

## Trabajo original

# Efecto del ruido de fondo y de la reverberación en la discriminación de usuarios de implante coclear

## *Effect of reverberation and noise on speech intelligibility by cochlear implant (CI) users*

Lic. Cecilia I. Abadia (1), Dr. Diego A. Marcomini (1), Fga. Fabiana P. Bosco (1), Sebastián Ausili (2)

### Abstract

The aim of this study is to evaluate the individual and combined effect of reverberation and noise on speech intelligibility by cochlear implant (CI) users. The speech intelligibility of a list of sentences is investigated under conditions with different reverberation times and background noise levels (or signal to noise ratio - SNR). The evaluation was carried on in CI users with and without temporal information in their electrical stimulation on the auditory nerve and normal hearing people. On the design of the experiment, reverberation, noise and a combination of reverberation with noise were used to decrease speech intelligibility of a list of sentences. These ones were implemented for speech intelligibility by unilateral CI users with envelope and with envelope plus temporal information on their coding strategies. A total of 17 CI users participated and 20 normal hearing subjects were examined within the test. The results showed, at first place, that there is a strong difference between cochlear implant users and normal hearing persons in an acoustic difficult situation. In the worst case (maximum reverberation and minimum signal to noise ratio) normal hearing listeners scored almost perfectly while the best group of CI scored 37% of corrects words. In terms of cochlear implant users it was found that the complete cochlear coverage plus temporal coding information reach the best results compared

with patients that only has envelope information and different active stimulation ranges in the cochlea. It could be observed that the decrease given by the effect of reverberation is greater than the caused by noise. That is because the reverberation strongly modifies the envelope of the signal, which is one fundamental parameter of the CI coding strategies. This study shows the importance and need of a progress in the CI digital signal processing to improve the results in difficult acoustics situations.

**Key words:** Cochlear implants, sound coding, audiology, psychoacoustics, Signal-Noise, reverberation.

### Resumen

El objetivo de este estudio es evaluar el efecto individual y combinado de la reverberación y del ruido en la discriminación de usuarios de implante coclear (IC). La inteligibilidad de la palabra de una lista de oraciones se investiga en distintas condiciones de tiempos de reverberación y niveles de ruido de fondo (o signal to noise ratio - SNR). La evaluación se lleva a cabo en usuarios de IC con y sin la información temporal en la estimulación eléctrica del nervio auditivo y en personas normoyentes. En el diseño del experimento, la reverberación, el ruido y una combinación de reverberación con el ruido se utiliza para disminuir la inteligibilidad del habla de una lista de oraciones. Esto aplicó en usuarios de

---

(1) Equipo de Implantes Auditivos Buenos Aires - EIA. Sanatorio V Franchin, Construir Salud, OsPeCon, Buenos Aires, Argentina. (2) Universidad Nacional de Tres de Febrero, Ingeniería de Sonido, Buenos Aires, Argentina. Correspondencia: Av. Belgrano 1870, CABA, Argentina. Tel.: +5411 43847140 Int. 2069. E-mail: ceciabadia@yahoo.com Lugar donde fue presentado: XVI Congreso Argentino de ORL y Fonoaudiología Pediátrica. XI Jornadas de Audiología y Rehabilitación. X Jornadas de ORL para Pediatras. 8, 9 y 10 de Mayo 2014, Buenos Aires, Argentina.

IC con envolvente e información temporal en sus estrategias de codificación. Un total de 17 pacientes participaron y 20 sujetos con audición normal fueron examinados en la prueba. Los resultados mostraron, en primer lugar, que existe una gran diferencia entre los usuarios de IC y las personas con audición normal en una situación acústica compleja. En el peor de los casos (el máximo de reverberación y mínimo de señal a ruido) los normoyentes prácticamente no cometieron errores mientras que el mejor grupo de IC obtuvo un 37% de palabras correctas. En cuanto a los usuarios de implantes cocleares se encontró que con cobertura coclear completa más codificación de la información temporal se alcanzaron los mejores resultados en comparación con los pacientes que sólo tiene información de envolvente y diferentes rangos activos de estimulación en la cóclea. Se pudo observar también que la disminución ocasionada por el efecto de la reverberación es mayor que la causada por el ruido. Esto se debe a que la reverberación modifica fuertemente la envolvente de la señal, siendo éste un parámetro fundamental en las estrategias de codificación de CI. Este estudio deja en evidencia la importancia y necesidad de un progreso en el procesamiento digital de señales para los usuarios de IC y así mejorar el performance que en una situación acústicamente compleja obtienen.

**Palabras clave:** Implantes cocleares, estrategias de codificación, audiología, psicoacústica, ruido de fondo, reverberación.

## Metodología

### Pacientes

El test fue realizado en 17 personas implantadas por hipoacusia bilateral profunda y en 20 normoyentes. Para los pacientes con implante coclear se utilizó el criterio audiológico según las categorías establecido por Geers y Moog (1989) [1]. Se adoptó la "Categoría 6" como criterio de inclusión definida por los autores como: identificación de palabras en condiciones de contexto abierto, es decir, el sujeto es capaz de identificar palabras u oraciones sin ninguna ayuda visual y fuera de contexto. Estos pacientes pueden extraer suficiente información fonética para reconocer los estímulos únicamente mediante su audición.

Once de los pacientes evaluados tienen un electrodo de cobertura coclear completa (CCC). A su vez, cinco de este mismo grupo oyen mediante una estrategia de codificación que entrega solo información basada en la envolvente de la señal (CIS+) y los siete restantes con representación y codificación

temporal (FS4). Por otro lado, también fueron evaluados seis pacientes con un electrodo precurvado de cobertura coclear parcial (CCP) y de estrategia de codificación basada en la envolvente (ACE) [2] [3]. El detalle de los pacientes evaluados se puede observar en la tabla 1. De todos los pacientes, 14 fueron implantados unilateralmente y 2 de forma bilateral. En estos últimos casos el oído considerado mejor por los propios pacientes fue el evaluado.

A pesar de que todos los pacientes evaluados se encontraban dentro de la categoría 6, no todos tienen el misma área activa de estimulación. Por un lado, los pacientes con estrategia ACE fueron implantados con el electrodo Contour Advance de Cochlear Ltd. El mismo consta de 24 contactos en 15 mm de área activa de estimulación. A su vez, dentro de esta sección y por cada ciclo de estimulación, los pacientes fueron programados para que se estimule 8 máximas. Es decir, de los 22 contactos del electrodo los pacientes tienen 8 canales activos. El resto de los pacientes (FS4 y CIS+), fueron implantados con un electrodo Standard de MED-EL de 26,4 mm de área activa de estimulación [4] [5].

