 812-818, Aug 07 2021, doi: 10.3760/cma.j.cn115330-20200925-00771.

[136] G. H. Klem, H. O. Lüders, H. H. Jasper, and C. Elger, "The ten-twenty electrode system of the International Federation. The International Federation of Clinical Neurophysiology"(in eng), Electroencephalogr Clin Neurophysiol Suppl, vol. 52, pp. 3-6, 1999.

[137] ANSI S3.6-1996, Specifications for audiometers, A. N. S. Institute, New York, USA, 1996.

[138] J. Katz, Handbook of CLINICAL AUDIOLOGY, 7th ed. Philadelphia, USA: Wolters Kluwer Health, 2015, p. 946.

[139] A. C. Moura et al., "Longitudinal Analysis of the Absence of Intraoperative Neural Response Telemetry in Children using Cochlear Implants", (in eng), Int Arch Otorhinolaryngol, vol. 18, no. 4, pp. 362-8, Oct 2014, doi: 10.1055/s-0034-1372510.

[140] A. M. El Shennawy, M. M. Mashaly, M. I. Shabana, and S. M. Sheta, "Telemetry changes over time in cochlear implant patients", vol. 13, no. 1, pp. 24-31, Jan 2016, doi: 10.3109/21695717.2014.999427.

[141] CochlearTM. "Logotipos e historia de Cochlear". https://www.cochlear.com/us/es/corporate/media-center/cochlear-logo-and-history

[142] H. Skarzynski and A. Lorens, "Electric acoustic stimulation in children", (in eng), Adv Otorhinolaryngol, vol. 67, pp. 135-143, 2010, doi: 10.1159/000262605.

A P É N D I C E S

Apéndice A

Desarrollo en Implantes Cocleares

Tabla A.1: Desarrollo tecnológico en IC realizado por las empresas Advanced Bionics®, Cochlear™ y MED-EL® entre 1980 y 2015 [67, 71, 72, 140]

Año	Empresa	Desarrollo	Características
1980	MED-EL	Procesador del habla de petaca	Con guía flexible intracoclear de 4 canales y un pequeño procesador del habla con un solo canal. Estrategia de codificación del habla de banda ancha.
1981	Cochlear	Primer IC Nucleus®.	Primer IC multicanal en el mundo.
1985	Cochlear	IC Nucleus® Mini22 con procesador de sonido portátil.	Primer IC multicanal aprobado por la FDA para la comercialización.
1989	MED-EL	Sistema COMFORT, de dos o cuatro canales.	Emplean cables en forma de onda dentro del electrodo para maximizar la preservación de la estructura de la cóclea.
	Cochlear	Actualización del procesador de sonido portátil del IC Nucleus 22.	Procesador Mini más pequeño.
1991	MED-EL	BTE. Primer procesador de audio retroauricular en el mundo. Primer implante CAP. Procesador de audio de bolsillo CIS-PRO	Ofrece el mismo nivel de comprensión del habla que el procesador de petaca. Combina estimulación analógica y pulsátil.
1994	MED-EL	Sistema COMBI 40, primer IC multicanal de ocho canales, con diseño de electrodos que abarcaba por completo la cóclea.	Emplean estrategia de procesamiento CIS (del inglés, continuous Intervaleaved sampling), con alta tasa de estimulación.
	Cochlear	Actualización del procesador Spectra para el Nucleus 22.	Emplea estrategia de codificación de voz SPEAK que proporciona un sonido más natural, más rico y completo.

Continúa en la página siguiente.

Tabla A.1: Desarrollo tecnológico en IC realizado por las empresas Advanced Bionics®, Cochlear™ y MED-EL® entre 1980 y 2015 [67, 71, 72, 140]

Año	Empresa	Desarrollo	Características
1996	MED-EL	Procesador de audio CIS PRO+ y complemento CIS LINK.	Capacidad de estimulación expandida proporcionada por 12 canales de estimulación. El complemento habilita la estrategia CIS para usuarios de IC con conexión percutánea.
	MED-EL	Sistema COMBI 40+. IC multicanal miniaturizado (4 mm de grosor).	IC con el menor espesor en el mercado. Proporciona hasta 50,000 pulsos por segundo.
	AB	Lanzamiento del procesador de sonidos Clarion, primer procesador multi-programa.	Con un diseño único de auricular, controles de volumen y sensibilidad independientes.
1997	AB	Lanzamiento del procesador de sonidos S-Series™.	
	Cochlear	Primer IC que permite realizar Telemetría de la Respuesta Neuronal. Introduce la tecnología SPrint™. Se introduce el primer IC seguro para MRI de hasta 1.5 Tesla.	
1998	Cochlear	Primer procesador multi-canal ESPrit detrás de la oreja. Lanzamiento del IC Nucleus® 24.	Nuevo IC que ofrece mejoras técnicas, incluyendo un electrodo que proporciona una estimulación más directa.
1999	MED-EL	Procesador de audio (BTE) TEMPO+ retroauricular de diseño modular. Primer procesador de audio BTE que usa estrategia de codificación CIS+.	Consume un 90 % menos de energía que el procesador de petaca. Emplea estimulación eléctrica y acústica combinadas por primera vez. Con versión para niños.
2000	Cochlear	Desarrollo de la estrategia de codificación de voz Nucleus ACE™. Se introduce el arreglo de electrodos perimodiolar Nucleus 24 Contour.	Combina el beneficio de la información de pitch de la estrategia SPEAK con altas tasas de estimulación ofrecidas por la estrategia CIS. Arreglo de electrodos que recibe el Premio de Diseño Australiano.
2001	AB	Implante CII Bionic Ear™ y electrodo HiFocus™. Se aprueba el CII BTE y el Platinum BTE.	IC que puede ser actualizado a través de software.
	Cochlear	Lanzamiento de procesador de sonidos ESPrit™ 22, detrás de la oreja. Se introduce el Nucleus® Contour Advance®.	Este procesador constituye la cuarta actualización del Nucleus 22. Con característica única Softip™ diseñada para proteger la cóclea delicada.

Continúa en la página siguiente.

Tabla A.1: Desarrollo tecnológico en IC realizado por las empresas Advanced Bionics®, Cochlear™ y MED-EL® entre 1980 y 2015 [67, 71, 72, 140]

Año	Empresa	Desarrollo	Características
2002	AB	Lanzamiento de la estrategia de estimulación HiResolution. Lanzamiento del micrófono T-Mic™. Auriculares Direct Connect™ e iConnect™.	Se realiza en Europa. Para conectividad inalámbrica para celulares, auriculares y MP3. Disponibles para una mejor adaptación de la tarea de escucha.
	Cochlear	Se introduce el procesador detrás de la oreja ESPrit™ 3G, como parte del nuevo sistema Nucleus 3.	Primer procesador de audio con una bobina telefónica integrada, haciendo más accesible el uso del teléfono. Compatible con implantes Nucleus 24 y Contour.
2003	AB	Lanzamiento del IC HiRes 90K™, con un nuevo diseño quirúrgico. Lanzamiento del procesador de sonido Auria™. Lanzamiento de nuevo software de programación SoundWave™.	Actualización posible mediante software. Suite profesional capaz de ajustar el procesador de sonidos HiResolution™.
2004	Cochlear	Se introduce la quinta actualización del procesador ESPrit 3G para el Nucleus 22.	
	Cochlear	Se introduce el IC PULSAR	
2005	MED-EL	Sistema EAS.	Primer sistema en el mundo que combina estimulación eléctrica y acústica.
	Cochlear	Lanzamiento del sistema Nucleus® Freedom®.	
2006	AB	Lanzamiento del sistema Harmony™ HiResolution™. Lanzamiento del procesador de sonido HiRes Fidelity 120™.	IC más sofisticado en el mundo hasta ese momento. No aprobado en pacientes pediátricos en EU.
2007	MED-EL	Procesador de audio OPUS. IC de titanio SONATA.	Proporciona una fiabilidad excepcional, sin interruptores.
	AB	Lanzamiento del Procesador Direct™. Lanzamiento de diseños Skinit.	Procesadores hechos a la medida.
2008	Cochlear	El Nucleus Freedom disponible para el implante N22. Se introduce el procesador de sonido Cochlear™ Hybrid™ para estimulación eléctrica y acústica Primer IC hibrido el Hybrid L24	Diseñado para pacientes con pérdidas auditivas de alta frecuencia con habilidades auditivas de baja frecuencia residual.

