

Facultad de Ingeniería Eléctrica

Departamento de Telecomunicaciones y Electrónica

TRABAJO DE DIPLOMA

“Simulador de Implante Coclear en Labview”

Autor: Jorge Durán Santos

Tutor: MSc. Carlos Alberto Bazán Prieto.

Santa Clara

2009

“Año del 50 Aniversario de la Revolución”

Universidad Central "Marta Abreu" de Las Villas

Facultad de Ingeniería Eléctrica

Departamento de Automática y Sistemas Computacionales



TRABAJO DE DIPLOMA

Simulador de Implante Coclear en Labview

Autor: Jorge Durán Santos

E-mail: duran@uclv.edu.cu

Tutor: MSc. Carlos Alberto Bazán Prieto

Profesor, Dpto. de Telecomunicaciones y Electrónica

Facultad de Ing. Eléctrica. UCLV

E-mail: cabazan@uclv.edu.cu

Santa Clara

2009

" Año del 50 Aniversario del Triunfo de la Revolución "



Hago constar que el presente trabajo de diploma fue realizado en la Universidad Central “Marta Abreu” de Las Villas como parte de la culminación de estudios de la especialidad de Ingeniería en Automática, autorizando a que el mismo sea utilizado por la Institución, para los fines que estime conveniente, tanto de forma parcial como total y que además no podrá ser presentado en eventos, ni publicados sin autorización de la Universidad.

Firma del Autor

Los abajo firmantes certificamos que el presente trabajo ha sido realizado según acuerdo de la dirección de nuestro centro y el mismo cumple con los requisitos que debe tener un trabajo de esta envergadura referido a la temática señalada.

Firma del Tutor

Firma del Jefe de Departamento
donde se defiende el trabajo

Firma del Responsable de
Información Científico-Técnica

PENSAMIENTO

*No hay meta imposible para el que mantiene vivo su sueño, porque los sueños
... son las semillas de las realidades*

Adianys Daria Alvarez

DEDICATORIA

A mi Dios

A mi mamá

A mi hermanita

AGRADECIMIENTOS

A toda mi familia

A mi tutor por su apoyo

A todo el que me brindo su ayuda incondicionalmente

TAREA TÉCNICA

- Búsqueda bibliográfica del tema, Implantes Cocleares (*IC*).
- Análisis de los componentes fundamentales del *IC* y efecto del ruido.
- Análisis del funcionamiento del simulador a modificar.
- Simulación de *IC* en *Labview*, programación de las modificaciones.
- Análisis de los resultados.
- Confección y presentación del informe.

Firma del Autor

Firma del Tutor

RESUMEN

En la actualidad los implantes cocleares (IC) permiten una percepción auditiva con calidad suficiente para la comprensión del habla cuando es pronunciada en ausencia de ruido. En general en condiciones de ruido la comprensión de la voz se dificulta más que en el caso de la audición normal, por lo que se realizan investigaciones orientadas a mejorar esta situación. - Generalmente en las investigaciones se utilizan simuladores donde se prueban las variantes estudiadas y se evalúan los resultados. En este trabajo se realizan modificaciones en el filtrado de canales, la frecuencia de muestreo de los pulsos y en la síntesis ~~de ruido~~ de un simulador diseñado en Labview. Para el filtrado de los canales se propone utilizar la escala Mel, escala logarítmica de frecuencia que permite acercarse a la percepción natural del sonido por el oído humano. En general se proponen modificaciones que logran una mejor simulación de la estimulación y percepción del sonido por un implantado y se presenta la evaluación de los resultados.

TABLA DE CONTENIDOS

PENSAMIENTO.....	i
DEDICATORIA	ii
AGRADECIMIENTOS	iii
TAREA TÉCNICA	iv
RESUMEN	v
TABLA DE CONTENIDOS.....	vi
TABLA DE CONTENIDOS.....	vi
INTRODUCCIÓN.....	9
1.1 Aspectos anatómicos y fisiológicos de la audición	11
1.1.1 Anatomía del oído interno.....	11
1.1.2 La cóclea	12
1.1.3 El órgano de Corti.....	14
1.1.4 Fisiología de la cóclea.....	15
1.1.5 Mecánica vibratoria de la membrana basilar	16
1.1.6 Fisiología de las células ciliadas y la respuesta al sonido en el nervio auditivo	18
1.1.7 Teorías de la percepción del sonido.....	21
1.1.8 Respuesta del nervio auditivo a la estimulación eléctrica	21
1.2 Implantes Cocleares (IC)	22
1.2.1 Calidad de la percepción en personas con implante coclear	22
1.2.2 Problemas asociados a la percepción auditiva con implantes cocleares	22
1.2.3 Métodos para mejorar la calidad de la voz en implantados	22
1.3 Partes componente del <i>IC</i>	23
1.3.1 Funcionamiento de un <i>IC</i>	23
1.3.2 Fiabilidad del <i>IC</i>	24
1.4 Simulador. Funciones.....	24
1.4.1 Simulador de implante Coclear (SIC)	25

1.4.2	Uso de las funciones del <i>SIC</i>	25
1.4.3	Aspectos a considerar para el uso y desarrollo del <i>SIC</i>	37
1.4.4	Modelo análisis-síntesis.	38
1.5	Conclusión del capítulo #1	40
CAPÍTULO 2. Funciones Incorporadas al simulador.....		41
2.1	Desarrollo de filtrado utilizando la Escala Mel	41
2.1.1	Conceptos asociado a la Escala Mel	42
2.1.2	La “ley” de Weber – Fechner	44
2.1.3	La percepción de la altura	45
2.1.4	Escala de altura a partir del umbral diferencial.....	45
2.1.5	Escala proporcional de altura	46
2.1.6	Coeficientes Cepstrales en Escala Mel (MFCC).....	48
2.1.7	Simulación e implementación del método de filtrado utilizando la Escala Mel	50
2.2	Remuestreo para obtener una base de tiempo de 10µseg.....	53
2.3	Síntesis de tonos puros	54
2.3.1	Superposición de tonos puros	56
2.3.2	Simulación de los tonos puros	62
CAPÍTULO 3. Análisis de Resultados		65
3.1	Otros Simuladores	65
3.1.1	Cochlear Implant Simulation" Granada, Diciembre de 2004.....	65
3.1.2	Tiger Speech Technology	68
3.4	Conclusiones del capítulo.....	85
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES		86
	Conclusiones	86
	Recomendaciones	86
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....		87
	AICE, X. J. d. I. (2007). "La pagina del Implante Coclear ¿Que es un implante coclear?"	87

American Speech-Language-Hearing Association. (2004). Technical Report: Cochlear Implants. ASHA Supplement 24, in press 87

Bazán C. (2008). "SIMULADOR DE LOS PROCESAMIENTOS REALIZADOS EN IMPLANTES COCLEARES"..... 87

INTRODUCCIÓN

La audición normal se realiza mediante un proceso de análisis del sonido, en la cóclea, que permite extraer información relativa a la intensidad, distribución espectral y distribución temporal de la energía acústica. Esta información es transmitida al cerebro, a través del nervio auditivo, donde se procesa e interpreta.

Cuando este mecanismo no funciona correctamente, el implante coclear trata de imitar el mecanismo de conversión del sonido en potenciales de acción, proporcionando al paciente implantado una representación del sonido lo más parecida posible a la que tendría con una cóclea sana. Cuando se coloca un implante coclear, se aloja en la cóclea un conjunto de electrodos. Se utiliza el principio tono tónico de la percepción auditiva para asignar una banda de frecuencia a cada uno de los electrodos, de modo que el paciente implantado percibe los estímulos de las distintas frecuencias en distintos puntos de la cóclea, equivalente a la percepción en una cóclea sana.

Los electrodos permiten a los pacientes implantados recibir una estimulación que les proporciona información espectral, relativa a los niveles de intensidad, y su evolución temporal.

Estos electrodos producen un campo de corriente en una región no confinada, provocando una pérdida importante de resolución espectral tono tónica. Adicionalmente si se estimulan simultáneamente dos electrodos, se produce una interferencia entre ambas estimulaciones provocando un efecto de suma de campos. También se debe dejar un margen de tiempo entre dos estimulaciones consecutivas para permitir la repolarización de las terminaciones nerviosas estimuladas. (ASHA, 2004)

En la actualidad todos los sistemas para implantes cocleares que se fabrican proporcionan un grado de calidad aceptable, de modo que llevando un procesador de petaca o retroauricular, el sistema proporciona una representación de la señal de voz con calidad suficiente como para mantener una conversación fluida sin apoyo visual. Aunque existen diferencias en cuanto a la

calidad que proporcionan los distintos modelos, dependiendo de la solución adoptada frente a los distintos compromisos, la estrategia de codificación utilizada y la tecnología electrónica aplicada, debe tenerse en cuenta que el objetivo principal de los implantes cocleares es permitir la comunicación oral y el desarrollo de habilidades comunicativas en los pacientes implantados. Los constantes avances tecnológicos que se realizan en la actualidad hacen que continuamente se puedan incorporar mejoras en distintos aspectos de los sistemas de implantes cocleares.

El problema afrontado en este trabajo es desarrollar, en un simulador de implante coclear (*IC*) programado en LabVIEW, modificaciones en el filtrado de canales, la frecuencia de muestreo de los pulsos y en la síntesis del sonido que escucha el implantado.

Por tanto, el objetivo principal de este trabajo es incorporar nuevas herramientas para mejorar el filtrado de canales, la síntesis y el ancho de los pulsos de estimulación.

Los objetivos específicos de este trabajo son:

Asimilar las herramientas de programación para Procesamiento Digital de señales en LabVIEW.

Realizar modificaciones en el simulador con respecto a formas de obtención de los parámetros de filtrados.

Realizar modificaciones en el simulador con respecto a la síntesis.

Documentar los resultados y presentar el manual de usuario.

Para dar cumplimiento a estos objetivos, este informe tiene la siguiente estructura:

CAPITULO I: Simulador de implante coclear, analiza el comportamiento del sistema auditivo, se describen las partes y el funcionamiento de un implante coclear y por último se analiza el funcionamiento de dicho simulador para que pueda ser desarrollado con todas las opciones posibles, basado en el funcionamiento de un implante coclear.

CAPITULO II: Funciones incorporadas al simulador, se desarrolla en el simulador un método de filtrado para un mejor análisis de la voz, se remuestrea a la señal hasta lograr un ancho de pulso de estimulación de 10 μ seg como mínimo. Y se modifica la síntesis con la inclusión de tonos puros.

CAPITULO III: Análisis de resultados, Se analiza el funcionamiento de otros simuladores y se realiza una evaluación subjetiva de los resultados que se obtienen en el simulador propuesto.

CAPÍTULO 1 Simulador de Implante Coclear.

En este capítulo se presentan algunos aspectos anatómicos y fisiológicos de la audición, conceptos y características de los implantes cocleares. También se describen las partes fundamentales, características y funciones del simulador de implante coclear desarrollado en Labview, que ha servido de base para el desarrollo de este trabajo. (Bazán 2008) Adicionalmente se hace una revisión de la teoría básica de dichas funciones, con el objetivo de mejorar su desempeño y de esta forma ofrecer un mejor servicio.

1.1 ASPECTOS ANATÓMICOS Y FISIOLÓGICOS DE LA AUDICIÓN

El órgano del oído es separado anatómicamente en tres partes: el oído externo, el oído medio y el oído interno, como se observa en la figura 1.1.

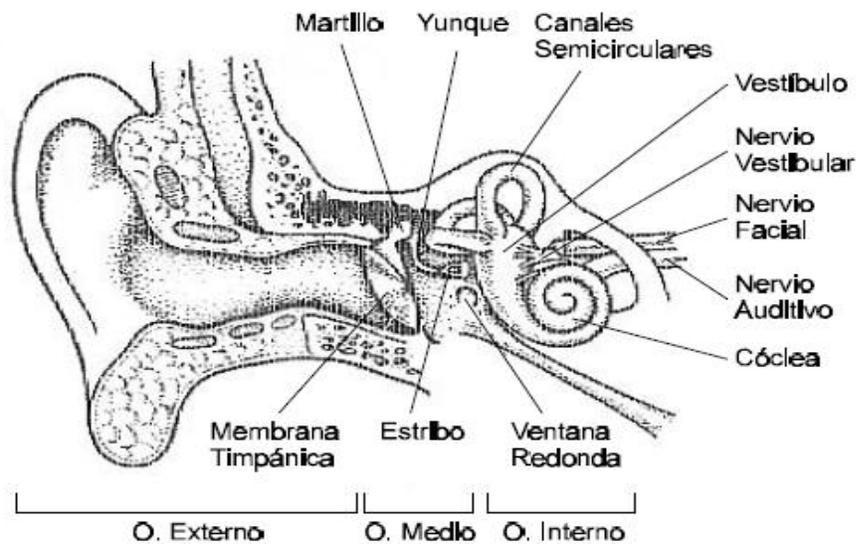


Figura 1.1: Las tres partes del oído.

En el oído externo y en el medio se realizan transducciones puramente mecánicas del sonido para presentar esta información al oído interno. En el oído interno es donde se realiza la transducción mecánico - nerviosa y la codificación fisiológica del sonido. Las funciones de codificación del sonido para implantes cocleares actúan justamente a este nivel, supliendo una función fisiológica deteriorada y es por esto que en este trabajo el mayor interés está en el oído interno. (Cingolani E. y Houssay A)

1.1.1 ANATOMÍA DEL OÍDO INTERNO

El oído interno comprende un *laberinto óseo*, compuesto por varias cavidades comunicadas entre sí y un *laberinto membranoso* formado por cavidades de paredes membranosas, contenidas dentro del laberinto óseo, como se observa en la figura 1.2. (Cingolani E. y

Houssay A)

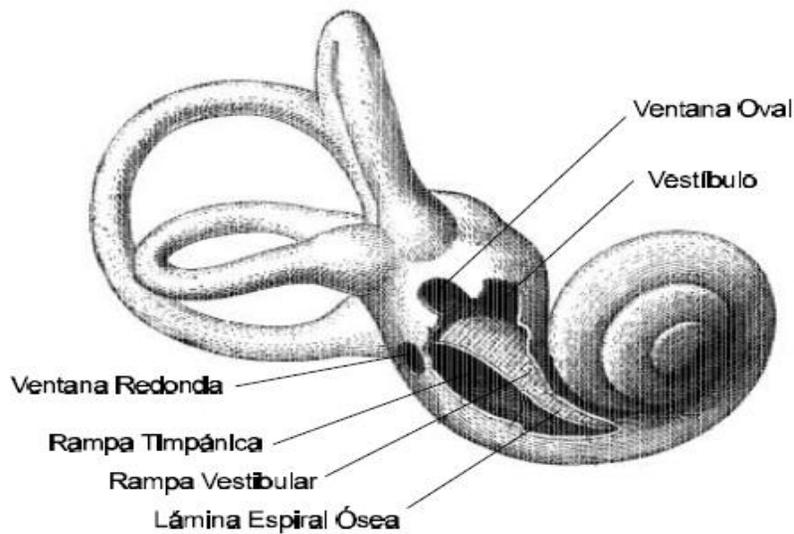


Figura 1.2: El laberinto del oído interno.

Del laberinto membranoso nacen las vías nerviosas acústicas y vestibulares. Las cavidades del laberinto membranoso están llenas de un líquido llamado *endolinfa* y, como el laberinto membranoso no llena completamente al óseo, el espacio que deja está lleno de un líquido similar a la endolinfa llamado *perilinf*a. (Cingolani E. y Houssay A)

Ambos laberintos constan de tres partes: el vestíbulo, los conductos semicirculares y el caracol. Los dos primeros no son relevantes para el estudio de las estrategias de estimulación, seguidamente se profundiza sobre la anatomía y fisiología del caracol o cóclea.

1.1.2 LA CLÓCEA

En la parte ósea del laberinto de la cóclea se puede discriminar tres estructuras fundamentales: el *tubo óseo del caracol*, la *columela* y la *lámina espiral*.

El tubo óseo del caracol es un conducto enrollado que describe un poco más de dos vueltas y media alrededor del eje cónico que conforma la columela. El tubo del caracol se encuentra dividido en dos partes por una lámina ósea llamada *lámina espiral*. La lámina espiral se desprende desde la columela y termina en un borde libre frente a la pared externa del conducto. A lo largo del borde adherente de la lámina espiral se encuentra un conducto excavado en la columela que se denomina *conducto espiral de Rosenthal*. (Cingolani E. y Houssay A).

En la figura 1.3 se observan las dos partes en que la lámina espiral divide al tubo del caracol se llaman: *rampa vestibular* y *rampa timpánica*. La rampa vestibular está situada por arriba de la

lámina espiral y se comunica con la cavidad vestibular que luego se conecta a través de la ventana oval con la base del estribo, el último de la cadena de tres huesecillos del oído medio encargados de conducir las vibraciones mecánicas del sonido. La ramba timpánica está situada por debajo de la lámina espiral y se comunica con la cavidad subvestibular que luego, por medio de la ventana redonda se conecta con la caja del tímpano. (Cingolani E. y Houssay A).

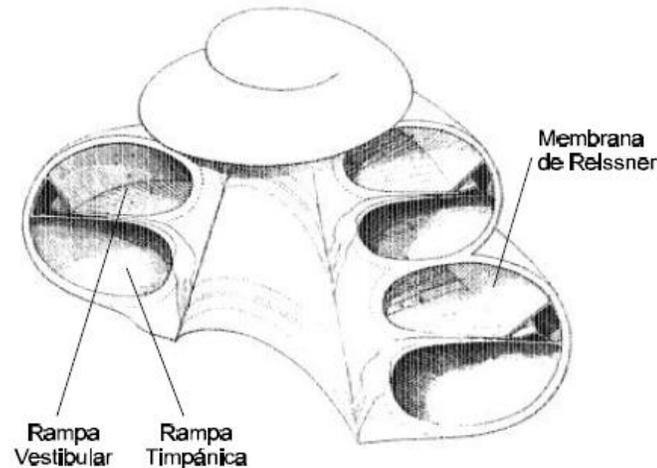


Figura 1.3: Corte del caracol óseo y membranoso.

El caracol membranoso o conducto coclear, es un tubo de sección triangular que se enrolla dentro del conducto óseo. Su base ocupa el espacio entre el borde libre de la lámina espiral y la lámina del contorno completando el tabique que separa las dos rampas del caracol. El conducto coclear, mostrado en la figura 1.4, es a veces llamado ramba media y se puede describir en él tres paredes: la pared externa está constituida por un engrosamiento del periostio llamado *ligamento espiral*; la pared superior se conoce como *membrana de Reissner* y está en relación a la ramba vestibular; y la pared inferior se llama *membrana basilar* y es una prolongación de la lámina espiral que guarda relación con la ramba timpánica. (Cingolani E. y Houssay A).

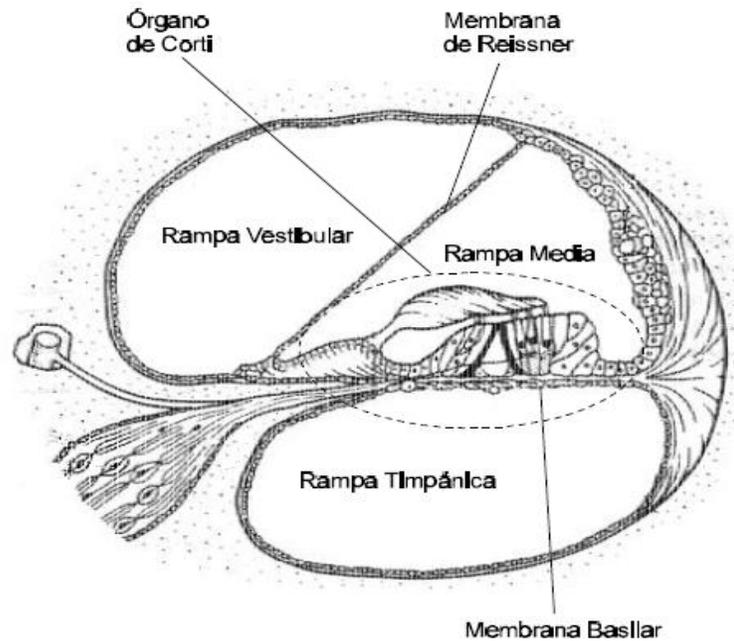


Figura 1.4: Corte transversal de una sola espira de la cóclea ampliada.

La membrana basilar sirve de apoyo al *órgano de Corti* donde llegan las prolongaciones protoplasmáticas del *ganglio de Corti*. Este ganglio se encuentra a lo largo de todo el conducto espiral de Rosenthal y sus prolongaciones cilindroaxilares dan origen a la *rama coclear* que junto a la vestibular conforman el *nervio auditivo*. Luego el nervio auditivo continúa a través del *conducto auditivo interno*. Este conducto que, en la parte anterior de su fondo se corresponde con la base de la columela, está recorrido también por el *nervio facial* y el intermediario de Wrisberg. Es importante destacar que el nervio facial recorre el conducto auditivo junto al nervio auditivo hasta la base de la columela. Luego sus dos raíces penetran en el acueducto de Falopio. (Cingolani E. y Houssay A).

1.1.3 EL ÓRGANO DE CORTI

Los componentes del *órgano de Corti* pueden clasificarse en: estructuras de soporte y células sensoriales. Las estructuras de soporte consisten básicamente en células de morfología diversa y elementos no celulares. Para mayor detalles de estas estructuras de soporte se presenta la Figura 1.5.

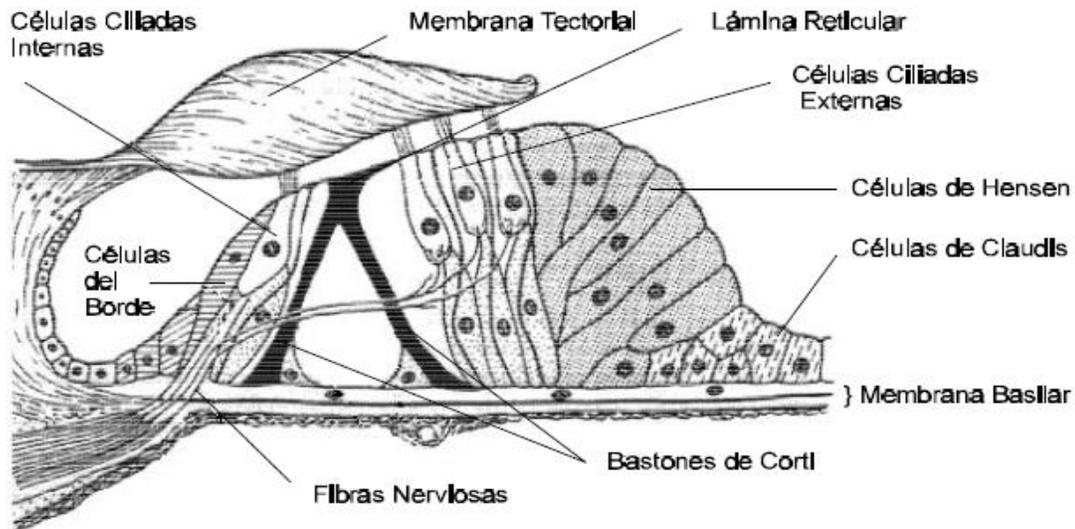


Figura 1.5: Órgano de Corti.

El mayor interés lo merecen los dos tipos de células sensoriales: las *ciliadas internas* y las *ciliadas externas*. (Cingolani E. y Houssay A).

Las células ciliadas internas están dispuestas en una sola hilera y rodeadas completamente por células de soporte. En la parte apical presentan de 40 a 60 estereocilios que no se encuentran anclados a la membrana tectorial. Están inervadas por la rama coclear del nervio auditivo y sus fibras aferentes representan el 95% de la inervación total del órgano de Corti. (Cingolani E. y Houssay A).

Las células ciliadas externas están dispuestas en 3 o 4 hileras libres de células de soporte. De 100 a 120 estereocilios en su parte apical se unen firmemente a la membrana tectorial. Solo un 5% de las aferencias alcanzan estas células. La distribución de las fibras es más difusa ya que una sola fibra puede inervar a 10 células y a su vez una célula puede recibir inervación de más de 5 fibras de la rama coclear del nervio auditivo. (Cingolani E. y Houssay A).

1.1.4 FISIOLÓGÍA DE LA CÓCLEA

Es conveniente conocer la forma exacta en que se codifica fisiológicamente el sonido en el nervio auditivo. Luego, cuando los mecanismos fisiológicos fallen, será posible estimular eléctricamente al nervio auditivo para recuperar, de la forma más natural, la audición. Esta es la finalidad principal del siguiente análisis de la fisiología de la cóclea.

En la fisiología de la cóclea se encuentran los siguientes tópicos de importancia:

- la mecánica vibratoria de la membrana basilar

- la fisiología de las células ciliadas y la respuesta al sonido en el nervio auditivo
- las teorías de la percepción del sonido
- la respuesta a la estimulación eléctrica del nervio auditivo
- la respuesta del tejido nervioso sometido a corrientes eléctricas

1.1.5 MECÁNICA VIBRATORIA DE LA MEMBRANA BASILAR

Antes de llegar a la membrana basilar es importante analizar brevemente el trayecto de las ondas de presión del sonido. Desde el exterior el sonido se conduce a través del conducto del oído externo para hacer vibrar al tímpano. La membrana del tímpano transmite las vibraciones a la cadena de huesecillos y el último de éstos, el estribo, las transmite mediante la ventana oval a la perilinfa que se encuentra en la rama vestibular. (Cingolani E. y Houssay A).

Las vibraciones en la ventana oval forman ondas de presión en la perilinfa que se equilibran poniendo en movimiento al conducto coclear (rama media o caracol membranoso).

Las ondas de presión pasan así a la rama timpánica y transmiten a la ventana redonda un movimiento opuesto al producido por la ventana oval.

Se puede ver que las regiones en que la perilinfa de la rama vestibular tiene mayor presión serán correspondientes a un mayor desplazamiento del conducto coclear hacia abajo. En cambio en las regiones en que la perilinfa de la rama timpánica tenga mayor presión se desplazará el conducto coclear hacia arriba. De esta manera el caracol membranoso tendrá una forma que acompaña las diferencias de presión entre la perilinfa de la rama vestibular y la de la rama timpánica. (Cingolani E. y Houssay A).

Hay que recordar que este es un proceso dinámico y las presiones viajan en forma de ondas a lo largo de las rampas. Como cuando es arrojada una piedra en el agua, la onda de presión se origina con un movimiento en la ventana oval y a partir de allí viaja por la cóclea. Esta onda es denominada comúnmente *onda viajera*. Sin embargo la amplitud de la onda en el agua disminuye monótonamente mientras que en la cóclea no es así. Las características mecánicas de ciertas regiones de la cóclea favorecen las oscilaciones para determinada frecuencia de repetición del estímulo. Esto se denomina *resonancia* o *sintonía mecánica* de la membrana basilar. La Figura 1.6 muestra varios instantes de una onda viajera. El pico de su envolvente de amplitud tiene una ubicación, a lo largo del conducto coclear, dada por la frecuencia de

estimulación. (Cingolani E. y Houssay A.).

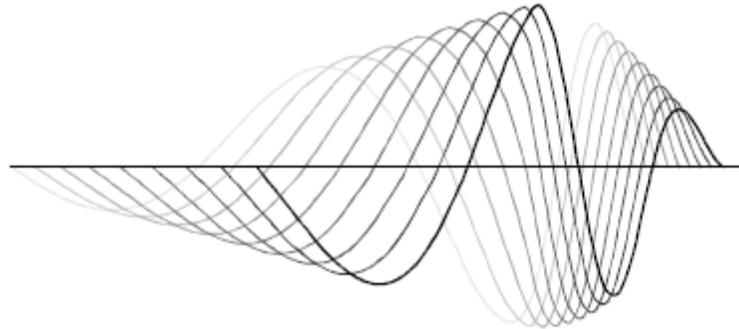


Figura 1.6: Nueve posiciones de la onda viajera desplazándose a lo largo del conducto coclear (supuestamente estirado). La línea central indica la posición de reposo de la membrana basilar. La tonalidad en las curvas da una idea de los instantes de tiempo en que la onda estuvo en esa posición, cuanto más oscuro más reciente. La base de la cóclea se encuentra a la izquierda y el ápex a la derecha. La estimulación consiste en un tono puro. (Cingolani E. y Houssay A.).

Las características de la onda viajera permiten comprender mejor la mecánica vibratoria de la membrana basilar. Al observar algunas particularidades en la Figura 1.7:

Para estímulos de frecuencia alta las amplitudes máximas del movimiento se encuentran en la zona basal de la membrana basilar mientras que si la frecuencia es baja se encuentran en la zona apical. La amplitud del movimiento en distintas regiones de la membrana basilar depende de la frecuencia.

Las amplitudes máximas alcanzadas dependen de la intensidad del sonido pero, para una misma intensidad, los sonidos de menor frecuencia producen mayores amplitudes. (Cingolani E. y Houssay A.).

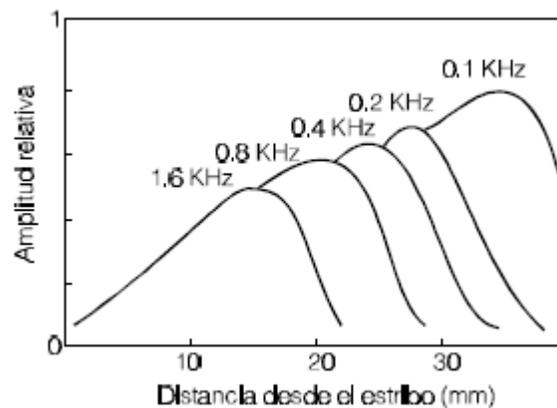


Figura 1.7: Amplitud del movimiento en distintos puntos de la membrana basilar para distintas frecuencias de estimulación con la misma intensidad.

Otra manera de observar la mecánica vibratoria de la membrana basilar es centrarse en un punto específico de ella y no en la onda de presión. Podemos considerar así que cada punto se mueve hacia arriba y hacia abajo pero con diferente amplitud y fase que sus vecinos. La Figura 1.8 muestra la amplitud de los movimientos de la membrana basilar para seis puntos diferentes en función de la frecuencia del sonido. (Cingolani E. y Houssay A.).