Tabla 1. Datos de los pacientes evaluados.

Paciente	Edad	Edad auditiva (L/R)	(Contactos / canales activos)	CCC / CCP	Estrategia de codificación	Etiología de hipoacusia
P1	25	(5/-)	(12/12)	CCC	FS4	Desconocida
P2	25	(-/5)	(12/9)	CCC	FS4	Desconocida Progresiva
P3	16	(7/-)	(12/10)	CCC	FS4	Ototoxicidad
P4	47	(13/13)	(12/12)	CCC	FS4	Ototoxicidad
P5	60	(-/5)	(12/10)	CCC	FS4	Otosclerosis
P6	57	(3/-)	(12/12)	CCC	FS4	Meningitis
P7	14	(10/-)	(12/10)	CCC	CIS+	Desconocida
P8	53	(-/9)	(12/12)	CCC	CIS+	Desconocida Progresiva
P9	17	(-/12)	(12/8)	CCC	CIS+	Desconocida
P10	51	(8/-)	(12/10)	CCC	CIS+	Otosclerosis
P11	53	(6/-)	(12/12)	CCC	CIS+	Desconocida Progresiva
P12	11	(-/1)	(22/8)	CCP	ACE	Genética Progresiva
P13	16	(-/13)	(22/8)	CCP	ACE	Desconocida
P14	46	(-/4)	(22/8)	CCP	ACE	Otosclerosis
P15	18	(-/14)	(22/8)	CCP	ACE	Desconocida
P16	45	(5/-)	(22/8)	CCP	ACE	Desconocida
P17	38	(-/1)	(22/8)	CCP	ACE	Desconocida Progresiva

En los contactos en que se presentaba una muy alta impedancia no había una clara percepción auditiva mediante la estimulación de los mismos. Por ello, los contactos en la zona basal de la cóclea de algunos pacientes debieron ser apagados lo cual deja una menor área activa, desde 16,8 mm hasta los 26,4 mm del propio electrodo. Las impedancias altas pueden generarse debido a procesos quirúrgicos como también a la ubicación más proximal de los electrodos basales a la cocleostomía. En la figura se puede observar los porcentajes de las diferentes

áreas activas analizadas. Vale destacar que en los pacientes de CCC y a pesar de que en algunos de ellos existan canales basales desactivados, todos son estimulados hasta el ápice de la cóclea mediante la inserción profunda que permite este electrodo [6] [7].

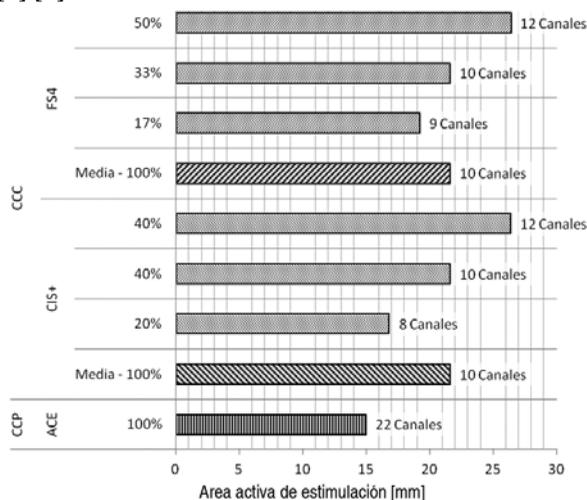


Figura 1. Áreas activas de estimulación por grupos, sus porcentajes y promedios.

Los normoyentes evaluados fueron 20, los mismos no presentan ningún trastorno auditivo o de lenguaje.

### Estímulo

Para el reconocimiento de palabras fueron utilizadas listas del Protocolo Latinoamericano de Implante Coclear, del cual se utilizaron las listas de oraciones de la Fga. Teresita Mansilla, en Paraguay [8]. Las listas de oraciones en formato abierto constituyen una prueba que tiene como objetivo principal evaluar la percepción del habla, a través de oraciones simples, y de vocabulario corriente. Las palabras usadas en las listas no están fonéticamente balanceadas, pero guardan relación en cuanto al número de palabras usadas en total para cada lista, incluyendo los artículos, sustantivos, verbos, adjetivos, preposiciones y adverbios.

El error cuadrático medio o "root mean square" (RMS) fue igualado a la misma cantidad de energía en todas las oraciones (65 dB). Las mismas contienen entre 4 y 8 palabras, y se aplicó un total de 9 series (10 oraciones por serie). Esto da un total de 90 oraciones evaluadas. Las mismas se encuentran en el Anexo I.

### Simulaciones de ruido y reverberación

Para la generación de oraciones con reverberación, a las oraciones grabadas se las convolucionó con dos impulsos con distintos tiempos de rever-

beración:  $T_{60} = 0,42$  s y  $T_{60} = 0,88$  s. Los tiempos fueron elegidos acordes a los que, por volumen de recinto y utilidad, son recomendados para aulas de enseñanza [9,10]. Los valores máximos recomendados para un recinto de un volumen menor de  $283 \text{ m}^3$  es de  $T_{60} = 0,6$  s y que para recintos de volumen entre  $283 \text{ m}^3$  y  $566 \text{ m}^3$  es de  $T_{60} = 0,7$  s. Así es que se escogió dentro de la metodología de trabajo, un tiempo de reverberación que se encuentre dentro de la recomendación y otro por encima de la misma, de manera que permita evaluar a todos los sujetos del estudio en estas dos situaciones.

La respuesta al impulso utilizada fue grabada por Ando et al. (2004) [11] en Kirishima International Concert Hall (Kagoshima, Japón). El mismo cuenta con 770 asientos distribuidos en dos pisos y posee un volumen de  $8500 \text{ m}^3$ . Para obtener la respuesta al impulso de la sala se utilizó una fuente sonora omnidireccional (Time domain, Yoshii-9) la cual fue ubicada en el centro del escenario. Se empleó el método de "Log Sine Sweep" como señal de excitación de la sala [12]. La respuesta frecuencial del sweep fue programada entre 40 y 20.000 Hz y su duración fue de 10 s. Para el punto de medición se utilizó, se colocó un maniquí (Neumann, KU100) para realizar la grabación binaural de la respuesta al impulso de la sala y se ubicó en una silla de la audiencia enfrentando a la fuente sonora. La altura de los micrófonos utilizados fue de 1,1 m y la señal registrada por éstos era previamente amplificada y grabada digitalmente en un disco duro con una frecuencia de muestreo de 48.000 Hz ya 32 bits. La medición se realizó con la sala vacía.

