



UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE MADRID

ESCUELA UNIVERSITARIA DE INGENIERÍA TÉCNICA DE
COMUNICACIONES

PROYECTO FIN DE CARRERA
**VISTA GENERAL DEL MODELADO
DEL SISTEMA AUDITIVO**

RAÚL H. SÁNCHEZ LÓPEZ

ABRIL 2013



PROYECTO FIN DE CARRERA PLAN 2000

E.U.I.T. TELECOMUNICACIÓN

TEMA: Procesado de señal y psioacústica

TÍTULO: VISTA GENERAL DEL MODELADO DEL SISTEMA AUDITIVO

AUTOR: Raúl Sánchez López

TUTOR: Elena Blanco Martín

Vº Bº.

DEPARTAMENTO: DIAC

Miembros del Tribunal Calificador:

PRESIDENTE: Fco. Javier Corredor López

VOCAL: Elena Blanco Martín

VOCAL SECRETARIO: Juan José Gómez Alfajeme

DIRECTOR:

Fecha de lectura: 28 de Mayo de 2013

Calificación:

El Secretario,

RESUMEN DEL PROYECTO:

El objetivo principal del presente proyecto es proporcionar al ingeniero de telecomunicaciones una visión general de las técnicas que se utilizan en el modelado del sistema auditivo. El modelado del sistema auditivo se realiza con los siguientes objetivos: a) Interpretar medidas directas, b) unificar el entendimiento de diferentes fenómenos, c) guiar estrategias de amplificación para suplir pérdidas auditivas y d) tener predicciones experimentalmente comprobables de comportamientos, con diferentes niveles de complejidad. En este trabajo se tratarán y explicarán brevemente las diferentes técnicas utilizadas para modelar las partes del sistema auditivo, desde las analogías electroacústicas, modelos biofísicos, binaurales, hasta la implementación de filtros auditivos mediante procesado de señal. Podemos concluir que el modelado mediante analogías electroacústicas permite una rápida implementación y entendimiento, pero tiene ciertas limitaciones. Las simulaciones mediante análisis numéricos son precisas y de gran utilidad tanto para el oído medio como para el interno. El procesado de señal es el procedimiento más completo y utilizado ya que permite modelar oído externo y medio además de permitir la implementación de filtros cocleares muy precisos y coherentes con la realidad incluyéndolos en modelos perceptivos.

Resumen

El objetivo principal del presente proyecto es proporcionar al ingeniero de telecomunicaciones una visión general de las técnicas que se utilizan en el modelado del sistema auditivo. El modelado del sistema auditivo se realiza con los siguientes objetivos: a) Interpretar medidas directas, b) unificar el entendimiento de diferentes fenómenos, c) guiar estrategias de amplificación para suplir pérdidas auditivas y d) tener predicciones experimentalmente comprobables de comportamientos, con diferentes niveles de complejidad. En este trabajo se tratarán y explicarán brevemente las diferentes técnicas utilizadas para modelar las partes del sistema auditivo, desde las analogías electroacústicas, modelos biofísicos, binaurales, hasta la implementación de filtros auditivos mediante procesamiento de señal. Podemos concluir que el modelado mediante analogías electroacústicas permite una rápida implementación y entendimiento, pero tiene ciertas limitaciones. Las simulaciones mediante análisis numéricos son precisas y de gran utilidad tanto para el oído medio como para el interno. El procesamiento de señal es el procedimiento más completo y utilizado ya que permite modelar oído externo y medio además de permitir la implementación de filtros cocleares muy precisos y coherentes con la realidad incluyéndolos en modelos perceptivos.

Abstract

The main aim of the Project is to provide the Telecommunications Engineer an overview about the approaches for modelling the auditory system. The auditory system modelling is done for the next objectives: a) Interpret direct measures, b) Understand different phenomena c) get strategies of amplification for hearing impaired people and d) Obtain testable predictions experimentally about some behaviors with different complexity levels. Inside this document, several approaches about modeling of the auditory system parts will be explained: analog circuits, biophysics models, binaural models, and auditory filters made through signal processing. In conclusion, analog circuits are made quickly and they are easier to understand but they have many limitations. Simulations through numerical analysis are accurate and useful in middle and inner ear models. Signal processing is the more versatile approach because it lets to make a model of external and middle ear and then it allows to make complex auditory filters. Perceptive models can be made entirely through this method.

AGRADECIMIENTOS

Este momento que parecía que no iba a llegar ha llegado, enfrentarme a estas líneas después de estos años compaginando el trabajo y la facultad escuchando “es duro estudiar y trabajar a la vez, yo no podría”, me hacen darme cuenta de que “he podido” pese a todo lo vivido en este tiempo.

Primero debo agradecer este proyecto a Elena Blanco por aceptar esta propuesta tan personal y haber dirigido el proyecto. También a todo el que me ha ayudado directamente con artículos, conversaciones, tesis,... Marcos Simón (no sabes aún todo lo que me ayudaste a decidirme por este proyecto), Alberto López-Nájera y Vicente Cutanda, y en correcciones y proceso crítico Juan y Elena. Gracias también a la UPM por servicio de VPN y las suscripciones a revistas electrónicas que tanto he tenido que utilizar durante el PFC.

En estos años he conocido a unos cuantos compañeros y he desconocido a muchos otros, de los que empezamos, Deza y Aitor, compañeros!, Javi (Laboratorio Lunes 8:30) y por supuesto a Jorge y a David, los electrónicos, los grandes, los amigos. También Raúl (R&C) y Manu, que los tres sabemos lo que ha costado esto. La pena que me llevo es haber conocido tan tarde a tan buena gente, y sobre todo a esa gran persona, bro, compinche, hamigo: Jagger!

A mi familia, mi madre y mis tíos y primos, y mis amigos (Ali, Cami, Noiahs, Habokados, Confunks, etc.) que ahora que acabo parece que empujan más, y aunque al principio no entendían que hiciera esta carrera ahora respiro su orgullo. A los que se fueron (Sergio y Manu). Y como no a mi hinsipiración eterna, mi montaña rusa, mi proceso creativo, mi compañera de viaje (sin ti nunca nunca habría podido).

También a mis compañeros de Cottet; Raúl, Dani, Diana, Héctor, Ima, y muchos más que me han animado en este tiempo, y también a los de ARIX que siempre se portaron conmigo genial mientras estudiaba.

*Sólo me quedas tú, y me falta voz,... y ya me miras desangelado, desde arriba, cabizbajo. Pues a ti no te doy gracias, a ti te lo dedico, porque cuando me faltaban fuerzas ahí estabas tú. **Ya estoy bien!***

a Manuel, mi padre, mi ingeniero... mi Hángel

VISTA GENERAL DEL MODELADO DEL SISTEMA AUDITIVO

Tabla de contenidos

Introducción	1
1 El sistema auditivo	5
1.1 El oído: Transductores Acústicos, Mecánicos y Eléctricos	6
1.2 Nervio auditivo	12
2 Modelos electroacústicos	17
2.1 Modelos electroacústicos del oído externo	18
2.2 Modelos electroacústicos del oído medio	21
2.3 Modelos electroacústicos del oído interno	27
2.4 Simulación en LTSPICE	31
3 Modelado mecánico de la cóclea	37
3.1 Mecánica coclear I: Macromecánica (aproximación lineal)	38
3.2 Mecánica coclear II: Micromecánica	49
3.3 No-linealidad de la cóclea	51
3.4 Investigación usando modelos	52
4 Modelos Biofísicos, Métodos Numéricos y Simulaciones	57
4.1 Modelado del oído externo y HRTF	58
4.2 Modelado del oído medio mediante métodos numéricos	66
4.3 Modelado biofísico del oído interno	69
4.4 Herramientas de modelado	73
5 Métodos basados en procesamiento de la señal	77
5.1 Funciones de transferencia del oído medio	78
5.2 Filtros auditivos y membrana basilar	79