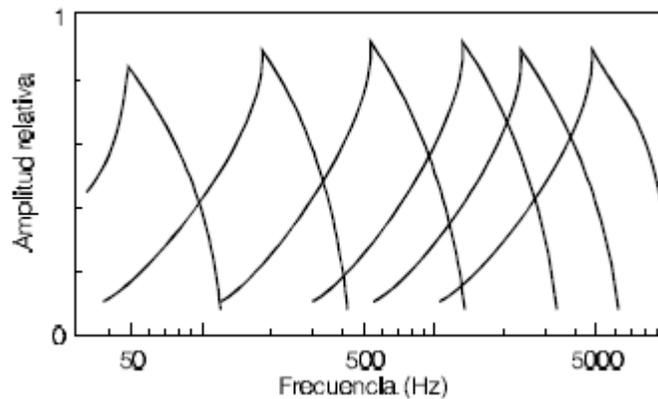


Figura 1.8: Amplitud relativa del movimiento en seis puntos distintos de la membrana basilar para distintas frecuencias de estimulación. Las amplitudes son relativas a la máxima del punto. La frecuencia está en escala logarítmica

Todas estas características vibratorias de la membrana basilar se deben a las variaciones de su forma y rigidez en función, principalmente, de la distancia medida desde la base al ápex.

Se puede concluir que en conjunto la transferencia mecánica de la cóclea responde a las características de filtros paso bajo. (Cingolani E. y Houssay A.).

1.1.6 FISIOLÓGÍA DE LAS CÉLULAS CILIADAS Y LA RESPUESTA AL SONIDO EN EL NERVIO AUDITIVO

La fisiología de las células ciliadas responde a un modelo simple denominado modulación de resistencia. La deflexión de la membrana basilar es acompañada por la deflexión en los estereocilios. Cuando la deflexión se realiza en el sentido del estereocilio más alto, también denominado quinocilio, la resistencia se reduce y provoca la despolarización de la célula ciliada. Cuando el desplazamiento es en el sentido contrario la resistencia de la membrana aumenta y la célula se hiperpolariza. (Cingolani E. y Houssay A.).

Existen diferencias entre las células ciliadas internas y las externas. Las primeras no están fijadas a la membrana tectorial. Mientras las cilias de las células ciliadas externas siguen los movimientos relativos entre la membrana basilar y la tectorial, las cilias de las internas siguen los movimientos de la endolinfa que las separa. La fuerza viscosa generada por el movimiento del fluido es proporcional a la velocidad de movimiento, de esta forma se puede ver que la respuesta de las células ciliadas internas está más relacionada con la velocidad de movimiento que con el movimiento en sí mismo. Recordemos que las células ciliadas internas son las responsables fundamentales de la respuesta nerviosa al sonido debido a su alta inervación relativa (95%). A pesar del bajo porcentaje de inervación de las células ciliadas externas, estas células contribuyen al fenómeno de sintonización mecánica de la membrana basilar, reduciendo la banda de paso para transformar los filtros paso bajo en filtros pasa bandas. Además el ancho de banda se hace cada vez más estrecho a medida que ascendemos en las vías auditivas hacia la corteza cerebral. Es decir, la sintonía es cada vez mayor.

Existen dos componentes de los potenciales receptores que se generan en las células ciliadas ante el estímulo auditivo. Una sigue las variaciones instantáneas de los desplazamientos mecánicos del conducto coclear y es la denominada componente corriente alterna (CA). La otra está relacionada con la envolvente de estas variaciones y se denomina componente corriente continua (CC). Los registros intracelulares en ambos tipos de células mostraron que mientras en las células ciliadas internas las componentes de CC son siempre despolarizantes, en las externas lo son sólo cuando el estímulo sonoro es de altas frecuencias y son hiperpolarizantes ante estímulos de baja frecuencia. (Cingolani E. y Houssay A.).

Los comportamientos antes mencionados confluyen para dar una de las características más importantes de los mecanismos de transducción: la *fijación de fase*, «*phase locking*». Se observa que existe cierta preferencia de las células ciliadas internas para iniciar su potencial de acción durante la primera mitad del ciclo de un estímulo senoidal. Es decir que las células ciliadas internas estarían enviando información acerca de la frecuencia del estímulo ya que sincronizan el inicio de sus salvas de disparos con el primer medio ciclo de la onda de estimulación. La explicación de este fenómeno debería basarse en la capacidad de las células ciliadas internas de responder a la derivada del movimiento mediante los potenciales de CA. El mecanismo de detección de fase consistiría justamente en estimular con el máximo positivo de la derivada del movimiento, que está relacionado con los cruces por cero de la onda con que se estimula. (Cingolani E. y Houssay A.).

La información que resta codificar es la amplitud del estímulo y esto se realiza de la siguiente forma: cuando la intensidad del estímulo aumenta o disminuye, la frecuencia de disparo la sigue según una función sigmoidea. Esta función, dependiente de la sintonía mecánica de la

membrana basilar, alcanza valores más altos para la frecuencia característica de la zona como lo muestra la Figura 1.12. (Cingolani E. y Houssay A.).

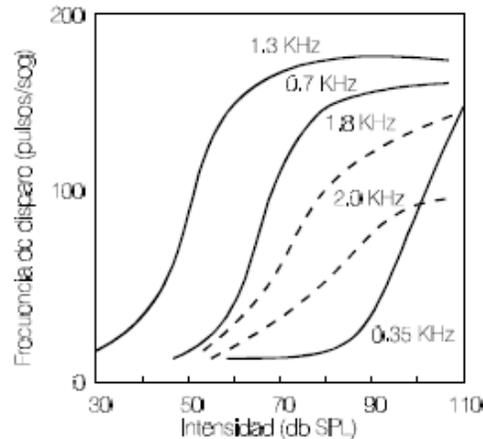


Figura 1.12: Frecuencia de disparo de una fibra del nervio auditivo en función de la intensidad de l sonido de estimulación. Se muestran curvas correspondientes esas frecuencias cercanas, inferiores y superiores a la frecuencia característica de la fibra. Para las frecuencias cercanas e inferior esa la frecuencia característica de la fibra se utilizaron líneas continuas; para las curvas correspondientes a las frecuencias superiores a la frecuencia característica se utilizaron líneas de trazos. (Cingolani E. y Houssay A.).

Finalmente con los aspectos analizados, se puede concluir que los tres parámetros que caracterizan una onda senoidal recibida por una célula ciliada son codificados de la siguiente forma:

- a. *Amplitud*: frecuencia de disparo de cada salva según la función sigmoidea.
- b. *Frecuencia*: frecuencia de las salvas de disparos, correlacionadas con las primeras mitades da cada ciclo de la onda de estímulo.
- c. *Fase*: ocurrencia de los comienzos de las salvas en relación a sus vecinas.

Es importante recordar que la amplitud recibida por una célula ciliada está relacionada con la amplitud de una de las componentes frecuencia del sonido que ha sido descompuesto por la resonancia mecánica de la membrana basilar. Entonces en esta amplitud está también codificada la información del contenido de frecuencia de la señal. Por lo tanto, existe una doble codificación del contenido de frecuencia del sonido, una está dada por la frecuencia de los disparos de cada salva, la otra por la frecuencia de repetición de cada salva. (Cingolani E. y Houssay A.).

Debido a la limitación en la velocidad de respuesta del mecanismo, el fenómeno de fijación de fase es sólo posible por debajo de los 5 KHz. Por lo tanto la información del contenido de frecuencia del sonido, que anteriormente estaba doblemente codificada, ahora sólo estará

codificada en la amplitud. Se puede observar que cuando las frecuencias son altas y las amplitudes pequeñas también podría existir un solapamiento de las dos frecuencias. (Cingolani E. y Houssay A.).

1.1.7 TEORÍAS DE LA PERCEPCIÓN DEL SONIDO

En base a la codificación fisiológica de la composición de frecuencia del sonido se describen dos teorías acerca de la forma en que se percibe el tono fundamental de un sonido.

La primera está fundamentada en la descomposición de frecuencia realizada por la mecánica vibratoria de la membrana basilar. Esta descomposición consiste en asignar la energía de una banda reducida del espectro de la señal a una amplitud de oscilación con una localización espacial específica en la membrana basilar. La información estaría contenida en la frecuencia de los impulsos de las salvas enviadas por las fibras del nervio auditivo y su ubicación relativa a lo largo de la rampa coclear. De esta manera se ve a la cóclea como un analizador de espectro. Este principio es conocido como codificación por lugar, «*place coding*», o principio de tonotopía. (Cingolani E. y Houssay A.).

La segunda teoría se basa en el fenómeno de fijación de fase. En este caso la información acerca de las componentes de frecuencia de la señal estaría contenida en la frecuencia de las salvas de impulsos y en su fase relativa. Así la cóclea actúa como un analizador de la señal en el dominio temporal. Este principio se denomina codificación temporal, «*temporal coding*», principio de periodicidad y también principio de temporización, «*timing principle*».

Para componentes de frecuencias que se encuentran por debajo de los 5KHz ambos principios son concurrentes para realizar una codificación compuesta. Sin embargo en este rango de frecuencias tiene mayor peso en la percepción, el principio de periodicidad. Como por arriba de los 5 KHz se anula la fijación de fase, el principio de codificación por lugar posee mayor importancia para estas frecuencias. Es bueno adelantar ahora que la mayor parte de la información contenida en el habla se encuentra por debajo de los 5 KHz. (Cingolani E. y Houssay A.).

1.1.8 RESPUESTA DEL NERVIIO AUDITIVO A LA ESTIMULACIÓN ELÉCTRICA

Cuando las células ciliares están destruidas se debe estimular directamente las fibras del nervio auditivo mediante inyección de corriente en estas.

Las pruebas experimentales han demostrado que ante estímulos senoidales la respuesta en frecuencia de las fibras del nervio auditivo es prácticamente plana con un mínimo en los 100 Hz. Como se analizó anteriormente, la principal causa de la codificación por lugar es la resonancia mecánica de la membrana basilar ya que la selectividad en frecuencia que proveen las fibras del nervio auditivo es mínima.

El fenómeno de fijación de fase sigue haciéndose presente en la estimulación eléctrica y con una mayor precisión que la estimulación mecánica. Si bien se puede decir que la codificación temporal de los estímulos eléctricos es mejor, sólo es efectiva para frecuencias menores a los 2 KHz, con lo que el rango posible para realizar esta codificación queda reducido con respecto al de los estímulos mecánicos. (Cingolani E. y Houssay A.).

1.2 IMPLANTES COCLEARES (IC)

La audición normal como se plantea en el epígrafe anterior se logra mediante un proceso de análisis del sonido, realizado por las células ciliadas ubicada alrededor de la cóclea, que permite extraer información relativa a la intensidad, distribución espectral y distribución temporal de la energía acústica. Esta información es transmitida al cerebro, a través del nervio auditivo, donde se procesa e interpreta.

El implante coclear es un dispositivo electrónico que sustituye la función de las células ciliadas del oído interno produciendo sonidos e información hablada a través de estímulos eléctricos aplicados directamente al nervio acústico u octavo nervio, permitiendo así obtener cierta sensación auditiva.(Sánchez 2007).

1.2.1 CALIDAD DE LA PERCEPCIÓN EN PERSONAS CON IMPLANTE COCLEAR

Con un implante coclear las personas pueden llegar a comprender el lenguaje sin leer los labios, a establecer conversaciones en espacios abiertos e incluso algunos logran sostener conversaciones telefónicas. (Tracy 2001) El hecho de obtener estos beneficios no significa que el implante restituya la audición normal, por el contrario, se requiere de un tiempo de entrenamiento hasta lograr una percepción auditiva aceptable, de ahí que el éxito del implante dependa de la habilidad para aprender a interpretar un nuevo tipo de sonido, ese sonido es una señal eléctrica, el implantado debe darle 'sentido' a esa señal. Algunos implantados, con un entrenamiento suficientemente largo llegan a percibir la voz menos 'metálica', e incluso a reconocer si es de hombre o de mujer.

1.2.2 PROBLEMAS ASOCIADOS A LA PERCEPCIÓN AUDITIVA CON IMPLANTES COCLEARES

La percepción de los sonidos por parte de las personas implantadas se ha estudiado ampliamente. Los problemas fundamentales que afectan la inteligibilidad son los ruidos ambientales, la distancia entre los interlocutores, y la velocidad y cantidad de información. En el caso de los ruidos ambientales, estos interfieren en la señal deseada, por lo que el resultado es una alteración de los impulsos eléctricos que se aplican al nervio auditivo y por lo tanto la sensación de sonido se distorsiona. (Sánchez 2007).

1.2.3 MÉTODOS PARA MEJORAR LA CALIDAD DE LA VOZ EN IMPLANTADOS

Para disminuir los ruidos ambientales y de esa forma mejorar la calidad de la percepción en los implantados, se utilizan dos métodos fundamentales, el procesamiento de la señal y la minimización de las interferencias. El primer método se basa en una serie de filtrados,

principalmente filtrado de Wiener (Wiener 1949; Lagunas 2003), que se basa en considerar que el ruido ambiente que se desea eliminar es estadísticamente independiente de la señal de interés. El otro método consiste en suponer que la señal deseada generalmente proviene desde una dirección frontal a la persona que escucha, entonces se diseñan modelos de audífonos muy direccionales que minimizan la interferencia de sonidos que provengan de otras direcciones. Este método, aunque bastante efectivo, tiene el inconveniente de reducir el ‘campo auditivo’. Otras alternativas son la combinación de ambos métodos, como la propuesta de Kompis (Kompis, Feuz, Valentini, & Palizzone, 2000) que utiliza filtros adaptativos y una innovadora forma de colocar los micrófonos. También se ha utilizado un método basado en lo que se conoce como ‘*spike phaselocked*’ que aprovecha el defasaje con que la señal es percibida por un oído respecto al otro para identificar cual es la señal que se desea y eliminar mediante procedimientos digitales las interferencias. (Gerstner 2002; Collins 2004). Lo cierto es que una línea de investigación a la que se dedica mucho esfuerzo en la actualidad es la compensación del ruido en la señal de audio, ya que la percepción de la voz en condiciones de ruido es una de las limitaciones más importantes que sufren los pacientes implantados y cabe esperar que en poco tiempo los procesadores incorporen técnicas eficientes de compensación del ruido de fondo.

1.3 PARTES COMPONENTE DEL IC

Al inicio del capítulo se presentaron aspectos anatómicos y fisiológicos de la audición lo que permite ver al oído humano como un sistema de órganos que, en su conjunto, tiene como misión captar y transferir al cerebro la información sonora que emita la naturaleza. El sistema auditivo está constituido mediante la unión de tres partes diferentes especializados: el oído externo, el oído medio y el oído interno. En este último es dónde se coloca el implante coclear. El implante está compuesto por dos partes fundamentales, una externa que contiene un micrófono y un procesador del habla y una parte interna que contiene un conjunto de electrodos. (AICE 2007).

1.3.1 FUNCIONAMIENTO DE UN IC

El funcionamiento básico de un IC, visto a través de la figura 1.13, es el siguiente: El procesador dispone de un micrófono que recoge la señal de voz y otros sonidos. Este procesador analiza la señal determinando así el nivel de estimulación que debe presentarse en cada electrodo para cada instante de tiempo. El patrón de estimulación es transmitido a la parte interna del sistema mediante una transmisión por radio, a través de la piel y la parte interna genera los estímulos eléctricos que son presentados en cada uno de los electrodos del implante. Los pulsos en cada electrodo producen la activación de las fibras nerviosas del nervio auditivo, y dicha actividad es transmitida hasta la corteza cerebral, proporcionando al sujeto implantado una sensación de audición. (Loizou, 1998)

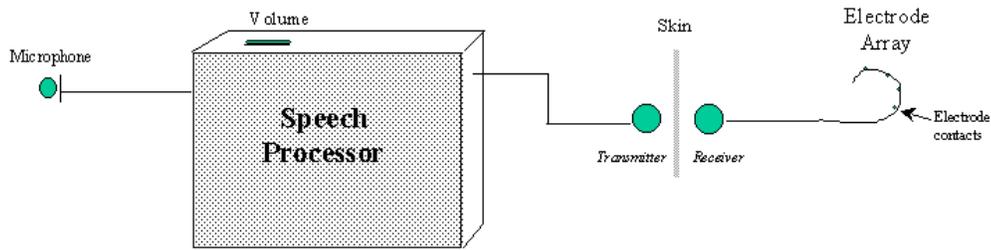


Figura 1.13: Estructura del IC

El funcionamiento de un *IC* se divide en dos partes: interna y externa.

➤ **Parte externa del IC**

Consta de micrófonos que recogen los sonidos que pasan al procesador que selecciona los sonidos más útiles para la comprensión del lenguaje y un transmisor que envía los sonidos codificados al receptor, (Dr. Montes y Camejo)

➤ **Parte interna del IC**

Consta de un receptor estimulador que se implanta en el hueso mastoideo, detrás del pabellón auricular. Envía las señales eléctricas a los electrodos, estos se introducen en el interior de la cóclea (oído interno) y estimulan las células nerviosas que aún funcionan, (Dr. Montes y Camejo).

1.3.2 FIABILIDAD DEL *IC*

Los fabricantes aseguran que la parte interna es muy fiable y está diseñada para que dure toda la vida del individuo implantado, y que además soportan las futuras actualizaciones del procesador. Los fallos técnicos actualmente es muy reducido comparado con el número total de implantados, pasando de ser raras a muy raras las averías internas con los implantes cocleares modernos. (Dr. Montes y Camejo).

1.4 SIMULADOR. FUNCIONES

Un simulador es una aplicación informática que simula fielmente el comportamiento y propiedades reales de un producto o sistema, y de los elementos que interactúan con él: usuarios, eventos externos, otros productos o sistemas.

Los simuladores de un producto permiten analizar antes de su diseño su funcionalidad y prestaciones. Ayudan a los responsables de la gestión del producto, a definir una especificación funcional en la fase de concepto, con gran rapidez y con antelación a la realización de prototipos. En la fase de venta, permiten presentar el producto mediante una aplicación informática.

1.4.1 SIMULADOR DE IMPLANTE COCLEAR (SIC)

En este trabajo se analizan los componentes que realizan el procesamiento de la señal de audio por un IC, así como de lo relacionado a la síntesis del implantado. El simulador, tiene el objetivo de probar distintas variantes de procesamiento, para mejorar la calidad de la señal a los usuarios del implante. Permite seleccionar el número de canales, tipo de filtro a utilizar y otros parámetros. Adicionalmente visualiza distintas señales del proceso, además presenta el audio procesado que recibirá el implante. El objetivo fundamental de esta herramienta es evaluar alternativas futuras para el IC, fundamentalmente relacionadas con la percepción de la voz en ambientes ruidosos.

1.4.2 USO DE LAS FUNCIONES DEL SIC

El programa "Simulador de Implante Coclear" incluye básicamente 12 funciones (figura 1.14):



Figura 1.14: Funciones del simulador.

Estas funciones tienen como tarea recorrer todas las etapas de la señal de sonido una vez que es captada por el implante, logrando simular además la percepción de la señal por el paciente. A continuación le describiremos cada una de estas funciones.

La primera función que aparece en el simulador es *cargar*. Esta ofrece tres opciones, la primera de ellas posibilita cargar una señal de sonido en el ordenador con un grupo de características predefinida por la tarjeta de sonido de su PC como muestra la figura 1.15.

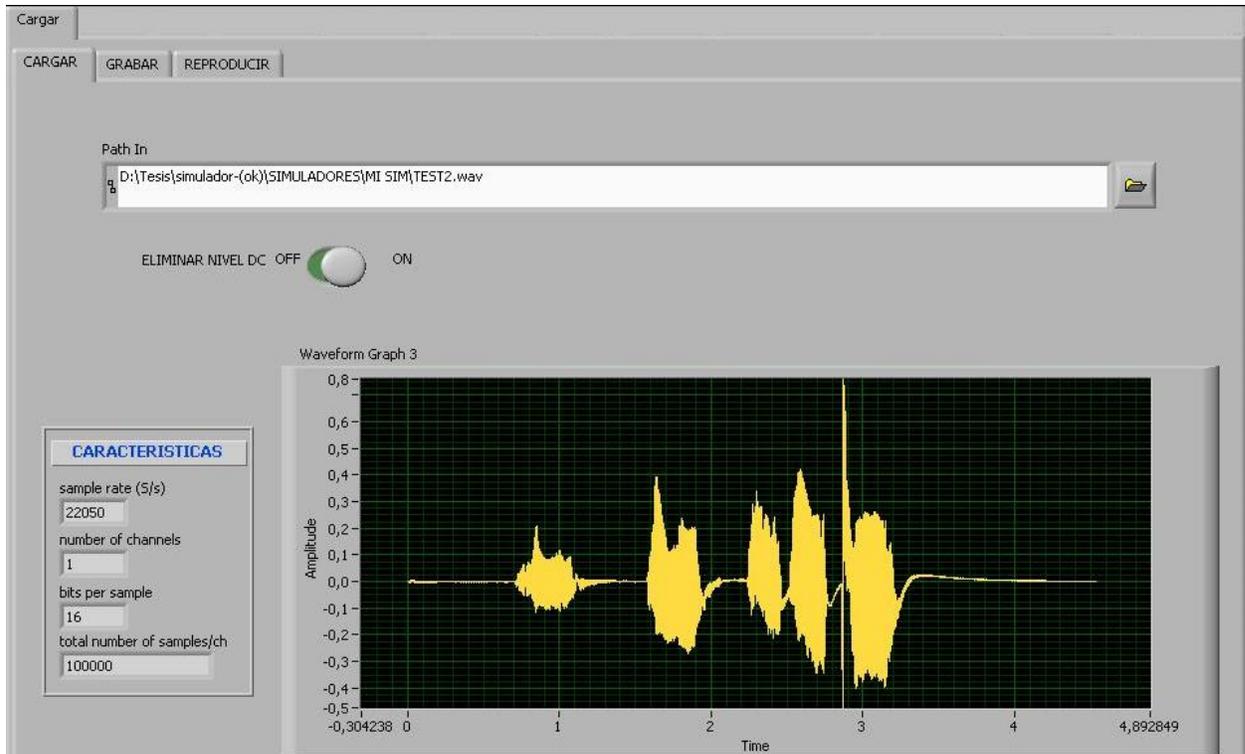


Figura 1.15: Función "Cargar".

La segunda función *grabar* permite grabar una señal con el mismo formato mostrado en la opción anterior, conectando un micrófono a la tarjeta de sonido de la PC, figura 1.16.

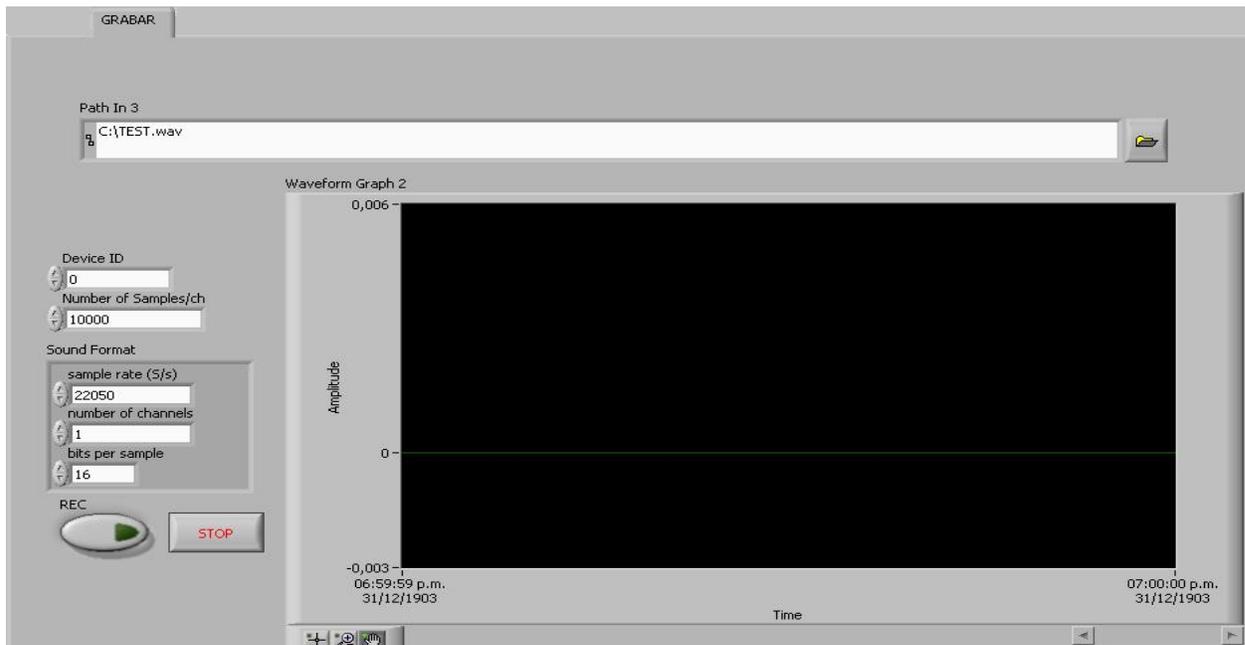


Figura 1.16: Función "Grabar".

La última de estas tres funciones es *reproducir* que reproduce la señal cargada permitiendo que el usuario aprecie las condiciones en que se encuentra la señal una vez cargada con las características predefinida por la PC, ver figura 1.17.

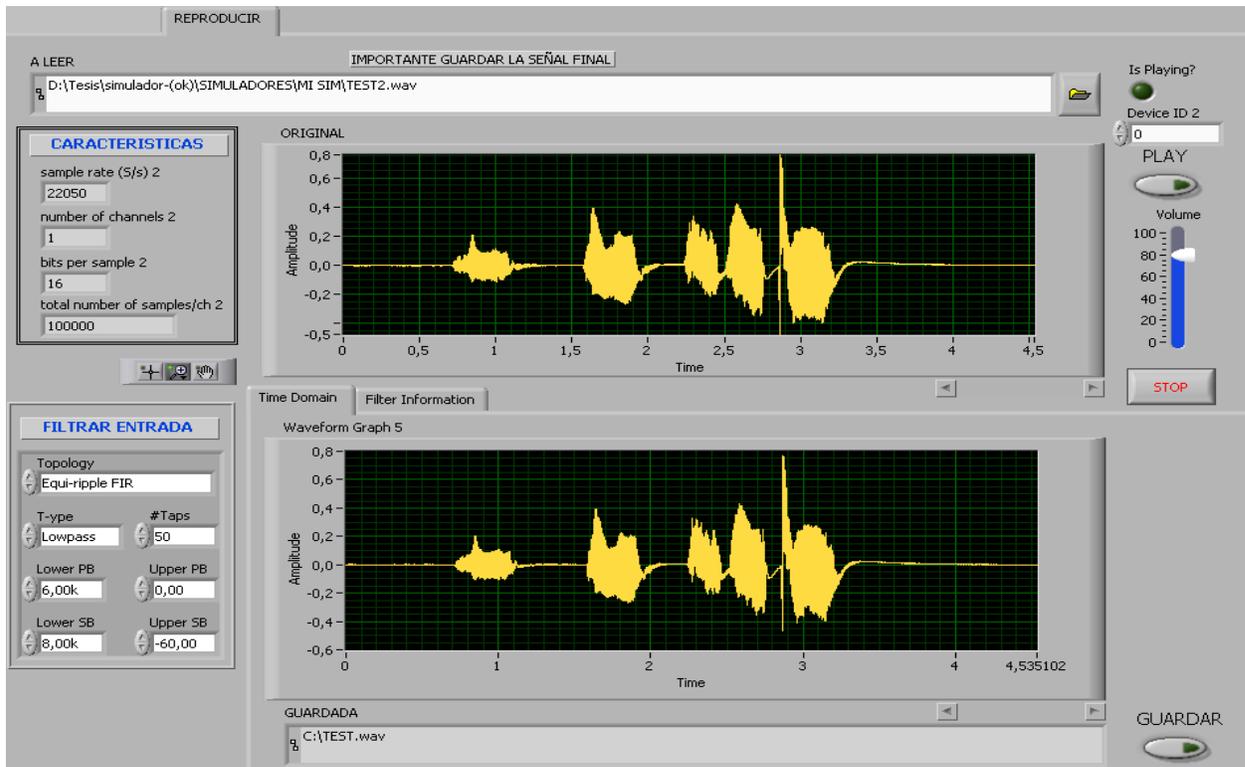


Figura 1.17: Función Reproducir.

Esta función permite además filtrar la señal mediante un filtro FIR con el objetivo de eliminar las frecuencias de la señal que se encuentre por encima de 6KHz (figura 1.18). Estos se encargan de filtrar la señal de entrada posibilitando una configuración diseñada por el usuario.

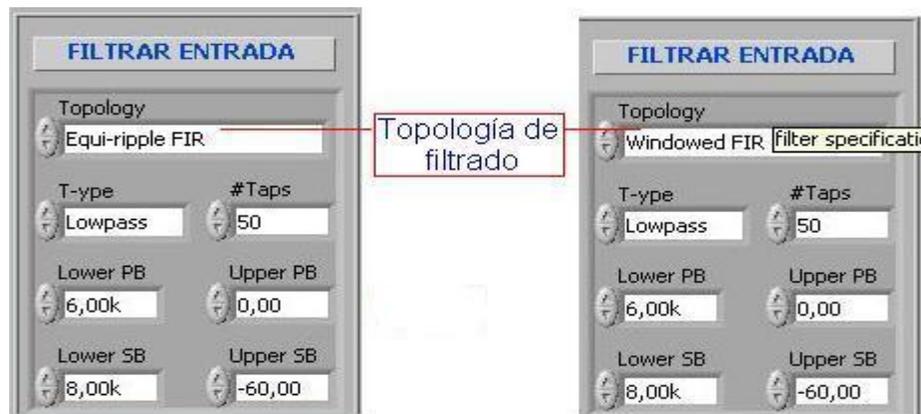


Figura 1.18: Método de filtrado FIR de la función reproducir.

La segunda función del simulador *canales*, tiene como tarea dividir la señal original en componentes o canales (de 1 a 24 canales) como se observa en la figura 1.19.