La respuesta al impulso de la sala que se aplicó en el test fue realizada a aproximadamente 14 m de la fuente y prácticamente en el centro de la sala. Se obtuvo una reverberación de 1,0 s de la medición realizada en el punto anteriormente determinado. Luego se utilizaron envolventes de amplitud para obtener tiempos más reducidos:  $T_{60} = 0,42$  s y  $T_{60} = 0,88$  s.

Resulta de particular importancia analizar la inteligibilidad que proporcionan las respuestas al impulso utilizadas mediante los parámetros %ALCons y STI/RASTI. Mediante el correspondiente análisis se encuentra que la señal de  $T_{60} = 0,42$  s tiene un %ALCons de 3,9% y un RASTI de 0,7 y el impulso de  $T_{60} = 0,88$  s entregó 7,3% y 0,58 respectivamente. Con lo cual califican subjetivamente como "Buena" y "Aceptable" respectivamente, en términos de inteligibilidad.

El ruido utilizado para el enmascaramiento fue el Speech Shaped Noise. El mismo se realizó para todas las oraciones a las que luego se les aplicaría este enmascaramiento en dos diferentes situaciones

de relación señal a ruido o "signal to noise ratio": SNR 10 dB y SNR 5 dB.

Para la realización de las convoluciones entre la lista de oraciones y las respuestas al impulso se utilizó el software Matlab® y para la obtención del Speech Shaped Noise y su aplicación a las oraciones se utilizó el software Praat® del Departamento de Ciencias Fonéticas de la Universidad de Ámsterdam. De esta manera se generaron situaciones anecoicas, con ruido y ruido más reverberación.

### Procedimiento

Por medio de la entrada directa de audio de cada procesador se realizó la evaluación del test, tal como se muestra en la figura 2. Para evitar ruidos que puedan perjudicar en la inteligibilidad del paciente, los micrófonos fueron silenciados de manera que el único estímulo a percibir fuese el de la entrada directa de audio. Antes de comenzar la evaluación mediante oraciones la amplitud de la entrada de audio del implante coclear se ajustaba a un nivel confortable para el paciente mediante oraciones de prueba. El mismo se fijaba a lo largo de todo el test.

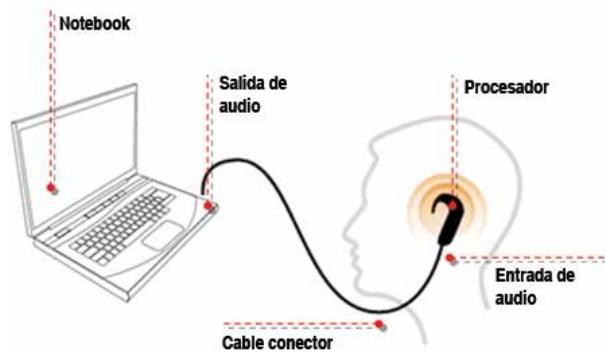


Figura 2. Esquema de conexiones del test aplicado y paciente realizando el test.

Como se muestra en la tabla 2, las series utilizadas para la evaluación de los pacientes resultaron

en 9 combinaciones distintas y de 10 oraciones en cada una: (1) Dos tiempos de reverberación ( $T_{60} = 0,42$  s y  $T_{60} = 0,88$  s); (2) dos relaciones de señal a ruido (SNR = 5 dB y 10 dB); (3) cuatro combinaciones de reverberación y relación señal a ruido; y (4) una serie anecoica ( $T_{60} = 0,0$  s) controlada como condición de referencia. El objetivo de los pacientes era repetir todas las palabras que eran capaces de identificar. Así, la cantidad total de acertadas fueron evaluadas para obtener el porcentaje de palabras correctas en cada situación. El orden de las series no es el mostrado en la tabla, sino que se avaluó agregando complejidad a medida que avanzaba el test y dejando última la serie anecoica para tener como referencia. De esta manera el orden final del test quedó configurado como sigue: Anecoico SNR 10dB; Anecoico SNR 5 dB;  $T_{60}$  0,42s SNR +inf;  $T_{60}$  0,42s SNR 10 dB;  $T_{60}$  0,42s SNR 5dB;  $T_{60}$  0,88s SNR +inf;  $T_{60}$  0,88s SNR 10dB;  $T_{60}$  0,88s SNR 5dB; Anecoico SNR +inf.

Tabla 2. Series utilizadas para la evaluación de pacientes

Anecoico	SNR +inf	10 Oraciones	90 Oraciones
	SNR 10dB	10 Oraciones	
	SNR 5dB	10 Oraciones	
$T_{60}$ 0,42s	SNR +inf	10 Oraciones	
	SNR 10dB	10 Oraciones	
	SNR 5dB	10 Oraciones	
$T_{60}$ 0,88s	SNR +inf	10 Oraciones	
	SNR 10dB	10 Oraciones	
	SNR 5dB	10 Oraciones	

Por último y luego de la evaluación de todas las personas del análisis, se realizó un estudio cruzado con tres pacientes de estimulación temporal. Esto se realizó cambiando la estrategia de codificación con estructura fina o teoría temporal a una basada en la envolvente de la señal. A cada uno se le dio un plazo no menor de una semana para realizar sus actividades cotidianas y acostumbrarse a la nueva estrategia de estímulo eléctrico en su nervio auditivo.

### Resultados

A continuación, en las figuras 3 y 4, se muestran los resultados globales de cada situación evaluada, diferenciando entre cuatro grupos:

- Pacientes con información temporal (FS4) y cobertura coclear completa (CCC).
- Pacientes con información de envolvente (CIS+) y cobertura coclear completa (CCC).
- Pacientes con información de envolvente (ACE) y cobertura coclear parcial (CCP).
- Normoyentes.

Los resultados en los que es necesario realizar comparaciones entre grupos o más de un sujeto se encuentran normalizados con la respuesta propia anecoica de cada sujeto y se detalla como "Error Normalizado". Otros resultados pueden encontrarse como "Porcentaje de palabras correctas".