5.3	Modelo de las CCI.....	85
5.4	Modelado de la respuesta del nervio auditivo	88
6	Otros tipos de modelado en ingeniería de la audición	99
6.1	Auditory Scene Analysis	100
6.2	Modelos Binaurales	102
7	Recursos y herramientas de modelado.....	115
7.1	Auditory Toolbox	115
7.2	Hut-EAR.....	119
7.3	LUTEar Core Routines Library (CRL).....	121
7.4	The Development System for Auditory Modelling (DSAM).....	122
7.5	Auditory Image Model (AIM-MAT)	124
7.6	Model of the Auditory Periphery (MAP)	125
7.7	Auditory Modelling Toolbox (AMTool)	127
7.8	EarLab.....	128
7.9	Herramientas para medidas psicoacústicas	130
	Conclusiones.....	135
	ANEXO A: ANALOGÍAS ELECTROACÚSTICAS.....	141
	ANEXO B: FINITE ELEMENT METHOD y BOUNDARY ELEMENT METHOD	147
	ANEXO C: FENOMENOS PSICOACÚSTICOS.....	153
	ANEXO D: FILTROS.....	169
	ANEXO E: COMUNICACION ORAL AEDA 2013.....	175
	ANEXO F: CENTROS DE INVESTIGACIÓN	183

Introducción

El objetivo principal del presente proyecto es proporcionar al ingeniero de telecomunicaciones una visión general de las técnicas que se utilizan en el modelado del sistema auditivo. Son numerosos los grupos de investigación que se dedican a este campo en diversas partes del mundo, pero para el estudiante o investigador que quiere comenzar con el estudio de estas técnicas, no es fácil encontrar una guía que exponga las diferentes perspectivas y las ventajas e inconvenientes de cada forma de modelado. Este trabajo pretende servir de acercamiento a este campo por parte, sobretodo, del ingeniero de telecomunicaciones que persiga aplicar sus conocimientos al estudio del sistema auditivo.

Se entiende como modelo la descripción esquemática de un objeto, un sistema, una teoría o un fenómeno, que se utiliza para ahondar en el estudio de sus propiedades y características. En ingeniería se utilizan diferentes modelos, que servirán como herramientas de diseño, o para un mejor entendimiento del global.

Estos modelos se han utilizado a lo largo de la carrera de Ingeniería Técnica de Telecomunicaciones desde el primer curso, podemos poner de ejemplo la forma en que modelamos la característica de transferencia de un diodo, que por debajo de 0,7 V se comportará como un circuito abierto, y como una fuente continua por encima de este valor siempre que esté debidamente polarizado. Otro tipo de modelado utilizado en los estudios de acústica son las analogías electroacústicas mediante las cuales podemos obtener un circuito eléctrico análogo al comportamiento acústico de una serie de cavidades.

En definitiva, el hecho de realizar modelos nos permite simplificar y entender mejor el sistema. Si aplicamos la idea de modelado en el sistema auditivo podemos encontrar que puede modelarse desde diferentes puntos de vista mediante técnicas conocidas por el ingeniero de telecomunicaciones. Esto se debe a que el oído tiene partes acústicas,

tiene procesos mecánicos y además en sí mismo se comporta como un procesador de señal compuesto de diferentes etapas cada una con su respuesta característica. Sin embargo el oído además de ser complejo fisiológicamente, lo es a nivel perceptivo. Existen estudios sobre numerosos fenómenos, llamados psicoacústicos, que se refieren a la manera en que el ser humano percibe los diferentes tipos de sonidos y sus características.

El modelado del sistema auditivo se realiza para:

- Interpretar medidas directas
- Unificar el entendimiento de diferentes fenómenos.
- Guiar estrategias de amplificación para suplir pérdidas auditivas.
- Tener predicciones experimentalmente comprobables de comportamientos, con diferentes niveles de complejidad.

Este trabajo se ha dividido según las técnicas utilizadas para realizar modelos del oído. En el **capítulo 1** se hablará de las partes que componen el sistema auditivo así como de su fisiología. En el **capítulo 2** se comenzará a realizar modelos mediante analogías electroacústicas, y se expondrán varios modelos sobretodo del oído medio, basados en circuitos análogos. A continuación los **capítulos 3 y 4** se desarrollan desde un punto de vista biofísico y matemático en el que priman los modelos que tienen que ver con la mecánica, tanto de la cóclea como del oído medio. También se hablará de la utilidad del análisis numérico para proporcionar simulaciones. La última parte en lo que se refiere a técnicas de modelado se verá en el **capítulo 5** en el que se utiliza la teoría de la señal. Este tipo de modelado es el más cercano al ingeniero de telecomunicaciones y lo que se busca es la función de transferencia más precisa de cada parte del oído, que caracterice su funcionamiento. Mediante este método se han realizado varios modelos perceptivos que tratan de explicar diferentes fenómenos psicoacústicos, así como los procesos que tienen lugar en el oído que están relacionados con la percepción de la palabra.

Por otra parte el **capítulo 6** se da una breve información sobre otros tipos de modelado, que generalmente se utilizan más en aplicaciones prácticas, que tienen que ver con el sistema auditivo. Finalmente en el **capítulo 7** se presentan diversos recursos y herramientas de modelado, que en su mayoría utilizan procesado de señal. De esta

manera se exponen los diversos estudios, software e iniciativas que se han realizado a lo largo del tiempo y han ido evolucionando hacia nuestros días

1 El sistema auditivo

El sistema auditivo está compuesto de 3 partes fundamentales, oído externo (que recoge el sonido a través del pabellón y el conducto auditivo), el oído medio (que transmite la vibración del aire a la cóclea) y oído interno (donde se produce la transducción de las vibraciones en sensación sonora y se transmite al cerebro). En la bibliografía (Møller, 2000) (Moore, 1995), se pueden encontrar referencias a la anatomía y fisiología del sentido de la audición desde un plano más clínico. Sin embargo, en el presente trabajo solamente se hablará brevemente de la anatomía y expondremos el funcionamiento del oído como un conjunto de transductores y amplificadores de la señal acústica. De esta manera se podrá comprobar más fácilmente la coherencia de su funcionamiento con los modelos expuestos.

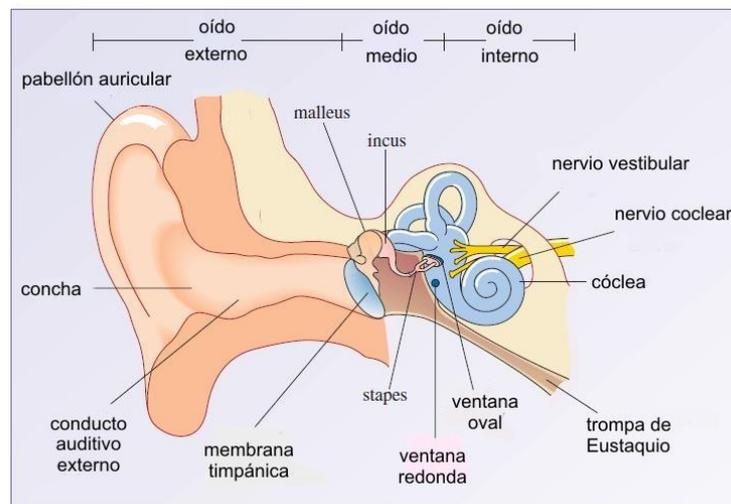


Figura 1-1: Ilustración del sistema auditivo y su anatomía (Roberts, 2002).

1.1 El oído: Transductores Acústicos, Mecánicos y Eléctricos.

1.1.1 El oído externo y el tímpano (Transductor acústico-mecánico).

El tímpano se encarga de convertir las variaciones de presión sonora en vibraciones mecánicas. Antes de llegar al tímpano, en la etapa de entrada tenemos el pabellón y el conducto auditivo. Ambos funcionan como un filtro acústico paso-banda que enfatiza las frecuencias donde se encuentran la mayoría de los fonemas consonánticos (2 kHz-4 kHz). Esto se debe a que el conducto auditivo se comporta como un tubo cerrado por un extremo y su frecuencia de resonancia se encuentra en torno a la banda antes comentada (Salesa, Perelló, & Bonavida, 2005).

En cuanto a su anatomía el pabellón tiene una serie de pliegues que hacen que la onda acústica incidente sea dirigida hacia la entrada del conducto auditivo externo (CAE). De estos pliegues podría destacarse la concha como elemento más grande y que hace la función de embudo. En posteriores capítulos veremos que la forma del pabellón es uno de los elementos que nos permiten localizar la procedencia de los diferentes sonidos.