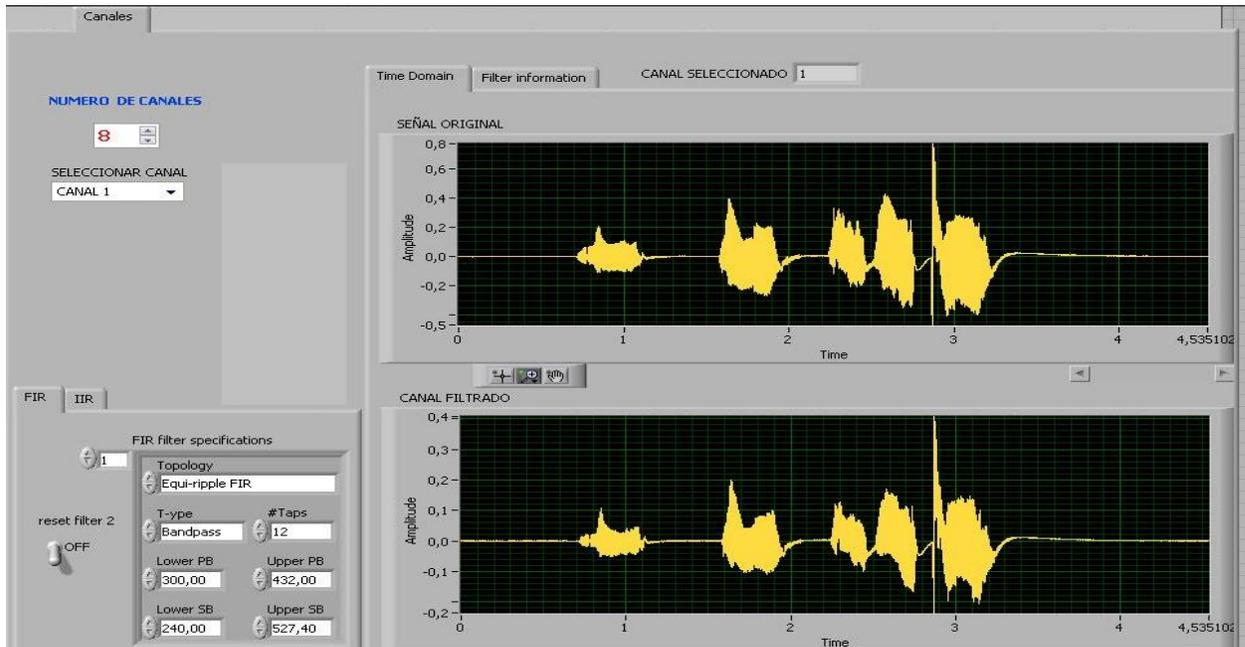


Figura 1.19: Función canales.

Esta función posee filtros FIR e IIR, para limitan el ancho de banda de los canales. La segunda ventana de esta función ofrece información sobre el filtro seleccionado (figura 1.20).

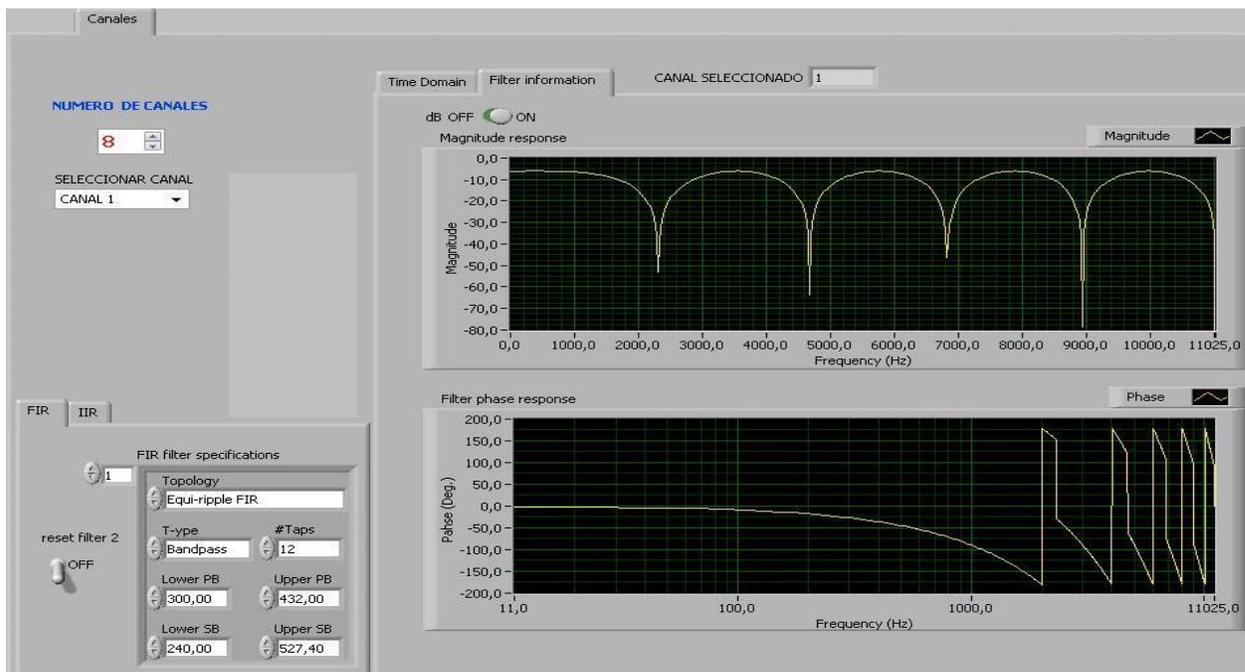


Figura 1.20: Informaciones de los filtros.

La función *Salida* contiene tres gráficas como muestra la figura 1.21:

- La primera ilustra la forma de onda del filtrado de cada uno de los canales configurado en la función anterior.
- La segunda muestra la forma de onda de la señal original
- La última muestra la forma de onda del canal seleccionado.

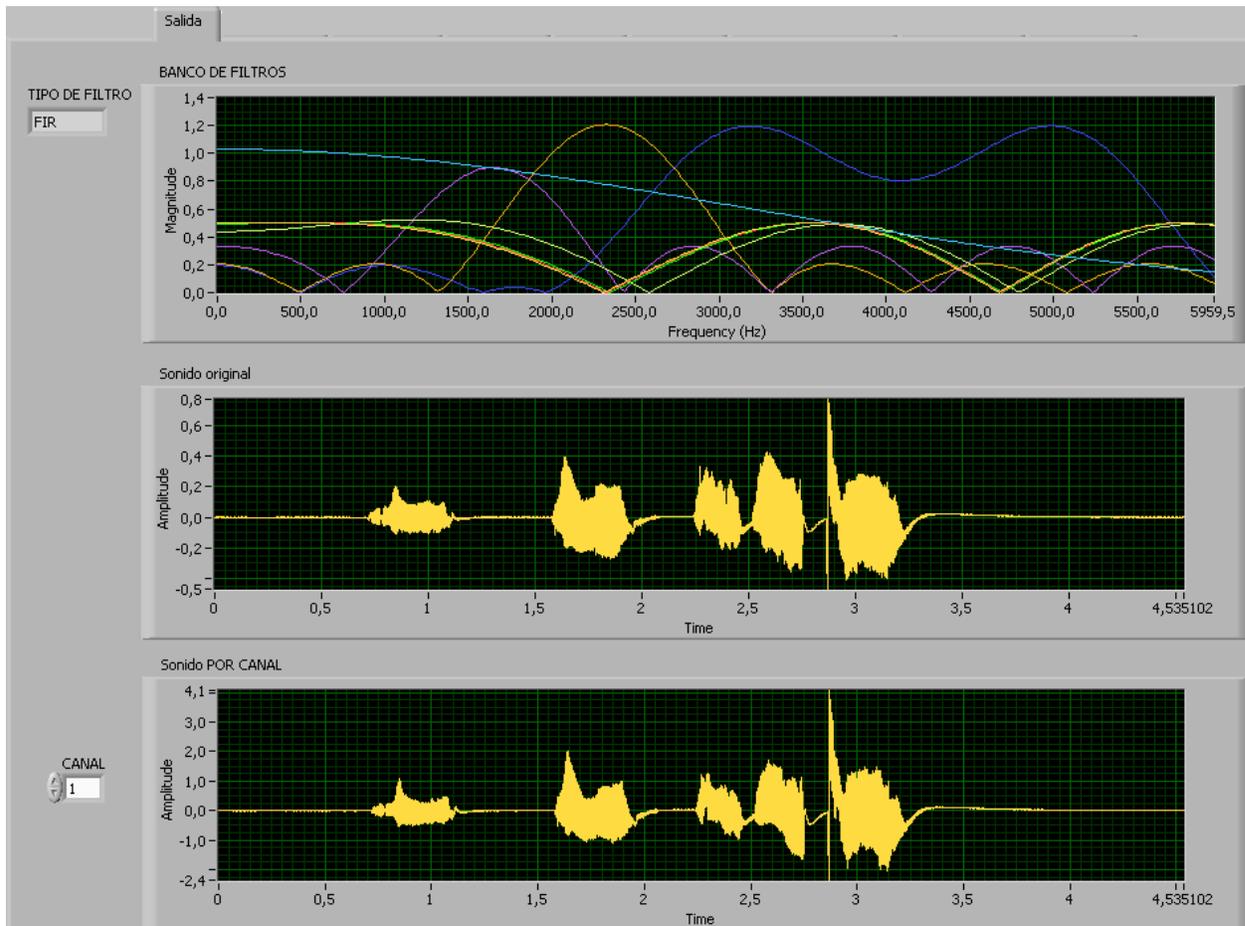


Figura 1.21: Función Salida.

La cuarta función *Envolvente* se encarga de extraer la envolvente de cada uno de los canales de la señal, utilizando dos técnicas fundamentales *Rectificadores + LPF(IIR)* y *Transformada de Hilbert + LPF(FIR)* como aparece en la figura 1.22. En la primera técnica se muestran tres gráficas también:

La primera muestra la forma de onda del canal seleccionado.

La segunda rectifica el canal mostrando la onda completa o media onda a criterio del usuario.

La última muestra la envolvente de la señal con una frecuencia de corte de 400hz para el LPF utilizado.

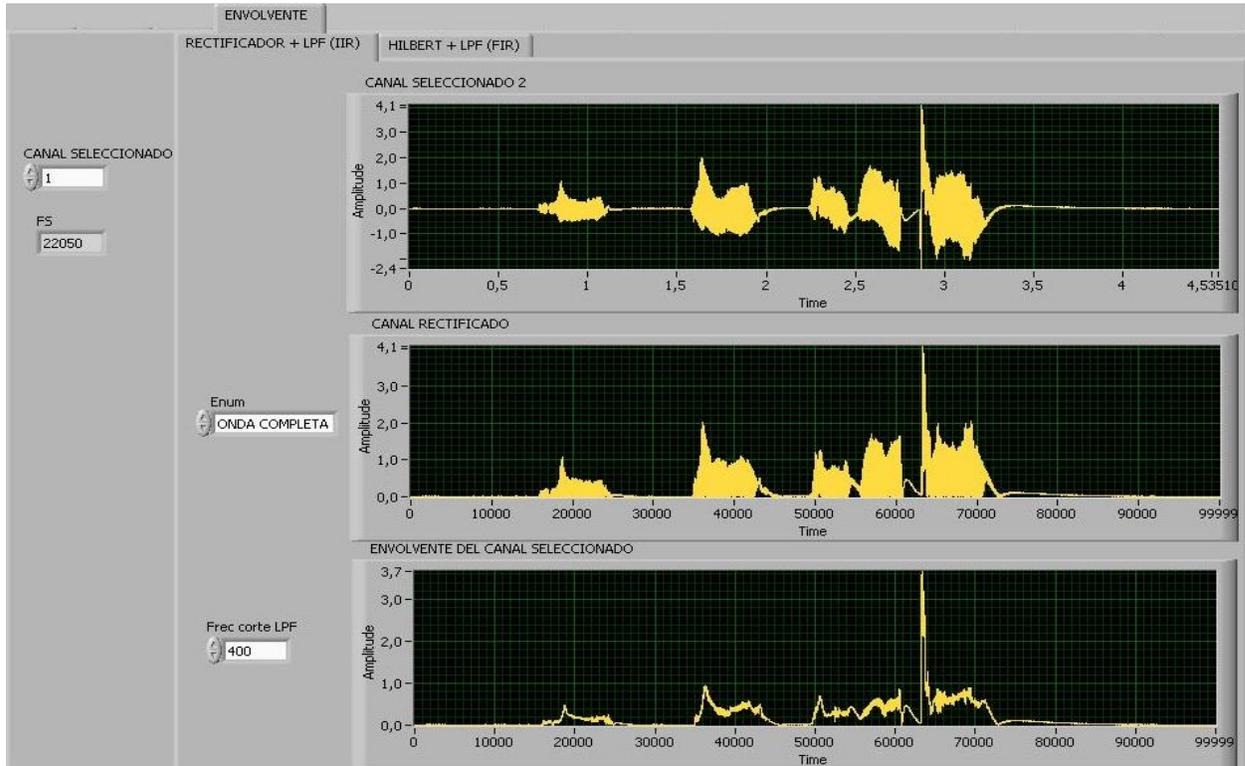


Figura 1.22: Función Envolvente [Rectificadores + LPF(IIR)].

La segunda técnica *Transformada de Hilbert + LPF(FIR)* contiene dos gráficas (figura 1.23). Donde al igual que en la técnica anterior la primera muestra la forma de onda del canal de la señal original y la última muestra la envolvente de la forma de onda del canal.

La quinta función *compresión* se encarga de comprimir la envolvente. En ella se aplica una función logarítmica que es desplazada de cero con el objeto de evitar una indeterminación en el origen y un ajuste de los rangos para cada canal mediante una constante y una ordenada al origen ($y = k \cdot \log(x + 1) + c$). Adicionalmente se definen valores máximos y mínimos, entre otros parámetros. Se visualiza la característica de adaptación y las señales correspondientes en la figura 1.24.

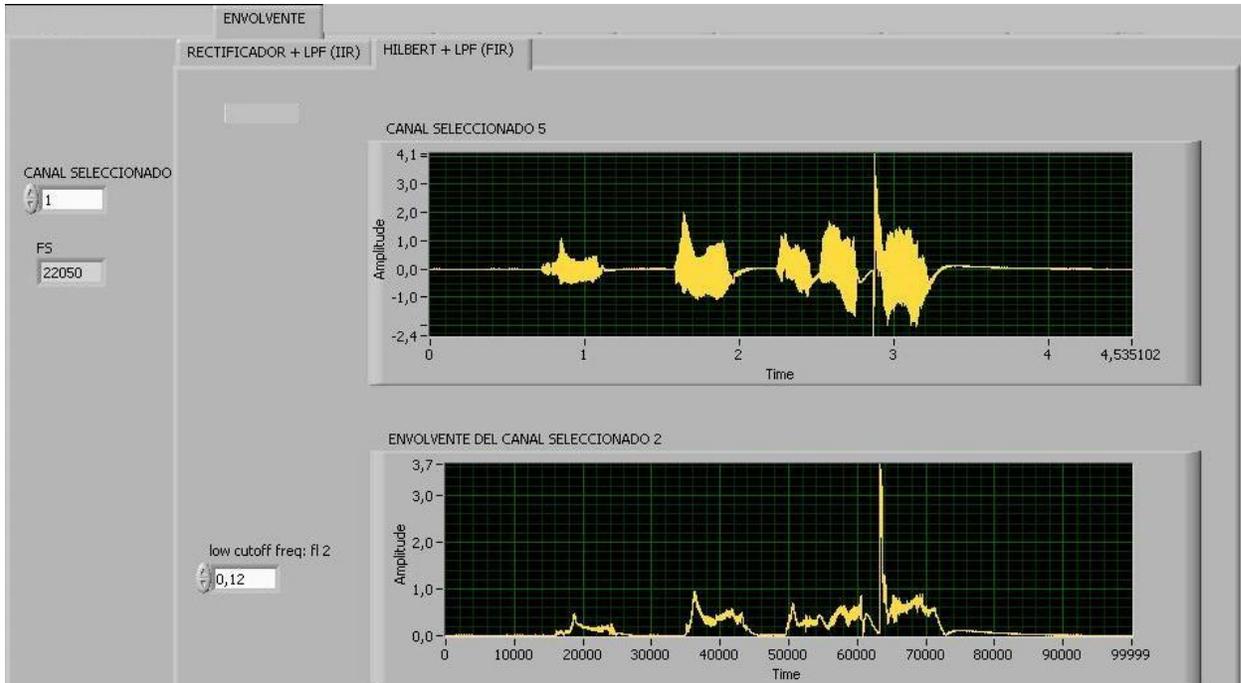


Figura 1.23: Función Envolvente [Transformada de Hilbert + LPF(FIR)].

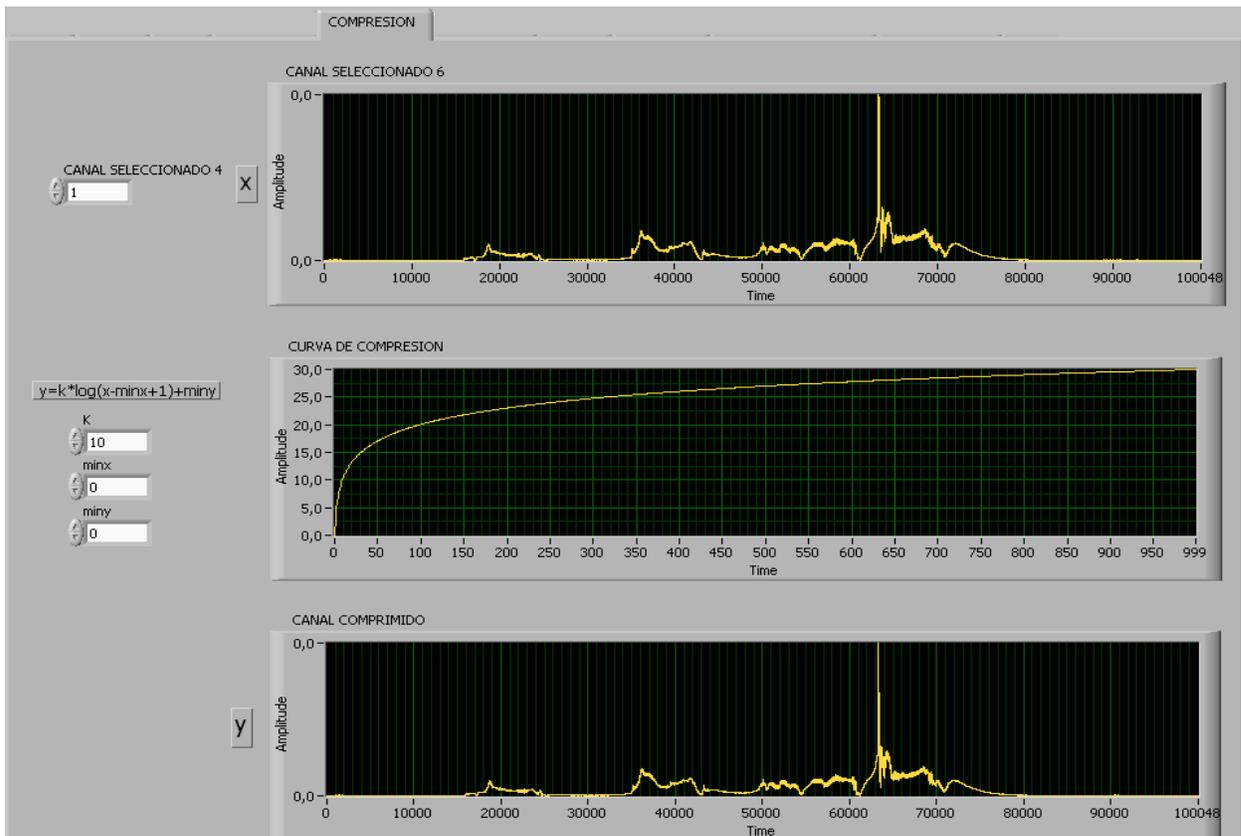


Figura 1.24: Función Compresión

La función seis *Estrategia* permite seleccionar estrategias CIS (cuando n es igual a m , es decir, al número de canales insertados) o estrategias n de m (cuando n es menor que m). (figura 1.25).

Las estrategias n de m (Figura 1.26) funcionan activando en cada ciclo de estimulación únicamente los n canales que presentan más energía de los m disponibles. La finalidad de las estrategias n de m es permitir un incremento en la tasa de estimulación gracias a que al reducir el número de canales activados en cada ciclo, la duración total del ciclo de estimulación se reduce.

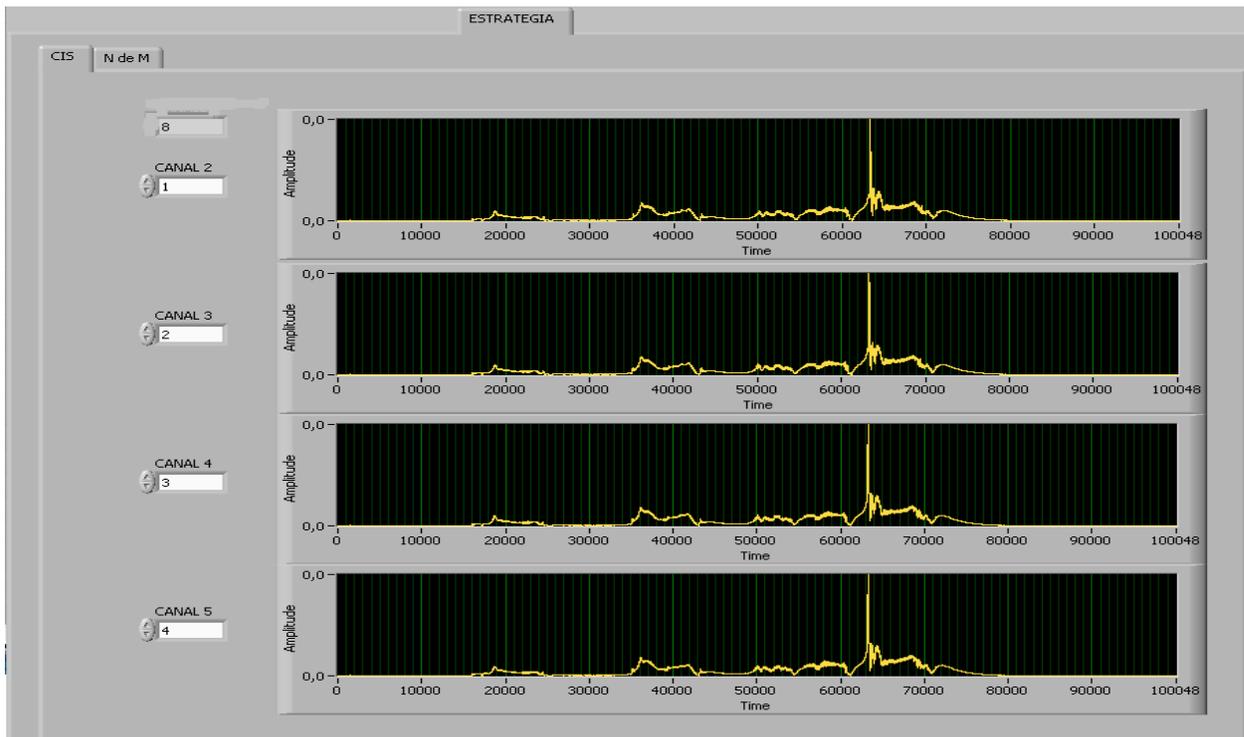


Figura 1.25: Función "Estrategia" en su estrategia CIS.



Figura 1.26: Función "Estrategia" en su estrategia n de m .

Este incremento de la tasa de estimulación se hace a costa de una reducción de la calidad, ya que la información correspondiente a los canales no seleccionados se pierde.

La séptima función *Pulsos* tiene como misión diseñar pulsos y para eso cuenta con dos funciones *Tasa de Estimulación Uniforme* y *Tasa de Estimulación no Uniforme* (figura 1.27).

La primera de estas dos funciones (figura 1.28) posibilita diseñar la forma y el periodo de los pulsos de forma uniforme, además de mostrar la configuración del mismo a medida que se va diseñando.

La otra función (figura 1.29) posibilita diseñar pulsos diferentes para cada canal.



Figura 1.27: Función "pulsos" y sus funciones

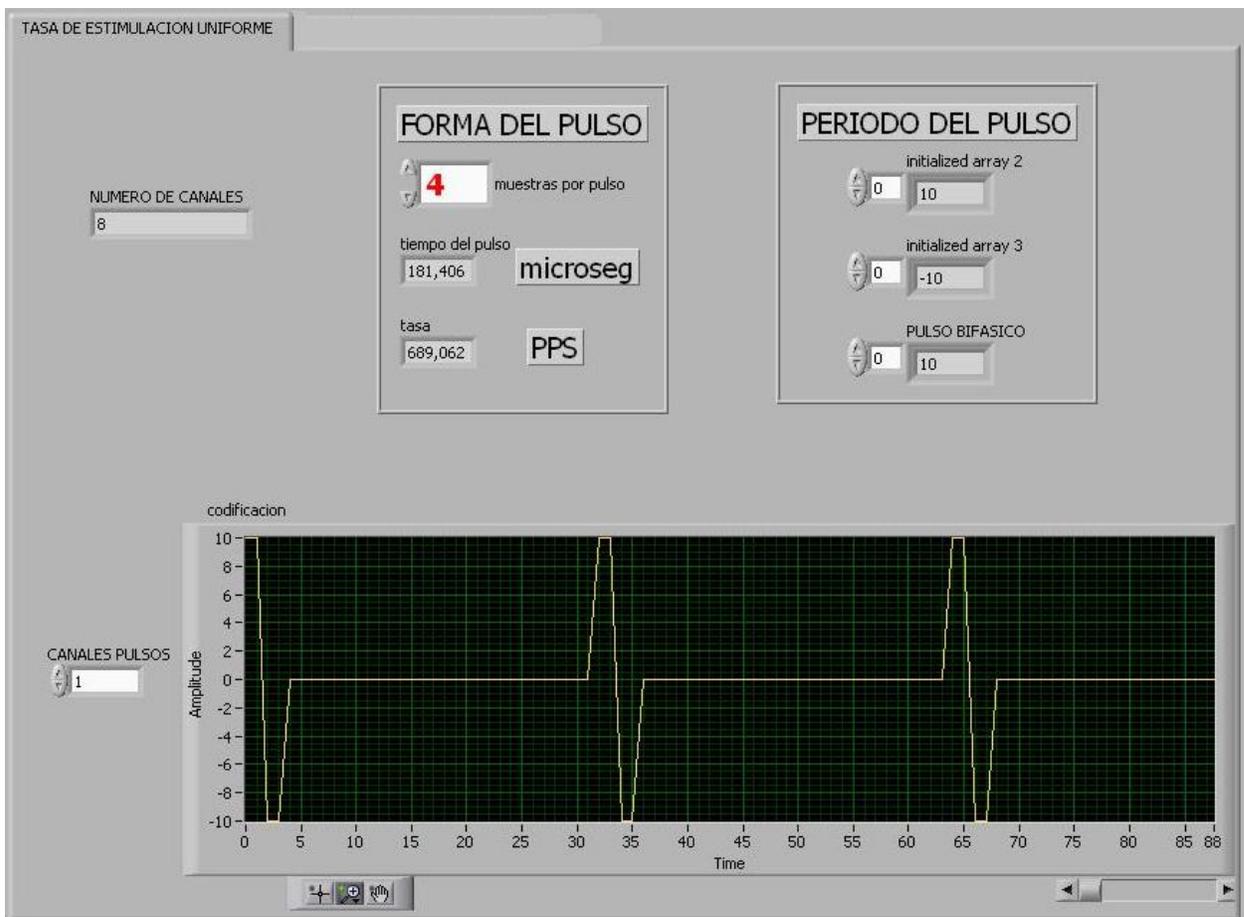


Figura 1.28: Tasa de estimulación uniforme

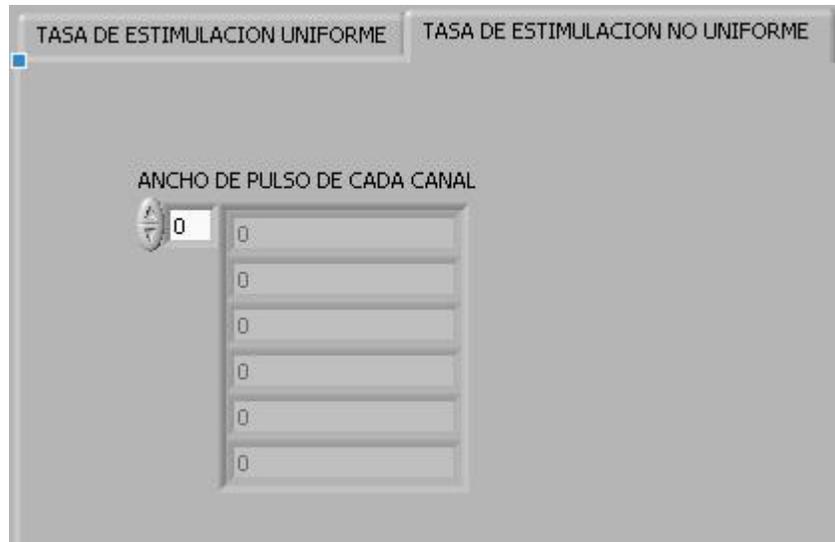


Figura 1.29: Tasa de estimulación no uniforme

La octava función *estímulos* permite editar el estímulo, partiendo de la envolvente de la forma de onda de los canales con los pulsos diseñado en la función anterior. En la figura 1.30 se ilustra esta función distribuida en tres bloques.

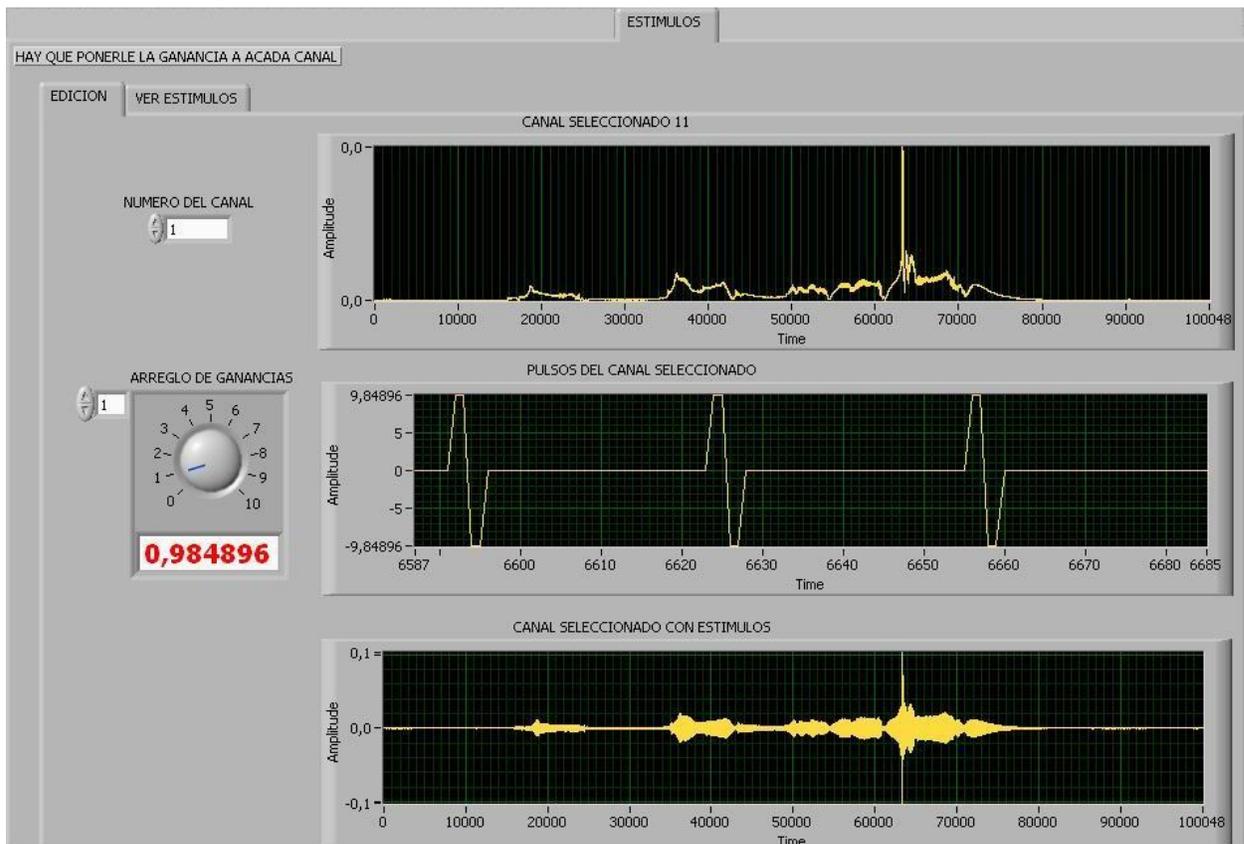


Figura 1.30: Función "Estímulos".