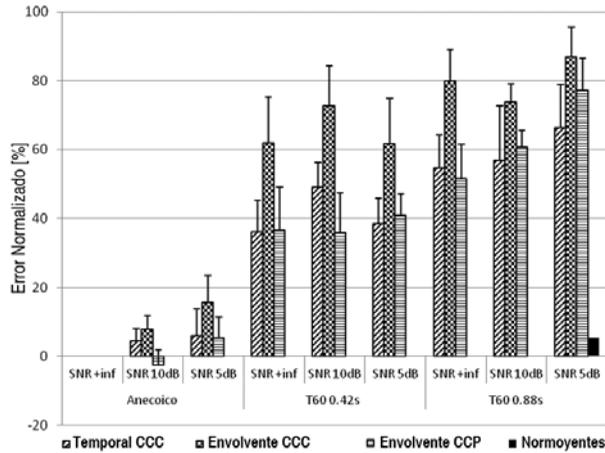


Figura 3. Resultados globales de todos los grupos de pacientes evaluados.

Por otro lado, y analizando cada uno de los grupos implantados, se muestra los siguientes gráficos con el detalle de las situaciones evaluadas.

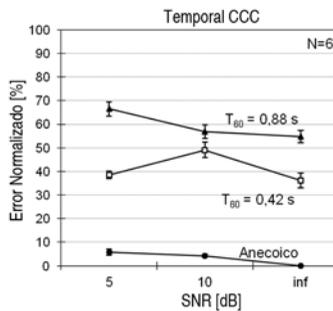


Figura 4. Resultados de los pacientes de CCC con información temporal (FS4) en su estrategia de codificación.

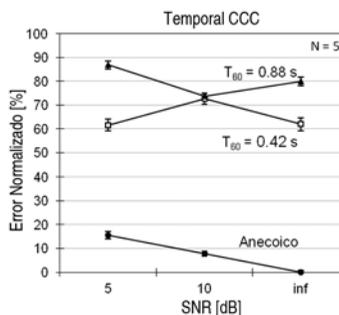


Figura 5. Resultados de los pacientes de CCC con información de envoyante (CIS+) en su estrategia de codificación.

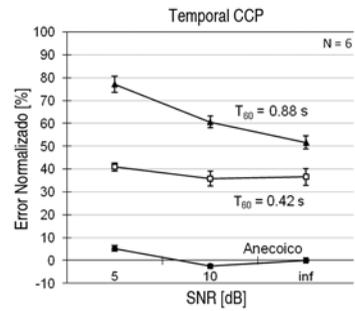


Figura 6. Resultados de los pacientes de CCP con información de envoyante (ACE) en su estrategia de codificación.

Los resultados individuales de cada sujeto expresados en su porcentaje de palabras correctas son mostrados en los gráficos a continuación.

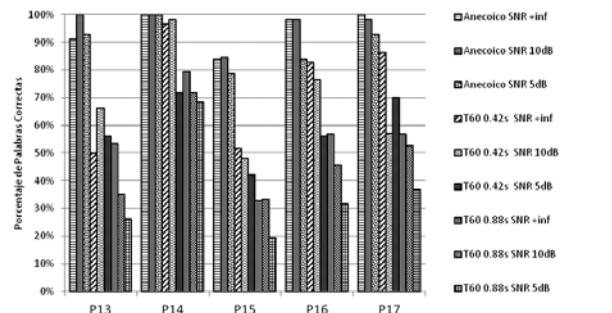
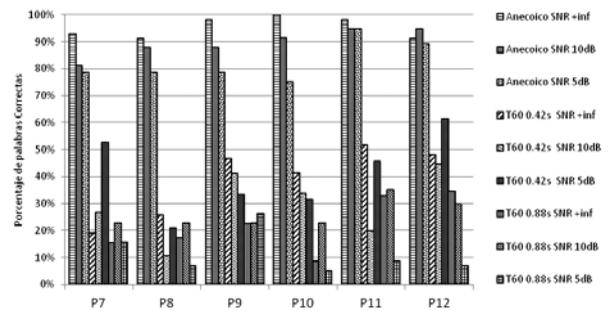
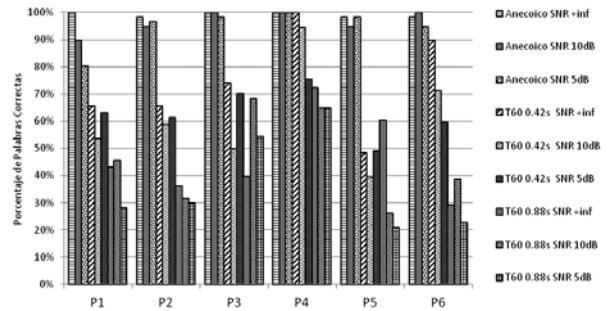


Figura 7. Resultados individuales de cada paciente en cada una de las evaluaciones realizadas.

El estudio cruzado realizado en tres pacientes con cobertura coclear completa (P1, P5 y P6) son mostrados en la figura 8.

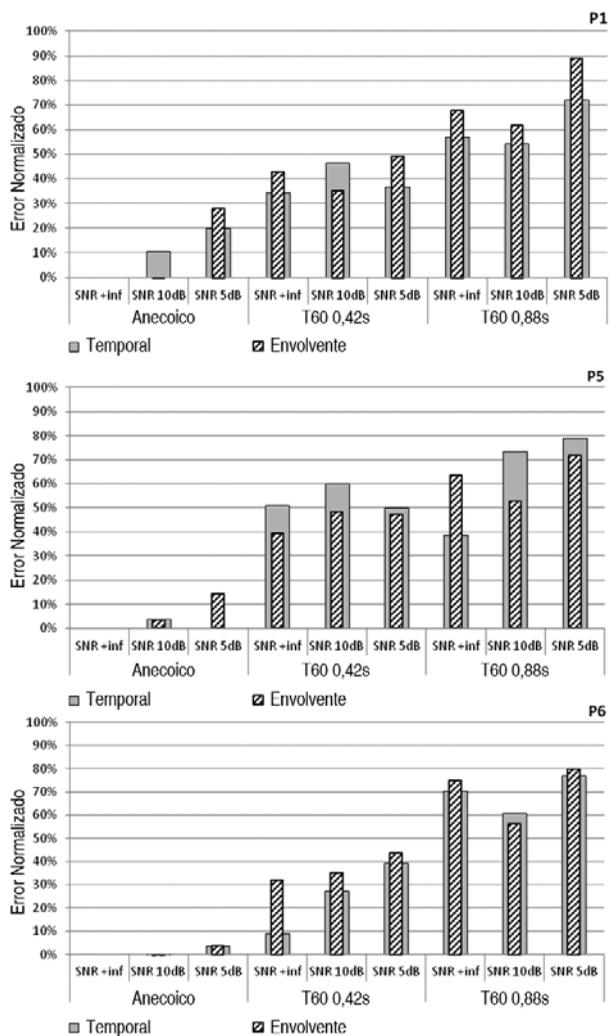


Figura 8. Resultados individuales del estudio cruzado de los pacientes P1, P5 y P6.