Continúa en la página siguiente.

Tabla A.1: Desarrollo tecnológico en IC realizado por las empresas Advanced Bionics®, Cochlear™ y MED-EL® entre 1980 y 2015 [67, 71, 72, 140]

Año	Empresa	Desarrollo	Características
2009	MED-EL	Segunda generación de sistemas EAS con procesador de audio DUET 2 EAS.	Combina la amplificación acústica y la estimulación del IC, proporcionando sonido a las personas con hipoacusia de alta frecuencia.
2010	AB	Lanzamiento de la estrategia de procesamiento de sonido ClearVoice™, en Europa, Asia y Canadá.	
	Cochlear	Lanzamiento del sistema Cochlear Nucleus 5 con el procesador de sonido CP810.	
	MED-EL	Sistema de IC MAESTRO. Procesador de audio OPUS 2 y el implante coclear CONCERTO.	
2011	Cochlear	Actualización del Nucleus® 5 para implante Nucleus 24.	
2013	MED-EL	Lanzan el procesador de una sola unidad del IC RONDO	Primer IC complatible con escaneos de IRM de 1.5 y 3 teslas sin remosión del imán.
	AB	Procesamiento de sonidos HiRes Optima. Lanzamiento comercial del Procesador de sonido Naída CI Q70.	Procesamiento que recibe aprobación mundial.
2014	Cochlear	Lanzamiento del sistema Cochlear Nucleus Hybrid™,	Primero en su tipo que combina estimulación acústica y eléctrica.
2015	AB	Serie de procesadores de sonido Naída CI Q.	Reciben aprobación TUV
	Cochlear	Disponible el Nulceus® 6 para el IC N22	

Apéndice B

Carta de Consentimiento Informado

Responsable del proyecto: Dra. Laura Elizabeth Chamlati Aguirre Documento de Consentimiento Informado para invitar a los padres de los pacientes pediátricos implantados a participar en la investigación sobre una metodología objetiva, no invasiva de evaluación del Implante Coclear.

Este Formulario de Consentimiento Informado se dirige a los padres de pacientes pediátricos implantados atendidos en el servicio de audiología del Instituto Nacional de Rehabilitación Luis Guillermo Ibarra Ibarra (INRLGII), invitándoles a participar en la investigación "Exploración de la utilidad Clínica de la Respuesta Coclear Eléctrica (RCE) en pacientes pediátricos usuarios de Implante Coclear".

Responsable del proyecto: Dra. Laura Elizabeth Chamlati Aguirre Lugar: Instituto Nacional de Rehabilitación Luis Guillermo Ibarra Ibarra, servicio de audiología.

Proyecto: Exploración de la utilidad Clínica de la Respuesta Coclear Eléctrica (RCE) en pacientes pediátricos usuarios de Implante Coclear.

PARTE I. Información

Introducción
Yo soy La Dra. Laura Elizabeth Chamlati Aguirre, trabajo para el INR. Estamos investigando sobre las bondades de una nueva metodología objetiva, no invasiva de evaluación del Implante Coclear (IC). Le voy a dar información e invitarle a participar de esta investigación. No tiene que decidir hoy mismo si participará o no en esta investigación. Antes de decidirse, puede hablar con alguien que se sienta cómodo sobre la investigación. Es posible que haya algunas palabras o conceptos que no entienda, de ser así, siéntase en la confianza de preguntar y con gusto me tomaré el tiempo para explicarle. Si tiene preguntas después, puede preguntarme a mi o a otros miembros del equipo.

Propósito
Considerando el beneficio que conlleva una adecuada evaluación del desempeño del IC en la rehabilitación de los pacientes pediátricos, en esta investigación se desea probar una nueva metodología de evaluación del IC con el propósito de explorar su utilidad clínica en la rehabilitación de los pacientes.

Tipo de Intervención de Investigación

El proyecto consiste en realizar una prueba objetiva no invasiva de desempeño del implante coclear de su hijo(a) a través de un registro de electroencefalografía realizado bajo sueño fisiológico, recostado de frente a un altavoz y con su implante operando en condiciones de uso cotidiano. Previamente se le deben colocar 4 electrodos de superficie para poder realizar el estudio. La prueba consiste en enviar, a través del altavoz, estímulos sonoros a diferentes volúmenes. El niño(a) sólo debe estar tranquilo y dormirse mientras se realiza el registro.

Selección de participantes

Estamos invitando a los padres de pacientes pediátricos implantados, atendidos en el servicio de audiología del INRLGII, para que acepten que su hijo(a) participe en la investigación sobre una nueva metodología de evaluación del IC.

Participación voluntaria

Usted decide de manera totalmente voluntariamente si su hijo participa en esta investigación. Puede elegir participar o no hacerlo. Tanto si elige participar o no, continuarán todos los servicios que su hijo reciba en este instituto y nada cambiará. Usted puede cambiar de idea más tarde, aun cuando haya aceptado antes.

Procedimientos y Protocolo

- Comprometerse a que su hijo(a) se desvele la noche previa al estudio para asegurar que se duerma durante la prueba.
- Debe acudir al servicio de Audiología del INRLGII el día y hora pactado con su médico tratante. La prueba tardará alrededor de una hora.
- Se le colocarán en la cabeza del paciente cuatro electrodos para poder realizar el registro de electroencefalografía. La colocación no causa dolor ni molestias a su hijo(a).
- Puede presentar un ligero enrojecimiento en el lugar de colocación de los electrodos posterior a la prueba, sin embargo, no existe posibilidad de complicaciones ni malestar posterior.
- Se le realizará el registro de encefalografía mientras duerme y se le enviarán estímulos sonoros a través de la bocina.
- Durante el tiempo que tenga colocados los electrodos será supervisado por su médico tratante.
- Una vez concluida la prueba se retirarán los electrodos y podrá retirarse a su domicilio.
- Debe comprometerse a que su hijo(a) seguirá la planeación de sus sesiones de terapia lingüística para poder evaluar el progreso de su niño(a) con el uso del implante.
- Debe comprometerse a llenar un Cuestionario de Habilidades Auditivas del paciente con IC cuando le sea solicitado, para evaluar la evolución de su pequeño(a).

- Debe comprometerse a llevar a su hijo dos veces para la realización de la prueba de encefalografía, una vez realizada la primera prueba deberá esperar al menos seis meses para realizar la segunda prueba.
- Se le dará una copia del Documento completo de Consentimiento Informado
- Los datos obtenidos serán compartidos con usted si así lo desea, le garantizamos que toda la información es completamente **confidencial**.
- Cualquier **duda o comentario** puede hacerlo personalmente al responsable del proyecto al teléfono: 59991140.

Esta propuesta ha sido revisada y aprobada por Comité de Investigación del INRLGII, cuya tarea es asegurarse de que se protege de daños a los participantes en la investigación. Si usted desea averiguar más sobre este comité, contacte [Comité de investigación, Instituto Nacional de Rehabilitación Luis Guillermo Ibarra Ibarra, Tel.: (55)59991000, ext.: 13225].