El primero muestra la envolvente la forma de onda del canal seleccionado. El segundo muestra los pulsos, permitiendo regular la ganancia de estos para cada canal. Y el tercero muestra la forma de onda del canal editado con los estímulos.

La segunda ventana de esta función *ver estímulos* posibilita ver la forma de onda de los canales editado por los estímulos (figura 1.31).

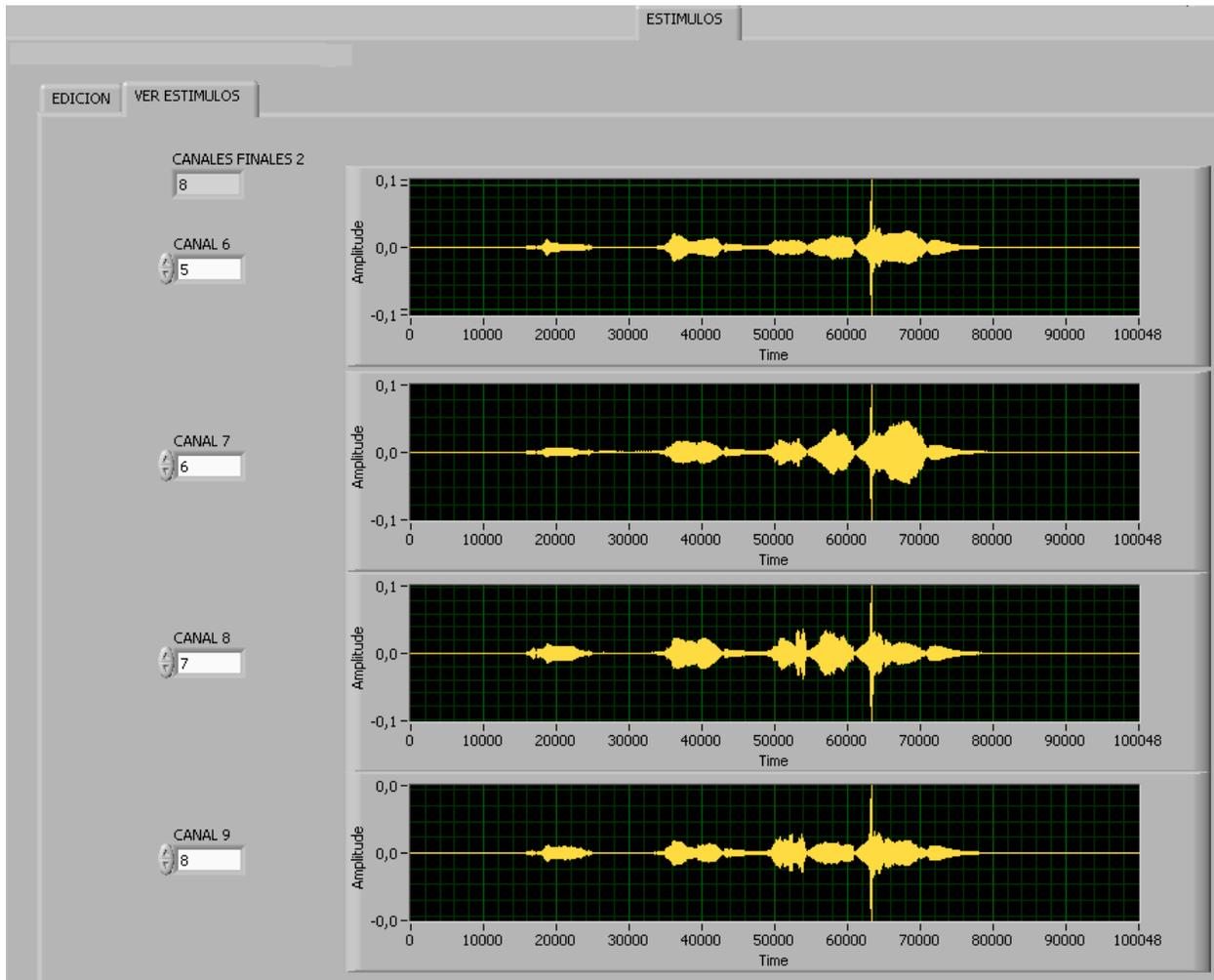


Figura 1.31: Ver estímulos

La novena función *síntesis de canales* permite reconstruir la señal a partir de diferentes tipos de ruidos. Las señales de ruido son filtradas por el filtro seleccionado en la función *canales* obteniendo también los n canales que posibiliten sintetizar la señal original. La primera gráfica muestra la forma de onda del ruido seleccionado. La segunda permite seleccionar, mostrar la forma de onda del ruido para un canal específico o la forma de onda de todos los canales de ruido. La figura 1.32 ilustra dicha función.

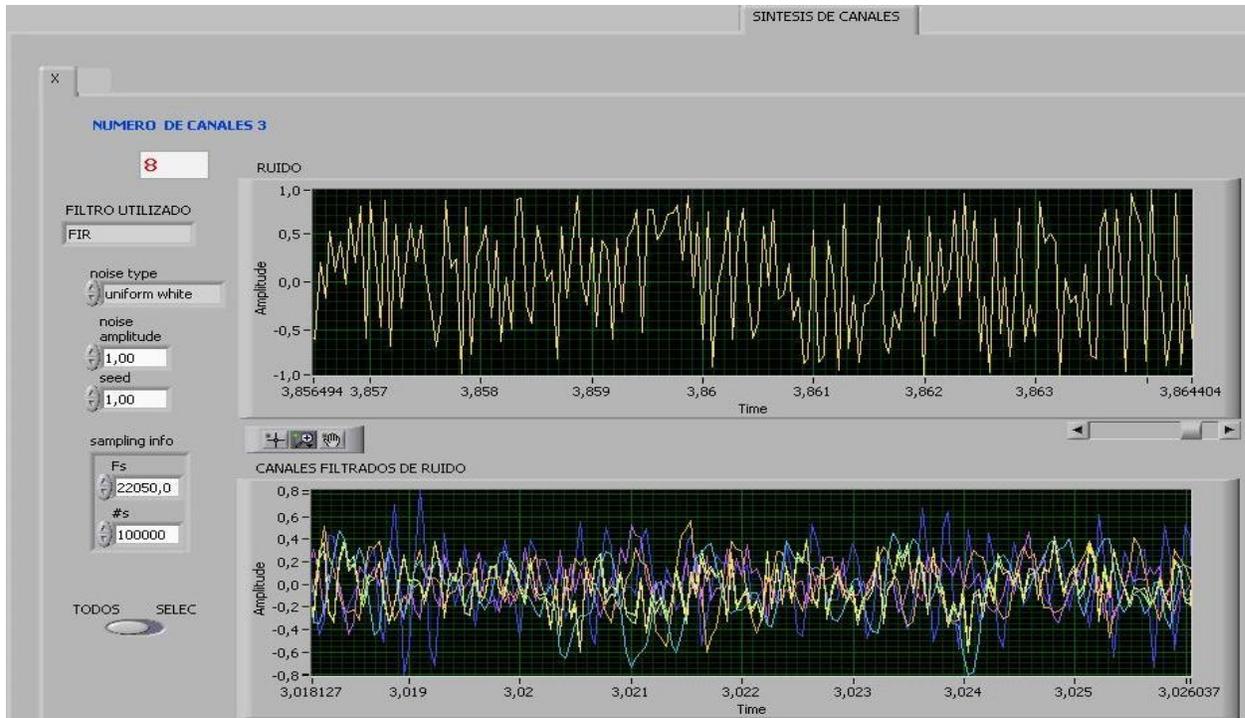


Figura 1.32: Función "Síntesis de canales".

La décima función *Síntesis Final* muestra la forma de onda de la señal sintetizada, o reconstruida (figura 1.33).



Figura 1.33: Función "Síntesis Final".

La primera gráfica de esta función muestra la forma de onda de los canales sintetizados y la segunda muestra la forma de onda de la señal de salida. Esta señal de salida es precisamente la señal que escucha el implantado, equivalente a la percepción del sonido en un individuo que tenga una gran afectación en la cóclea una vez que tenga un implante coclear.

Le sigue la función *Resultados* la cual permite analizar el resultado del trabajo realizado durante toda la simulación. El primer bloque como muestra la figura 1.33 permite reproducir la señal original de la misma forma que lo hace la primera función del simulador en su modalidad *Reproducir*. El segundo bloque permite que el usuario pueda escuchar como es percibida la señal por el implantado.

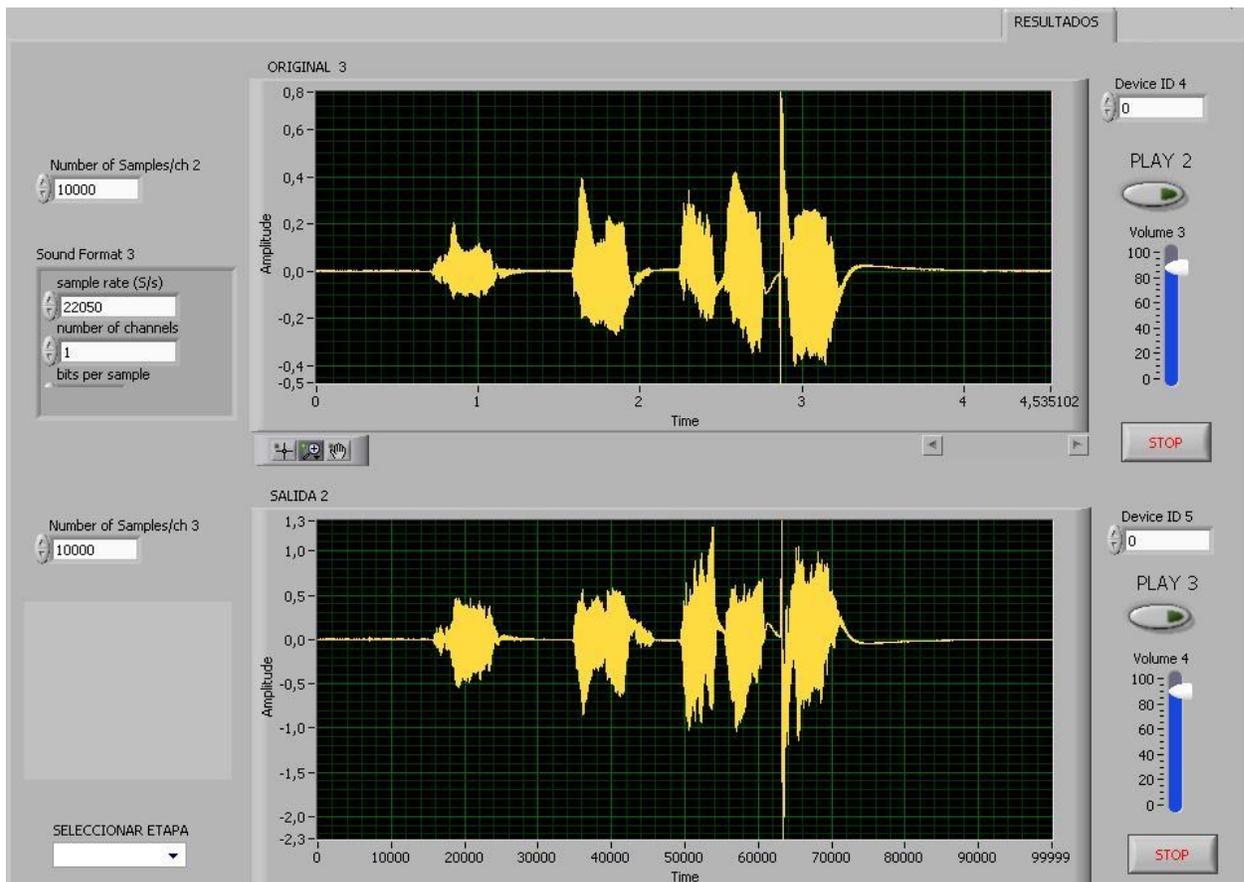


Figura 1.33: Función "Resultados".

Por último la función salir permite cerrar el simulador.

1.4.3 ASPECTOS A CONSIDERAR PARA EL USO Y DESARROLLO DEL SIC

El programa *SIC* se ha desarrollado partiendo de un modelo que representa las principales etapas del proceso mediante el cuál un paciente con implante coclear percibe el sonido. En este modelo se consideran aspectos tanto técnicos como fisiológicos que van a condicionar la

percepción. Se divide en dos bloques principales: un bloque de análisis y un bloque de síntesis. (Bazán 2008).

1.4.4 MODELO ANÁLISIS-SÍNTESIS.

El modelo está descrito a través de la estructura presentada en la figura 1.34. El bloque de análisis representa el proceso que sigue la señal de audio desde que es adquirida por el micrófono hasta que se transforma en impulsos eléctricos proporcionados por los distintos electrodos del implante, y éstos dan lugar a los potenciales de acción en el nervio auditivo. (Bazán 2008)

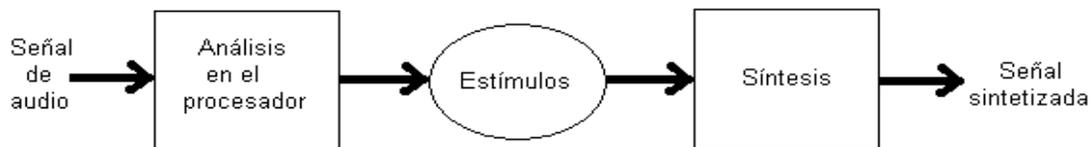


Figura 1.34: Diagrama de bloques considerado para la simulación.

La primera parte del bloque considera exclusivamente el procesamiento de señal realizado por el sistema de implante coclear y a través de esta es posible representar la pérdida de información asociada a la configuración del implante y la estrategia de codificación. La segunda parte del bloque de análisis representa la interacción entre la guía de electrodos y las terminaciones nerviosas y describe cómo se transforma el patrón de actividad de los electrodos del implante en el patrón de actividad en el nervio auditivo. (Bazán 2008)

El bloque de síntesis proporciona una señal de audio a partir del patrón de actividad del nervio auditivo obtenido en el bloque de análisis. La señal de audio se sintetiza partiendo del patrón de actividad correspondiente a cada banda de frecuencia (asociada a cada región de la cóclea). De este modo, la información perdida debido al proceso de análisis da lugar a una pérdida de calidad en la señal sintetizada. La figura 1.35 representa el diagrama de bloques considerado para la simulación. (Bazán 2008)

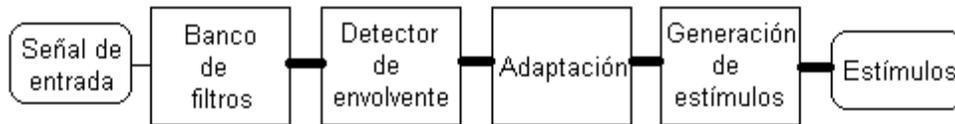


Figura 1.35: Procesamiento de la señal.

Este modelo permite considerar los principales aspectos que condicionan la percepción a través del implante coclear, como son la estrategia de codificación, el diseño del banco de filtros, la tasa de estimulación, el número de canales, las dimensiones del implante coclear, la colocación de la guía de electrodos, la interacción entre los electrodos del implante y las terminaciones nerviosas, etc. Las señales sintetizadas teniendo en cuenta este modelo presentan la pérdida de información propia de la estimulación a través del implante coclear y de este modo permiten a sujetos normo-oyentes oír el sonido tal y como sería percibido por un paciente portador de implante coclear. (Bazán 2008).

1.4.5 Síntesis de la señal

La síntesis toma como punto de partida el patrón de actividad en el electrodo. La envolvente en cada canal representa la energía que hay en cada instante de tiempo en cada una de las bandas de frecuencia. Por ello, para sintetizar la señal de audio, se toma una señal excitación (en principio con distribución de energía uniforme en frecuencia y en el tiempo). Esta excitación se filtra con un banco de filtros, y la señal filtrada es multiplicada por la envolvente. La salida para cada canal después de estas operaciones es una señal limitada en la banda que define el canal y cuya energía evoluciona en el tiempo de acuerdo con la envolvente considerada. Finalmente se suman las contribuciones procedentes de los distintos canales, obteniendo una señal de audio que incluye las contribuciones de todo el rango espectral procesado.

La señal excitación considerada puede ser ruido blanco gaussiano, ya que esta excitación presenta espectro plano y distribución de energía uniforme en el tiempo. Sin embargo las señales sintetizadas usando ruido blanco presentan muy mala calidad, debido a que la fase de la señal sintetizada es aleatoria, por serlo la excitación utilizada para cada canal. El resultado

es una señal de audio en la que se pierde la estructura temporal, y en particular se pierde el tono fundamental que no puede ser resuelto en el dominio del tiempo. Diversos experimentos ponen de manifiesto que la mayor parte de los pacientes perciben con una calidad mejor que la que se puede conseguir sintetizando de este modo

1.5 CONCLUSIÓN DEL CAPITULO #1

En este capítulo se presentó el Simulador de Implante Coclear que aunque ofrece soluciones a problemas existentes con Implantes Cocleares, evidencia la necesidad de desarrollar nuevos métodos de filtrado y de síntesis, para lograr un desempeño superior.

CAPÍTULO 2. FUNCIONES INCORPORADAS AL SIMULADOR.

Se describen las funciones incorporadas, destacando algunos conceptos que ayudarán a justificar su inclusión.

2.1 DESARROLLO DE FILTRADO UTILIZANDO LA ESCALA MEL

La figura 1.8 del primer epígrafe del capítulo anterior muestra la amplitud relativa del movimiento en seis puntos distintos de la membrana basilar para distintas frecuencias de estimulación. Donde las amplitudes son relativas a la máxima del punto, y la frecuencia está en escala logarítmica.

Existen diferentes escalas de frecuencias que se aproximan a la sensibilidad del oído humano. Una de ellas es la escala bark, la cual se describe más adelante. Y la otra es la escala Mel que por tener una respuesta logarítmica a sido seleccionada como base de este trabajo

Esta escala se obtiene de un banco de filtros triangulares conocido como “filtros de Holmes” (figura 2.2) cuya función consiste en dejar pasar solamente la frecuencia de mayor amplitud. En el dominio de las frecuencias (Hz) su ancho de banda aumenta a medida que aumenta la frecuencia, sin embargo en escalas (mel) conservan el mismo ancho de banda.

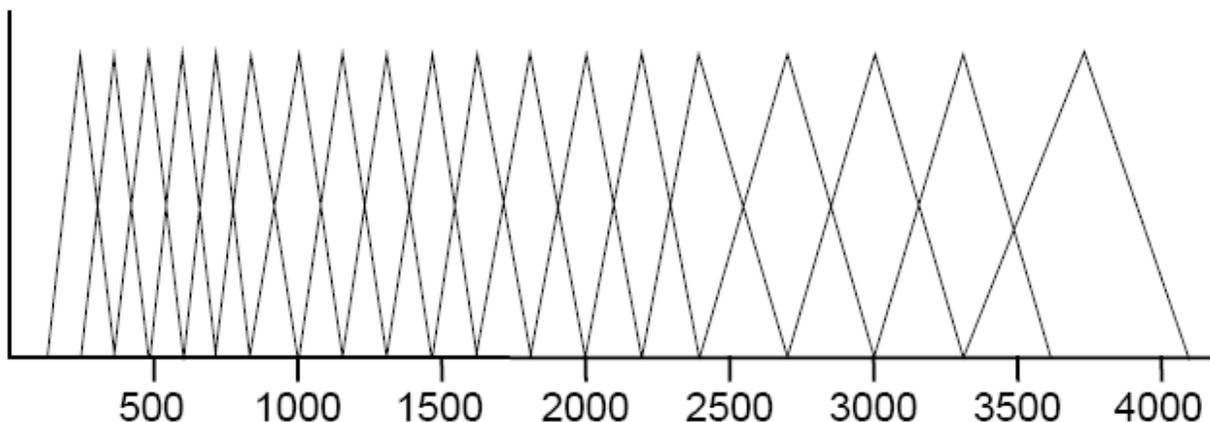


Figura 2.1: Bancos de filtros de Holmes

2.1.1 CONCEPTOS ASOCIADO A LA ESCALA MEL

Antes de definir la escala Mel se hace necesario dominar un grupo de conceptos y leyes que ayudaran a entender dicha definición.

La psicoacústica estudia la percepción subjetiva de las cualidades (características) del sonido: intensidad, tono y timbre. Estas cualidades o características del sonido están, a su vez, determinadas por los propios parámetros del sonido, principalmente, frecuencia y amplitud. También estudia la relación entre la sensación percibida por un sonido determinado o la forma en la que se escucha. (Beranek, Leo L. 1961)

Las **bandas críticas** son rangos de frecuencia dentro de los cuales un tono bloquea la percepción de otro tono. Ocurren porque una onda que estimula la membrana basilar perturba la membrana dentro de una pequeña área más allá del punto de primer contacto, excitando a los nervios de toda el área vecina. Por lo tanto, las frecuencias cercanas a la frecuencia original no tienen mucho efecto sobre la sensación de la fuerza del sonido, incluso si se dobla el volumen del sonido. (Oppenheim. 1999).

Escala Bark es una escala psicoacústica que posee un rango del 1 al 24 y corresponde a las primeras 24 "bandas críticas" del oído. Los márgenes de las bandas son (en Hz) 0, 100, 200, 300, 400, 510, 630, 770, 920, 1080, 1270, 1480, 1720, 2000, 2320, 2700, 3150, 3700, 4400, 5300, 6400, 7700, 9500, 12000, 15500. . (Oppenheim. 1999).

Para convertir una frecuencia f al estilo Bark:

$$Bark = 13 \arctan\left(\frac{0.76f}{1000}\right) + 3.5 \arctan\left(\left(\frac{f}{7500}\right)^2\right) \quad (1)$$

Escala Musical es la sucesión de sonidos constitutivos de un sistema (tonalidad) que se suceden regularmente en sentido ascendente o descendente, y todos ellos con relación a un solo tono que da nombre a toda la escala. (Carlos Santoys. 1987).

Tono (acepción del termino nota). En el ámbito de la música se refiere a un sonido determinado por una vibración cuya frecuencia de mayor amplitud es constante.(Carlos Santoys. 1987).

Semitono (En Música) es el menor de los dos intervalos que se pueden producir entre notas consecutivas de una escala diatónica mayor o menor. Recibe su nombre del hecho de ser aproximadamente (y en el temperamento igual lo es exactamente) igual a la mitad del **tono**,

que es el mayor de estos intervalos entre notas consecutivas de una escala. Resulta, pues, equivalente al intervalo musical entre dos teclas adyacentes de cualquier instrumento de teclado (como el piano). (Carlos Santoys. 1987).

Sonido es cualquier fenómeno que involucre la propagación en forma de ondas elásticas audibles o casi audibles, generalmente a través de un fluido (u otro medio elástico) que este generando movimiento vibratorio de un cuerpo. (Carlos Santoys. 1987).

El sonido humanamente audible consiste en ondas sonoras consistentes en oscilaciones de la presión del aire, que son convertidas en ondas mecánicas en el oído humano y percibidas por el cerebro. La propagación del sonido es similar en los fluidos, donde el sonido toma la forma de fluctuaciones de presión. En los cuerpos sólidos la propagación del sonido involucra variaciones del estado tensionar del medio. (Carlos Santoys. 1987).

Onda Sonora es aquella que transmite un sonido. Si se propaga en un medio elástico y continuo genera una variación local de presión o densidad, que se transmite en forma de onda esférica periódica o cuasiperiódica. (Carlos Santoys. 1987).

La **altura** (en psicoacústica) es un parámetro utilizado para determinar la percepción del tono (frecuencia) de un sonido. Ésta es la que determina el nombre de las **notas**. (Carlos Santoys. 1987).

Se entiende por altura de un sonido su calidad de agudo («alto») o grave («bajo»). El que un sonido sea agudo o grave depende de su frecuencia. La frecuencia se mide en hercios (el número de veces que vibra una onda sonora en un segundo). Cuanto más alta sea la frecuencia de la onda sonora, mayor será la altura del sonido (más agudo será). (Carlos Santoys. 1987).

Octava en música, es el intervalo que separa dos sonidos cuyas frecuencias fundamentales tienen una relación de dos a uno. Ejemplo de octava: el la_5 de 880 Hz está una octava por encima respecto a la_4 de 440 Hz. (Carlos Santoys. 1987).

También se denomina **octava** al rango de frecuencias entre dos notas que están separadas por una relación 2:1. La diferencia con la definición anterior es que aquí se habla de octava como

una región y no como una distancia. Por ejemplo, decimos que el *re* que está una novena por encima del *do*, está dentro de la «siguiente octava». (Carlos Santoys. 1987).

El nombre de octava obedece al hecho de que la escala occidental recorre esta distancia después de siete pasos desiguales de tono y semitono. Como los intervalos se cuantifican por una cifra que expresa el número de notas que comprende, incluidas las dos notas de los extremos, este intervalo se denomina octava (por ejemplo *do-re-mi-fa-sol-la-si-do*) .(Carlos Santoys. 1987).

2.1.2 LA “LEY” DE WEBER – FECHNER

Esta es una ley empírica que en realidad no se cumple perfectamente, sobre todo fuera del rango central de intensidades de los estímulos. Sin embargo, es indicativa del fenómeno de *compresión* que caracteriza a la percepción sensorial. Denominando *diferencia apenas perceptible (DAP)* al umbral diferencial, Weber concluyó, en 1834, que la *DAP* es proporcional a la intensidad física del estímulo, *E*, (Federico Miyara. 2004).

$$DAP = K \times E \quad (2)$$

o, lo que es lo mismo, que el incremento relativo de intensidad del estímulo correspondiente a una *DAP* es constante. Fechner fue aún más lejos, postulando en 1860 que la *DAP* corresponde subjetivamente a un incremento constante en la sensación provocada por el estímulo. Dicho de otro modo, el incremento en la sensación correspondiente a una *DAP* puede ser considerado como la *unidad de sensación*. Si *E* es el estímulo y *S* a la medida de la sensación, buscamos una relación funcional $S = f(E)$ entre ambas que se desprenda de la ley de Weber y el postulado de Fechner. Sean *E* y *E'* dos estímulos que difieran en una *DAP*, es decir

$$E' - E = DAP. \quad (3)$$

Podemos escribir

$$S' - S = f(E') - f(E) \cong f'(E) * DAP. \quad (4)$$

Por la ley de Weber,

$$S' - S = f'(E) * K * E, \quad (5)$$

Asimismo, adoptando como unidad de sensación la provocada por una *DAP* por el postulado de Fechner,

$$S' - S = 1 \quad (6)$$

Se llega así a la ecuación

$$f'(E) = \frac{1}{K \cdot E} \quad (7)$$

donde $C = 1/K$, y E_0 es un valor de referencia arbitrario (tomado habitualmente como el umbral absoluto). En términos de la sensación:

$$S = C \ln\left(\frac{E}{E_0}\right), \quad (8)$$

Esta relación logarítmica constituye la ley de Weber-Fechner, y como ya se señaló, en general sólo tiene validez en el rango medio de los estímulos. (Federico Miyara. 2004).

2.1.3 LA PERCEPCIÓN DE LA ALTURA

La altura es uno de los parámetros perceptivos fundamentales del sonido. Está íntimamente vinculada a la frecuencia, aunque la afectan un poco la intensidad, la complejidad espectral (cantidad e intensidad relativa de los sonidos parciales), y la duración. Por ello es que al realizar experimentos con la altura es preciso definir cuidadosamente las condiciones en que éstos se efectúan. Existen varias formas posibles de cuantificar la altura. (Federico Miyara. 2004).

2.1.4 ESCALA DE ALTURA A PARTIR DEL UMBRAL DIFERENCIAL

La medición más básica de la altura en función de la frecuencia puede realizarse por medio del umbral diferencial, aplicando el postulado de Fechner. El parámetro físico que varía es la frecuencia de un tono puro (senoidal), permaneciendo fija la intensidad. Resulta que hasta los 1000 Hz, la *DAP* es aproximadamente constante y es del orden de 3 Hz, en tanto que para frecuencias mayores, la *DAP* es alrededor de un 0,3 % de la frecuencia. Esto implica que la ley de Weber sólo se cumple para las frecuencias mayores de 1000 Hz. Si admitimos el postulado de Fechner, la medida de la altura obtenida a partir de la *DAP* será lineal para $f \leq 1000$ Hz y logarítmica para $f > 1000$ Hz, es decir

$$A(f) = \begin{cases} K_1 & f \leq 1000 \text{ Hz} \\ K_2 \ln(f / f_0) & f > 1000 \text{ Hz} \end{cases} \quad (9)$$

Las constantes se determinan fácilmente si se adopta una escala para la altura. Lo más habitual es tomar como unidad el *mel*, que se define de modo que para $f = 1000$ Hz se tenga $A(f) = 1000$ mel. Resulta

$$K1 = 1 \text{ mel/Hz}$$

$$K2 = 1000 \text{ mel} \quad (10)$$

$$f_0 = 370 \text{ Hz.}$$

En la figura 2.4 se representa gráficamente esta función.