### Discusión

Resulta fundamental destacar la posibilidad de utilizar la entrada directa de audio de los procesadores evaluados para este tipo de test. De esta manera fue posible descartar los factores acústicos que tenía la sala en donde el mismo se realizó, siendo que cambiarían las repuestas frecuenciales de las señales con las que se estimulaba. Esto característica hizo posible que el test pudiera realizarse de manera rápida, efectiva y sin fuentes de error por parte de la señal que ingresaba directamente al implante coclear. Por otro lado, el parámetro de ruido de fondo en la implementación del mismo test en personas normoyentes fue algo a tener en cuenta en su evaluación. El mismo no fue medido en ninguno de los casos pero los tests siempre se realizaron en lugares donde el ruido de fondo no resultaba molesto y con una importante detención en que se lle-

gue a la sonoridad más confortable. En los paciente de implante coclear, conectar el procesador directamente al dispositivo que proveerá la señal elimina el micrófono como variable en la investigación y permite analizar así el conjunto: preprocesamiento (compresión), procesamiento propiamente dicho (estrategia de codificación) y lugar de estimulación dentro de la cóclea (electrodo). De esta manera, las fuentes de error más importantes resultan ser todas las subjetivas y propias de las personas evaluadas. El simple hecho de que un paciente esté cansado, no se sienta bien o que su estado de ánimo se encuentre inestable, puede hacer que los resultados de esa persona varíen a lo largo de la prueba. Para eliminar la mayor parte posible de este error, los resultados fueron normalizados con la mejor situación de cada paciente evaluado.

Es posible observar que el decremento dado por el efecto de la reverberación resulta mayor al provocado por el ruido. Como anteriormente se ha descrito, la reverberación es un parámetro que acompaña varias actividades en las que se está involucrado. Analizando los resultados de los pacientes de cobertura coclear completa (CCC), muestran que quienes son estimulados con una estrategia de representación temporal en el ápice de la cóclea obtuvieron hasta aproximadamente un 20% de menos de error en la situación más difícil ( $T_{60} = 0,88$  s y SNR 5 dB) sobre quienes tenían estrategia basada en la envolvente de la señal. Esta importante diferencia, sin duda está influenciada por la alteración que la reverberación le genera a la envolvente, siendo que la estrategia de codificación se basa en la señal alterada acústicamente por un recinto para extraer la información del habla. Por otro lado y como se detalló anteriormente en la sección correspondiente, los pulsos eléctricos en estrategias con estructura fina realizan una representación del "phase locking" de la teoría temporal del oído interno. Esta diferencia agrega una mejor representación de la señal que la envolvente en casos reverberantes cuando se estimula el ápice de la señal.

Analizando lo que ocurre entre los pacientes de cobertura coclear completa (CCC) con información temporal y los de cobertura coclear parcial (CCP) mediante un electrodo precurvado e información de envolvente, se observa una menor diferencia en el porcentaje de error en la situación más compleja (CCC = 66,44% y CCP = 77,06%). Estos últimos tienen una estimulación en un área menor de la cóclea y su electrodo se ubica más cerca de modiolos, resultando en un área de estimulación tonotópica sobre la región de frecuencias medias y agudas de la có-

clea. Analizando de manera detallada lo que ocurre entre ambos grupos, se encontró que los mejores resultados se observan en los dos pacientes implantados bilateralmente, aun siendo estimulados en un solo lado. Haciendo esta salvedad y analizando por separado lo que ocurre solo en pacientes unilaterales, se pueden encontrar los resultados en la figura 9.

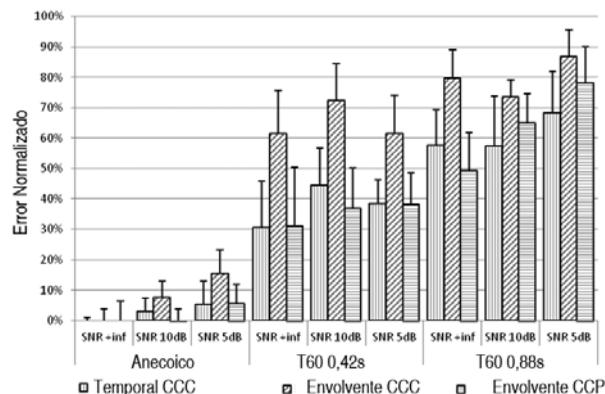


Figura 9. Resultados globales de los pacientes implantados excluyendo los pacientes implantados bilateralmente.

Realizando el anterior análisis y estudiando a los pacientes bilaterales de forma separada, se observa que la tendencia en la distribución de los resultados se mantiene y afirma. De forma que los pacientes con estimulación con estrategia de codificación temporal y estimulación apical obtuvieron el menor error de 68,43% en la situación más compleja, los pacientes con estimulación basada en la envolvente y estimulación en la zona basal y medial (electrodo precurvado) un 78,37% y los pacientes con estimulación apical pero estrategia basada en la envolvente un 86,85%. Ahora bien, si se consideran solo los resultados de los pacientes bilaterales se encuentran muy distanciados de los anteriores promedios. Como muestra la figura 10, en ambos casos el reconocimiento de palabras en las situación más compleja es mayor del 60%, en otras palabras, aún en la situación más compleja que fue evaluada discriminan más de la mitad de las palabras dictadas. Los pacientes bilateralmente implantados en general, tienen sus vías auditivas mayormente estimuladas mediante el implante coclear. Es posible afirmar que los pacientes que oyen mediante ambos oídos, obtienen mejores resultados en ambientes acústicamente complejos, lo cual ha sido profundamente investigado [13-14]. Aunque los pacientes bilaterales evaluados en este estudio fueros estimulados solo mediante uno de sus oídos implantados, fue posible encontrar una diferencia realmente significativa entre ellos y los pacientes unilaterales. Esto puede ser el resultado de que tener ambas vías auditivas estimuladas y, por tanto, mayor informa-

ción en la corteza cerebral de ambos hemisferios. Lo cual fortalece los procesos cognitivos del paciente y su desarrollo tanto auditivo como de lenguaje. Los pacientes bilaterales evaluados en este estudio son destacados profesionales y uno de ellos maneja tres idiomas que perfeccionó durante la utilización de los implantes cocleares.