En cuanto al CAE, es una cavidad de unos 2,5 cm de longitud y 0,6 cm de diámetro, la cual tiene forma de tubo y cuenta con dos curvas características. Las paredes de la mitad interna (pasada la segunda curva) son de hueso recubierto de epitelio, mientras la primera mitad es cartílago. Como vimos anteriormente, desde el punto de vista acústico, puede ser entendido como un tubo cerrado por uno de sus extremos.

El tímpano es una membrana de epitelio bicóncava hacia dentro, en la cual está incrustado el mango del martillo (uno de los osículos o huesecillos que componen el oído medio). No es totalmente redondo y sus dimensiones aproximadas son de 85 mm^2 . Su ligereza y rigidez propician la transformación de la onda acústica en vibraciones (Møller, 2000).



Figura 1-2: Esquema de la transducción acústico-mecánica en el oído.

1.1.2 Oído medio, adaptador de impedancias.

El oído medio no produce ninguna transducción, sino una amplificación del movimiento. Podría decirse que lo que hace es adaptar la impedancia para transmitir la vibración del tímpano (medio aire) al oído interno (medio acuoso). El movimiento se transmite a través de los huesecillos, actuando el último (el estribo) como un pistón que presionará la ventana oval. Esta ventana es la membrana que permitirá la trasmisión de la vibración al medio acuoso (Gelfand, 2001).

Esta amplificación se produce por dos fenómenos físicos:

- El efecto de palanca de los huesecillos, el cual aumenta la vibración
- La diferencia de superficies entre el tímpano y la ventana oval

Los huesecillos se llaman martillo, yunque y estribo, en latín; *malleus*, *incus*, *stapes*. Muchas veces se utiliza su nombre en latín por ejemplo, para citar estructuras como la junta incudo-maleolar para referirse a la articulación de los huesos martillo y yunque, o el reflejo estapedial para referirse a la acción del músculo que hace disminuir el movimiento del estribo cuando existe un ruido continuo de alta intensidad. El efecto de palanca antes citado es debido a la relación entre las longitudes del martillo y yunque respectivamente y que es 1,2 aproximadamente.

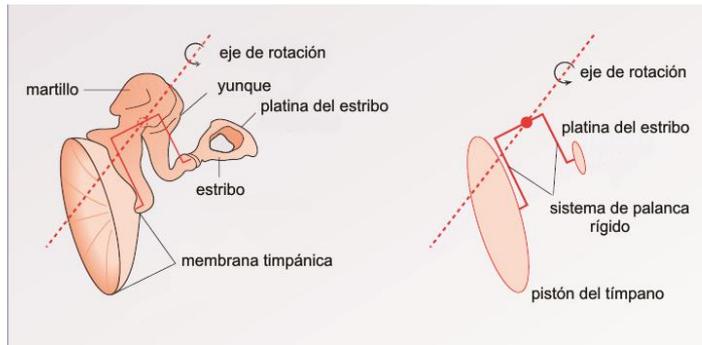


Figura 1-3: Dibujo y esquema del oído medio. Extraído de (Roberts, 2002)

Estos huesecillos se encuentran en una cavidad hueca llamada cavidad timpánica, la cual está comunicada con las celdillas mastoideas que son unas cavidades huecas que se encuentran en el interior de la mastoides¹ y por otro lado con la parte posterior de la garganta a través de la trompa de Eustaquio. Esta trompa tendrá la función de igualar las presiones del aire entre ambos lados del tímpano. Cuando estas presiones no son iguales el tímpano no es capaz de moverse con normalidad pues encuentra una resistencia aeróbica, al bostezar o tragar, abrimos la trompa de Eustaquio y conseguimos igualar las presiones evitando esa sensación de taponamiento típica en viajes de avión y subidas a puertos de montaña.

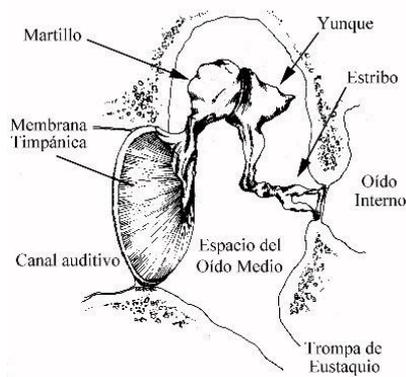


Figura 1-4: Imagen de la cavidad timpánica y los osículos, extraída de: (Sepúlveda, 2012)

Finalmente la vibración transmitida por los huesecillos impacta en la ventana oval, la cual se encuentra en el laberinto óseo. Como se expresó anteriormente la diferencia de dimensiones entre el tímpano y la ventana oval producen una amplificación natural de la vibración de aproximadamente 17 veces.

¹ Parte del hueso temporal que se encuentra justo detrás de la oreja

$$\frac{\text{presión en la cóclea}}{\text{presión en el tímpano}} = \frac{\text{área del tímpano}}{\text{área de la ventana oval}} = 17 \quad (1.1)$$

$$\frac{\text{fuerza en la ventana oval}}{\text{fuerza en el tímpano}} = \frac{\text{longitud del yunque}}{\text{longitud del martillo}} = 1.2 \quad (1.2)$$

El efecto de ambos mecanismos de adaptación o amplificación de las vibraciones es de unos $36dB$, ya que el factor de adaptación sería igual a:

$$p_{c\acute{o}clea}/p_{t\acute{i}mpano} = 17 \times 1.2 = 20 \quad (1.3)$$

Por otra parte no puede dejar de comentarse en este apartado el mecanismo llamado reflejo estapedial o estato-acústico. Existen dos músculos que se encuentran anclados a la cadena osicular, el músculo timpánico y el músculo estapedial. Este reflejo se refiere a una contracción de estos músculos cuando la intensidad del ruido es superior a los $85dB$. Este mecanismo ofrece una protección a la membrana timpánica aumentando la rigidez del sistema y modificando su respuesta en frecuencia (Salesa et al., 2005) a altas presiones sonoras.

1.1.3 Fisiología del Oído Interno.

La cóclea está formada por dos laberintos, el esqueleto externo de formación ósea, y el laberinto interno que es membranoso. Cada esqueleto se encuentra lleno de un líquido, cada uno de una composición iónica diferente.

En la cóclea encontramos dos escalas por las que se desarrollará la onda viajera producida por el movimiento de la ventana oval, y entre ellas, la escala media (laberinto membranoso) como se muestra en la figura.

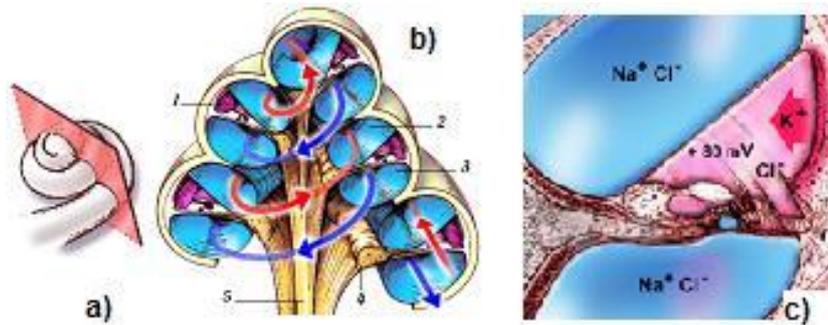


Figura 1-5: a) Corte transversal de la cóclea b) Detalle donde se aprecian la escala vestibular (flecha ROJA) y la escala timpánica (flecha AZUL). c) Detalle de la diferente composición de los líquidos en el interior de la cóclea (Pujol, 2007)

Existe otra ventana membranosa llamada redonda que tiene la función es disipar la energía de las ondas generadas en el interior de la cóclea ya que la perilinfa es un líquido no compresible.

1.1.4 Hidromecánica coclear. Tonotopía

La escala timpánica cuenta con una membrana que la separa de la escala media sobre la que se encuentra el órgano de Corti (órgano receptor de la audición). La membrana basilar es más rígida y corta en la base y delgada y larga en el ápice. Al igual que en un piano, cada zona de la membrana está preparada para resonar a una frecuencia concreta como se muestra en la figura. La resonancia de esta membrana ante la onda viajera (Von Békésy & Wever, 1960) es la que va a producir un máximo de desplazamiento en una zona concreta de la cóclea y por lo tanto la activación de neuronal en el órgano de Corti. La onda viajera que se propaga dentro de la cóclea tiene una velocidad de 15m/s, esta onda porta la información de intensidad, frecuencia y tiempo que tiene el sonido percibido. En mediciones de alta precisión se ha descrito que el desplazamiento de la membrana es de unos $2nm$ ($2 \times 10^{-9}m$), próximo a las dimensiones de dos átomos de hidrógeno.