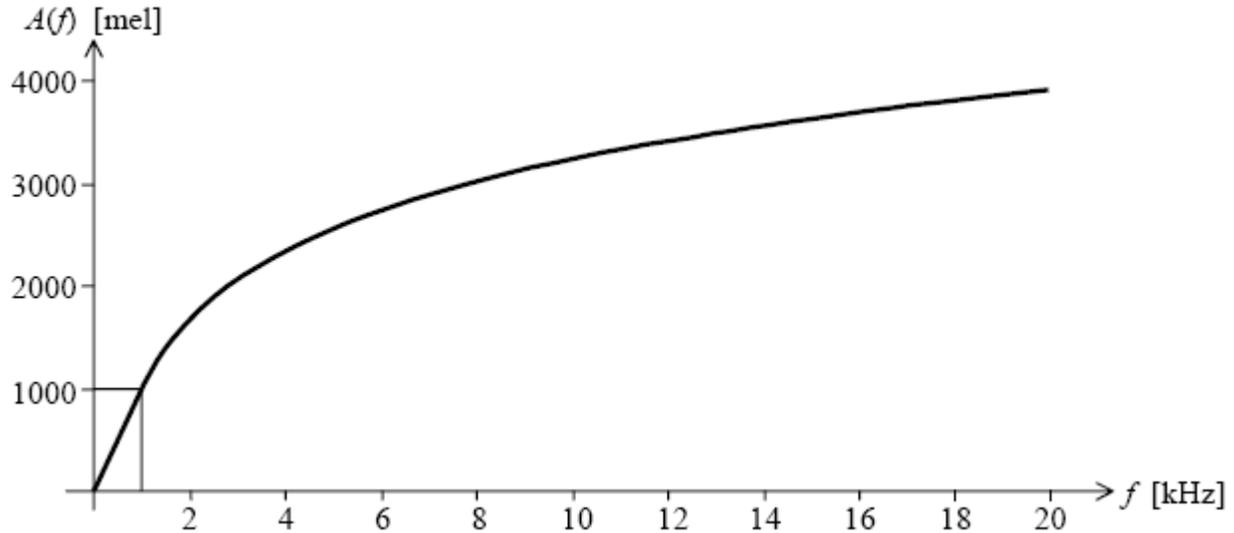


Figura 2.2: Relación entre la altura A y la frecuencia f tal como se obtiene aplicando el postulado de Fechner. Entre 0 y 1 kHz la relación es lineal y por encima de 1 kHz, logarítmica.

Ejemplo: ¿Cuál es la altura en mel de un tono de 8000 Hz?

Dado que $8000 \text{ Hz} > 1000 \text{ Hz}$, se aplica la expresión logarítmica:

$$A(8000 \text{ Hz}) = 1000 \ln(8000 / 370) = 3074 \text{ mel.}$$

NOTA 1: El proceso de construcción de la escala en mel corresponde, conceptualmente, a determinar la DAP para diversas frecuencias y representar en el eje de alturas una cantidad proporcional a la cantidad de DAP's, eligiendo la constante de proporcionalidad de modo de tener que a 1000 Hz la altura sea de 1000 mel.

NOTA 2: Los umbrales diferenciales indicados corresponden a promedios extendidos a un número considerable de sujetos. La variabilidad entre sujetos puede ser grande.

2.1.5 ESCALA PROPORCIONAL DE ALTURA

La construcción de una escala de altura a partir del umbral diferencial tiene el inconveniente de que, contrariamente a lo especulado por Fechner, la percepción humana le asigna diferente importancia al umbral diferencial según el valor del estímulo (en este caso, la frecuencia). Una clase completamente diferente de experimentos que permite elaborar otro tipo de escala

consiste en tomar un tono de referencia, por ejemplo 1000 Hz, y ajustar la frecuencia de un segundo tono de manera tal que éste parezca el doble de agudo que el otro. Repitiendo el experimento con diversas frecuencias de referencia es posible elaborar una escala de tipo proporcional. La escala obtenida se muestra en la figura 13, en la que también se repite la relación anterior para comparación. (Federico Miyara. 2004).

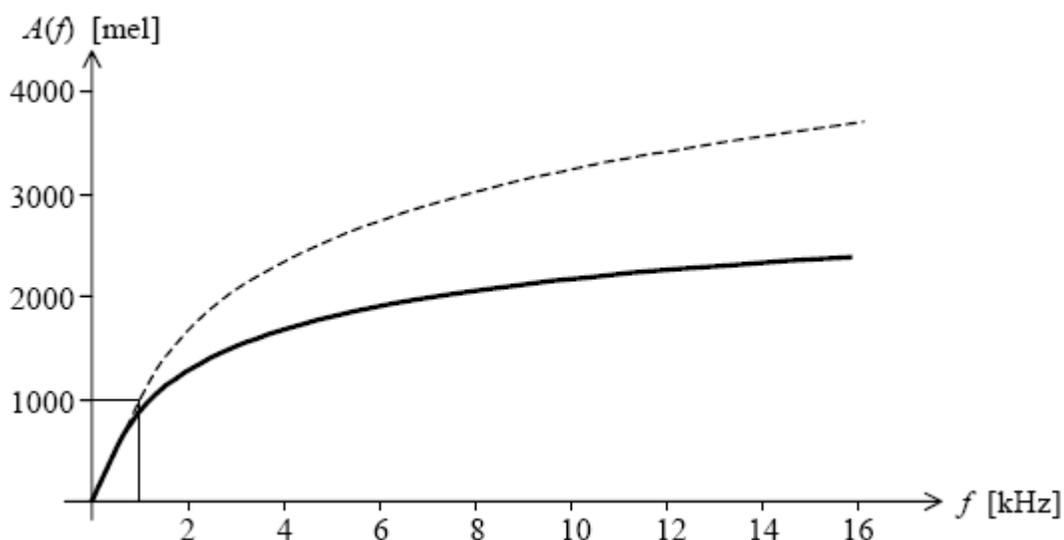


Figura 2.3: Relación entre la altura A y la frecuencia f obtenida a partir de experimentos de proporcionalidad entre sensaciones. En línea de trazos, la altura obtenida a partir de los umbrales diferenciales y el postulado de Fechner. Ambas escalas coinciden por debajo de 500 Hz.

Por debajo de 500 Hz ambas escalas coinciden ya que el crecimiento es lineal. Se observa que para alta frecuencia la escala proporcional ejerce una compresión mayor que la basada en el umbral diferencial, alcanzando un valor de apenas 2400 mel en 16 kHz.

Por lo que a modo de concepto podemos decir que *la escala mel es una escala perceptual del tono a juicio de observadores con una referencia previa asimilada y que diverjan entre si por sus propias características aditivas*. Lo que crea grandes dificultades al intentar establecer la escala de forma experimental. (Federico Miyara. 2004).

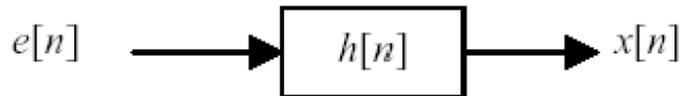
Las escalas bark y mel se aproximan a la sensibilidad del oído humano. La primera por tener un rango de frecuencias correspondiente a las primeras 24 bandas críticas de oído. Y la otra por ser una escala logarítmica correspondiente con las amplitudes relativas del movimiento en puntos dentro de la membrana basilar para distintas frecuencias de estimulación. Donde las amplitudes son relativas a la máxima del punto y las frecuencias también están en escala logarítmica como muestra la figura 1.8. Esta última es la más usual en aplicaciones de tratamiento de voz.

Los matemáticos Davies y Mermelstein mediante un modelo matemático llamado *Cepstrum* obtienen los *Coefficientes Cepstrales en Escala Mel (MFCC)*. (Oppenheim. 1999).

2.1.6 COEFICIENTES CEPSTRALES EN ESCALA MEL (MFCC)

El Cepstrum es un modelo matemático cuyo nombre fue formado haciendo un reverso de la palabra spectrum.

Esta basada en la excitación que se muestra a continuación donde $e[n]$ representa a la frecuencia fundamental que se produce en las cuerdas vocales y el filtro $h[n]$ representa las resonancias del tracto vocal dadas por los labios, faringes, dientes, paladar, etc., que cambian sobre el tiempo. (Oppenheim. 1999).



$$x[n] = e[n] * h[n] \quad (10)$$

En una suma

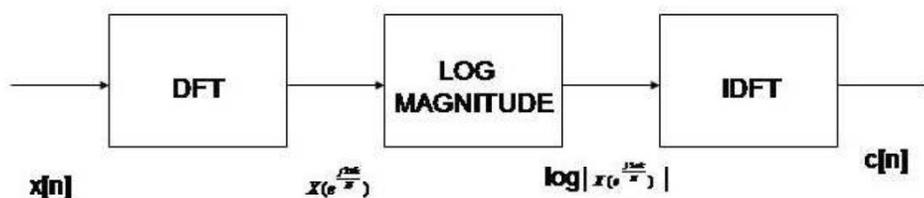
$$\hat{x}[n] = \hat{e}[n] + \hat{h}[n] \quad (11)$$

Se define Cepstrum como una transformación que permite separar la fuente de excitación del filtro, se asumirá un valor N para el cual el cepstrum del filtro $\hat{h}[n] \approx 0$ para $n \geq N$ y el cepstrum de la excitación $\hat{e}[n] \approx 0$ para $n < N$ asumiendo, esto se podrá recuperar aproximadamente $\hat{h}[n]$ y $\hat{e}[n]$ de. (Oppenheim. 1999).

El cepstrum D de una señal digital $x[n]$ esta definido:

$$\hat{x}[n] = \frac{1}{2\pi} \int_{-\pi}^{\pi} \ln |X(e^{jw})| e^{jwn} \quad (12)$$

El análisis de nos permitirá conocer información del tracto vocal que se encuentra en la parte baja del cepstrum y la información del filtro contenido en la parte alta del cepstrum, luego se puede separar fácilmente $e[n]$ de $h[n]$ asumiendo el valor N antes mencionado y haciendo la operación inversa D^{-1} del cepstrum. (Oppenheim. 1999).



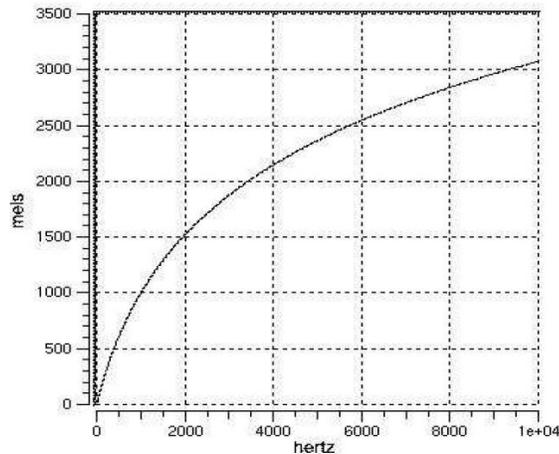
Los *Coefficientes Cepstrales en Escala Mel (MFCC)* conforman el método más eficiente para sacar características del tracto vocal y el más usado actualmente en reconocedores comerciales, éste es un método robusto que hace uso de la transformada de Fourier para obtener las frecuencias de la señal. El objetivo es desarrollar un conjunto de valores de características basados en criterios perceptuales. Como ya se sabe diversos experimentos muestran que la percepción de los tonos en los humanos no está dada a una escala lineal, esto hace que se trate de aproximar al comportamiento del sistema auditivo humano. Los coeficientes cepstrales en frecuencia Mel (MFCC) son una relación definida como el cepstrum de una señal ventaneada en el tiempo que ha sido derivada de la aplicación de una Transformada Rápida de Fourier pero en una escala de frecuencia no lineal, las cuales aproximan el comportamiento del sistema auditivo humano. (Oppenheim. 1999).

David y Mermelstein en 1980 mostraron que los MFCC son beneficiosos para el reconocimiento automático del habla.

Dada una Transformada Discreta de Fourier de una señal de entrada:

$$X[k] = \sum_{n=0}^{N-1} x[n]e^{-j2\pi nk/N}, \quad k = 0, 1, \dots, N - 1 \quad (13)$$

Se define un banco de filtros M , con $(m= 1, 2, \dots, M)$ donde el filtro m es un filtro triangular dado por:



Estos filtros calculan el promedio del espectro alrededor de cada frecuencia central. Aquí se define fl como la frecuencia más baja y fh como la frecuencia mas alta del banco de filtros en Hz, Fs es la frecuencia de muestreo en Hz, M el número de filtro y N el tamaño de la Transformada Rápida de Fourier Los puntos limites $f(m)$ son uniformemente espaciados en la escala Mel:

$$f(m) = \frac{N}{F_s} \beta^{-1} \left(\beta(f_1) + m \frac{\beta(f_h) - \beta(f_1)}{M + 1} \right) \quad (14)$$

Donde la escala Mel β como se ha planteado, esta dada por:

$$\beta(f) = 1127.01048 \times \ln \left(1 + \frac{f}{700} \right) \quad (15)$$

Y su inverso β^{-1} esta dada por:

$$\beta^{-1}[b] = 700 \times (e^{b/1127.01048} - 1) \quad (16)$$

Entonces finalmente se calcula el logaritmo de la energía de cada filtro:

$$S(m) = \ln \left(\sum_{k=0}^{N-1} |X_a(k)|^2 H_m(k) \right), \quad 0 < m < M \quad (17)$$

El Cepstrum en frecuencias mel es la transformada discreta del coseno de las salidas de los M filtros:

$$c(m) = \sum_{m=0}^{M-1} S(m) \cos \left(\pi n \left(\frac{m - \frac{1}{2}}{M} \right) \right) \quad (18)$$

Donde M varia para diferentes implementaciones de 24 a 40, para el Reconocimiento Automático del Habla generalmente son usados los primeros 13 coeficientes. Este algoritmo es ampliamente usado para obtener el vector de características en sistemas de Reconocimiento Automático del Habla. (Oppenheim. 1999)

2.1.7 SIMULACIÓN E IMPLEMENTACIÓN DEL MÉTODO DE FILTRADO UTILIZANDO LA ESCALA MEL

Hasta aquí se ha explicado lo referente a la escala Mel y su importancia en tratamientos de señales de voz, en este epígrafe se explica como se implementa el método de filtrado utilizando la escala Mel. Como ya se ha planteado en la membrana basilar para distintas

frecuencia de estimulación las amplitudes relativas en escala logarítmica están dadas por el movimiento de puntos. Estas son relativas a la máxima del punto como se ilustra en la figura 1.8. Esto se debe a que el constante movimiento de la membrana basilar posibilite que pequeño espectros de frecuencias en "Hz" describan espectros de formas triangulares al llevarlos a escalas logarítmicas donde el punto máximo del triangulo esta dado por la frecuencia de mayor amplitud.

Si se analiza el proceso descrito anteriormente por los coeficientes centrales en escala Mel se podrá notar la semejanza, lo que justifica la decisión de utilizar este método en el proceso de filtrado precisamente con el objetivo de buscar la semejanza al proceso descrito por la membrana basilar.

Para incluir esta función se ha modificado en el simulador la segunda función "canales" que como se muestra en el anexo 1, presenta dos bancos de filtros pasa banda uno de tipo FIR y el otro IIR. Esta función tiene como objetivo dividir la señal a procesar en N componentes o canales, y precisamente estos filtros son los encargados de filtrar cada una de estas componentes. Las frecuencias de corte superior e inferior de estos bancos de filtros para cada una de las componentes fueron calculadas manualmente por medio de los taps, Y son cargadas por el programa por defecto aunque pueden ser variadas por el usuario. Estas son almacenadas en un arreglo de tamaño "N" siendo N el número de canales concebido por el programa. La primera modificación que se ha implementado en el simulador, consiste en crear un tercer banco de filtros, basado en el método de los coeficientes cepstrales en escala Mel. Y de esta forma aprovechar las potencialidades que brinda la escala Mel para tratamiento de señales de voz, logrando así valores de frecuencias de corte superior e inferior que contribuyan a mejorar el desempeño en el filtrado de los canales.

Se logra diseñar este nuevo banco de filtros utilizando las ecuaciones matemáticas que aparecen a continuación con las cuales se logran calcular las frecuencias de corte superior e inferior de los filtros para cada canal. Más adelante se describe la función que realiza cada ecuación.

Ecuaciones matemáticas para obtener al ancho de banda de los filtros para las componentes:

$$BFL = 1127.01048 \times \ln\left(1 + \frac{FL}{700}\right) \quad (19)$$

$$BFH = 1127.01048 \times \ln\left(1 + \frac{FH}{700}\right) \quad (20)$$

$$ACH = \frac{BFH - BFL}{N} \quad (21)$$

$$bFL = (K \times ACH + BFL) - ACH \quad (22)$$

$$bFH = (K \times ACH + BFH) \quad (23)$$

$$bfl = 700 \times \left(e^{bFL/1127.01048} - 1\right) \quad (24)$$

$$bfh = 700 \times \left(e^{bFH/1127.01048} - 1\right) \quad (25)$$

En las primeras dos ecuaciones **FL** y **FH** conforman la frecuencia inferior y superior en “Hz” del ancho de banda seleccionado por el usuario para procesar la señal original. **BFL** y **BFH** son las frecuencias **FL** y **FH** convertidas en frecuencias “mel” respectivamente. Pues los filtros de Holmes usados en la escala de Mel aumentan su ancho de banda a medida que aumentan en número, mientras que en la escala Mel los filtros conservan el mismo ancho de banda. Por lo que la conversión facilita el trabajo matemático.

La tercera ecuación busca hallar el ancho de banda de los filtros en frecuencias “mel”. Pues como se explica anteriormente al ser todos los filtros de igual ancho de banda en “mel”, se toma el ancho de banda de la señal original seleccionada por el usuario “**(BFH-BFL)**” y se divide entre el número de canales **N** obteniendo **N** filtros de igual ancho de banda. La variable **N** se carga con el total de canales prediseñados en el programa. Este valor es visualizado por el usuario en la propia función “Canales” como se aprecia en la figura 2.3.

La cuarta y quinta ecuación se destinan a calcular los valores de frecuencias de corte inferior y superior de cada filtro en “mel”. Donde “K” corresponde al canal seleccionado por el usuario, variable que el usuario puede seleccionar en la función “Canales”. Vea figura 2.3. Por ejemplo si se selecciona el canal tres “**bFL**” y “**bFH**” van a ser los valores de frecuencia de corte inferior y superior en “mel” respectivamente para el filtro del canal tres.

Las últimas dos ecuaciones se encargan de llevar los valores de frecuencias “mel” bFL y bFH a frecuencias “Hz” bfl y bfh , para que luego sean publicadas en el panel frontal del programa en Labview.

Este proceso se logra por medio de un “Bloque de fórmula” una herramienta que posee Labview. En su interior se colocaron estas siete ecuaciones donde al entrarle los valores de las variables FL , FH , N y K el bloque de fórmula devolverá los N valores de bfl y bfh , para luego cada uno ser almacenados en un arreglo de tamaño N .

Como se observa en el anexo 1, el bloque de fórmula es colocado dentro de un “ciclo for” limitado desde uno hasta $n = (N + 1)$ logrando así que este se ejecute N veces, donde la variable K tomará valores desde $i = 1$ hasta $i = N$. El valor de N se obtiene del programa y FL y FH son seleccionados por el usuario a pesar de que el simulador cargue inicialmente a FL en cero y a FH en 5KHz.

Luego estos arreglos de tamaño N pasan los valores de bfl y bfh a un filtro IIR de topología Butterworth, como aparece en el anexo #1, donde mediante un ventaneado triangular a la salida de dicho filtro se logra simular los filtros de Holmes quedando N número de filtros.

De esta forma queda implementada esta modificación, donde con solo limitar el ancho de banda de la señal se obtiene el ancho de banda de cada filtro.

2.2 REMUESTREO PARA OBTENER UN PULSO DE ESTIMULACION CON UN TIEMPO MÍNIMO DE 10 μ SEG

Los implantes cocleares poseen estimuladores neuronales encargados de estimular el nervio auditivo con trenes de pulsos de simetría bifásica. Esto permite que la información captada por el micrófono pueda llegar hasta el centro de la coclea sin provocar daños.

Las principales características temporales de los pulsos eléctricos bifásicos utilizados en la estimulación coclear son la duración de las fases del pulso (DF) y el tiempo entre fases (TEF) ver figura 2.7. La duración de la fase de los pulsos eléctricos puede ser de 20 μ s a 200 μ s,

aunque la mayoría de los implantes modernos utilizan duraciones de pulsos pequeñas, inferiores a los 100 μ s. Esto posibilita emplear frecuencias de repetición elevadas, parámetro crítico cuando se utiliza un régimen de estimulación pulsátil y secuencial. (Bazán 2008)

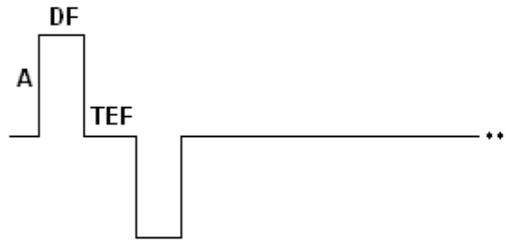


Figura 2.7: Formas de estimulación estándar.

El programa carga la señal de sonido con una frecuencia de muestreo de 22050Hz, que se corresponde con las características del interfaz de sonido del computador. Esta base de tiempo es muy grande para la separación entre muestras. Se hicieron modificaciones en el programa para lograr 100000 muestras y de esta forma lograr una base de tiempo de 10 μ seg separando las muestras de diez en diez

2.3 SÍNTESIS DE TONOS PUROS

Con la síntesis de tonos puros se busca simular una cóclea menos dañada logrando aumentar de esta forma las potencialidades del simulador.

Los tonos son concebidos a una frecuencia igual a la frecuencia central del banco correspondiente la escala Mel.

La altura musical o armónica

Las escalas mencionadas anteriormente no tienen en cuenta la incidencia de los aspectos culturales en la valoración de la altura. Una de las principales manifestaciones culturales relacionadas con la altura es la música.

En el caso de la música occidental tradicional, la escala de alturas se rige en realidad por una ley perfectamente Weberiana, como lo es la *escala cromática*, cuyo mínimo intervalo semánticamente significativo es el *semitono*, que también se utiliza como unidad. Un *semitono* equivale a una relación de frecuencias de $21/12 \cong 1,05946$. Así, la altura expresada en semitonos será

$$As(f) = K * \ln(f / fo) \quad (25)$$

Así, si f_2 y f_1 difieren en un semitono, entonces

$$A_s(f_2) - A_s(f_1) = 1. \quad (26)$$

Pero

$$A_s(f_2) - A_s(f_1) = K(\ln(f_2/f_0) - \ln(f_1/f_0)) = K * \ln(f_2/f_1). \quad (27)$$

Combinando (26) y (27) resulta

$$K = \frac{1}{\ln(f_2/f_1)} = \frac{1}{\ln(2^{1/12})} = \frac{12}{\ln 2} \quad (26)$$

$$A_s(f) = 12 \frac{\ln(f/f_0)}{\ln 2} \quad (27)$$

donde f_0 es la primera frecuencia de la escala. En el caso particular en que $f/f_0 = 2$, es decir una octava, resulta $A_s(f) = 12$ semitonos. (Federico Miyara. 2004).

A pesar de que la escala cromática de la música occidental es Weberiana, no satisface el postulado de Fechner, ya que la cantidad de DAP's en cada semitono no es constante por debajo de 1000 Hz. (Federico Miyara. 2004).

En la figura 2.5 se compara la escala proporcional de altura con la escala cromática de la música occidental tradicional. Con un pequeño círculo se ha identificado el LA 440 Hz utilizado como patrón internacional de afinación (Norma ISO 16).

En la tabla 1 se indican las frecuencias de los diversos sonidos de la escala cromática a lo largo de las 5 octavas más habituales. Con cierto entrenamiento auditivo es posible utilizar la tabla 1 para determinar aproximadamente la frecuencia de un ruido tonal, lo cual puede ser muy útil cuando no se dispone de un analizador de espectro. Para ello se requiere haber adquirido, por ejercitación, el *oído relativo* u *oído interválico*, por medio del cual se pueden reconocer los intervalos musicales⁴ con respecto al LA. Luego, por medio de un patrón de frecuencia, por ejemplo un diapasón de afinador de 440 Hz, se puede determinar la nota correspondiente al ruido tonal, y de allí su frecuencia. (Federico Miyara. 2004).

Nota 3: *Los intervalos musicales corresponden a la relación entre dos sonidos correspondientes a una escala musical. Musicalmente se denotan en términos de la cantidad de sonidos dentro de la escala entre ambos, incluidos ellos mismos. Por ejemplo, una quinta es el intervalo entre un do y un sol pues en la secuencia do-re-mi-fa-sol hay 5 notas. También pueden describirse en términos de la relación de frecuencias, lo cual es más útil para el acústico.*

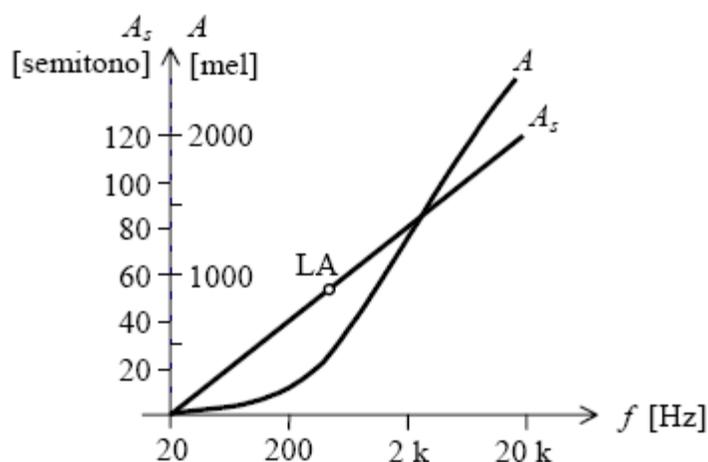


Figura 2.5: Comparación entre las escalas proporcional (escala mel) y musical (escala cromática).

TABLA 2.1. Frecuencias correspondientes a las notas de las octavas 2 a 7. Se ha remarcado la frecuencia normalizada del LA 440 Hz.

NOTA	Frecuencia [Hz]					
	Octava 2	Octava 3	Octava 4 (central)	Octava 5	Octava 6	Octava 7
DO	65,41	130,81	261,63	523,25	1046,50	2093,00
DO#	69,30	138,59	277,18	554,36	1108,73	2217,46
RE	73,42	146,83	293,66	587,33	1174,66	2349,32
RE#	77,78	155,56	311,13	622,25	1244,51	2489,02
MI	82,41	164,81	329,63	659,26	1318,51	2637,02
FA	87,31	174,61	349,23	698,45	1396,91	2793,83
FA#	92,50	185,00	369,99	739,99	1479,98	2959,96
SOL	98,00	196,00	392,00	783,99	1567,98	3135,96
SOL#	103,83	207,65	415,30	830,61	1661,22	3322,44
LA	110,00	220,00	440,00	880,00	1760,00	3520,00
LA#	116,54	233,08	466,16	932,33	1864,66	3729,31
SI	123,47	246,94	493,88	987,77	1975,53	3951,07

En la figura 2.5 se muestra el aspecto de un teclado de 5 octavas típico y la representación de las alturas correspondientes en la notación musical

2.3.1 SUPERPOSICIÓN DE TONOS PUROS

Hasta ahora habíamos estudiado el caso de un único tono puro excitando el oído.

A la sencillez del análisis de este caso se opone el hecho de que los tonos puros son extremadamente raros en la naturaleza, razón por la que será necesario analizar el caso de los sonidos compuestos. (Federico Miyara. 2004).

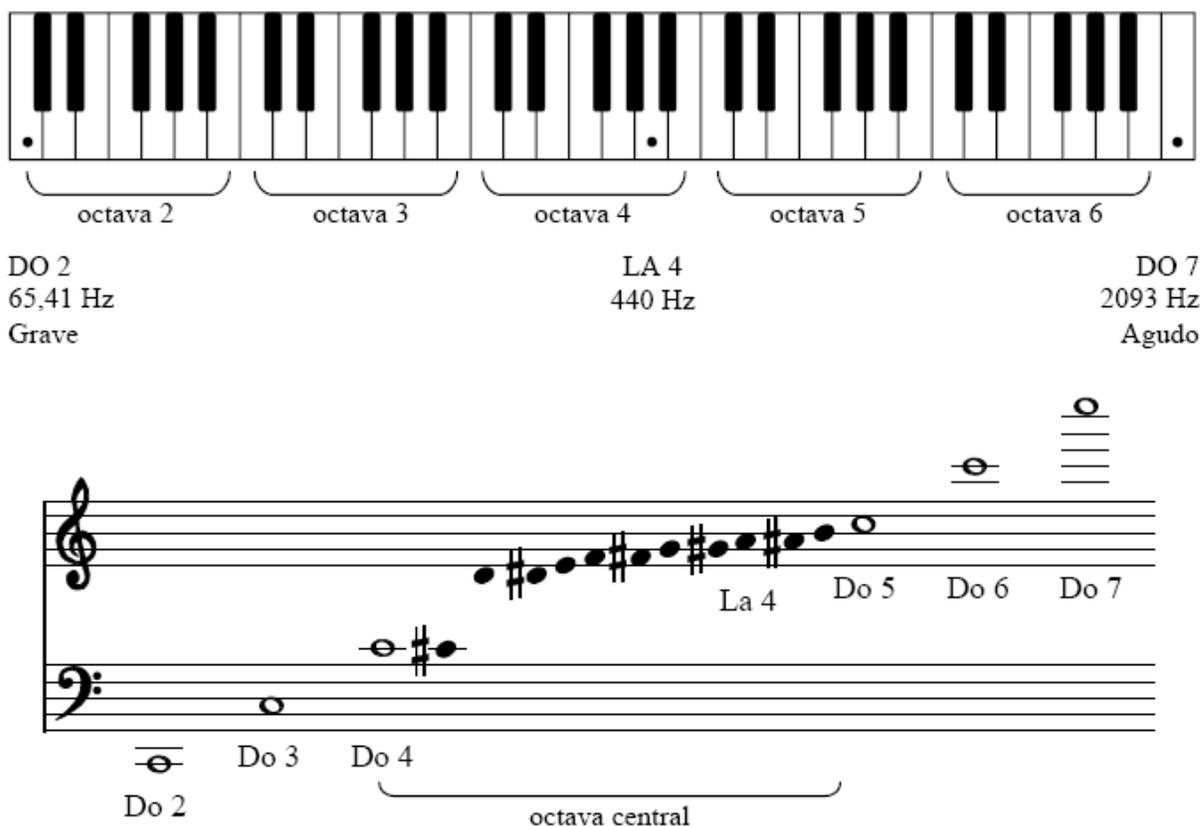


Figura 2.5: Relación entre la frecuencia y la altura musical en un teclado de 5 octavas. En el teclado se han marcado el LA central, cuya frecuencia se encuentra normalizada internacionalmente a 440 Hz, y los sonidos más grave (DO 2 de 65,41 Hz) y más agudo (DO 7, de 2093,00 Hz). En los pentagramas de abajo se muestran, en notación musical, los DO correspondientes a las diversas octavas y todas las notas de la octava central.