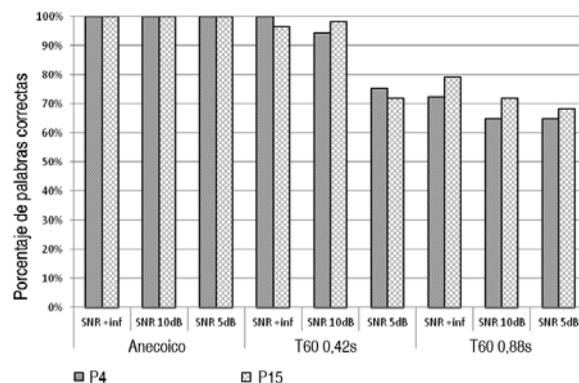


Figura 10. Resultados de los pacientes bilaterales en cada situación evaluada.

También se puede observar que no todos los pacientes trabajan con la totalidad de los contactos de su electrodo como canales activos de estimulación. Los pacientes evaluados e implantados con el electrodo precurvado, tienen la totalidad del área activa del electrodo (15 mm) sobre la primera vuelta de la cóclea con todos los contactos situados para la estimulación. Por otro lado, a los pacientes con electrodos de cobertura coclear completa es posible agruparlos como muestra la figura 1 dependiendo del área activa de cada uno. A diferencia de los pacientes con electrodos precurvados, estos últimos todos con contactos activos en la zona apical de la cóclea, aunque en algunos casos puede que algunos canales basales se encuentren apagados. Aun teniendo en cuenta este parámetro y estudiando su influencia por separado, no se encuentra en este estudio que las diferencias de las áreas activas entre pacientes de cobertura coclear completa tengan algún tipo de tendencia. Los pacientes P2 y P9 tienen un área activa de 19,2 mm y 16,8 mm respectivamente, comparable en cierto punto a los paciente de cobertura coclear parcial con 15 mm. La diferencia principal es la zona de estimulación, siendo que el área activa de los pacientes con cobertura parcial se desarrolla de la base al ápice y la de los pacientes de cobertura completa desde el ápice hacia la base.

En el análisis cruzado se pudieron obtener los tres resultados probables de este tipo de análisis con los tres pacientes evaluados mediante esta me-

metodología. El paciente P1, luego de ser evaluado con la estrategia basada en la envolvente, mostró una disminución notoria de su rendimiento (situación más compleja) y esto se ve reflejado en sus nuevos resultados como se indica en la figura 8. A su vez y al ser consultado en relación a la percepción subjetiva de la estrategia, refirió que le resultó más compleja la discriminación tanto en situaciones difíciles como en silencio. En la semana de uso, encontró que con la estrategia de envolvente los sonidos más fuertes le generaban sensación de “retumbe” y no lograba disfrutar la música como antes. Tanto por los resultados como subjetivamente escogió quedarse con la estrategia de información temporal (FS4). En cambio, el paciente P5 mostró una mejora de rendimiento luego de la adaptación de la estrategia con información de envolvente. Así es que tanto sus comentarios subjetivos de preferencia hacia la segunda estrategia como los resultados de la evaluación con ésta última, fueron mejores que los obtenidos en la estrategia de información temporal. De esta manera y luego de la culminación de su evaluación, el paciente prefirió cambiar a la estrategia con información de envolvente. Por último, los resultados del paciente P6 no tuvo diferencias significativas con respecto a la estrategia con información temporal. Aunque refirió que los sonidos se oían más naturales con la estrategia con información temporal y prefirió quedarse con la estrategia FS4. El análisis individual de los resultados se muestran en la figura 8, y a continuación son graficados los resultados globales del estudio cruzado. Como se puede observar, y a pesar de las preferencias subjetivas por una u otra estrategia de codificación, las nuevas curvas de performance obtenidas y superpuestas en la figura 11, muestran que los cambios de los tres pacientes no fueron significativos.

Otro de los análisis que se puede extraer de la investigación aplicada, y sin duda uno de los más importantes, es la gran diferencia existente entre la comprensión en todas las situaciones que tuvieron los normoyentes en relación a las personas con implante coclear. Cuando fueron analizadas las oraciones en su estado anecoico y sin procesar, se observó que los pacientes con implante no parecían tener inconvenientes en la discriminación llegando en muchas ocasiones hasta el reconocimiento máximo de palabras. De esta manera y en esta situación, es posible afirmar que los usuarios de implante coclear pueden ocupar el espacio de normoyentes en término de capacidad de percepción. Esto es el resultado de años de investigación y diseños de implante coclear, que el paciente con hipoacusia profunda bilateral, obtenga un porcentaje de reconocimiento de palabras propio de un normoyente. Ahora bien, a medida que el ruido entra en escena, la diferencia comienza a ser un poco más marcada en general. El principal salto, se genera cuando simplemente se agrega reverberación a la señal del estímulo, lo cual reafirma uno de los primeros puntos analizados en esta misma sección: “el decremento dado por el efecto de la reverberación resulta mayor al provocado por el ruido”. Mientras los resultados de las personas normoyentes se mantienen prácticamente en un porcentaje máximo de discriminación a lo largo de toda la lista de oraciones, los pacientes con implante coclear aumentan significativamente su porcentaje de error, llegando en el mejor de los casos a obtener 66,44 % de error ( $T_{60} = 0,88$  s y SNR 5 dB) mientras que el error de los normoyentes promedió 5,26% en la situación más compleja. Por otro lado vale destacar la relativa cercanía de los pacientes bilaterales a los resultados de los normoyentes. Como se muestra apartadamente en la figura 10 y fue discutido, los pacientes con hipoacusias bilateral profunda con ambas vías auditivas estimuladas parecen obtener mayores beneficios. Así los procesos cognitivos a nivel central pueden correr con ventaja y mejorar su funcionamiento sobre las personas menos estimuladas en este aspecto.

Al realizar un estudio detallado en la incidencia de los dos factores utilizados para el decremento y evaluación de la señal (ruido y reverberación), es posible encontrar las variaciones resultantes dentro del estudio. Para esto se realizaron regresiones lineales en cada uno de los parámetros y situaciones resultando los siguientes gráficos.