PARTE II. Formulario de Consentimiento

He sido invitado a participar en la investigación de una nueva metodología objetiva de evaluación del IC. Entiendo que es una prueba de electroencefalografía, no invasiva para la cual tendré que desvelar a mi hijo en dos ocasiones. He sido informado de que no existe posibilidad de complicaciones ni malestar posterior. Se me ha proporcionado el nombre de un investigador que puede ser fácilmente contactado usando el nombre y el número telefónico que se me ha proporcionado.

He leído la información proporcionada o me ha sido leída. He tenido la oportunidad de preguntar sobre ella y se me ha contestado satisfactoriamente las preguntas que he realizado. Consiento voluntariamente participar en esta investigación como participante y entiendo que tengo el derecho de retirarme de la investigación en cualquier momento sin que me afecte en ninguna manera mi cuidado médico.

Nombre del paciente: _____

Firma del Participante: _____

Fecha:_____

Si es iletrado
He sido testigo de la lectura exacta del documento de consentimiento para el potencial participante y el individuo ha tenido la oportunidad de hacer preguntas. Confirmo que el individuo ha dado consentimiento libremente.

Nombre del testigo: _____, huella dactilar del paciente.

Firma del testigo: _____

Fecha:_____

He leído con exactitud o he sido testigo de la lectura exacta del documento de consentimiento informado para el potencial participante y el individuo ha tenido la oportunidad de hacer preguntas. Confirmo que el individuo ha dado consentimiento libremente.

Nombre del investigador: _____

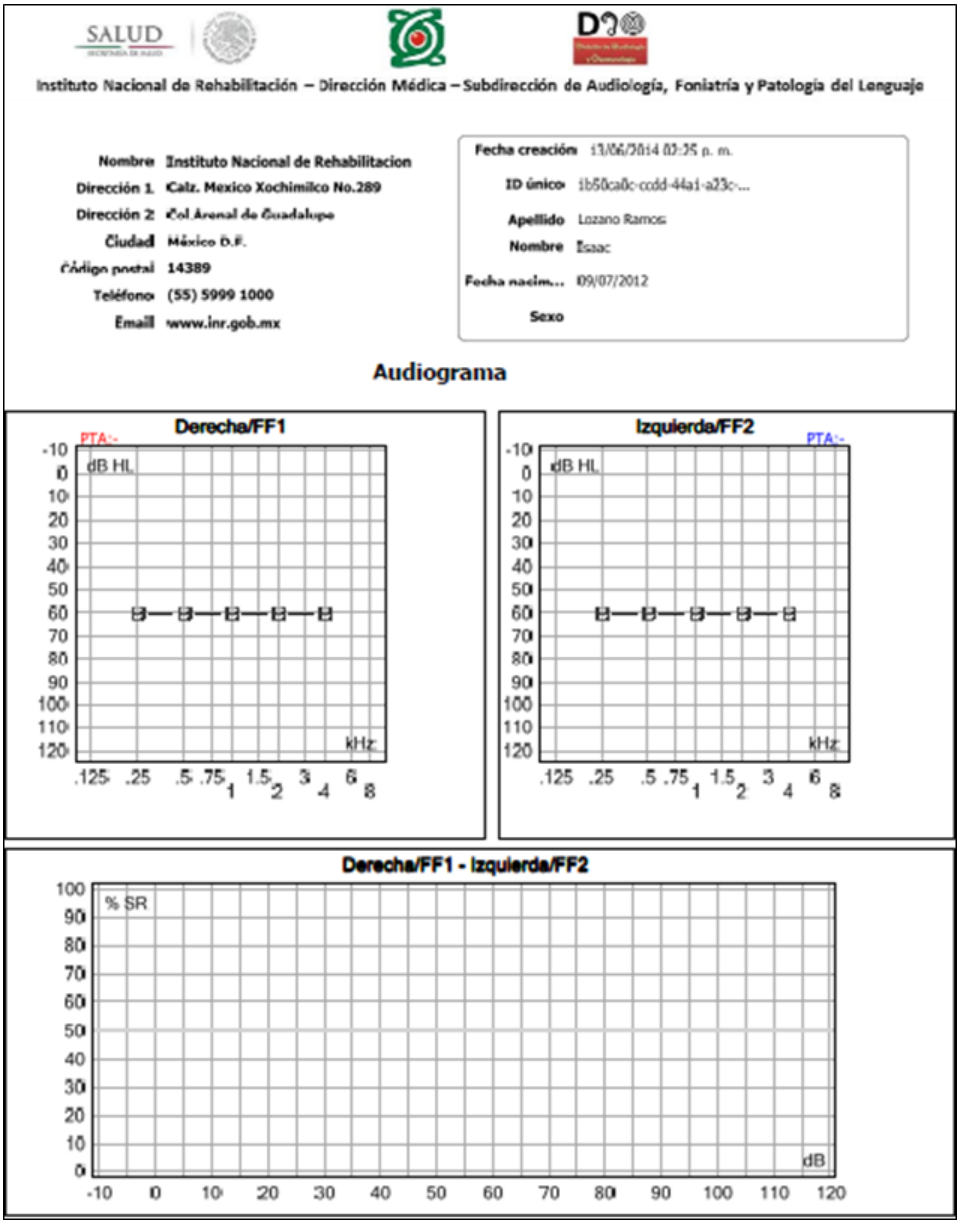
Firma del investigador: _____

Fecha:_____

Ha sido proporcionada al participante una copia de este documento de Consentimiento Informado (Dra. Laura Elizabeth Chamlati Aguirre)