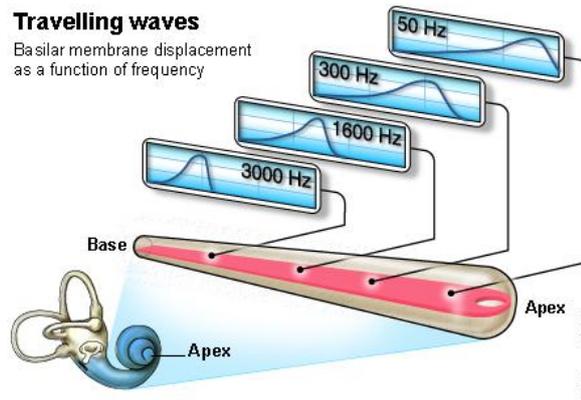


Figura 1-6: Esquema que explica la tonotopía coclear (Pujol, 2007)

1.1.5 Transducción mecánico-eléctrica

La transducción del movimiento mecánico a la estimulación neuronal (eléctrica) se va a producir en el órgano de Corti. En él existen dos tipos de células ciliadas.

Las células ciliadas externas (CCE) tienen una función activa ya que se encargan de la selectividad frecuencial fina, y de la modulación de la intensidad del sonido. A esta función activa se la conoce también como amplificador coclear y aumenta el movimiento de la membrana basilar unas 100 veces (40dBs). Existen unas 12000 CCE en el ser humano y se distribuyen de tres en tres en forma de triángulo como muestra la Figura 1-7. Las células ciliadas internas (CCI), al entrar en contacto con la membrana tectoria, se produce la torsión de los estereocilios provocan la despolarización de la célula. De esta manera se activan las neuronas que tienen en su base liberando un neurotransmisor llamado glutamato. El ser humano tiene unas 3500 CCI.

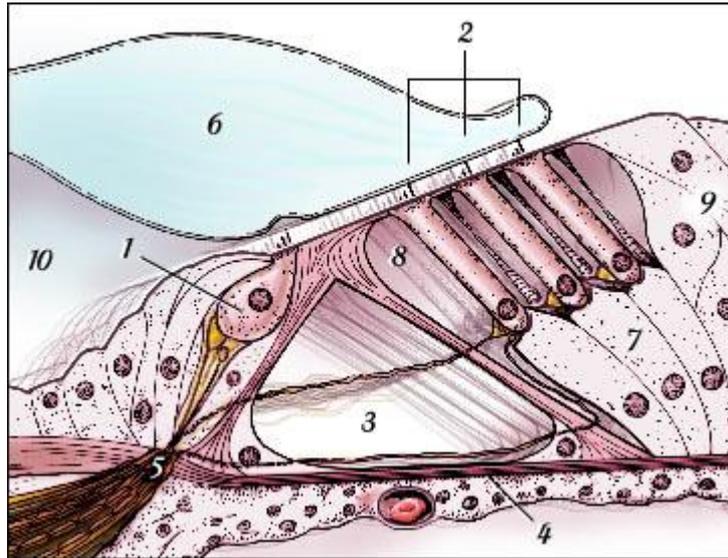


Figura 1-7: Órgano de Corti: 1-Células ciliadas internas; 2-Células ciliadas externas; 3-Túnel de Corti; 4-Membrana basilar; 5-Habénula perforada ; 6-Neuronas; 7-Células de soporte; 8-Espacio de Nuel; 9-Células de Hensen; 10-Espira interna (Pujol & Association, 2010).

Para entender sencillamente este fenómeno, lo ideal es pensar en un piano pero a la inversa. En vez de pulsar una tecla y hacer vibrar una cuerda produciendo un sonido, aquí el sonido produce un movimiento (membrana basilar) que acaba pulsando una tecla (CCI).



Figura 1-8: Mecanismo de transmisión.

1.2 Nervio auditivo

El nervio auditivo es el encargado de enviar la información a las áreas del cerebro dedicadas a la percepción, procesamiento de la información y de la integración del mensaje. Durante todo el camino que realiza el estímulo a través del nervio se producen una serie de procesamientos e intercambios de información binaural encaminados por ejemplo a:

- Localización espacial
- Discriminación del habla en ruido

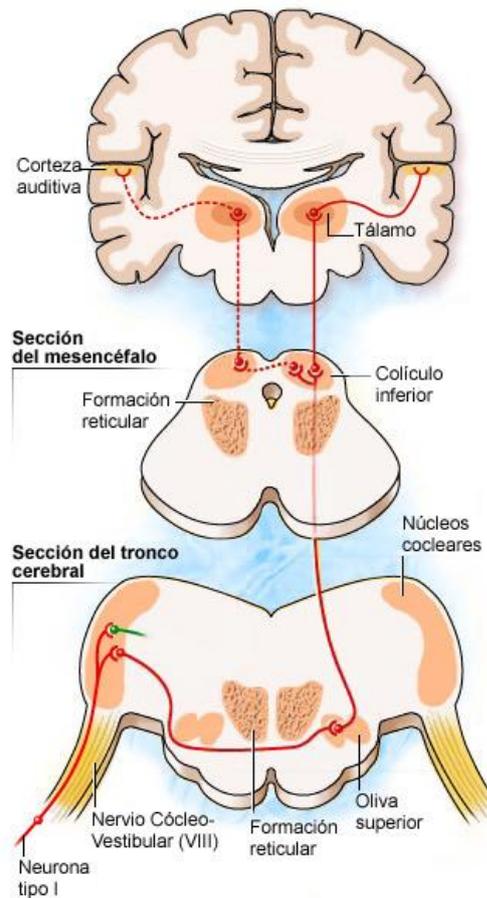


Figura 1-9: Vista del nervio auditivo (VIII Para craneal) (Pujol & Association, 2010).

El nervio auditivo humano cuenta con unas 30000 fibras y como puede verse en la Figura 1-9 pasa por diferentes zonas del cerebro en su camino hacia la corteza cerebral. Además de la vía aferente (o ascendente) hay una vía eferente que sirve como mecanismo de control de cada una de las partes de la vía. Este camino tiene varias estructuras neuronales las cuales han de ser conocidas:

- Núcleos cocleares: se encuentra en la salida del VII par craneal hacia el cerebro, se compone de neuronas de tipo I y II.
- Complejo olivar superior: se encuentra en el tronco cerebral, es la estructura encargada sobretodo de la comparación de los estímulos binaurales y detectar las diferencias interaurales.
- Colículo inferior: el colículo superior y el inferior se encuentran a medio camino hacia la corteza cerebral y su labor es canalizar la información que viene tanto del oído contralateral como del ipsilateral. Su función tiene que ver con las diferencias de intensidad de ambos oídos.

- Núcleo medial geniculado: se encuentra en la superficie del tálamo y se encarga de extraer las características relevantes de los sonidos.
- Corteza cerebral: En la corteza cerebral existen dos áreas, el área primaria (A1) y se sitúa en el lóbulo temporal en lo que se llama el área 41 de Brodman y el área secundaria (A2), área 42 de Brodman. El A1 según la bibliografía está directamente relacionada con el análisis frecuencial del mensaje auditivo, sus neuronas se distribuyen de forma tonotópica al igual que vimos en la cóclea. Sin embargo el A2 parece tener más importancia en el análisis del lenguaje en el ser humano y de las vocalizaciones de otros animales.

Como ya se comentó en la introducción, este trabajo tiene como objetivo aportar una visión general del modelado del sistema auditivo mediante técnicas conocidas por el Ingeniero de Telecomunicaciones. Los procesos que se llevan a cabo en el nervio auditivo exceden estos conocimientos ya que utilizan redes neuronales y procesos avanzados de las ciencias computacionales, sin embargo en el libro (Meddis, 2010) puede encontrarse amplia información de cómo se modelan estas estructuras.

Como resumen de esta parte puede verse en la siguiente figura un esquema que puede encontrarse en varias de las referencias de este trabajo y que expresa muy bien las relaciones entre las diferentes partes del sistema.



Figura 1-10: Esquema general del sistema auditivo, basado en diferentes autores.