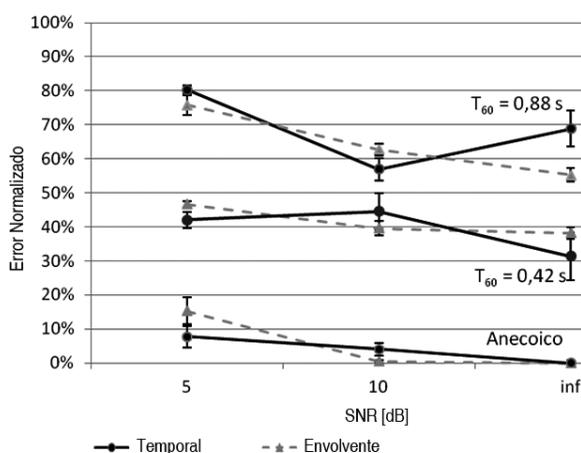


Figura 11. Resultados globales del estudio cruzado.

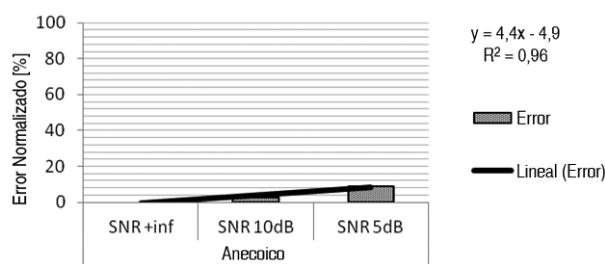


Figura 12. Regresión del error provocado por el ruido en situación anecoica.

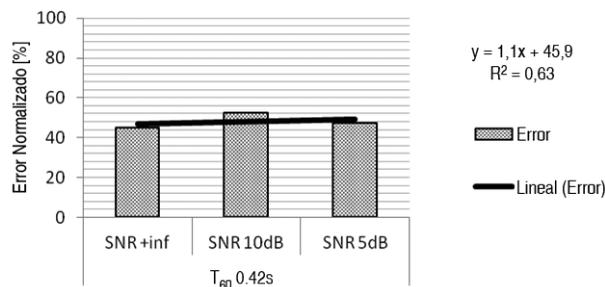


Figura 13. Regresión del error provocado por el ruido en situación reverberante (T60 = 0,42s).

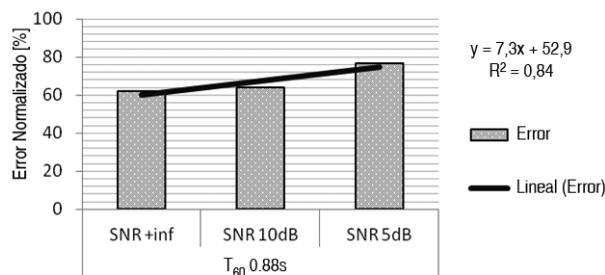


Figura 14. Regresión del error provocado por el ruido en situación reverberante (T60 = 0,88s).

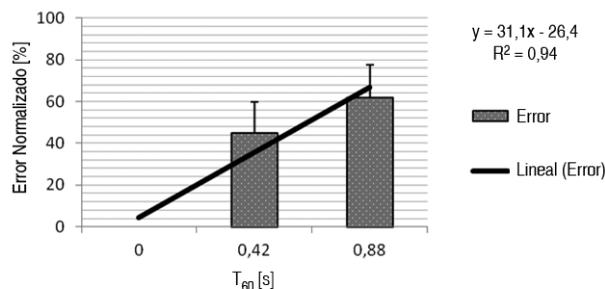


Figura 15. Regresión del error provocado por la reverberación.

Los anteriores gráficos, dejan expuesto el problema que genera la reverberación en la discriminación de los usuarios de implante coclear. Las figuras 12, 13 y 14 representan el aumento de error a medida que se incrementa el ruido en distintas situaciones. Todas ellas muestran que la regresión del ruido no se manifiesta con una pendiente marcada por lo que la incidencia de este parámetro en el error existe, pero no resulta ser tan efectiva. Sin embargo, la regresión desarrollada en la figura 15 donde se expone el efecto de la reverberación sobre el porcentaje

de error, tiene una pendiente más abrupta por lo que la reverberación se vuelve más efectiva para bajar la inteligibilidad y aumentar el porcentaje de error. Esta misma efectividad pudo ser observada a lo largo de la experimentación siendo que los cambios o prejuicios más grandes se generaban por medio de la inclusión de reverberación en la señal. Es importante acotar que este efecto y los gráficos fueron generados solo a partir de los resultados de los usuarios de implante coclear. Lo cual deja en manifiesto uno de los mayores problemas que puede encontrarse en la codificación de la señal para sortear los inconvenientes que la reverberación y sus efectos pueden generar en la comunicación.

### Conclusiones

La utilización de la entrada directa de audio permite evaluar a los pacientes con implante coclear tanto unilateral como bilateralmente y realizar estudios en situaciones controladas mediante procesamiento digital de señales. Esto permitió evadir los efectos acústicos de la sala donde se realizó el estudio tanto como las diferencias en las respuestas frecuenciales de los micrófonos de cada dispositivo y minimizar así las fuentes de error posibles.

El decremento en la discriminación en los pacientes con implante coclear evaluados se debió principalmente al efecto provocado por la reverberación. El ruido enmascara la señal, por ende dificulta el rendimiento y disminuye el porcentaje de palabras correctas en los pacientes. La reverberación, por otro lado, afecta el patrón temporal propio de la señal impactando fuertemente en la discriminación de las personas con implante coclear. Sin embargo los resultados más bajos fueron encontrados en la combinación de ambos, la cual es común encontrar en un ambiente acústico cotidiano.

En las personas normoyentes evaluadas no se encontraron alteraciones significativas a lo largo del test. Incluso en la situación más compleja la discriminación se mantuvo muy cerca del 100% de palabras correctas, lo que marca una gran diferencia en relación a todos los pacientes evaluados con implante coclear. Mientras que es posible observar una regresión negativa en la discriminación en los pacientes implantados, dada principalmente por la reverberación, los normoyentes mantuvieron excelentes resultados. Sin embargo, en las situaciones menos complejas, los resultados se encuentran muy próximos. Esto muestra que los pacientes seleccionados audiológicamente por medio de la "Categoría 6" (Geers & Moog) tienen un excelente desempeño en situaciones más sencillas, pero el implante

coclear no les ofrece la ayuda necesaria para equiparar a un normoyente en situaciones más complejas como se ha encontrado.