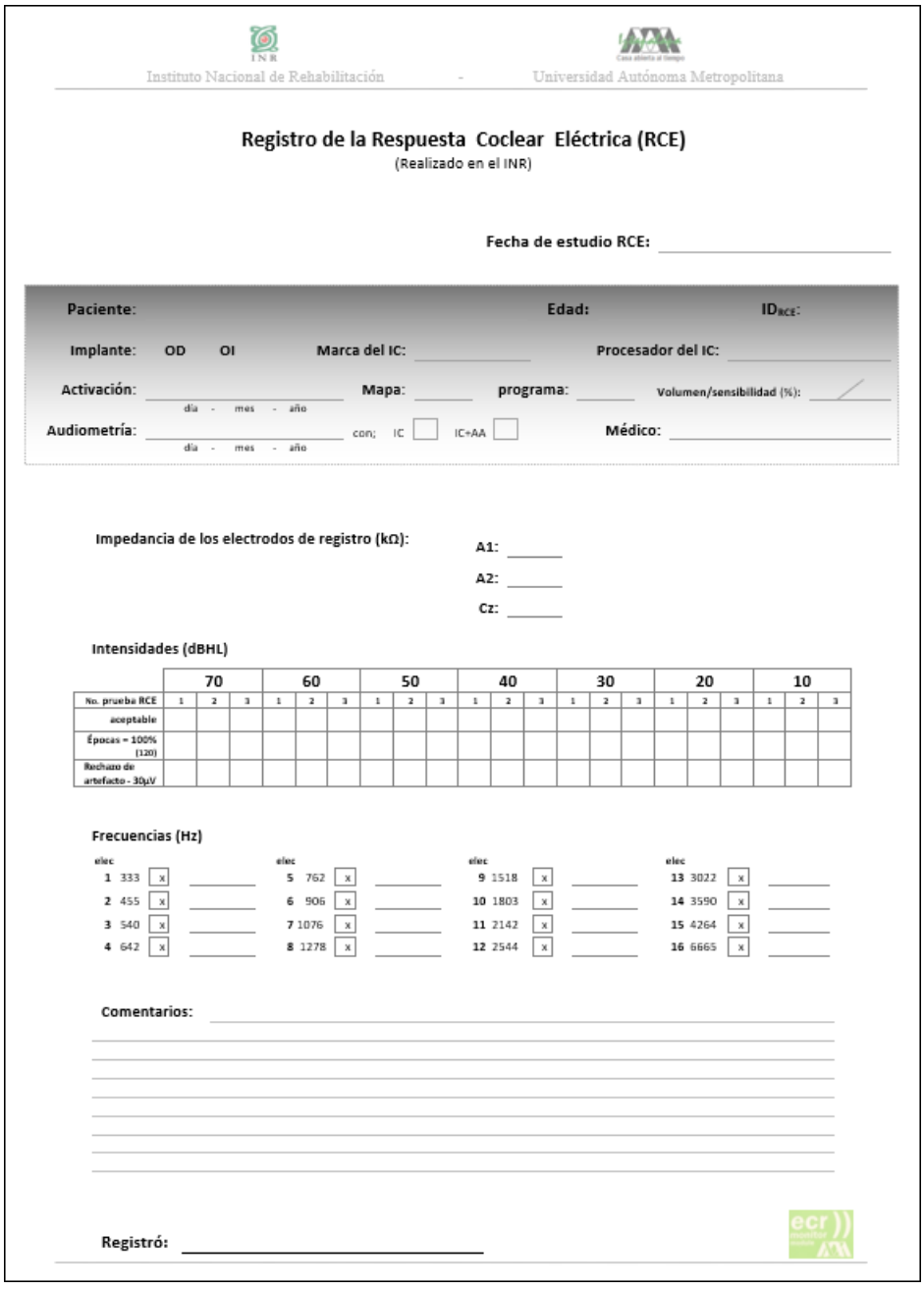
Apéndice C

Formato de valoración de audiometría



Apéndice D

Formato de Registro RCE



Instituto Nacional de Rehabilitación - Universidad Autónoma Metropolitana

Registro de la Respuesta Coclear Eléctrica (RCE)
(Realizado en el INR)

Fecha de estudio RCE: _____

Paciente: **Edad:** **ID_{RCE}:**

Implante: OD OI **Marca del IC:** _____ **Procesador del IC:** _____

Activación: _____ **Mapa:** _____ **programa:** _____ **Volumen/sensibilidad (%):** _____
día - mes - año

Audiometría: _____ con; IC ☐ IC+AA ☐ **Médico:** _____
día - mes - año

Impedancia de los electrodos de registro (kΩ):

A1: _____

A2: _____

Cz: _____

Intensidades (dBHL)

	70			60			50			40			30			20			10		
No. prueba RCE	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3
aceptable																					
Épocas = 100% (120)																					
Rechazo de artefacto - 30µV																					

Frecuencias (Hz)

elec			elec			elec			elec		
1 333	x	_____	5 762	x	_____	9 1518	x	_____	13 3022	x	_____
2 455	x	_____	6 906	x	_____	10 1803	x	_____	14 3590	x	_____
3 540	x	_____	7 1076	x	_____	11 2142	x	_____	15 4264	x	_____
4 642	x	_____	8 1278	x	_____	12 2544	x	_____	16 6665	x	_____

Comentarios: _____

Registró: _____

Apéndice E

Formato de Reporte RCE

Instituto Nacional de Rehabilitación - Universidad Autónoma Metropolitana

Reporte de la Respuesta Coclear Eléctrica (RCE)

Atención: _____

Fecha de estudio RCE: _____

Resultados obtenidos en el estudio de evaluación de desempeño del IC realizado en el Instituto Nacional de Rehabilitación, practicado al paciente _____ usuario de implante coclear en oído _____ .

Prueba realizada con el equipo "**monitor ecr**", estando el paciente recostado y bajo sueño fisiológico; condiciones de campo sonoro en interior de Cabina Audiométrica con luz apagada.

Intensidades Umbrales para la detección de la RCE

IC marca: _____ Modelo: _____ Procesador: _____

Mapa: _____ Programa: _____ Estrategia de estimulación: _____

Volumen (%): _____ Sensibilidad (%): _____

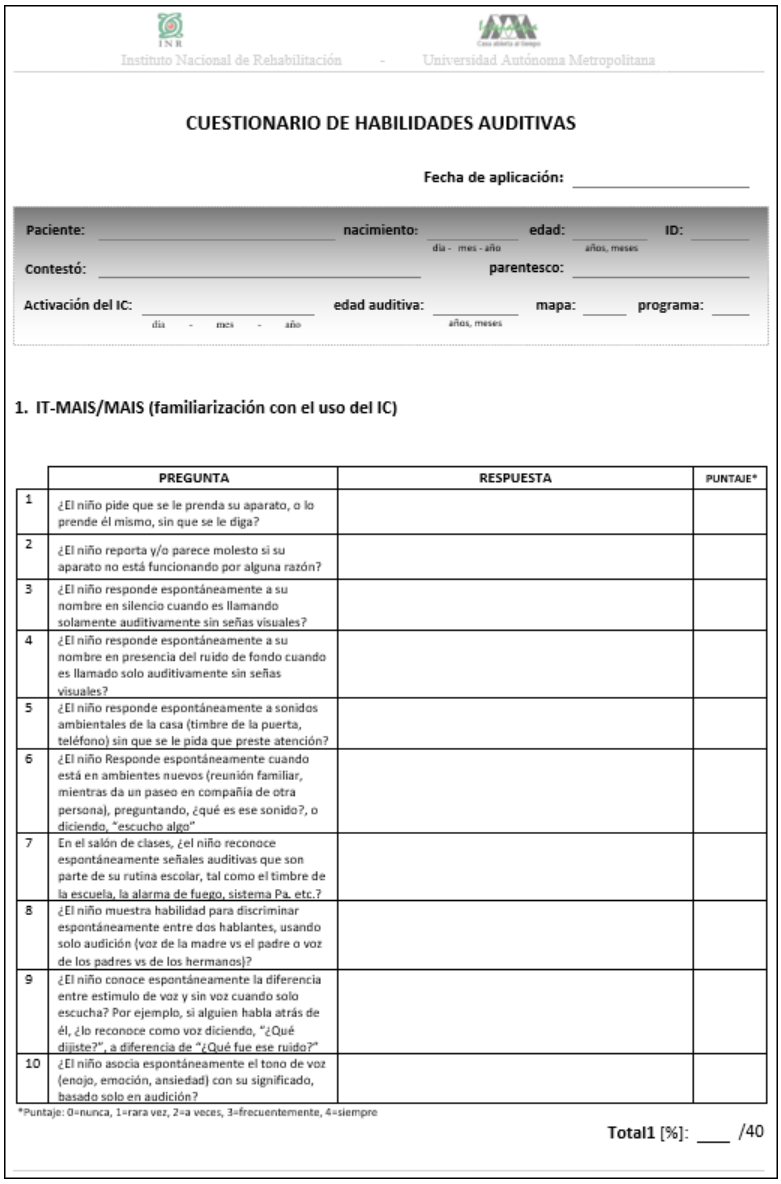
Audiometría: _____

Comentarios:

Atentamente

Apéndice F

Formato para aplicación del Cuestionario de Habilidades Auditivas



Instituto Nacional de Rehabilitación - Universidad Autónoma Metropolitana

CUESTIONARIO DE HABILIDADES AUDITIVAS

Fecha de aplicación: _____

Paciente: _____ **nacimiento:** _____ (día - mes - año) **edad:** _____ (años, meses) **ID:** _____

Contestó: _____ **parentesco:** _____

Activación del IC: _____ (día - mes - año) **edad auditiva:** _____ (años, meses) **mapa:** _____ **programa:** _____