Supongamos que tenemos dos tonos puros de frecuencias angulares ω_1 y ω_2 y amplitudes A y B superpuestos. Luego de algunos cálculos, la superposición de ellos es

$$A \operatorname{sen} \omega_1 t + B \operatorname{sen} \omega_2 t = \sqrt{A^2 + B^2 + 2AB \cos \Delta\omega t} \operatorname{sen}[\omega t + \varphi(t)] \quad (28)$$

Donde

$$\Delta\omega = \omega_2 - \omega_1, \quad (29)$$

$$\omega = \frac{\omega_2 + \omega_1}{2} \quad (30)$$

$$\varphi(t) = \arctg \left[\frac{A - B}{A + B} \operatorname{tg} \left(\frac{\Delta\omega}{2} t \right) \right] \quad (31)$$

nota 4: Para demostrar esta igualdad se toman las identidades $\omega_1 = \omega + \Delta\omega/2$, $\omega_2 = \omega - \Delta\omega/2$, donde ω y $\Delta\omega$ son los definidos en las ecuaciones (14), y luego se aplican las fórmulas trigonométricas del seno de una suma y una resta.

Aparece una modulación de amplitud (AM) y otra de fase (PM). Esta última carece de importancia, dado que el efecto de la modulación de amplitud es siempre mucho más notorio que el de modulación de fase. En el caso en que $A = B$ la superposición se reduce a

$$A \sin \omega_1 t + B \sin \omega_2 t = 2A (\cos \frac{1}{2} \Delta\omega t) \cdot \sin \omega t. \quad (32)$$

Sólo subsiste la modulación de amplitud. Ambos casos se ilustran en la figura 17.

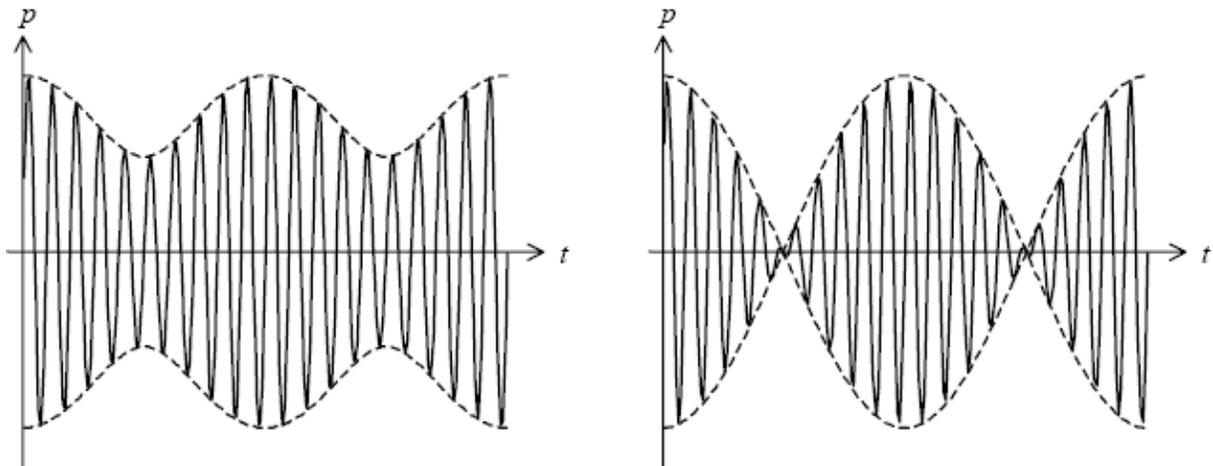


Figura 2.6 Superposición de dos tonos puros de frecuencias próximas. Izquierda: de diferente amplitud. Derecha: de igual amplitud.

Dado que para pequeñas amplitudes la membrana basilar se comporta linealmente, cuando dos tonos no muy intensos llegan a ella sus efectos pueden superponerse. Dependiendo de la diferencia relativa entre las dos frecuencias hay tres situaciones posibles. (Federico Miyara, 2004).

1er Caso: $\Delta\omega \ll \omega_1, \omega_2$

Como ambos tonos son de frecuencias muy próximas, excitan prácticamente la misma zona de la membrana basilar, sumándose sus efectos. Aparece así un tono de frecuencia $\omega = \omega_1 = \omega_2$, modulado en amplitud por una baja frecuencia $\Delta\omega$, dando origen al fenómeno de *batido* o *pulsaciones*, que se percibe como un tono cuya intensidad fluctúa periódicamente entre un mínimo y un máximo. La membrana basilar es un resonador poco selectivo, y por lo tanto también poco persistente, lo cual implica que responde con rapidez a las variaciones de amplitud de las pulsaciones. (Federico Miyara. 2004).

Nota 5: Debe notarse que si bien la membrana basilar puede considerarse lineal para bajas amplitudes la transducción mecanoeléctrica que llevan a cabo las células ciliadas no lo es, de allí que pueda efectuarse un proceso análogo al de la detección de AM.

Es importante señalar que ni el oído ni el cerebro son capaces de distinguir entre los dos sonidos, y esto se debe a que al estar los máximos de las vibraciones de la membrana basilar muy próximos, la suma de las respuestas tiene un solo máximo ubicado a mitad de camino entre los máximos que producirían los tonos individuales (figura 2.7).

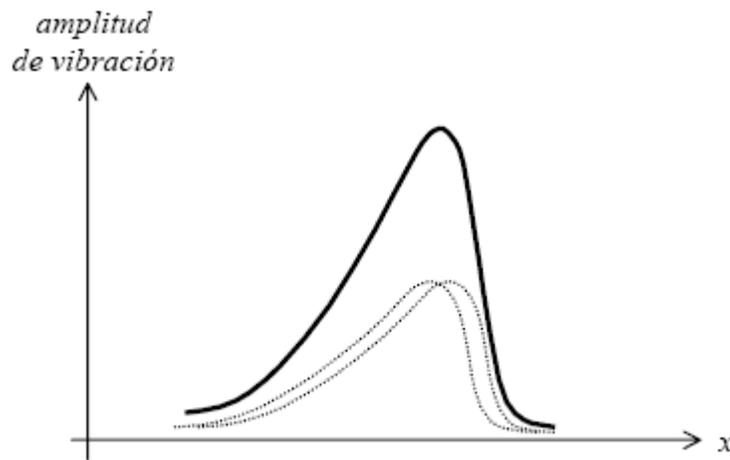


Figura 2.7: En líneas de trazos, las envolventes espaciales de la vibración de la membrana basilar para dos tonos de frecuencias próximas. En línea llena, la envolvente de la superposición de ambos tonos. (Federico Miyara. 2004).

Este resultado tiene validez solamente cuando los tonos son puros, ya que al utilizar tonos compuestos el cerebro dispone de otras claves que permiten discriminar o separar los tonos. Es interesante señalar que aún superado ampliamente el umbral diferencial (*DAP*) de frecuencia para los sonidos en sucesión, cuando éstos son simultáneos no es posible discriminar las frecuencias individuales. (Federico Miyara. 2004).

2do Caso: $\Delta\omega > \Delta\omega_d$

La frecuencia $\Delta\omega_d$ es el *límite de discriminación de frecuencias*, por encima del cual se pueden percibir las alturas individuales de ambos sonidos, aunque acompañados de una sensación de agitación o disonancia. Este límite, válido para tonos puros simultáneos, no debe confundirse con el umbral diferencial, que corresponde a una sucesión de sonidos. El límite de discriminación para tonos simultáneos es, normalmente, mucho mayor que el umbral para tonos consecutivos. (Federico Miyara. 2004).

En este caso, al sumar las respuestas de la membrana basilar, dado que los máximos correspondientes a cada una de las frecuencias están suficientemente separados, se obtiene una respuesta con dos máximos, evocando cada uno de ellos una sensación de altura diferente (figura 2.8). Las alturas evocadas son cercanas a las que evocarían los sonidos presentados individualmente, aunque no necesariamente coinciden exactamente con éstas, ya que los máximos aparecen algo desplazados al sumarles una función creciente o decreciente. En la zona intermedia entre ambas frecuencias, la membrana basilar sigue vibrando con amplitud pulsante, aunque con una frecuencia de batido mucho más alta, dando origen a la sensación de agitación o aspereza. Es interesante constatar que debido a la asimetría de la curva de resonancia espacial, a igual amplitud de vibración de la membrana basilar, en la posición correspondiente al tono más grave la amplitud resultante es mayor. (Federico Miyara. 2004).

3er Caso: $\Delta\omega > \Delta\omega_c$

Si se sigue aumentando la diferencia de frecuencias entre ambos sonidos, se llega a la frecuencia $\Delta\omega_c$, o *banda crítica*, por encima de la cual desaparece toda sensación de rugosidad, aspereza o agitación, escuchándose los dos sonidos separadamente y sin que interactúen entre sí.

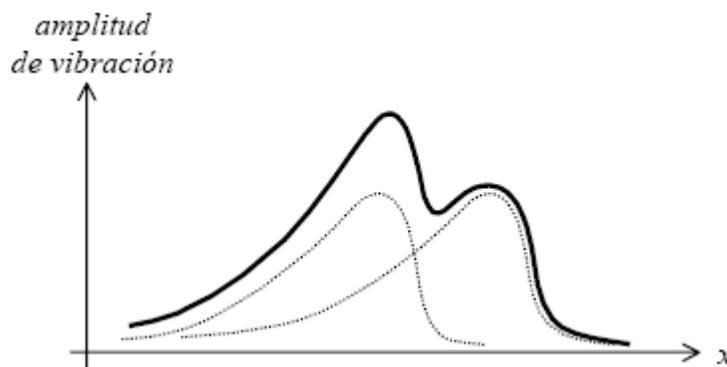


Figura 2.8: En líneas de trazos, las envolventes espaciales de la vibración de la membrana basilar para dos tonos de frecuencias cuya separación es mayor que el umbral de discriminación simultánea $\Delta\omega_d$. En línea llena, la envolvente de la superposición de ambos tonos, en la que se observa la presencia de máximos separados. (Federico Miyara. 2004).

Desde el punto de vista de la membrana basilar, lo que sucede es que los picos están ahora lo suficientemente separados como para que el efecto de cada uno de los tonos sobre la zona de

la membrana correspondiente al otro tono sea despreciable. Bajo estas condiciones la zona intermedia también se ve poco afectada, siendo las pequeñas pulsaciones que allí se generan enmascaradas por el efecto principal de los dos tonos. En la figura 2.9 se ilustra esta situación. (Federico Miyara. 2004).

La banda crítica puede considerarse como una especie de ancho de banda que comprende todas aquellas frecuencias que tienen influencia significativa en un determinado punto de la membrana basilar.

La existencia de la banda crítica $\Delta\omega_c$ es una característica fundamental del oído, que tiene profundas consecuencias sobre su funcionamiento. En particular determina la capacidad de discriminar sonidos en presencia de otros sonidos, así como muchas propiedades psicoacústicas como, por ejemplo, de qué manera se percibe la intensidad de un conjunto de sonidos. (Federico Miyara. 2004).

Tanto $\Delta\omega_d$ como $\Delta\omega_c$ dependen en general de la frecuencia, como se indica en la figura 2.10. La banda crítica es casi constante por debajo de 400 Hz. En la tabla 4 se dan los anchos de banda de un conjunto de bandas críticas que cubren casi todo el rango audible.

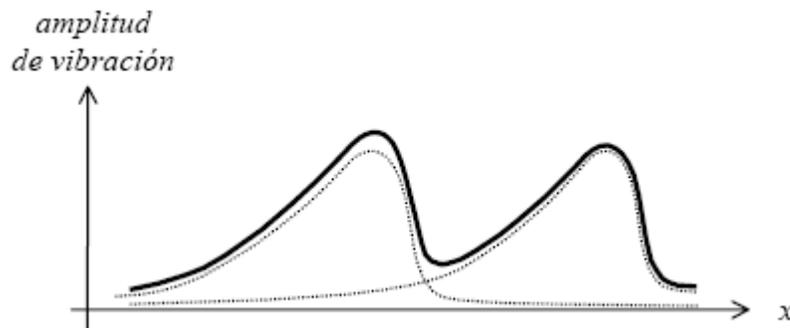


Figura 2.9: En líneas de trazos, las envoltoras espaciales de la vibración de la membrana basilar para dos tonos de frecuencias cuya separación excede la banda crítica $\Delta\omega_c$. En línea llena, la envoltora de la superposición de ambos tonos.

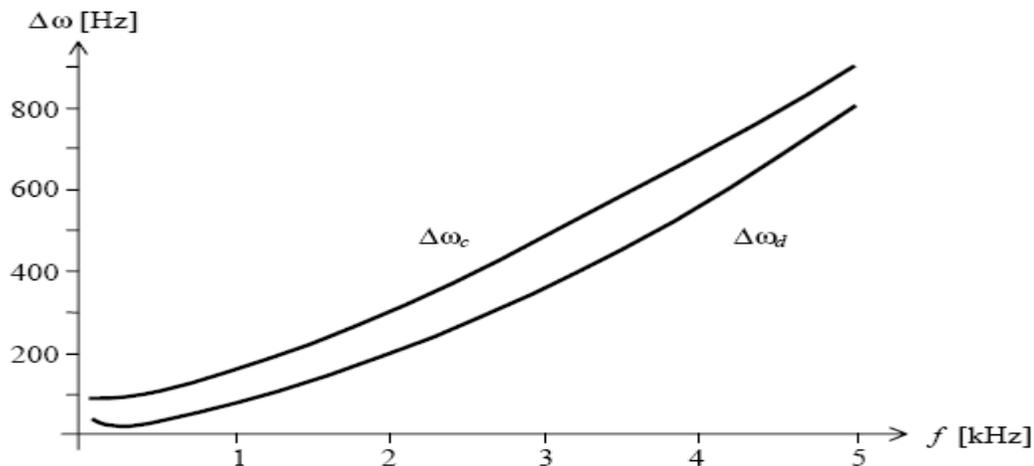


Figura 2.10: Límite de discriminación para tonos puros simultáneos, $\Delta\omega d$, y banda crítica, $\Delta\omega c$, ambos en función de la frecuencia.

2.3.2 SIMULACIÓN DE LOS TONOS PUROS

La función “Síntesis de canales” es la encargada de simular los daños ocasionados en un oído dañado valiéndose de generadores de ruidos como ruido blanco gaussiano, periódico, uniforme blanco, entre otros. Todos estos ruidos simulan una coclea dañada en el peor de los casos. La tercera modificación consiste en simular un generador de tonos puros donde cada tono sea generado a la frecuencia central del ancho de banda de cada uno de los filtros pasa banda encargados de filtrar las componentes de la señal original y de esta forma simular una coclea dañada en uno de los casos menos graves.

Esta modificación ha sido implementada de un modo semejante a la primera modificación. Pues su simulación parte de las mismas ecuaciones matemáticas, con la diferencia de que esta vez se trata de la frecuencia central

Ecuaciones matemáticas para obtener las frecuencias centrales de los filtros para las componentes:

$$1. \quad BFL = 1127.01048 \times \ln\left(1 + \frac{FL}{700}\right) \quad (33)$$

$$2. \quad BFH = 1127.01048 \times \ln\left(1 + \frac{FH}{700}\right) \quad (34)$$

$$3. \quad ACH = \frac{BFH - BFL}{N} \quad (35)$$

$$4. \quad bFL = (K \times ACH + BFL) - ACH \quad (36)$$

$$5. \quad bFH = (K \times ACH + BFL) \quad (37)$$

$$6. \quad CEN = \frac{bFL+bFH}{2} \quad (38)$$

Las cinco primeras ecuaciones realizan las mismas funciones que realizaban en la modificación implementada a la función “Canales”. La sexta ecuación devuelve el valor de la frecuencia central del filtro cuyo número de orden fue seleccionado por el usuario con la variable “K” (canal seleccionado). Y la séptima ecuación se encarga de convertir el valor de la frecuencia central en mel a Hz. Para luego ser entregada al panel frontal del programa en labview.

Como habrá notado aquí se utiliza nuevamente el método de los coeficientes cepstrales de la escala mel para conseguir la frecuencia a la cual se generan los tonos y el objetivo es precisamente generar N número de tonos a una frecuencia que coincida con el valor del coeficiente cepstral en escala mel del filtro equivalente a este en la primera modificación. Buscando simular un tono, generado a una escala logarítmica con el propósito de acercarme al modo de percepción del tono dentro de la cóclea.

En esta modificación también se introduce las ecuaciones matemáticas dentro de un bloque de fórmula, donde obteniendo a la entrada los límites del ancho de banda de la señal original FL y FH , el número del canal K y el total de canales N ; devuelva el valor medio del ancho de banda de cada filtro en “mel”. Y al igual que en la primera modificación el bloque de fórmula es introducido dentro de un ciclo *for* igualmente limitado desde $i = 1$ hasta $i = n$ con $n = N + 1$ logrando un arreglo del mismo tamaño que los arreglos de la primera modificación como se muestra el anexo 2

Un generador de tonos puros ubicado dentro de otro ciclo *for* es colocado a la salida del arreglo de frecuencias. Este después de seleccionar la amplitud y la fase se encarga de generar todos los tonos, que son visualizados desde una gráfica en la interfaz del programa

2.4 Conclusiones del capítulo.

Muchos artículos elogian las ventajas brindadas por la escala Mel y los coeficientes centrales en dicha escala como método para procesamientos de señales del habla. Debido a sus características de frecuencia en estado logarítmico, fue seleccionada para la etapa de filtrado

de canales, logrando filtrar los canales utilizando valores de frecuencias criticas determinados por dicha escala. Y la otra modificación permite generar tonos puros a los coeficientes cepstrales en escala Mel. También se logra aumentar de forma sencilla la frecuencia de muestreo de los pulsos hasta 100000Hz logrando pulsos de estimulación con un tiempo mínimo de 10 μ seg.

CAPÍTULO 3. ANÁLISIS DE RESULTADOS

En el presente capítulo se presentan los resultados de simulación de las nuevas funciones incorporadas con el objetivo de realizar un análisis comparativo de los resultados. Se presentan otros simuladores, que fueron consultados.

3.1 OTROS SIMULADORES

Un simulador es una aplicación informática que SIMULA fielmente el comportamiento y propiedades reales de un producto o sistema, y de los elementos que interactúan con él: usuarios, eventos externos, otros productos o sistemas.

Los simuladores abordado en este trabajo simulan la percepción del sonido por un paciente que posea un implante coclear.

3.1.1 COCHLEAR IMPLANT SIMULATION" GRANADA, DICIEMBRE DE 2004

En diciembre del 2004 la universidad de granada lanza al mercado un SIC con características similares al simulador que se desarrolla en el presente trabajo.



Figura 3.1: Interfaz del simulador

El programa "Cochlear Implant Simulation" incluye básicamente 4 tareas: (1) Preparación de la señal de audio a procesar; (2) configuración de los parámetros de simulación; (3) síntesis de la señal procesada; (4) almacenamiento del resultado. A continuación se describe cómo se realiza cada una de las funciones.

Preparación la señal a procesar

La señal de audio de entrada (la señal que recogería el micrófono del sistema de implante coclear) se prepara bien abriendo un fichero de audio, en formato "wav" o bien grabándolo a través de cualquier fuente conectada a la tarjeta de sonido tal como un micrófono, por ejemplo.

Para leer un fichero "wav" se puede hacer click en el icono "Abrir" de la aplicación. También puede hacerse seleccionando "Abrir" en la barra de menú "Archivo" o bien mediante la secuencia de teclas "Ctrl+O". En cualquiera de los casos aparece un diálogo que permite navegar por el sistema de ficheros e identificar los ficheros de audio con extensión "wav". Una vez identificado el fichero a procesar, es leído el programa mediante doble click o bien seleccionándolo y haciendo click en el botón de "Abrir". Una vez leído, el fichero seleccionado aparecerá dentro del listado "WAVs no procesados".

Para grabar una señal de audio basta con hacer click en el botón de grabación (botón rojo de la parte inferior ventana del programa). La grabación se puede detener pulsando el botón gris de la parte inferior de la ventana. El programa grabará desde la entrada de micrófono del ordenador y asignará un nombre de fichero a la señal grabada. El fichero correspondiente a la señal grabada aparecerá dentro del listado "WAVs no procesados".

Pulsando el botón verde de la parte inferior del programa se reproduce el fichero seleccionado (ya sea grabado o leído desde el sistema de ficheros). Se oirá por la salida de audio del ordenador.

Configuración de los parámetros de simulación

La configuración de los parámetros de simulación se realiza a través de la "ventana de configuración" que se activa haciendo click en el icono "Configurar". También se activa

seleccionando "Configurar Parámetros" en la barra de menú "Preferencias" o bien seleccionando la secuencia de teclas "Ctrl+P".

En la "ventana de configuración" se pueden modificar los distintos parámetros involucrados en la simulación. Los parámetros cuya configuración requiere un valor numérico (tasa, fMin, fMax, etc.) se pueden establecer desplazando la barra correspondiente o bien introduciendo el valor numérico en la ventana correspondiente. Los parámetros que requieren una opción binaria (Detección de envoltente, Sincronización, etc.) son seleccionados marcando la opción correspondiente. Más adelante se describe el significado de cada uno de los parámetros de configuración.

El software permite también la lectura y escritura de ficheros de configuración. Estos ficheros tienen extensión "*.par". Para leer o escribir estos ficheros debe hacerse click en "Leer Parámetros" o "Guardar Parámetros", respectivamente, en la barra de menú "Preferencias".

Síntesis de la señal procesada (simulación)

Para sintetizar la señal de audio tal y como sería percibida a través del implante coclear de acuerdo con la configuración establecida, debe marcarse el fichero original y a continuación hacer click sobre el botón "Empezar Simulación" situado en la parte inferior de la ventana. Durante un tiempo (que dependerá de la velocidad del ordenador utilizado) se procesará la señal, tras el cual aparecerá un nuevo fichero en el listado "WAVs procesados".

Los ficheros de audio resultantes de la simulación tienen asociados los parámetros utilizados para la simulación. Estos parámetros pueden desplegarse haciendo click sobre el icono "+" que figura junto a cada fichero.

Una vez finalizada la simulación, se puede marcar el fichero y haciendo click en el botón de reproducción (botón verde en la parte inferior) se puede escuchar el resultado de la simulación (la señal sintetizada) a través de la salida de audio del ordenador.

Almacenamiento de los resultados

La señal sintetizada tiene asociado un nombre de fichero que es asignado automáticamente a partir del nombre del fichero de audio origen. Esta señal puede guardarse como fichero "wav" haciendo click en el icono "Guardar" o bien seleccionando la opción "Guardar" o "Guardar

Como" en la barra de menú "Archivo". Las acciones "Guardar" y "Guardar Como" también se activan con la secuencia de teclas "Ctrl+S" y "Ctrl+Shift+S", respectivamente.

Si se desea que alguno de los ficheros de audio desaparezca del listado "WAVs procesados" o "WAVs no procesados" se deberá marcar el fichero y a continuación hacer click en el icono "Cerrar" o bien en la opción "Cerrar" de la barra de menú "Archivo". Si no ha sido previamente grabado, aparece un mensaje de advertencia para que no se pierda accidentalmente la señal sintetizada.

3.1.2 TIGER SPEECH TECHNOLOGY

TigerCIS - Últimas Actualizaciones:

- 3 Esta versión replantea el procesamiento por lotes para simplificar la ventana principal. También reorganiza las disposiciones de botón.

Permite que el programa descargue directamente Sonidos Típicos del sitio Web para la demostración. Permite estirar el Tiempo de movimiento funcional para el procesamiento general. Puede combinar el ruido, tiempo estirándose y procesamientos de bandas de ruidos juntos para simulaciones más flexibles.

Permite bandas de ruidos y forma de ondas sinusoidales de voz codificada basadas en el acercamiento de FFT en vez de métodos bancos de filtros tradicionales. Esto le permite ser mucho más rápido para números muy grandes de canales espectrales.

El programa permite tiempo real para la cinta del ruido o forma de ondas sinusoidales de voz codificada.

Como usar TigerCIS

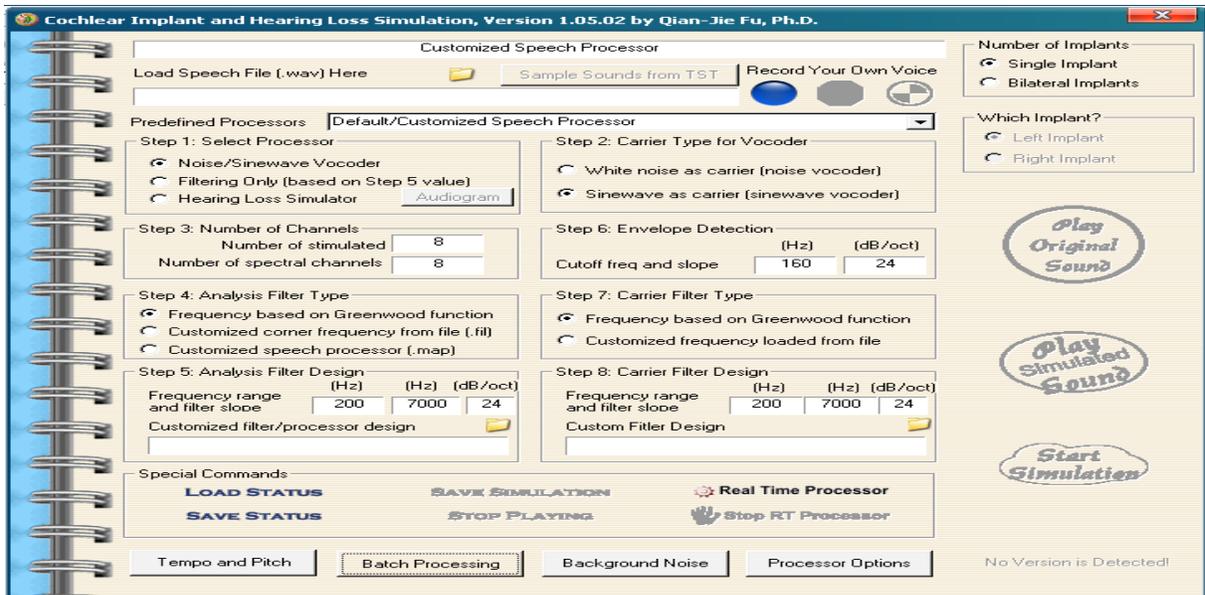


Figura 3.2: Interfaz del simulador

Su funcionamiento esta basado fundamentalmente en selección de opciones donde cada una de las opciones posibilita realizar una tarea correspondiente al paso en el que se encuentra ubicada.

Paso 1: Select processor

Este primer paso posibilita elegir entre el procesos de ruido o síntesis de voz codificada, el filtrado basado en los parametros seleccionado en el paso cinco y la audicion de simulaciones donde ademas te permite ajustar la calidad por medio del audiograma que muestra la figura que aparece a continuacion.

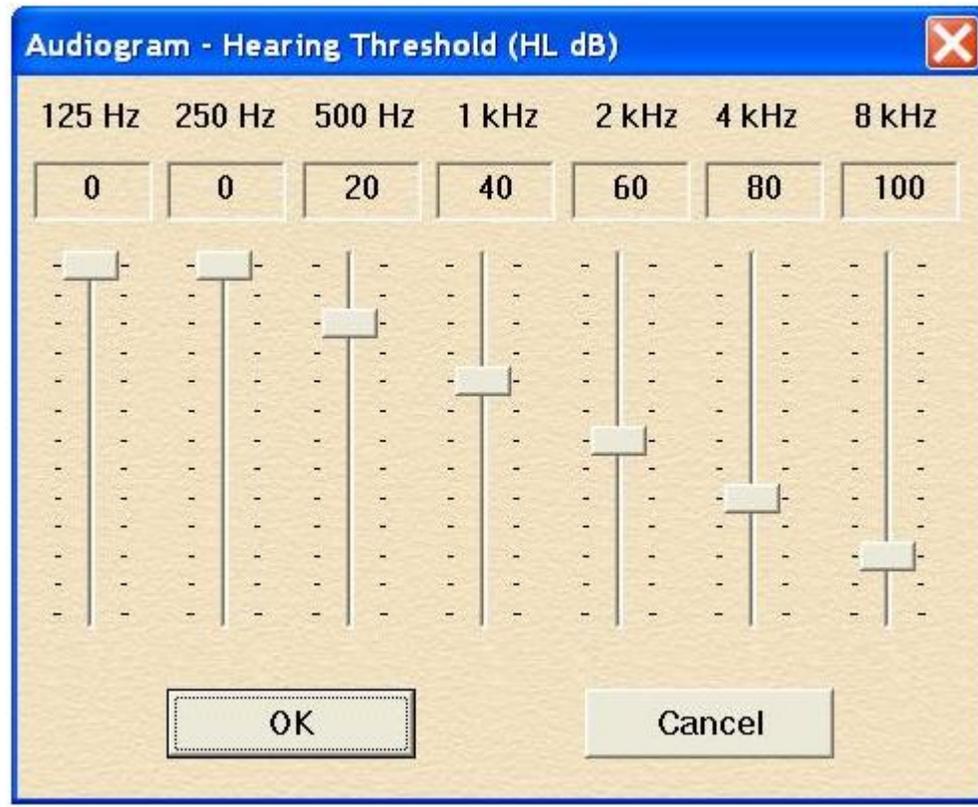


Figura 3.3: audiograma del simulador con la ecualización aconsejable

Paso 2: Carrier Type for Vocoder

Permite seleccionar el portador para la codificación de voz donde las opciones son ruido blanco como portador para el ruido de codificación de voz y la forma de onda sinusoidal como portadora de la forma de onda sinusoidal de la codificación de la voz.

Paso 3: Numbers of Channels

Este paso permite elegir entre el total de canales espectrales y el número estimulado

Paso 4: Analysis Filter Type

Como tipo de análisis de filtro ofrese tres opciones donde una es frecuencias basado en la función de Greenwood otra es frecuencia de esquina personalizada de archivo y la última es procesador de discurso personalizado

Paso 5: Analysis Filter Design

Permite diseñar los parámetros del proceso de filtrado, entrando el valor de frecuencia mínima y máxima del filtro y la pendiente en decibeles por octavas. Además brinda la opción de salvar los parámetros diseñados.

Paso 6: Envelope detection

Esta función permite configurar la detención de envolvente variando parámetros como la frecuencia límite y la pendiente en decibeles por octavas.

Paso 7: Carrier Filter Type

Como tipo de filtro de portadora ofrece dos opciones la frecuencia basada en la función Greenwood y el diseño cargado en el paso cinco.