Referencias

- Gelfand, S. (2001). Anatomy and physiology of the auditory system in gelfand SE, editor. Essentials of Audiology. 2nd Ed. New York and Stuttgart: Thieme, , 37-90.
- Meddis, R. (2010). Computational models of the auditory system. New York; London: Springer.

- Møller, A. R. (2000). *Hearing: Its physiology and pathophysiology*. San Diego: Academic Press.
- Moore, B. C. J. (1995). *Hearing*. San Diego: Academic Press.
- Pujol, R. (2007). Promenade autour de la coclee. Retrieved Noviembre, 5, 2012, from <http://www.neuroreille.com/promenade/index.htm>
- Pujol, R., & Association, N. (2010). Voyage au centre de l'audition. Retrieved Noviembre, 5, 2012, from <http://www.cochlea.org>
- Roberts, D. A. (2002). *Signals and perception: The fundamentals of human sensation*. Basingstoke: Palgrave/Open University.
- Salesa, E., Perelló, E., & Bonavida, A. (2005). *Tratado de audiolología*. Ed Masson, SA Fundación Pedro Salesa Cabo, , 50-160.
- Sepúlveda, C. (2012). Modelo electroacústico análogo del oído. Retrieved Noviembre 5, 2012, from www.mediatools.cl/tesis_oido/Image4.jpg
- Von Békésy, G., & Wever, E. G. (1960). *Experiments in hearing* McGraw-Hill New York.

2 Modelos electroacústicos

Para entender mejor el sistema auditivo, éste puede verse como un conjunto de transductores acústico-mecánicos y mecánico-eléctricos. Al igual que se hace en el estudio y diseño de transductores (micrófonos y altavoces), se puede recurrir a las analogías electroacústicas (Leach, 2003) para poder estudiar cómo se comportan las estructuras del oído.

Como vista general se puede prever que el circuito análogo resultante de todo el oído será de la siguiente forma:

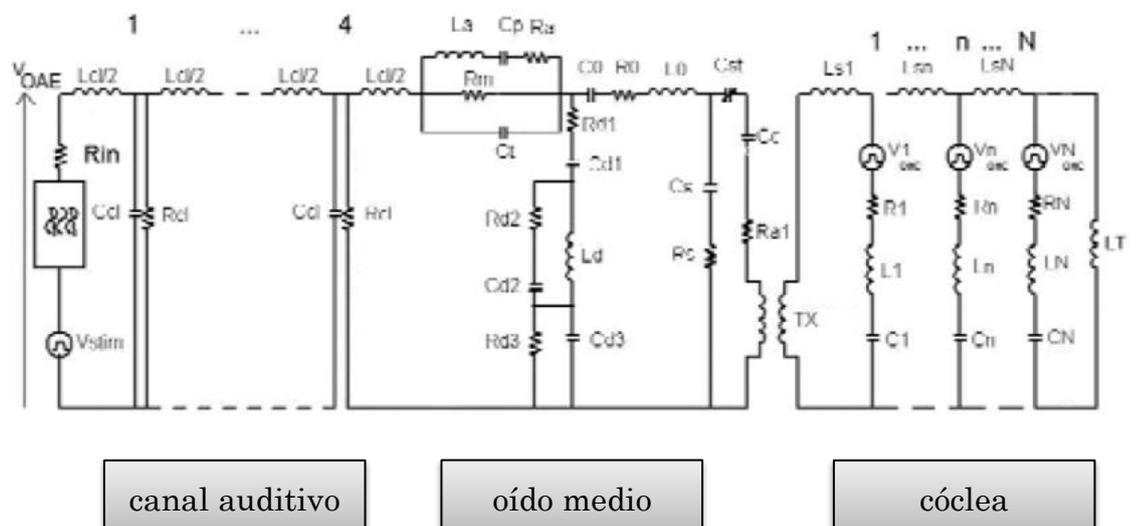


Figura 2-1: Ejemplo de modelo electroacústico completo del sistema auditivo extraído de (Zimatore, Cavagnaro, Giuliani, & Colosimo, 2008)

Consecuentemente en este apartado se presentarán diferentes modelos del sistema auditivo, en su mayoría del oído medio. En el Anexo A

puede encontrarse una breve introducción a estas analogías las cuales se utilizarán a lo largo del capítulo.

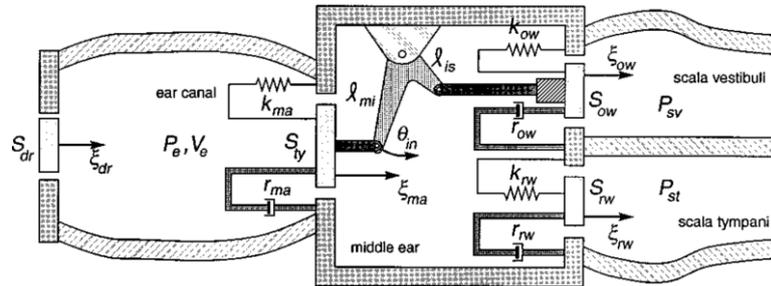


Figura 2-2: Modelo simple del oído externo y medio, extraído de (Talmadge, Tubis, Long, & Piskorski, 1998).

2.1 Modelos electroacústicos del oído externo

Como hemos podido observar en el capítulo 0, el oído externo consta de la oreja (pinna) y el CAE (Conducto Auditivo Externo). El sonido que se propaga por el aire tiene que pasar por estas cavidades para llegar al tímpano.

Para realizar un modelo electroacústico tenemos que conocer las dimensiones de las cavidades.

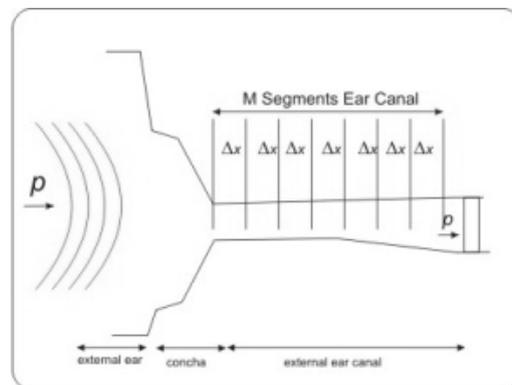


Figura 2-3: Basado en el modelo de (Giguère & Woodland, 1994), se representa la incidencia del sonido desde el pabellón auditivo hasta el tímpano.

Partiendo del modelo de (Giguère & Woodland, 1994) podemos encontrar dos etapas diferentes en la propagación del sonido, la primera la del pabellón auditivo, y después el recorrido de la onda sonora a través del CAE.

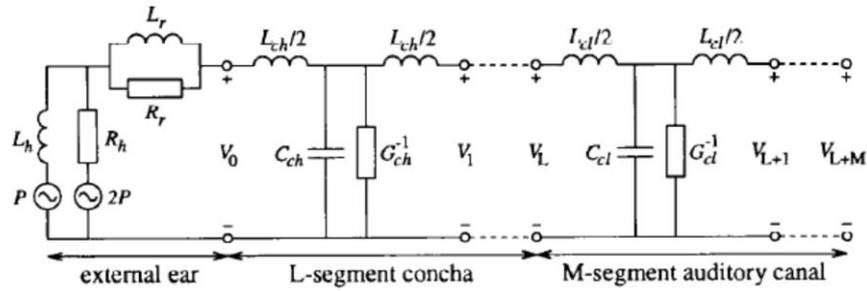


Figura 2-4: Circuito análogo correspondiente al modelo de (Giguère & Woodland, 1994).

En este modelo se asume el efecto de la cabeza y el torso como un obstáculo, modelado como una esfera de radio a_s en cuya superficie se encuentra un pequeño orificio. Este orificio será equivalente a la superficie efectiva de la concha. En esta primera etapa pueden verse dos fuentes de tensión (P y $2P$) que modelan la presión incidente en campo libre², y en serie con cada uno la impedancia debida a la cabeza y el torso que se obtiene de:

$$L_h = \frac{0,5\rho}{\pi a_s} \quad ; \quad R_h = \frac{\rho c}{\pi a_s^2} \quad (2.1)$$

Siendo ρ la densidad del aire y c la velocidad del sonido.