1. IT-MAIS/MAIS (familiarización con el uso del IC)

	PREGUNTA	RESPUESTA	PUNTAJE*
1	¿El niño pide que se le prenda su aparato, o lo prende él mismo, sin que se le diga?		
2	¿El niño reporta y/o parece molesto si su aparato no está funcionando por alguna razón?		
3	¿El niño responde espontáneamente a su nombre en silencio cuando es llamando solamente auditivamente sin señas visuales?		
4	¿El niño responde espontáneamente a su nombre en presencia del ruido de fondo cuando es llamado solo auditivamente sin señas visuales?		
5	¿El niño responde espontáneamente a sonidos ambientales de la casa (timbre de la puerta, teléfono) sin que se le pida que preste atención?		
6	¿El niño Responde espontáneamente cuando está en ambientes nuevos (reunión familiar, mientras da un paseo en compañía de otra persona), preguntando, ¿qué es ese sonido?, o diciendo, "escucho algo"		
7	En el salón de clases, ¿el niño reconoce espontáneamente señales auditivas que son parte de su rutina escolar, tal como el timbre de la escuela, la alarma de fuego, sistema Pa. etc.?		
8	¿El niño muestra habilidad para discriminar espontáneamente entre dos hablantes, usando solo audición (voz de la madre vs el padre o voz de los padres vs de los hermanos)?		
9	¿El niño conoce espontáneamente la diferencia entre estímulo de voz y sin voz cuando solo escucha? Por ejemplo, si alguien habla atrás de él, ¿lo reconoce como voz diciendo, "¿Qué dijiste?", a diferencia de "¿Qué fue ese ruido?"		
10	¿El niño asocia espontáneamente el tono de voz (enojo, emoción, ansiedad) con su significado, basado solo en audición?		

*Puntaje: 0=nunca, 1=rara vez, 2=a veces, 3=frecuentemente, 4=siempre

Total1 [%]: ___ /40

Instituto Nacional de Rehabilitación - Universidad Autónoma Metropolitana

2. RESPUESTA DEL PACIENTE A SONIDOS CONOCIDOS

Detecta: se percata de la presencia del sonido
Identifica: indica la fuente sonora
Repite: imita el sonido

Respuesta: si ☑ no ☒

	Sonido	DETECTA	IDENTIFICA	REPITE
1	campana			
2	camión			
3	llave de agua			
4	ladrido			
5	carro			
6	cohete			
7	llanto de bebé			
8	conversación			
9	crujir de hojas			
10	reloj			
11	susurro			
12	teléfono			
13	sirena			
14	tren			
15	avión			
16	pájaros			
17	helicóptero			
18	motocicleta			
19	tocar la puerta			
20	Licuadora			

Total2 [%]: _____ /20 + _____ /20 + _____ /20 = _____ /60

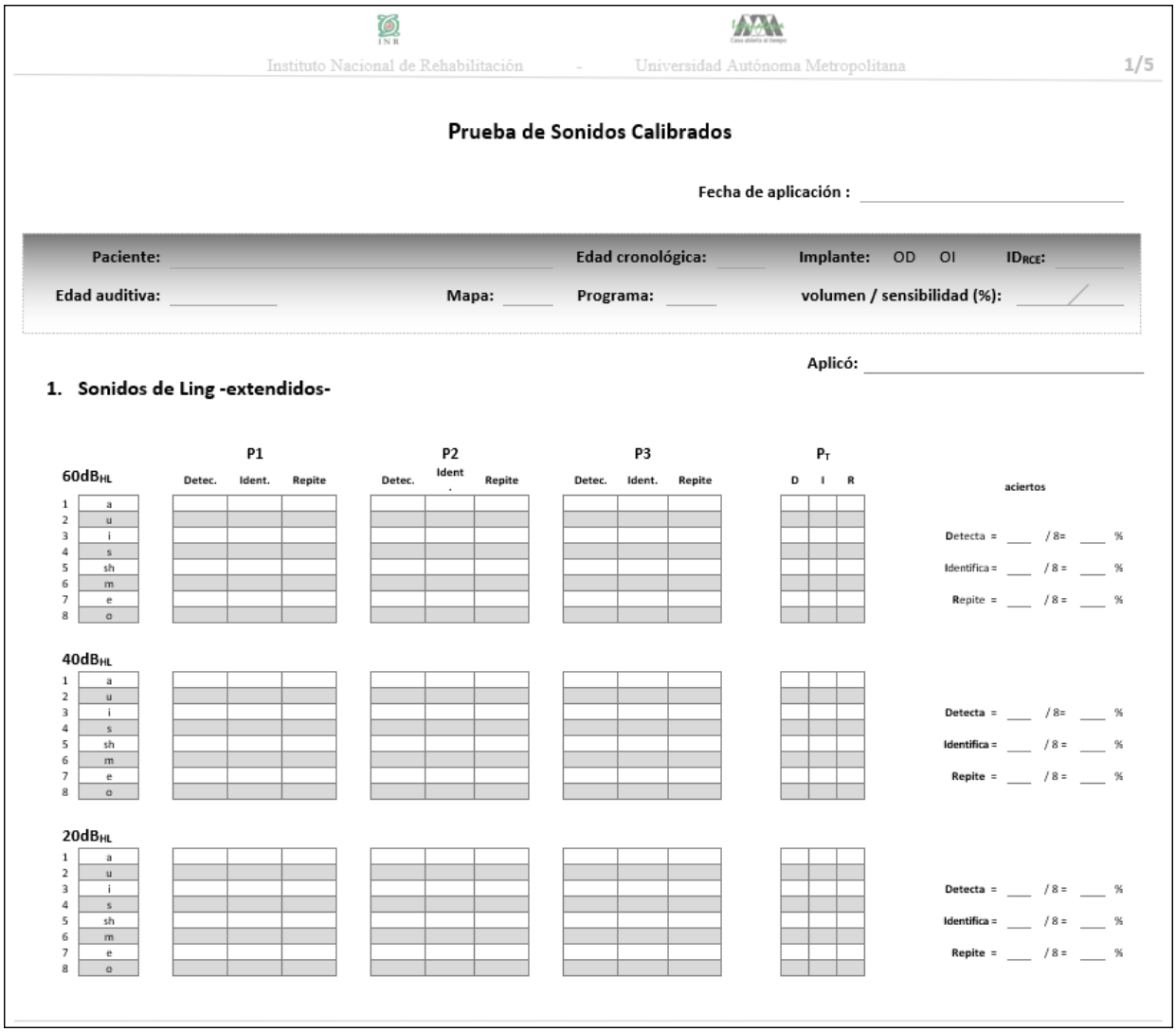
Puntaje Total [%]= Total1*50/40 + Total2*50/60 = _____

Comentarios:

Aplicó: _____

Apéndice G

Formato para aplicación de la Prueba de Sonidos Calibrados



Instituto Nacional de Rehabilitación - Universidad Autónoma Metropolitana 1/5

Prueba de Sonidos Calibrados

Fecha de aplicación : _____

Paciente: _____ Edad cronológica: ____ Implante: OD OI ID_{RCE}: ____

Edad auditiva: _____ Mapa: ____ Programa: ____ volumen / sensibilidad (%): ____/____

Aplicó: _____

1. Sonidos de Ling -extendidos-

		$60dB_{HL}$ P1 Detec.	P1 Ident.	P1 Repite	P2 Detec.	P2 Ident.	P2 Repite	P3 Detec.	P3 Ident.	P3 Repite	P_T D	P_T I	P_T R
1	a												
2	u												
3	i												
4	s												
5	sh												
6	m												
7	e												
8	o												

aciertos

Detecta = ___ / 8= ___ %

Identifica = ___ / 8 = ___ %

Repite = ___ / 8 = ___ %

		$40dB_{HL}$ P1 Detec.	P1 Ident.	P1 Repite	P2 Detec.	P2 Ident.	P2 Repite	P3 Detec.	P3 Ident.	P3 Repite	P_T D	P_T I	P_T R
1	a												
2	u												
3	i												
4	s												
5	sh												
6	m												
7	e												
8	o												