Paso 8: Carry filter design

Permite diseñar el filtro portador configurando la variación de frecuencia y la pendiente en decibeles por octavas. También posibilita salvar el diseño.

Este simulador también brinda otras opciones. Pues en numero de implante permita elegir si el implante es simple o es bilateral y en caso de que sea bilateral se puede seleccionar el implante a la derecha o a la izquierda.

A la derecha del simulador aparecen las tres funciones que le mostramos a continuación. De estas la primera reproduce la señal de sonido original una vez cargada. La segunda reproduce la señal simulada desde el principio después de haber corrido la simulación y el último corre la simulación de la señal de sonido.

Posee comandos especiales como los que aparecen a continuación. De estos comandos "Load status" muestra el estado de la señal cargada, "Save status" guarda el estado mostrado, "Save Simulation" guarda la simulación, "Stop Plying" para la reproducción del formato de sonido una vez ejecutada, "Real Time Processor" reproduce el sonido del procesador en tiempo real y "Stop RT Processor" detiene esta reproducción.

Como se ha mostrado el simulador que se acaba de describir no posee herramientas que garantice la síntesis de ruido, como tampoco posee funciones que garantice un tratamiento logarítmico a la señal de sonido. Estas entre otras cosas lo descartan entre los simuladores de mayor potencial a la hora de simular como percibe el sonido un paciente que posea un implante coclear.

3.2 Análisis de los resultados

En este trabajo se ha evaluado el desempeño del sistema de IC propuesto mediante un método subjetivo. Este consiste en un test de desempeño mediante encuesta a 10 oyentes no expertos para que evalúen la calidad.

A los 10 normo-oyentes no expertos, se les pide que evalúen los resultados en una escala de 0-5, donde 5 se corresponde con una escucha excelente y 0 con una escucha muy mala. La escala utilizada para la calidad es como sigue:

- 0 → muy malo
- 1 → malo
- 2 → regular
- 3 → aceptable
- 4 → buena
- 5 → excelente

El análisis se realizó intercalando los bancos de filtros antes de la modificación y después de esta obteniendo las siguientes combinaciones:

- Bancos de filtros con síntesis de ruido antes de la modificación.
- Bancos de filtros antes de la modificación con síntesis de tonos puros.
- Banco de filtros Mel con síntesis de ruido antes de la modificación.
- Banco de filtros Mel con síntesis de tonos puros.

Este método aunque no es el idóneo, posibilita un análisis comparativo de los resultados alcanzado después de las modificaciones, el cual permite comprobar cuan útil puede ser cada modificación para el funcionamiento del simulador.

La señal de voz que se toma como prueba pertenece a una niña de seis años pronunciando las palabras “*uno dos tres plan*”.

3.2.1 Bancos de filtros con síntesis de ruido antes de la modificación.

En este subepígrafe se combinan los bancos de filtros FIR y IIR con la síntesis de ruido buscando un análisis de los resultados antes de las modificaciones. Vale recordar que el simulador en estas condiciones simula una audición muy deteriorada permitiéndole al normo-oyente percibir como escucha un paciente en el peor de los casos.

Caso I: Se presentan tres figuras donde se muestra el banco de filtros FIR, la síntesis con señales de ruido y el resultado obtenido. Seguido aparece el criterio de los diez normo-oyente

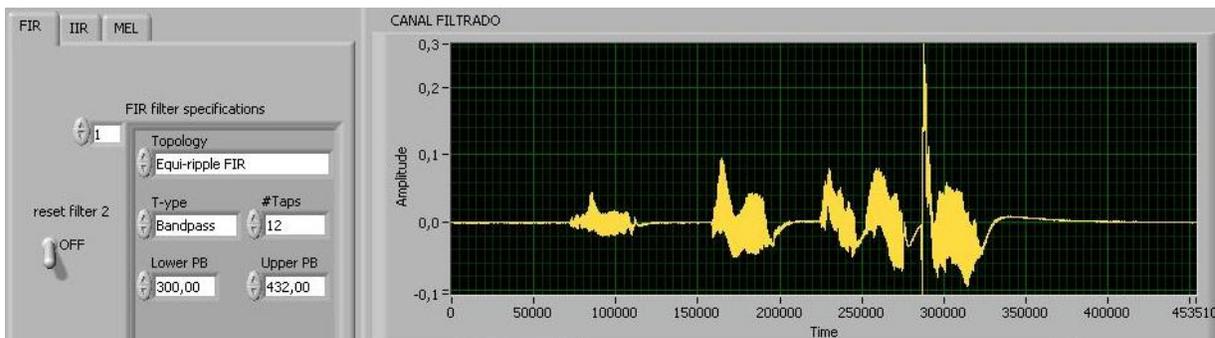


Figura 3.4 : Banco de filtros FIR.

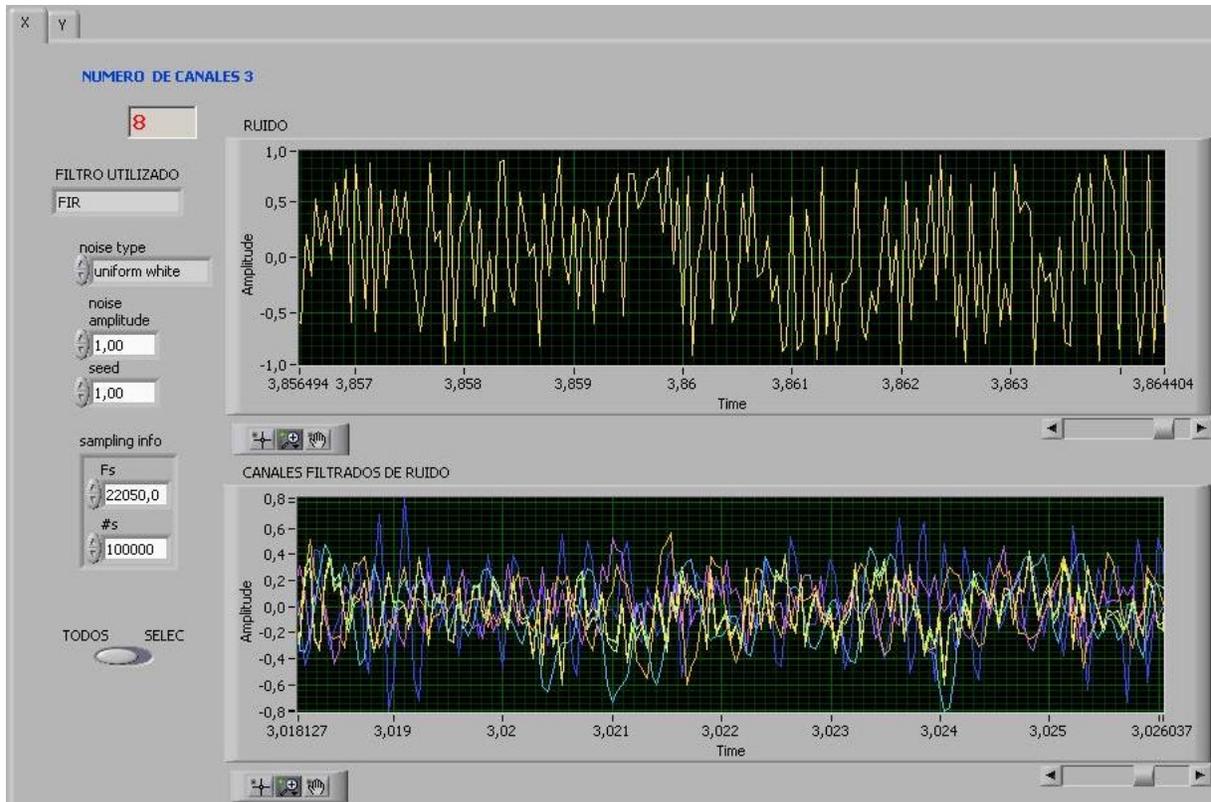


Figura 3.5 : Síntesis con señales de ruidos de ruido.

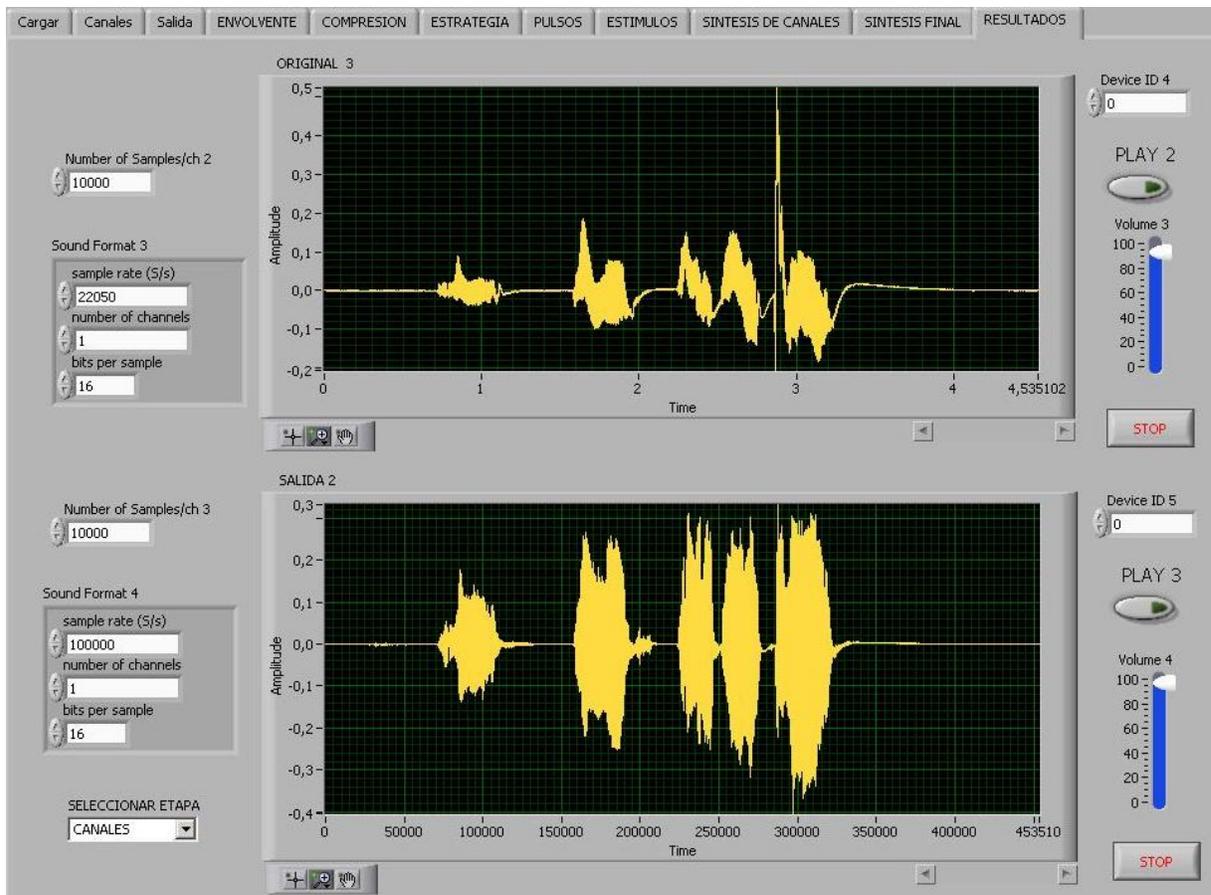


Figura 3.6 : Resultado del primer caso.

Criterio de los oyentes:

- 2 oyentes perciben la señal resultante regular.
- 5 oyentes perciben la señal resultante mal.
- 3 oyentes percibe la señal resultante muy mal.

Caso II: presenta tres figuras donde se combina el Banco de filtros IIR con la síntesis con señales de ruido.

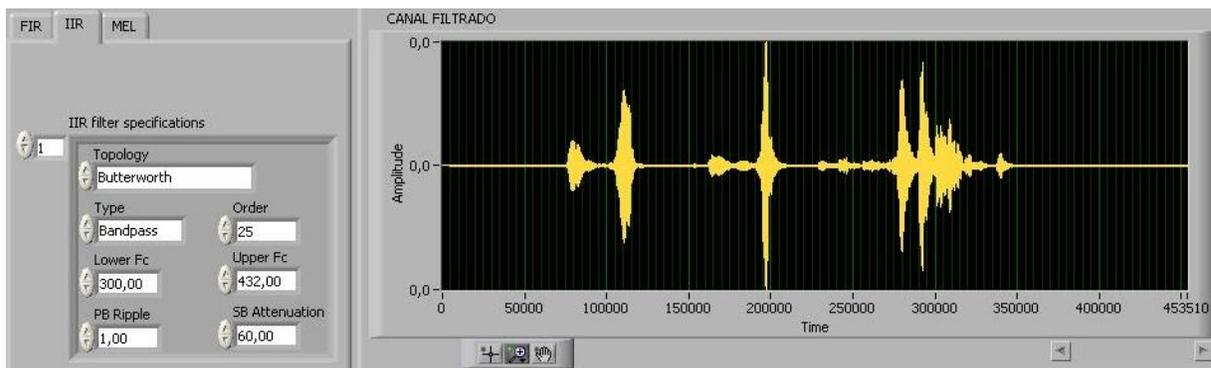
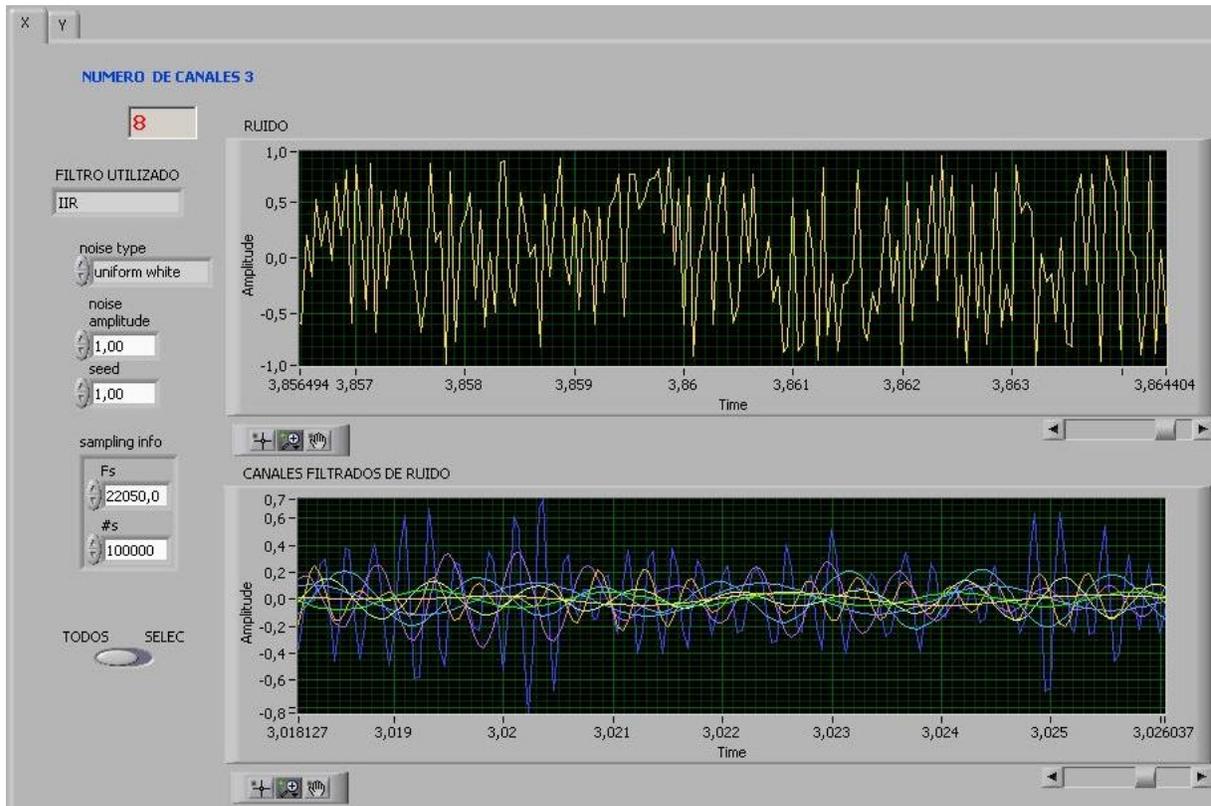


Figura 3.7: Banco de filtros IIR.*Figura 3.8 : Síntesis con señales de ruido.*

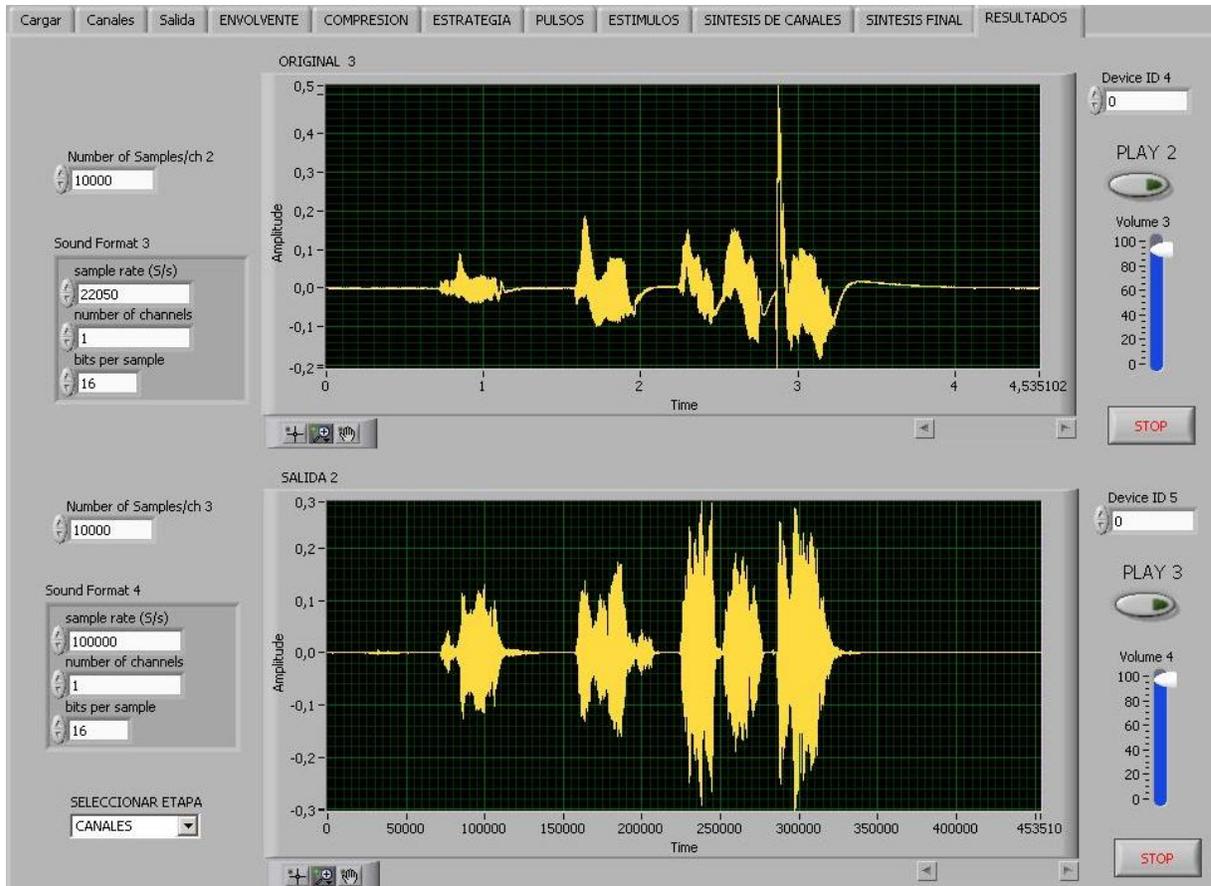


Figura 3.9 : Resultado del segundo caso.

Criterio de los oyentes:

- 4 oyentes perciben la señal resultante regular.
- 4 oyentes perciben la señal resultante mal.
- 2 oyentes percibe la señal resultante muy mal.

3.2.2 Bancos de filtros antes de la modificación con síntesis con tonos puros

Este subepigrafe presenta la combinación de una de las modificaciones realizadas al simulador "Síntesis de tonos puros" con los bancos de filtros FIR y IIR. Esta modificación fue realizada con el objetivo de simular una coclea menos dañada.

Caso III: Otras tres figuras mostrando la combinación del banco de filtros FIR con la síntesis de tonos puros.

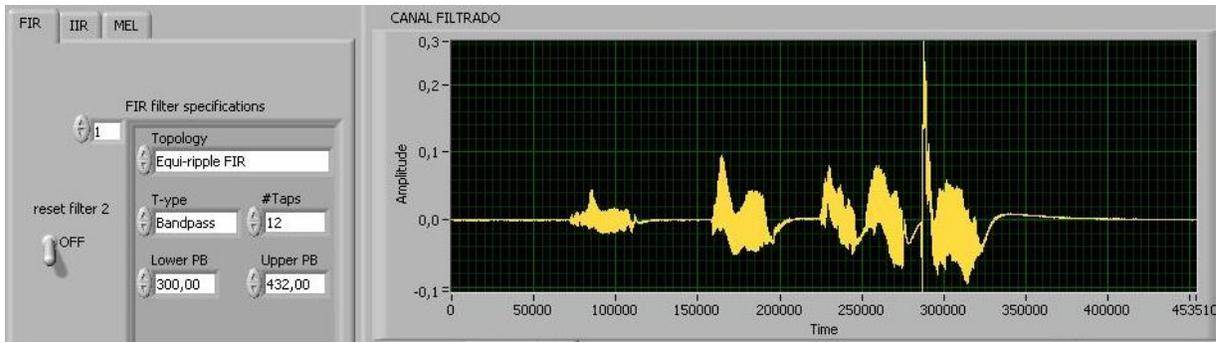


Figura 3.10 : Banco de filtros FIR.

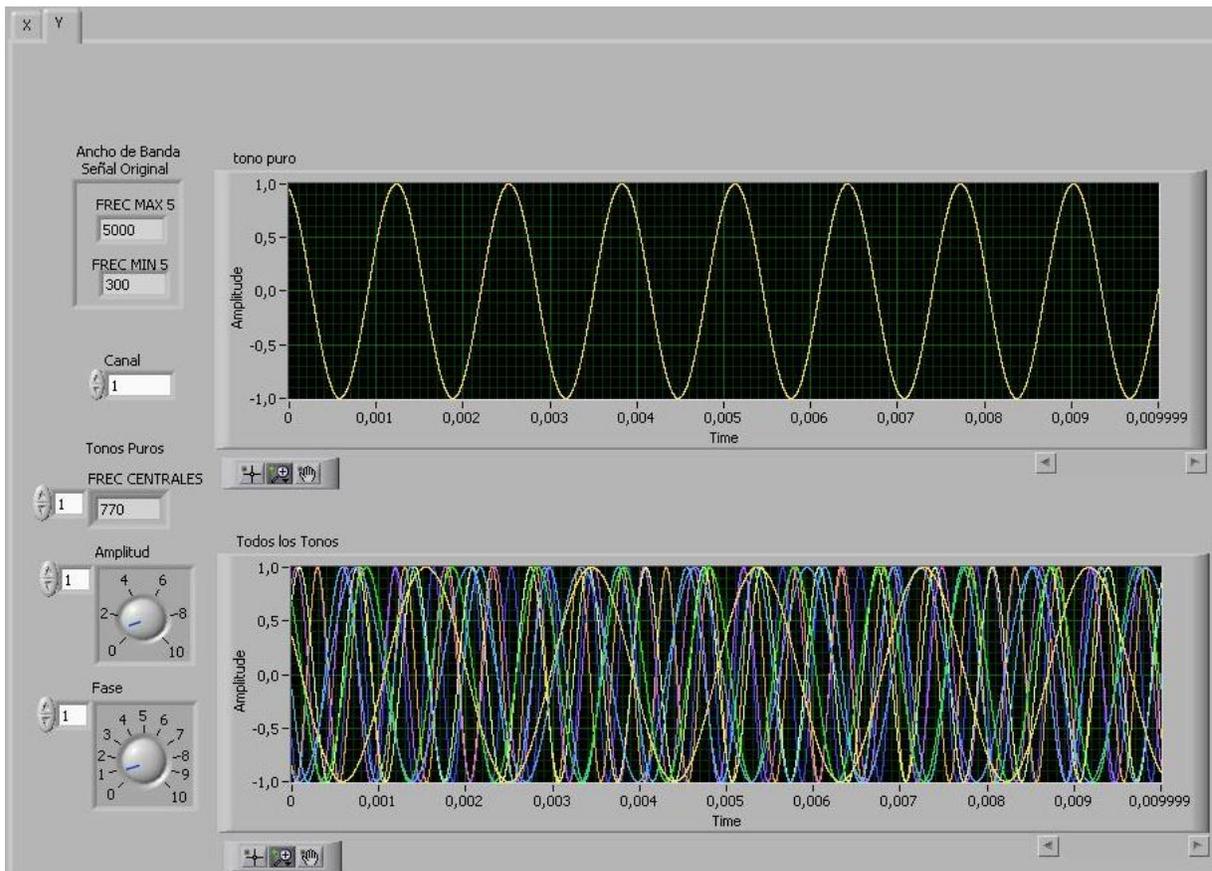


Figura3.11 : Síntesis con tonos puros.

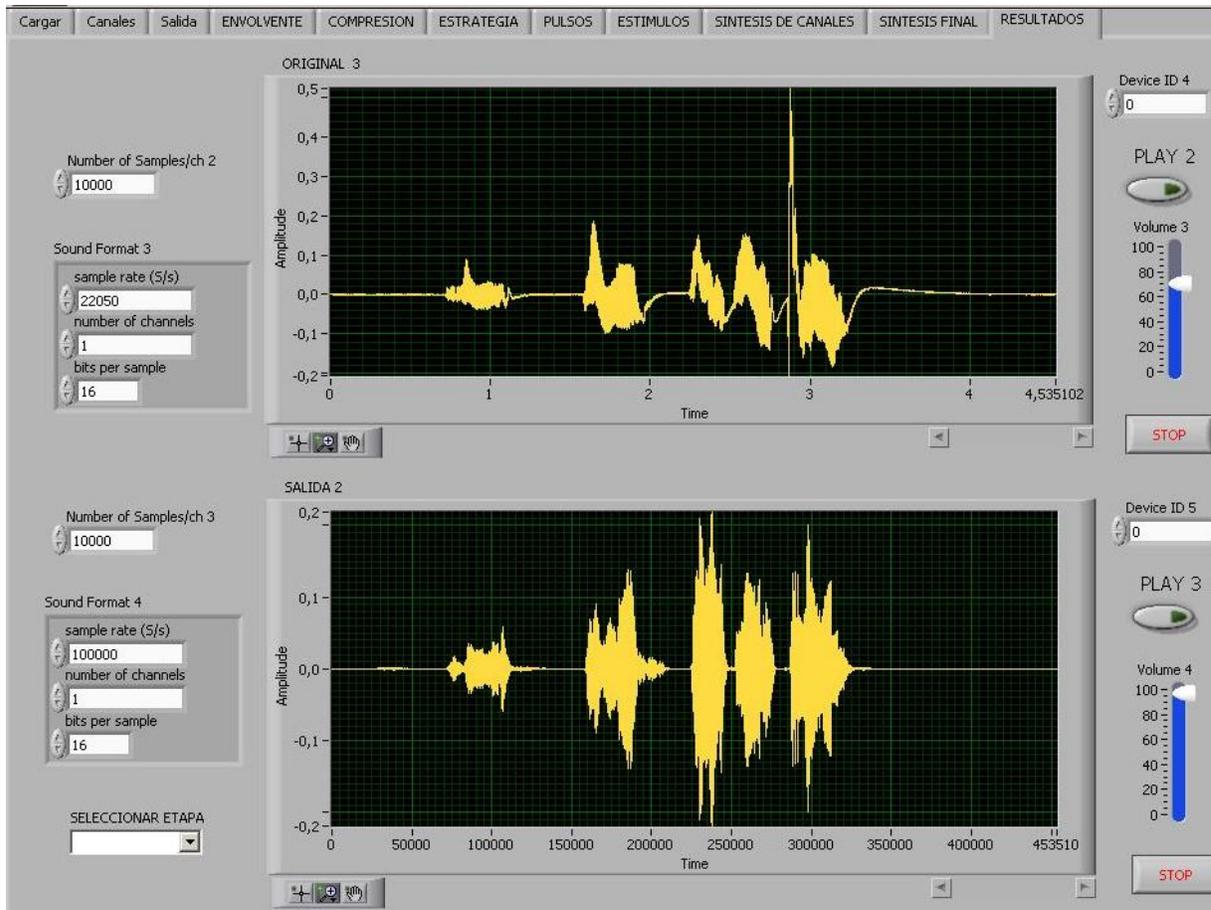


Figura3.12 : Resultado del tercer caso.

Criterio de los oyentes:

- 3 oyentes perciben la señal resultante aceptable.
- 6 oyentes perciben la señal resultante regular.
- 1 oyentes percibe la señal resultante mal.

Caso IV: combinación del banco de filtros IIR con la síntesis con tonos puros

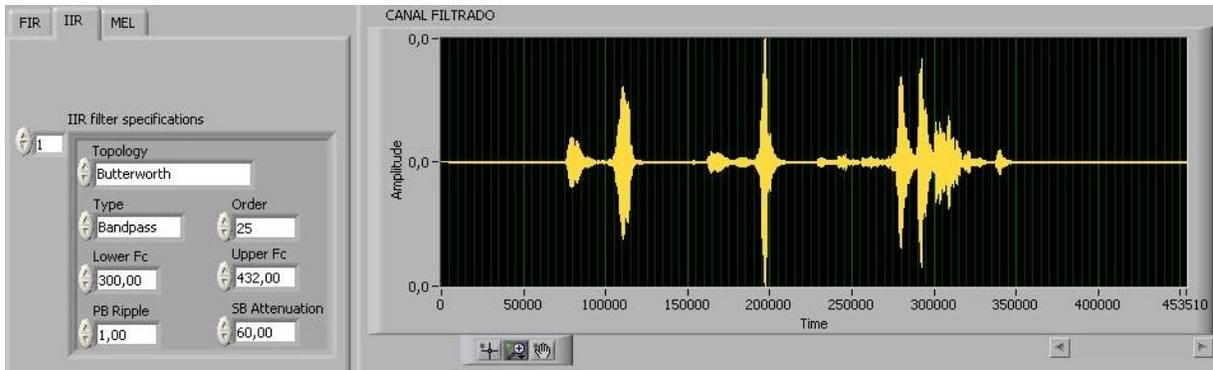


Figura 3.13 : Banco de filtros IIR.