Cómo hemos dicho estas fuentes se encuentran en serie con L_r y R_r . Estos elementos colocados en paralelo forman la impedancia acústica de la oreja, como un hipotético pistón rígido, es por esto que dichos elementos atienden a estas otras expresiones dependientes del radio de la concha (a_{ch}).

$$L_r = \frac{0,7\rho}{\pi a_{ch}} \quad ; \quad R_r = \frac{\rho c}{\pi a_{ch}^2} \quad (2.2)$$

Las dos etapas siguientes tienen una configuración similar, son la de la concha y la del canal auditivo. En ambos casos se encuentra dividido en un número N de segmentos compuestos cada uno de una línea de transmisión tipo T

² Esta forma de tratar la presión incidente como dos fuentes en paralelo, se recoge en (B. B. Bauer, 1967), el cual propone los circuitos análogos correspondientes a ondas planas incidiendo en micrófonos. Concretamente en este caso toma la analogía de un pistón colocado al final de un tubo.

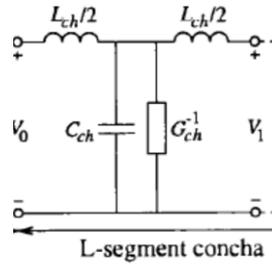


Figura 2-5: Detalle del circuito análogo del oído externo

En la Figura 2-5 se puede ver esta configuración en el caso concreto de la concha ya que se encuentran todos los elementos con el subíndice ch sin embargo las ecuaciones en el canal seguirán esta misma configuración pero con diferentes subíndices (cl) y sus variables harán referencia a las dimensiones del CAE.

$$Z_{ch} = \sqrt{\frac{L_{ch}}{C_{ch}}} ; \Delta x = l_{ch}/L \quad (2.3)$$

$$L_{ch} = \frac{\rho_a}{\pi a_{ch}^2} \Delta x ; C_{ch} = \frac{\pi a_{ch}^2}{\rho_a c^2} \Delta x ; G_{ch} = \frac{2\alpha_{ch}}{Z_{ch}} \quad (2.4)$$

$$Z_{cl} = \sqrt{\frac{L_{cl}}{C_{cl}}} ; \Delta x = l_{cl}/L \quad (2.5)$$

$$L_{cl} = \frac{\rho_a}{\pi a_{cl}^2} \Delta x ; C_{cl} = \frac{\pi a_{cl}^2}{\rho_a c^2} \Delta x ; G_{cl} = \frac{2\alpha_{cl}}{Z_{cl}} \quad (2.6)$$

La diferencia de potencial $V_{L+M}(t)$ que se muestra al final del circuito en la Figura 2-4 será análoga a la presión incidente a nivel de tímpano.

En (Thejane, Nelwamondo, Smit, & Marwala, 2012), se estudia la relación entre la cantidad de segmentos y los valores de radio utilizados y la respuesta en frecuencia del circuito. De esta publicación se deduce que el utilizar un mayor número de segmentos afectará a la primera frecuencia de resonancia mientras que un número menor afectará a la distribución de las sucesivas frecuencias naturales.

Además de este modelo en etapas puede verse el canal auditivo directamente como una línea de transmisión (B. B. Bauer, Rosenheck, & Abbagnaro, 1967).

En aplicaciones electroacústicas se utilizan simuladores de oído de diferentes tipos y con distintos objetivos, sin embargo estos simuladores están normalizados atendiendo a impedancias específicas derivadas de modelos del oído externo como es el caso de:

- IEC 60318: Electroacústica: simuladores de cabeza y oído humanos.
- IEC 60711: Simulador de oído cerrado, para la medida de los auriculares acoplados al oído por medio de elementos introducidos en el mismo.

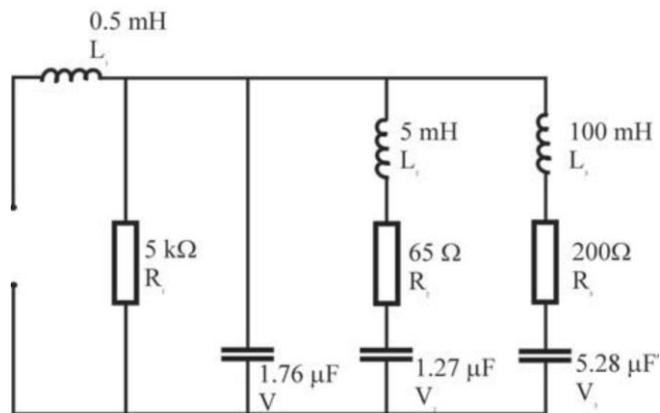


Figura 2-6: Modelo de parámetros extraído de las hojas técnicas del Ear Simulator RA0039 de G.R.A.S.S. Sound & Vibrations

En (Voss, Rosowski, Merchant, & Peake, 2000) se utiliza este tipo de modelado para comprobar como las diferencias en el oído externo y medio pueden afectar a la presión generada por diferentes auriculares de medida en pruebas auditivas.

2.2 Modelos electroacústicos del oído medio

Continuando con el modelado mediante circuitos análogos veremos que el oído medio es la parte del sistema más interesante debido a la mecánica de sus partes y a la función de adaptador de impedancias entre el medio aire y medio líquido que ya se comentó en el apartado 1.1.2.

Basándose en analogías electroacústicas, (Zwislocki, 1962) propuso un completo modelo del oído medio. Los parámetros de cada parte se

fijaron en base a datos de las dimensiones de las cavidades, masa de huesecillos y teniendo en cuenta también datos experimentales. Además incorporó modelos de oídos patológicos como por ejemplo uno con fijación del estribo debida a una otosclerosis³.

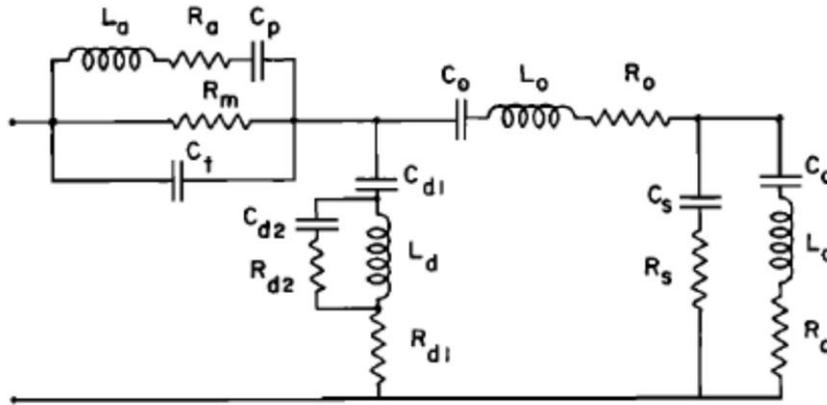


Figura 2-7: Circuito eléctrico análogo de un oído normal

En el circuito análogo pueden distinguirse distintas partes, la primera etapa en la que aparecen tres ramas con elementos en paralelo está modelando las cavidades del oído medio. En la primera rama encontramos una inducción L_a y una resistencia R_a que modelan la impedancia debida al estrecho conducto que comunica la cavidad timpánica con el resto de cavidades, y la compliancia C_p modela el aire contenido en las celdillas mastoideas. En la segunda rama tenemos una resistencia R_m que modela la absorción de las paredes de la cavidad timpánica y finalmente en la tercera rama C_t modela la compliancia de todas las cavidades del oído medio

La compliancia de estas cavidades puede deducirse de las siguientes fórmulas.

$$C = V/\rho c^2 \quad (2.7)$$

$$C_p + C_t = V_m/\rho c^2 \quad ; \quad V_m \cong 8 \text{ cm}^3 \quad (2.8)$$

³ Patología del oído medio que describe una condición de rigidez de la cadena de huesecillos del oído medio que lleva a una fijación e inmovilidad de uno de ellos, el estribo, el cual debería moverse sin restricciones para realizar la transmisión adecuada de los sonidos percibidos hacia el oído interno.

La siguiente etapa está compuesta por 2 partes en paralelo, una impedancia formada por L_o , C_o y R_o modelan el efecto del martillo y el conjunto de ligamentos y músculos que hacen que el tímpano esté tenso, y por otra parte una impedancia compuesta de varios elementos capacitivos que trata de modelar la membrana timpánica. Esta forma de modelar el tímpano sugiere que el tímpano a baja frecuencia se comportará favoreciendo la línea de transmisión entre las dos etapas, pero a alta frecuencia se hará efectiva su masa.