Detecta = ___ / 8= ___ %

Identifica = ___ / 8 = ___ %

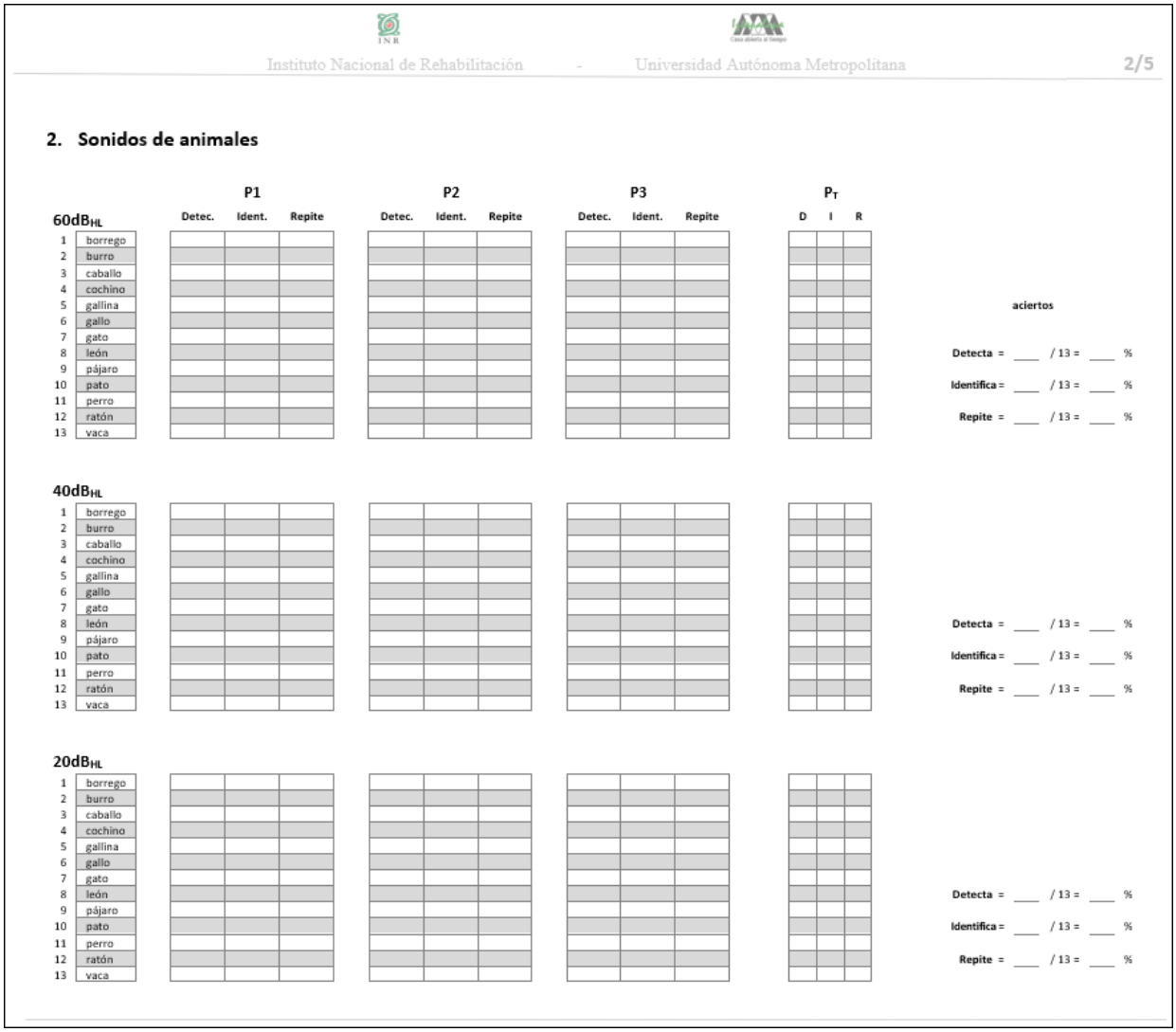
Repite = ___ / 8 = ___ %

		$20dB_{HL}$ P1 Detec.	P1 Ident.	P1 Repite	P2 Detec.	P2 Ident.	P2 Repite	P3 Detec.	P3 Ident.	P3 Repite	P_T D	P_T I	P_T R
1	a												
2	u												
3	i												
4	s												
5	sh												
6	m												
7	e												
8	o												

Detecta = ___ / 8 = ___ %

Identifica = ___ / 8 = ___ %

Repite = ___ / 8 = ___ %



Instituto Nacional de Rehabilitación - Universidad Autónoma Metropolitana 2/5

2. Sonidos de animales

60dB$_{HL}$

		P1			P2			P3			P_T		
		Detec.	Ident.	Repite	Detec.	Ident.	Repite	Detec.	Ident.	Repite	D	I	R
1	borrego												
2	burro												
3	caballo												
4	cochino												
5	gallina												
6	gallo												
7	gato												
8	león												
9	pájaro												
10	pato												
11	perro												
12	ratón												
13	vaca												

aciertos

Detecta = ____ / 13 = ____ %

Identifica = ____ / 13 = ____ %

Repite = ____ / 13 = ____ %

40dB$_{HL}$

1	borrego												
2	burro												
3	caballo												
4	cochino												
5	gallina												
6	gallo												
7	gato												
8	león												
9	pájaro												
10	pato												
11	perro												
12	ratón												
13	vaca												

Detecta = ____ / 13 = ____ %

Identifica = ____ / 13 = ____ %

Repite = ____ / 13 = ____ %

20dB$_{HL}$

1	borrego												
2	burro												
3	caballo												
4	cochino												
5	gallina												
6	gallo												
7	gato												
8	león												
9	pájaro												
10	pato												
11	perro												
12	ratón												
13	vaca												

Detecta = ____ / 13 = ____ %

Identifica = ____ / 13 = ____ %

Repite = ____ / 13 = ____ %

3. Sonidos de transportes

60dB$_{HL}$

		P1			P2			P3			P_T			
		Detec.	Ident.	Repite	Detec.	Ident.	Repite	Detec.	Ident.	Repite	D	I	R	aciertos
1	carro													
2	avión													
3	tren													Detecta = ___ / 7 = ___ %
4	motocicleta													
5	barco													Identifica = ___ / 7 = ___ %
6	helicóptero													
7	camión													Repite = ___ / 7 = ___ %

40dB$_{HL}$

1	carro													
2	avión													
3	tren													Detecta = ___ / 7 = ___ %
4	motocicleta													
5	barco													Identifica = ___ / 7 = ___ %
6	helicóptero													
7	camión													Repite = ___ / 7 = ___ %

20dB$_{HL}$

1	carro													
2	avión													
3	tren													Detecta = ___ / 7 = ___ %
4	motocicleta													
5	barco													Identifica = ___ / 7 = ___ %
6	helicóptero													
7	camión													Repite = ___ / 7 = ___ %

4. Sonidos ambientales

60dB$_{HL}$

		P1			P2			P3			P_T		
		Detec.	Ident.	Repite	Detec.	Ident.	Repite	Detec.	Ident.	Repite	D	I	R
1	campana												
2	cohete												
3	conversación												
4	licuadora												
5	llanto												
6	llave de agua												
7	reloj												
8	sirena												
9	teléfono												
10	tocar la puerta												

aciertos

Detecta = ____ / 10 = ____ %

Identifica = ____ / 10 = ____ %

Repite = ____ / 10 = ____ %

40dB$_{HL}$

1	campana												
2	cohete												
3	conversación												
4	licuadora												
5	llanto												
6	llave de agua												
7	reloj												
8	sirena												
9	teléfono												
10	tocar la puerta												