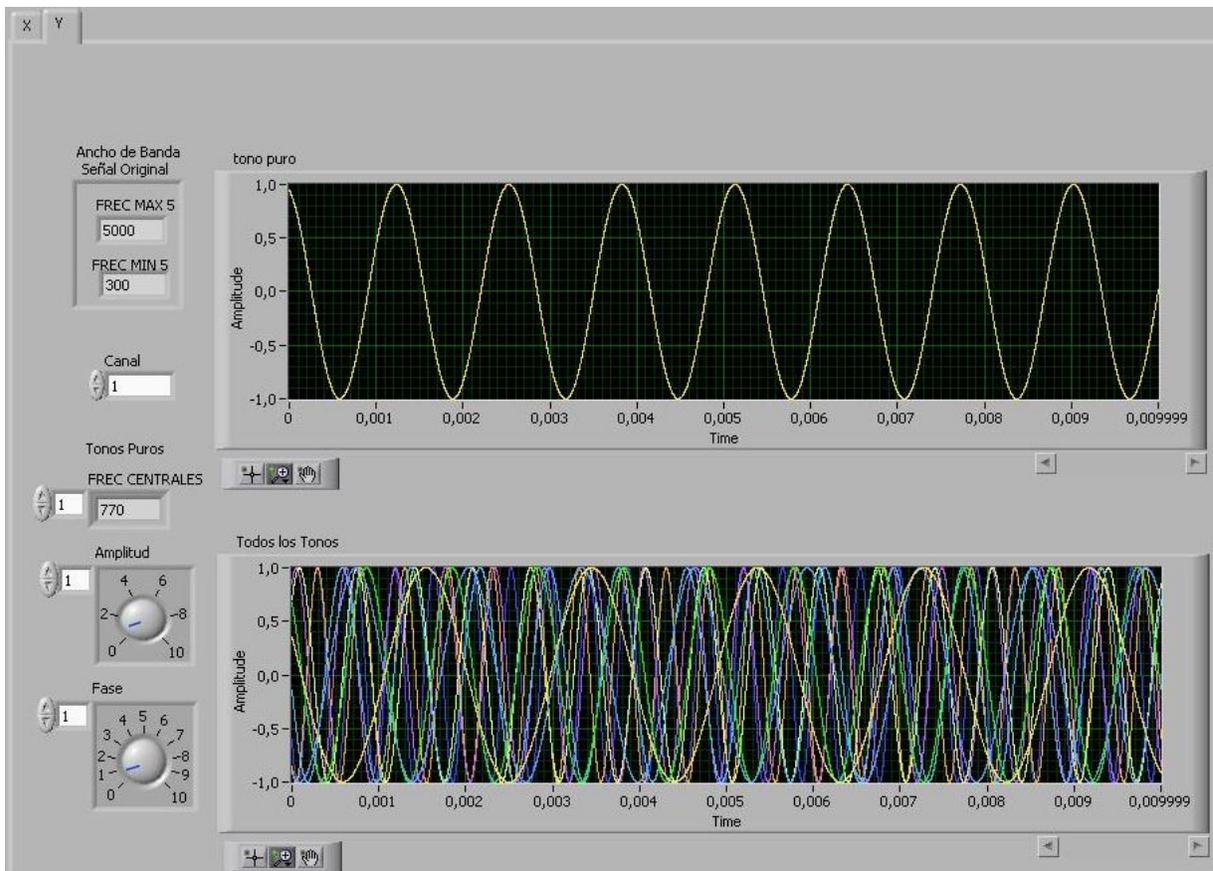


Figura 3.14 : Síntesis con tonos puros.

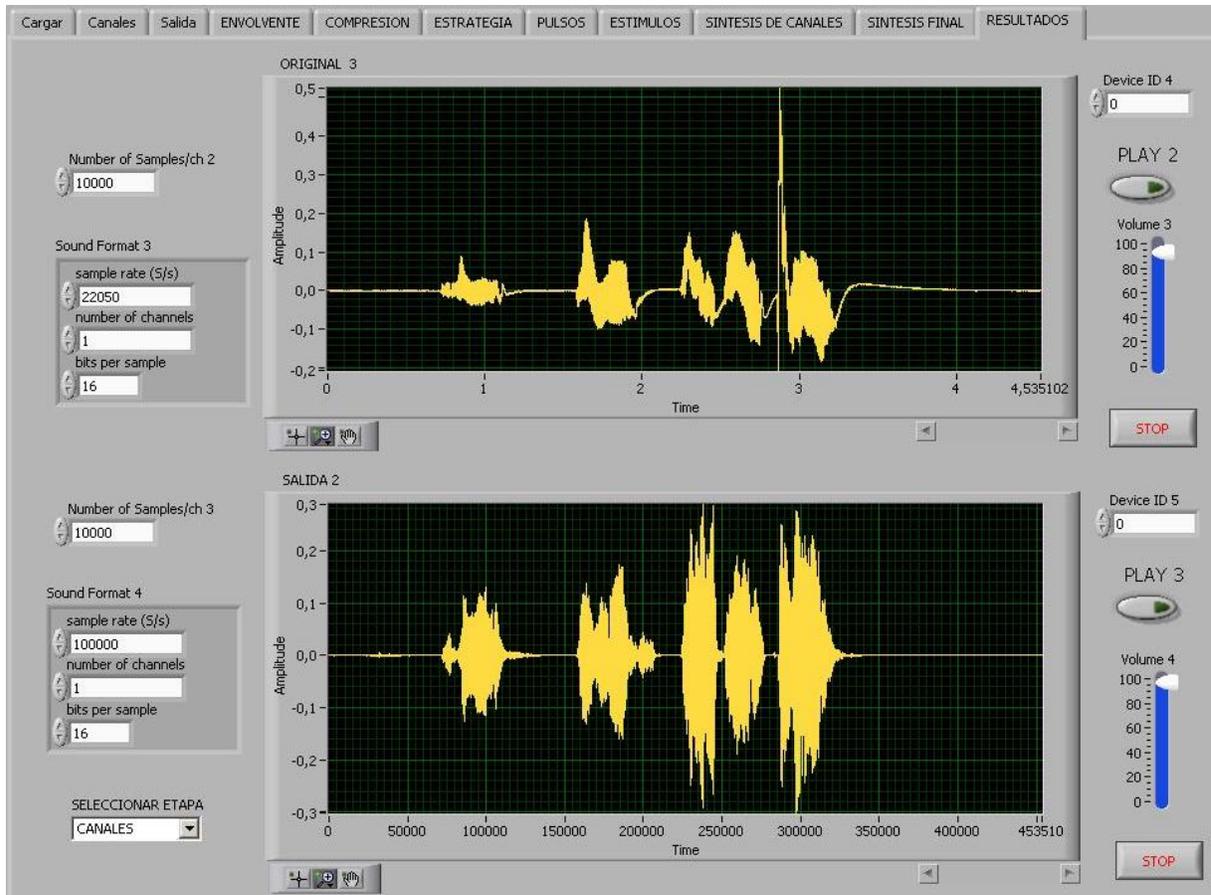


Figura 3.15 : Resultado del cuarto caso.

Criterio de los oyentes:

- 1 oyentes perciben la señal resultante buena.
- 3 oyentes perciben la señal resultante aceptable.
- 6 oyentes perciben la señal resultante regular.

3.2.3 Banco de filtros Mel y síntesis con señales de ruido antes de la modificación

Este subepigrafe presenta otra de las modificaciones del simulador “*Banco de filtros Mel*”.

Caso V: Ilustra mediante tres figuras la combinación del banco de filtros Mel con la síntesis de señales de ruido.

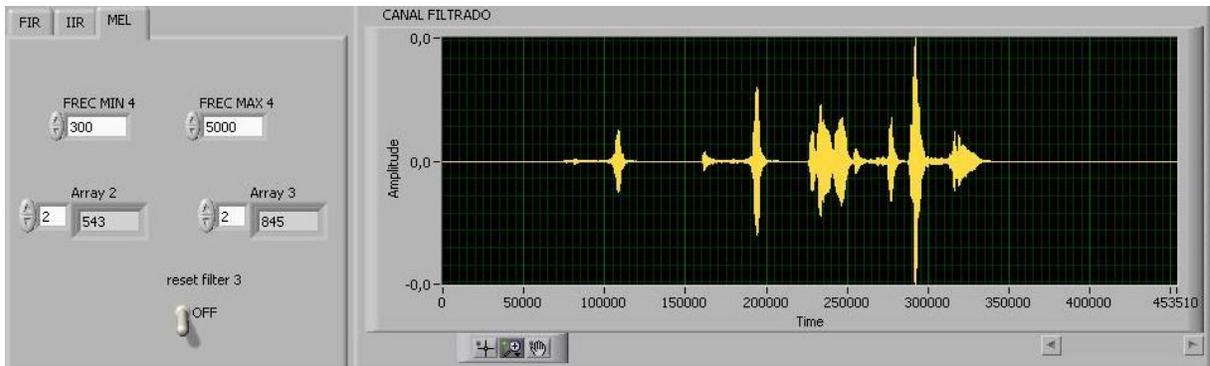


Figura 3.16 : Banco de filtros Mel.

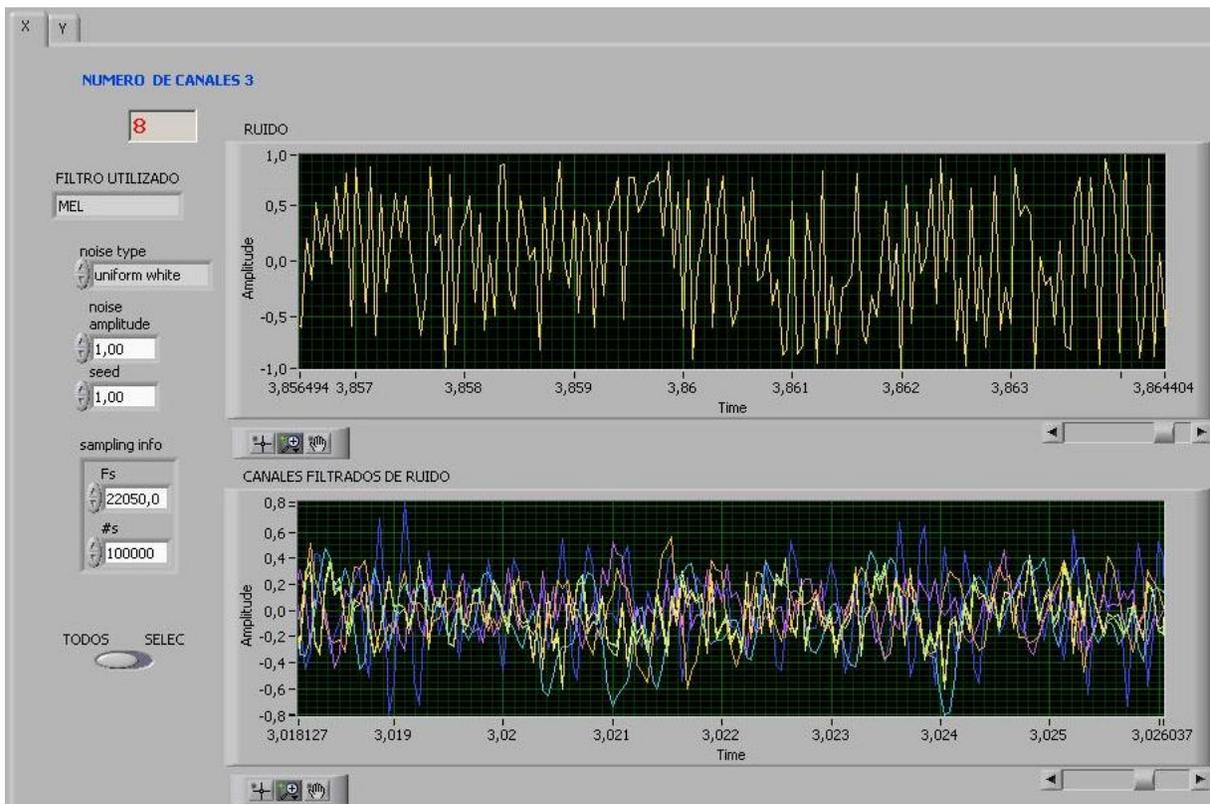


Figura 3.17 : Síntesis con señales de ruido.

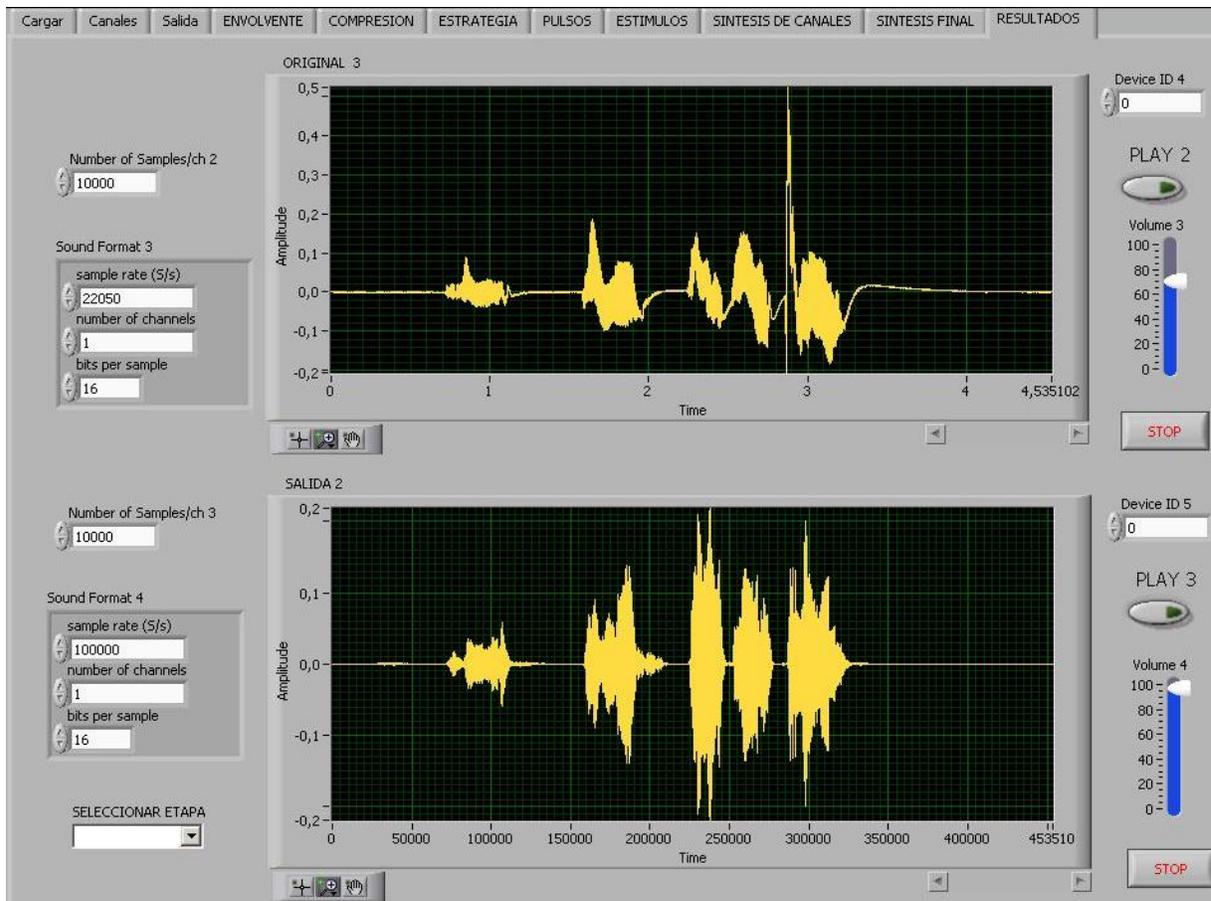


Figura 3.18: Resultado del quinto caso.

Criterio de los oyentes:

- 5 oyentes perciben la señal resultante regular.
- 4 oyentes perciben la señal resultante mal.
- 1 oyentes percibe la señal resultante muy mal.

3.2.4 Banco de filtros Mel y síntesis con tonos puros

Este subepigrafe combina las dos modificaciones mas importante de del simulador. Esta prueba es considerada la mas importante ya que evalúa el trabajo realizado.

Caso VI: Muestra tres figura donde se combinan el banco de filtros Mel y la síntesis con tonos puros.

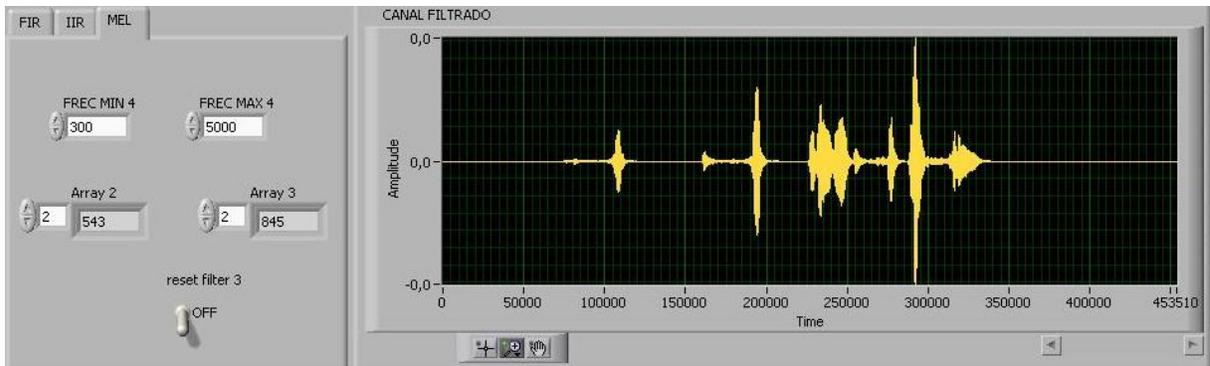


Figura 3.19: Banco de Filtros Mel.

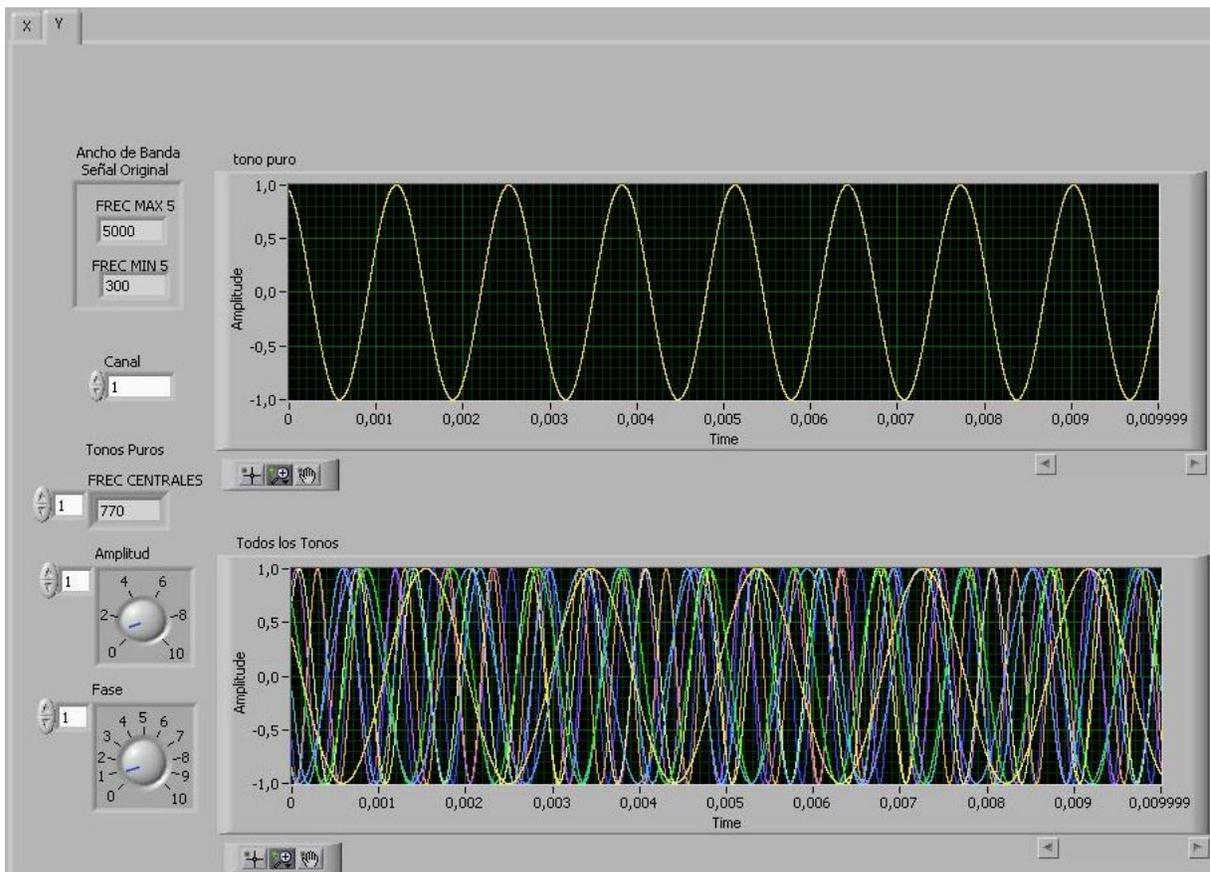


Figura 3.20 : Síntesis con tonos puros

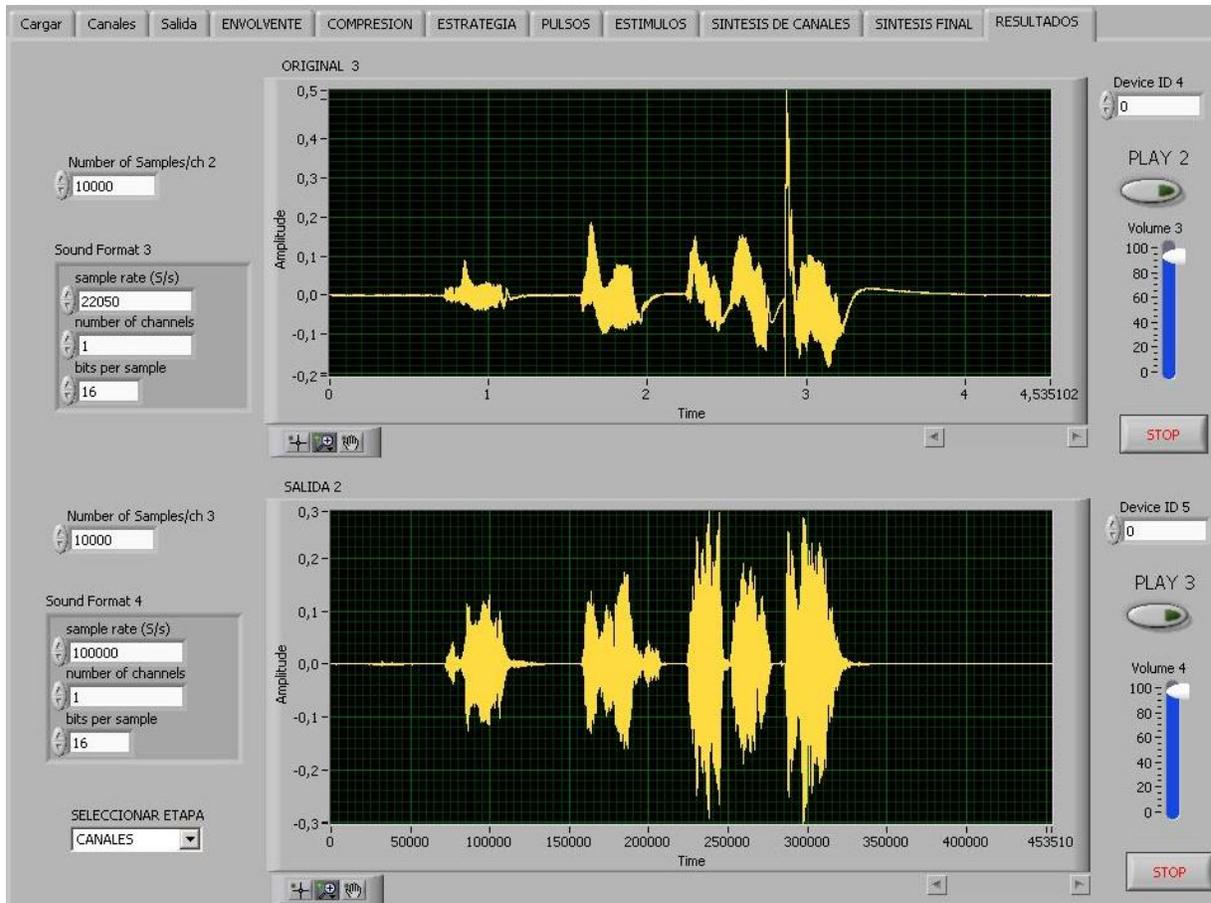


Figura : Resultado del sexto caso.

Criterio de los oyentes:

- 2 oyentes perciben la señal resultante buena.
- 5 oyentes perciben la señal resultante aceptable.
- 3 oyentes perciben la señal resultante regular.

3.3 Discusión de los resultados

Las encuestas realizadas anteriormente devieron dar como resultado que el filtrado con el método de la escala Mel y la síntesis con tonos puros permite una mejor percepción del sonido.

Analizando el resultado de los casos anteriores se puede decir que los resultados se acercan bastante a lo esperado, aún siendo esta una vía poco idónea para dicha evaluación. A continuación mostramos una tabla que evidencia los resultados del test por caso.

Tabla 3.1: Muestra el resultado de la evaluación

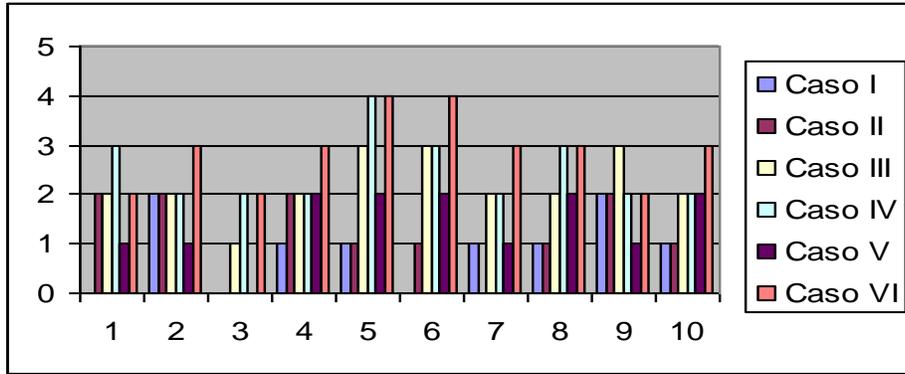


Tabla 3.1: Evaluación de la calidad por oyente y por caso.

Siguiendo los resultados de la tabla se puede afirmar que los casos III, IV y VI son los de mejores percepción por parte de los normo oyentes, resaltando el caso VI. Lo que confirma el resultado esperado. El caso V es percibido un poco mejor que los casos I y II logrando resaltar las potencialidades que brinda este tipo de filtrado.

3.4 CONCLUSIONES DEL CAPITULO

En el presente capítulo se realizó un análisis de otros simuladores, para lejos de comparar, conocer sus características y variedades de herramientas. También se brinda, de una forma subjetiva los resultados alcanzados por el simulador y de esta forma comprobar las ventajas que brindan las modificaciones añadidas a este simulador.

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

CONCLUSIONES

1. Se realizó un estudio del funcionamiento del oído humano y los implantes cocleares.
2. Se hizo un estudio de las Escalas Mel y los Coeficientes cepstrales.
3. Se realizó un estudio de la programación en LabVIEW para desarrollar nuevos métodos de filtrado y de síntesis a la señal.
4. Se obtuvo una mejor percepción de la señal utilizando las modificaciones propuestas.

RECOMENDACIONES

1. Desarrollar otros métodos utilizando la Escala Bark.
2. Continuar el estudio de las escalas Mel y Bark junto con los Coeficientes Cepstrales en Escala Mel para poderlas utilizar en otras aplicaciones
3. Analizar e incorporar al simulador otros métodos de síntesis.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AICE, X. J. D. I. (2007). "LA PAGINA DEL IMPLANTE COCLEAR ¿QUE ES UN IMPLANTE COCLEAR?"

AMERICAN SPEECH-LANGUAGE-HEARING ASSOCIATION. (2004). TECHNICAL REPORT: COCHLEAR IMPLANTS. ASHA SUPPLEMENT 24, IN PRESS

BAZÁN C. (2008). "SIMULADOR DE LOS PROCESAMIENTOS REALIZADOS EN IMPLANTES COCLEARES".

Bazán C. (2008). " ESTIMULADOR COCLEAR ESPERIMENTAL".

Beranek, Leo L.(1961) "Acústica". Editorial Hispanoamericana S. A. Buenos Aires (Arg)..
Cambridge University Press.

Carlos Santoys (1987). " Teoría y Solfeo " TOMO I edición original para EIA.

Cingolani E., Houssay A. y colaboradores, "Fisiología Humana: Neurofisiología,"

Collins, N. C. S. (2004). "A spike based analog circuit that emphasises transients in auditory

Disponble en: <http://www.sinfomed.org.ar/mains/infopaci/icfa.htm> Revisado 22-Abril-

Dr. J. O. Montes y Dr. A. H. Camejo. (2006). "Implante Coclear. Conducta anestésica."ISSN:1726- 6718, Disponible en:
<http://bvs.sld.cu/revistas/scar/vol5/no1/scar10106.pdf> [consultado el 10 de Mayo de 2009].

Federico Miyara (2004) "Introducción a la psicoacustica. PDF

Gerstner, K. (2002). "Spiking Neuron Models. Single Neurons, Populations, Plasticit."

<http://www.clinicajohntracy.org/corres/specpapers/CIYCspan.pdf>

- Kompis, M.; Feuz, P.; Valentini, G.; Pelizzone, M.
Engineering in Medicine and Biology Society, 1998. Proceedings of the 20th Annual International Conference of the IEEE
- Lagunas, M. A. (2003). EL filtro de Wiener. EL filtro de Wiener.
- Oppenheim, A.V., Schaffer, R. W., and Buck, J. R. 1999 *Discrete-time signal processing (2nd Ed.)*. Prentice-Hall,inc.
- Quatieri T. F. (2002) SPEECH SIGNAL PROCESSING .PDF
- Sánchez, H. H. (2007). "Evolución del Implante Coclear."
Sexta edición, Editorial El Ateneo, 1992.
- stimuli." *IEEE Trans. Speech Audio Processing*
- Tracy, C. J. (2001). "El Implante coclear y su hijo." Disponible en:
- Wiener, N. (1949). The extrapolation, interpolation and smoothing of stationary time series with engineering applications. New York, Wiley.

Anexo #1: Programación de la función " Canales " para el banco de filtros Mel