La siguiente parte del circuito se compone de dos ramas en paralelo al resto del circuito, una de ellas modela la conjunción incudo-maleolar, y la otra el efecto del estapedio y de la impedancia de la ventana oval a su entrada a la cóclea. La ausencia de la rama en la que se encuentran R_c , L_c y C_c fue propuesta por como modelo de un oído con otosclerosis, ya que de esta manera quedaría como un circuito abierto y no habría transmisión a la cóclea. Además propuso también la ausencia de ambas ramas como modelo de un oído con pérdida o dislocación de los huesecillos.

Más tarde (Kringelbotn, 1988) propuso su propio modelo:

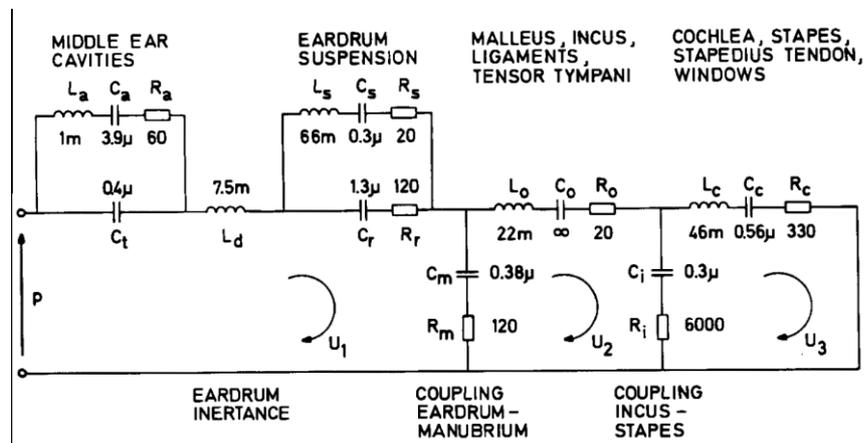


Figura 2-8: Circuito análogo de (Kringelbotn, 1988), los valores de los parámetros se encuentran en unidades cgs.

En la Figura 2-8 Los subíndices corresponden a:

- t: cavidad timpánica
- a: antro y celdas mastoideas
- s: suspensión del tímpano
- d: membrana
- r: tímpano
- o: huesecillos
- m: articulación incudo-maleolar
- i: articulación incudo-estapedial
- c: complejo coclear incluyendo estapedio y ventanas

Como puede apreciarse en la figura, el modelo posee prácticamente las mismas etapas que en el modelo de (Zwislocki, 1962), a excepción de la inclusión de la suspensión del tímpano como parte relevante del modelo.

En el documento (Le Henaff, Elliott, & Maury, 2003) se profundiza en este modelo con el objetivo de incluirlo en un modelo sobre la onda viajera a lo largo de la cóclea, describiendo y simplificando el modelo

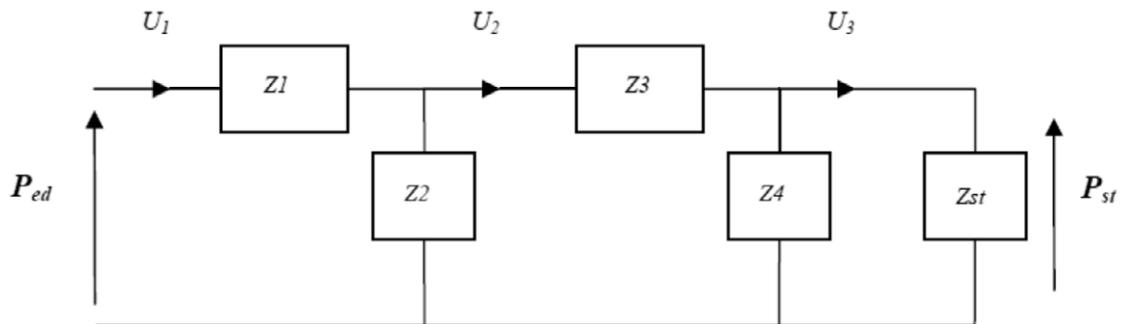


Figura 2-9: Simplificación del circuito análogo del de Kringlebotn

$$Z_1 = \frac{Z_a Z_t}{Z_a + Z_t} + Z_d + \frac{Z_s Z_r}{Z_s + Z_r} \quad (2.9)$$

$$Z_2 = Z_m ; Z_3 = Z_o ; Z_4 = Z_i \quad (2.10)$$

En el diagrama de bloques las velocidades volumétricas U_1 y U_3 corresponden a las velocidades volumétricas del tímpano y del estapedio, al igual que las presiones p_{ed} y p_{st} corresponden a la presión a nivel de tímpano y a la presión en la ventana oval.

Si transformamos el circuito análogo en un cuadripolo tenemos la expresión:

$$\begin{bmatrix} p_{ed} \\ U_{ed} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} T_{edst11} & T_{edst11} \\ T_{edst11} & T_{edst11} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} p_{st} \\ U_{st} \end{bmatrix} \quad (2.11)$$

En la que cada uno de sus componentes corresponde a:

$$T_{edst11} = \left[(Z1 + Z2) \frac{Z2 + Z3 + Z4}{Z2 + Z4} - \frac{Z2}{Z4} \right] \quad (2.12)$$

$$T_{edst12} = \left[\frac{Z1Z2 + Z1Z3 + Z2Z3}{Z2} \right] 10^5 \quad (2.13)$$

$$T_{edst21} = \left[\frac{Z2 + Z3 + Z4}{Z2 + Z4} \right] 10^5 \quad (2.14)$$

$$T_{edst22} = \left[\frac{Z2 + Z3}{Z2} \right] \quad (2.15)$$

Una vez hecho esto puede comprobarse si se cumple la propiedad de reciprocidad entre los tres modelos (el de oído externo, el medio y el interno), como puede verse en el documento (Le Henaff et al., 2003) antes citado.

A lo largo del tiempo han aparecido cierta cantidad de trabajos modelando el sistema auditivo utilizando analogías electroacústicas como el de (Giguère & Woodland, 1994) que modelan el oído externo, medio e interno o (Goode, Killion, Nakamura, & Nishihara, 1994) que utiliza un modelo que llaman SKEAR que mejoran en base a nuevos hallazgos científicos. Por otra parte (Pascal, Bourgeade, Lagier, & Legros, 1998), utilizando una modificación del modelo de (Zwislocki, 1962), estudian la analogía del efecto del reflejo estapedial y su respuesta no lineal en la transmisión del sonido a través del oído medio. Más reciente es la aportación de (O'Connor & Puria, 2008).

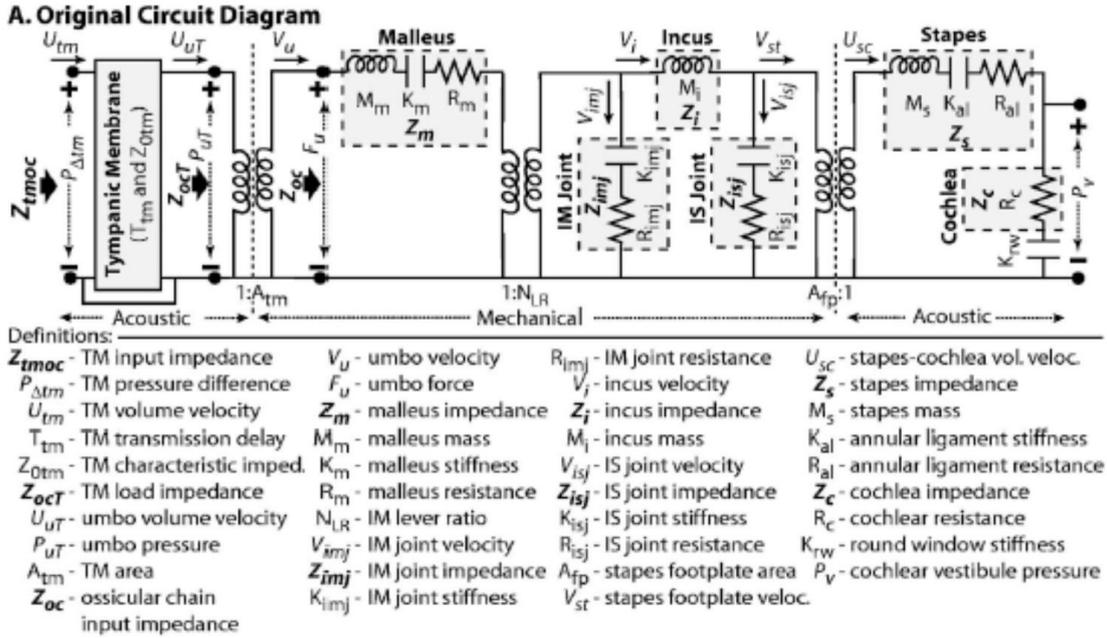


Figura 2-10: Circuito análogo del oído medio propuesto por (O'Connor & Puria, 2008).