Detecta = ____ / 10 = ____ %

Identifica = ____ / 10 = ____ %

Repite = ____ / 10 = ____ %

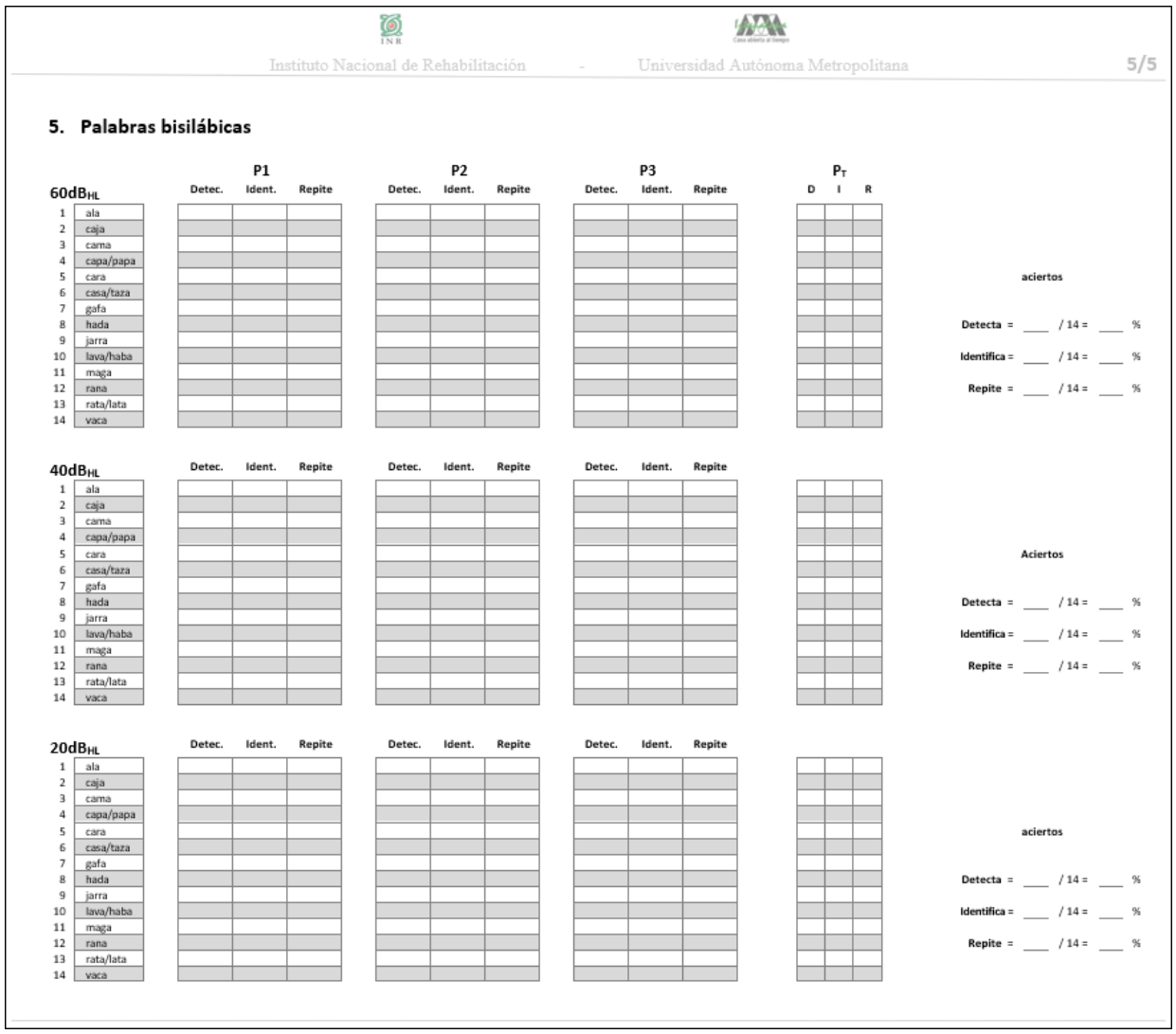
20dB$_{HL}$

1	campana												
2	cohete												
3	conversación												
4	licuadora												
5	llanto												
6	llave de agua												
7	reloj												
8	sirena												
9	teléfono												
10	tocar la puerta												

Detecta = ____ / 10 = ____ %

Identifica = ____ / 10 = ____ %

Repite = ____ / 10 = ____ %



Instituto Nacional de Rehabilitación - Universidad Autónoma Metropolitana 5/5

5. Palabras bisilábicas

60dB$_{HL}$

		P1			P2			P3			P_T		
		Detec.	Ident.	Repite	Detec.	Ident.	Repite	Detec.	Ident.	Repite	D	I	R
1	ala												
2	caja												
3	cama												
4	capa/papa												
5	cara												
6	casa/taza												
7	gafa												
8	hada												
9	jarra												
10	lava/haba												
11	maga												
12	rana												
13	rata/lata												
14	vaca												

aciertos

Detecta = ____ / 14 = ____ %

Identifica = ____ / 14 = ____ %

Repite = ____ / 14 = ____ %

40dB$_{HL}$

		Detec.	Ident.	Repite	Detec.	Ident.	Repite	Detec.	Ident.	Repite
1	ala									
2	caja									
3	cama									
4	capa/papa									
5	cara									
6	casa/taza									
7	gafa									
8	hada									
9	jarra									
10	lava/haba									
11	maga									
12	rana									
13	rata/lata									
14	vaca									

Aciertos

Detecta = ____ / 14 = ____ %

Identifica = ____ / 14 = ____ %

Repite = ____ / 14 = ____ %

20dB$_{HL}$

		Detec.	Ident.	Repite	Detec.	Ident.	Repite	Detec.	Ident.	Repite
1	ala									
2	caja									
3	cama									
4	capa/papa									
5	cara									
6	casa/taza									
7	gafa									
8	hada									
9	jarra									
10	lava/haba									
11	maga									
12	rana									
13	rata/lata									
14	vaca									

aciertos

Detecta = ____ / 14 = ____ %

Identifica = ____ / 14 = ____ %

Repite = ____ / 14 = ____ %

Apéndice H

Tarjetas de apoyo visual para la Prueba de Sonidos Calibrados

1. Sonidos Ling -extendidos-

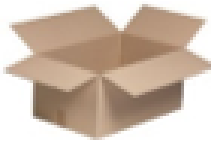
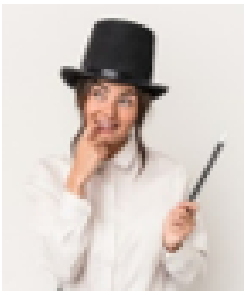
a	**u**	**i**
m	**o**	**s**
sh	**e**	

2. Sonidos de animales

3. Sonidos de transportes

4. Sonidos ambientales

5. Palabras bisilábicas

Apéndice I

Calibración de las frecuencias empleadas en el Monitor RCE

Para cada frecuencia de calibración del equipo "Monitor RCE" se tiene un *offset* en dB_{SPL} que determina la lectura que debe obtenerse en el sonómetro al enviar a través de la bocina un estímulo sonoro de determinada intensidad a cada frecuencia de calibración, de acuerdo con la norma de calibración ISO 389-7 para Campo Libre. Sin embargo, el conjunto de frecuencias de calibración no incluye las frecuencias de estimulación empleadas por el software MEEIC en un estudio RCE típico. Por lo cual, fue necesario estimar el *offset* que sumado a la intensidad que se desea calibrar, proporcione el valor de calibración (dB_{SPL}) correspondiente a cada frecuencia de estimulación del software MEEIC.

El *offset* se determinó mediante una interpolación lineal entre los valores de offset de las frecuencias de calibración más cercanas a la frecuencia de estimulación, Tabla I.1.