Entre los pacientes con implante coclear, los resultados más destacados provienen de los pacientes implantados bilateralmente aunque hayan sido evaluados de forma unilateral. Se ha podido ver por medio de lo obtenido, las ventajas y diferencias en los procesos cognitivos y desempeños audiológicos de estos pacientes gracias a sus implantes. Las virtudes de la implantación bilateral son ampliamente investigadas en la actualidad.

Al realizar el análisis del resto de los pacientes fue posible observar algunas diferencias. Los resultados más bajos se obtuvieron en los pacientes con estimulación apical (cobertura coclear completa) pero sin información temporal en su estrategia de codificación. Los resultados mejoraron al evaluar los pacientes sin información temporal y electrodos precurvados (cobertura coclear parcial) sin estimulación apical. Además de la variación en la ubicación del área activa del electrodo, los contactos de estimulación se encuentran más próximos al ganglio espiral y en mayor número. Por último, también se pudo ver una mejora en los pacientes estimulados con información temporal en el ápice de la cóclea (cobertura coclear completa) en las situaciones más complejas de evaluación. En todos los grupos se encontró un excelente performance en las situaciones anecoicas, aunque con una marcada pendiente a medida que la situación acústicamente controlada se torna más compleja.

En el estudio cruzado, los tres pacientes evaluados mostraron resultados objetivos y subjetivos de su rendimiento con estimulación apical y diferentes estrategias de estimulación. En este análisis los cambios de discriminación en el test no tuvieron gran influencia como la opinión subjetiva de los pacientes en la elección de una u otra estrategia. Aunque, en ningún caso existió una contradicción entre lo que referían los pacientes y los resultados obtenidos en la evaluación.

Los resultados prácticos estudiados durante la experimentación, en conjunto con el análisis teórico del órgano auditivo, mostraron que la mejor correlación fisiológica entre este último y el implante coclear se da combinando: un electrodo que favorezca el "Pitch Place Match" estimulando toda la cóclea de forma tonotópicamente correlacionada; y una estrategia de codificación que represente la estructura tonotópica o de lugar dentro del oído interno, como así también la representación temporal reali-

zada principalmente en las bajas frecuencias o zona apical de la cóclea.

### Trabajo futuro

El análisis realizado entre las personas normoyentes y las implantadas muestra una clara necesidad de optimización en el procesamiento digital de señales en relación al efecto provocado por la reverberación. Nuevas técnicas deben ser desarrolladas para estos procesos disminuyendo los efectos adversos del ruido y, principalmente, de la reverberación. En este sentido, los cambios deben ser estudiados principalmente en la etapa previa a la conversión de pulsos eléctricos en el implante coclear (denominado "front end" en procesamiento digital de señales). De esta manera la estrategia de codificación estará convirtiendo en pulsos eléctricos una señal más limpia de ruido y efectos que distorsionen la señal que se quiera comprender.

Se encontró que el efecto de la reverberación fue mayor al provocado por el ruido en los pacientes con deficiencia auditiva, la cual es una característica común de muchos ambientes acústicos diarios, en mayor o menor medida. Por esto, su aplicación en los análisis audiológicos debería ser considerado analizando su impacto en la discriminación. De esta manera, estos tests podrían simular de mejor manera situaciones más reales y cotidianas en las personas evaluadas.

Debido a las diferencias en el diseño físico de los electrodos y contactos que se insertan en la cóclea tanto como del procesamiento digital de señales, resulta de especial interés evaluar los beneficios reales de estimular toda la cóclea hasta el ápice. Siendo que los horizontes actuales de los implantes cocleares están en las situaciones acústicas más complejas y la posibilidad de disfrutar la música, son necesarios más análisis y estudios sobre las estrategias de codificación para aumentar el confort y los beneficios en los usuarios de implante coclear.

---

### Bibliografía

- [1] Geers A., Moog J., *Factors Predictive of the Development of Literacy in Profoundly Hearing-Impaired Adolescents*, *Volta Review*, v91 n2, 69-86 (1989).
- [2] Ruckenstein M., *Cochlear Implants and other implantable hearing devices*, 1era edición, Plural Publishing, USA (2009).
- [3] Miller A.R., *Cochlear and Brainstem Implants*, 1era edición, Karger, USA (2006).



- [4] Wilson B. S., Finley C. C., Lawson D. T., Zerbi M., *Temporal representation with cochlear implants*, *Am J Otol*, 18, 373-379 (1997).
- [5] Fan-Gang Zeng, Stephen Rebscher, William Harrison, Xiaoran Sun, Haihong Feng, *Cochlear Implants: System Design, Integration, and Evaluation*, *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, Vol. 1, 115-142 (2008).
- [6] Ariyasu L., Galey F. R., Hilsinger R. Jr., Byl F. M., *Computer-generated three-dimensional reconstruction of the cochlea*, *Otology and Neurotology*, 10, 87-91 (1989).
- [7] Ketten D. R., Skinner M. W., Gates G. A., Nadol J. B. Jr., Neely J. G., *In vivo measures of intracochlear electrode position and Greenwood frequency approximations*, *1997 Conference on Implantable Auditory Prostheses*, House Ear Institute, 33 (1997).
- [8] Cochlear Americas, *Protocolo Latinoamericano de IC: Evaluación de candidatos y de pacientes implantados*, Cochlear Ltd., 2da. edición, 2012.
- [9] Acoustical Society of America, *American National Standard Acoustical Performance Criteria, Design Requirements, and Guidelines for Schools*, ANSI S12.60-2002, Acoustical Society of America, Nueva York (2002).
- [10] The Stationery Office, *Acoustic Design of Schools, A Design Guide*, Building Bulletin 93, ISBN 10: 0112711057 / 0-11-271105-7, Londres (2004).
- [11] Yoichi Ando, Kenji Fujii, Takuya Hotehama, Kosuke Kato, Ryota Shimokura, Yosuke Okamoto, Yukio Suzumura, *Spatial Distribution of Acoustical Parameters in Concert Halls: Comparison of Different Scattered Reflections*, *Journal of Temporal Design in Architecture and the Environment*, Vol. 4 No.1, 59-68 (2004).
- [12] Farina A., *Simultaneous measurement of impulse response and distortion with a swept-sine technique*, *108th AES Convention*, Paris (2000).
- [13] Manceaux A., Jorda M., Vérain A., Lacrotte J., *Note préliminaire concernant les excitations cérébrales à l'aide du Radar*, *CR Acad Sci*, 236,135-136 (1953).
- [14] Djourno A., Vallancien B., *L'interrogation électrique du nerf cochléaire*, *CR Soc Biol*, 152, 555-556 (1958).
-