A partir del *offset* se obtuvo el valor "Deseado" en dB_{SPL} (Tabla I.2), este valor se refiere a la lectura que se espera obtener en el sonómetro a cada frecuencia al enviar un estímulo sonoro de cierta intensidad.

$$valor\ deseado_{dBSPL} = intensidad\ de\ calibración_{dBHL} + offset_{dBSPL}$$

El valor "Leído" se refiere a la lectura real en dB_{SPL} dada por el sonómetro a cada frecuencia de calibración, al enviar un estímulo sonoro de cierta intensidad en dB_{HL}. Para las frecuencias empleadas en el software MEEIC, el valor "Leído" se obtiene interpolando linealmente las lecturas obtenidas para las frecuencias de calibración más cercanas a la frecuencia de estimulación, Tabla I.2.

El error (+/-) en dB_{SPL} mostrado en la Tabla I.2, –valor **Leído/Interpolado** - valor **Deseado**–, se debe a las características acústicas del recinto donde se hizo la calibración. Este error muestra que cuando se envió al paciente un estímulo de cierta intensidad (dB_{HL}), éste lo percibió a menor o mayor intensidad dependiendo de la frecuencia del estímulo.

Tabla I.1: Valor de Offset obtenido mediante interpolación lineal para las frecuencias de estimulación

Offset por frecuencia		
Frecuencia [Hz]		**Offset**
calibracion	**estimulación**	**[dB$_{\mathbf{HL}}$]**
315		8.5
	333	**8.0**
400		6.0
	455	**4.9**
500		4.0
	540	**3.5**
630		2.5
	642	**2.5**
	762	**2.1**
800		2.0
	906	**2.0**
1000		2.0
	1076	**1.8**
1250		1.5
	1278	**1.4**
	1518	**0.4**
1600		0.0
	1803	**-0.8**
2000		-1.5
	2142	**-2.2**
	2544	**-4.2**
	3022	**-6.0**
3150		-6.5
	3590	**-6.5**
4000		-6.5
	4264	**-5.6**
5000		-3.0
6300		4.0
	6665	**5.6**
8000		11.5

Tabla I.2: Obtención de los valores Deseado y Leído para la frecuencia de estimulación de 333 Hz a 10 dB_{HL}

Frecuancia [Hz]		**Deseado**	**Lectura sonómetro [dB_{SPL}]**		**error**
calibración	**estimulación**	**[dB_{SPL}]**	**Leído**	**Interpolado**	**[SPL]**
315		18.5	18.9		0.4
	333	18.0		20.1	2.1
400		16.0	24.6		8.6

Para saber la intensidad a la cual el paciente percibía un estímulo de cierta intensidad (dB_{HL}), se obtuvo mediante una regla de tres, el valor "real" en dB_{HL} que corresponde con el valor "Interpolado" (dB_{SPL}) para cada intensidad de prueba RCE, (I.3).

Tabla I.3: Valor real obtenido para cada frecuencia de estimulación a cada intensidad de prueba

Frecuencia	**Intensidad[dB_{HL}]**						
	10	**20**	**30**	**40**	**50**	**60**	**70**
333	11.2	25.3	31.4	43.4	52.2	61.7	72.2
455	14.7	30.3	32.4	49.2	58.1	67.2	68.0
540	13.0	28.4	32.7	47.0	56.4	65.1	61.8
642	9.8	24.3	32.8	43.3	53.1	61.6	71.6
762	3.4	12.4	30.8	31.6	43.0	52.3	63.8
906	7.2	15.9	31.4	34.9	47.0	56.7	68.4
1076	9.8	19.6	32.4	39.3	50.7	60.6	71.7
1278	3.8	12.9	32.9	35.4	45.3	54.7	65.0
1518	11.2	21.1	32.4	45.4	54.3	64.1	73.9
1803	11.2	21.3	32.2	47.2	.8	62.3	74.0
2142	8.8	19.1	32.2	44.1	51.9	58.3	71.5
2544	12.6	21.8	32.7	41.3	52.0	62.1	73.1
3022	23.2	27.3	31.6	46.1	55.6	64.6	72.8
3590	30.2	23.3	31.7	49.9	58.2	68.5	76.7
4264	23.1	28.3	32.6	50.1	56.7	69.2	80.1
6665	7.1	16.6	32.1	37.4	44.9	57.2	68.6

Los valores de la Tabla I.3 se redondearon para una mejor interpretación de resultados, Tabla I.4. De esta forma para cada intensidad a la cual se detectó una RCE por cada frecuencia de estimulación, se estimó el umbral (dB_{HL}) del paciente.

Tabla I.4: Valor real obtenido para cada frecuencia de estimulación a cada intensidad de prueba

Frecuencia	**Intensidad[dB_{HL}]**						
	10	**20**	**30**	**40**	**50**	**60**	**70**
333	10	25	30	45	50	60	70
455	15	30	30	50	60	65	70
540	15	30	35	45	55	65	60
642	10	25	35	45	55	60	70
762	10	20	30	35	45	55	65
906	10	20	30	35	45	55	70
1076	10	20	30	40	50	60	70
1278	10	20	35	35 4	5	55	65
1518	10	20	30	45	55	65	75
1803	10	20	30	45	55	60	75
2142	10	20	30	45	50	60	70
2544	15	20	35	40	50	60	75
3022	25	25	30	45	55	65	75
3590	30	25	30	50	60	70	75
4264	25	30	35	50	55	70	80
6665	10	20	30	40	45	55	70

Casa abierta al tiempo
UNIVERSIDAD AUTÓNOMA METROPOLITANA

ACTA DE DISERTACIÓN PÚBLICA

No. 00038
Matrícula: 205280160

Estimación Objetiva del Umbral Auditivo mediante la Respuesta Coclear Eléctrica y Evaluación del Desempeño Auditivo en Pacientes Pediátricos usuarios de Implante Coclear.

En la Ciudad de México, se presentaron a las 10:00 horas del día 17 del mes de noviembre del año 2022 en la Unidad Iztapalapa de la Universidad Autónoma Metropolitana, los suscritos miembros del jurado:

DRA. ALMA JANETH MORENO AGUIRRE
DR. EMILIO SACRISTAN ROCK
DR. RUBEN CARLOS ACEVEDO ANDRADE
DR. JOSE JOAQUIN AZPIROZ LEEHAN
DRA. MARIA TERESA GARCIA GONZALEZ

Bajo la Presidencia de la primera y con carácter de Secretaria la última, se reunieron a la presentación de la Disertación Pública cuya denominación aparece al margen, para la obtención del grado de:

DOCTORA EN CIENCIAS (INGENIERIA BIOMEDICA)

DE: AGAR KARINA QUINTANA LOPEZ

y de acuerdo con el artículo 78 fracción IV del Reglamento de Estudios Superiores de la Universidad Autónoma Metropolitana, los miembros del jurado resolvieron:

— Aprobar —

Acto continuo, la presidenta del jurado comunicó a la interesada el resultado de la evaluación y, en caso aprobatorio, le fue tomada la protesta.

AGAR KARINA QUINTANA LOPEZ
ALUMNA

REVISÓ

MTRA. ROSALIA SERRANO DE LA PAZ
DIRECTORA DE SISTEMAS ESCOLARES

DIRECTOR DE LA DIVISIÓN DE CBI	PRESIDENTA	VOCAL
Román Linares Romero		
DR. ROMAN LINARES ROMERO	DRA. ALMA JANETH MORENO AGUIRRE	DR. EMILIO SACRISTAN ROCK

VOCAL	VOCAL	SECRETARIA
DR. RUBEN CARLOS ACEVEDO ANDRADE	DR. JOSE JOAQUIN AZPIROZ LEEHAN	DRA. MARIA TERESA GARCIA GONZALEZ