En este artículo se realiza un modelo previamente realizado para el oído del gato. Es interesante para el presente trabajo ya que en la Figura 2-10 se muestra de forma muy entendible todo el sistema acústico mecánico describiendo cada una de sus partes. Por otra parte, en Figura 2-11 vemos el circuito equivalente tipo impedancia resultado de eliminar los transformadores.

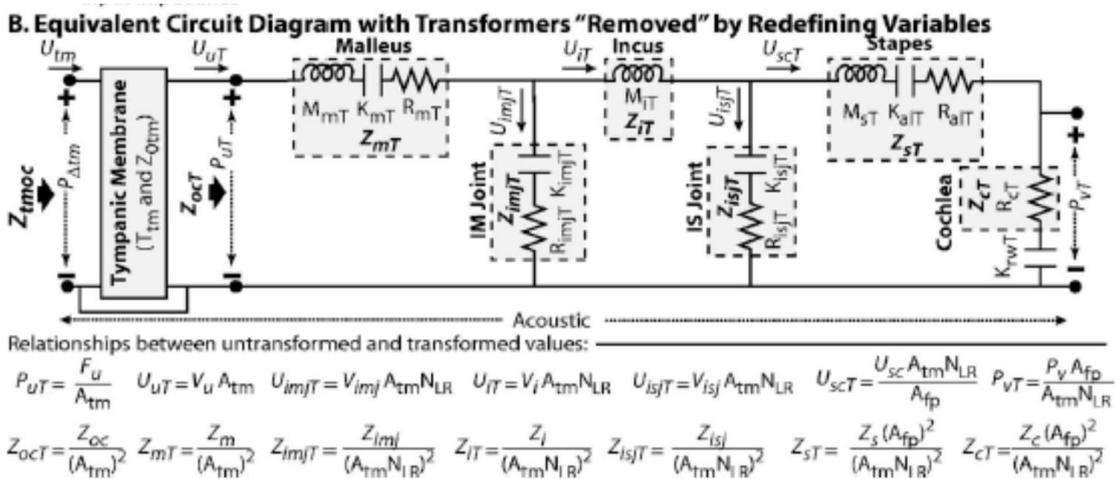


Figura 2-11: Circuito equivalente tipo impedancia después de quitar los

En las ecuaciones puede verse cómo los elementos del circuito son modificados para crear un circuito tipo impedancia sin

transformadores, éste tipo de transformación es muy común en el estudio de transductores acústicos.

2.3 Modelos electroacústicos del oído interno

El modelado del oído interno es altamente complejo, está compuesto de diferentes estructuras y parte de su respuesta tiene una componente lineal y otra no lineal. La parte mecánica de la cóclea será vista con detalle en el capítulo 0, explicando las ecuaciones de onda que gobiernan la macromecánica y micromecánica cocleares. Debido a esto su modelado mediante analogías electroacústicas se ve limitado. Algunos modelos basados en analogías finalmente han de ser resueltos mediante métodos numéricos con lo que serán vistos en el apartado 4.3 de modelos biofísicos con más detenimiento, no obstante se reseñarán algunos ejemplos para entender mejor el funcionamiento de esta parte del sistema auditivo usando éste tipo de modelos.

Del antes citado (Giguère & Woodland, 1994) podemos extraer un circuito análogo de la membrana basilar en el cual ésta se encuentra discretizada en N porciones

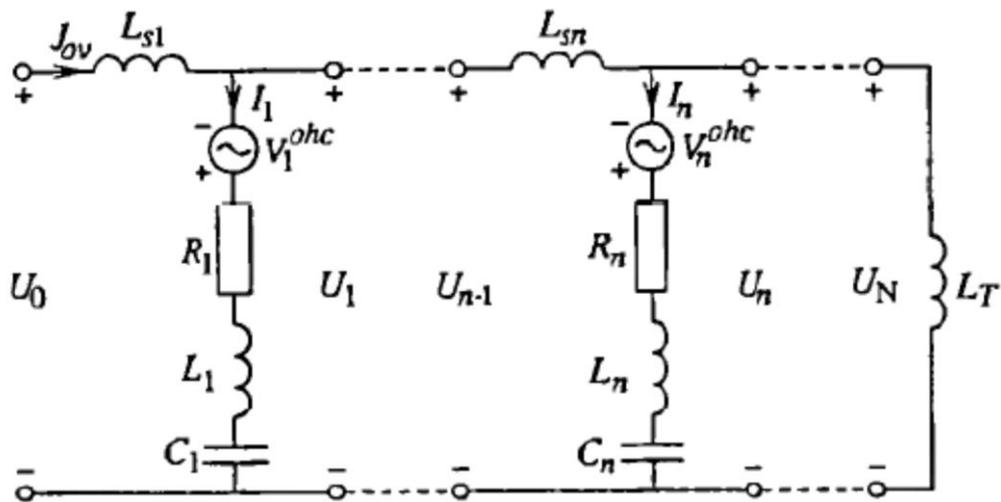


Figura 2-12: Circuito análogo de la cóclea extraído de (Giguère & Woodland, 1994).

Este modelo en una dimensión (1-D) de la línea de transmisión a lo largo de la cóclea está modelado con una serie de elementos en paralelo. $V_n^{ohc}(t)$ son fuentes de voltaje relativas a la respuesta de las células ciliadas externas, mientras que $U_n(t)$ es análoga a la presión entre la

escala vestibular y la escala timpánica e $I_n(t)$ se refiere a la velocidad transversal. En relación a la frecuencia el incremento de x se define como:

$$\Delta_x = \frac{1}{0.6} \text{cm}^{-1} \log \left(\frac{f_1 + 165.4}{f_N + 165.4} \right) \quad (2.16)$$

Aquí f_N se refiere a la frecuencia característica de resonancia de la membrana basilar y f_1 a la frecuencia fundamental.

Sobre los elementos de cada rama tenemos que L_{sn} representa la masa acústica de los fluidos en las escalas timpánica y vestibular.

$$L_{sn} = \frac{2\rho_w \Delta_x}{A(x_n)} \quad (2.17)$$

El resto de elementos representan la impedancia en un punto concreto de la membrana basilar, utilizando variables y constantes espaciales para poder definirlos, siendo M_n la masa acústica de la porción transversal de la membrana basilar, $b(x_n)$ la anchura y Q_n^{-1} el factor de calidad del circuito resonante.

$$L_n = \frac{M_n}{b(x_n)\Delta_x} \Delta x ; C_n = \frac{1}{4\pi^2 f_n^2 L_n} \Delta x ; R_n = Q_n^{-1} \sqrt{\frac{L_n}{C_n}} \quad (2.18)$$

En la zona más apical de la cóclea, se encuentra el helicotrema, el cuál es modelado mediante:

$$L_T = \int_{x_n+\Delta_x}^L \frac{2\rho_w}{A(x_n)} dx \quad (2.19)$$

Una vez hemos modelado la membrana basilar (MB) existen otras dos estructuras que hemos de modelar por su importancia en la respuesta del oído. Como hemos visto en el capítulo sobre el oído parece ser que las células ciliadas externas (CCE) son capaces de modular la amplitud de la membrana basilar haciendo que su respuesta sea no lineal (Cohen & Furst, 2004; Strelhoff, Flock, & Minser, 1985).

A grandes rasgos las CCE en el modelo de (Giguère & Woodland, 1994) en el que estamos profundizando se modelan con la fuente de voltaje:

$$V_n^{ohc}(t) = GR_n \left(\frac{d_{1/2}}{d_{1/2} + |d_n(t)|} \right) I_n(t) \quad (2.20)$$

Donde G es un factor de ganancia entre 0 y 1, y $d(t)$ es el desplazamiento a nivel de partícula de la MB. Por otra parte $d_{1/2}$ es una constante que se identifica con el desplazamiento de media saturación en el punto de no-linealidad.

Las diferentes combinaciones de R_n y $V_n^{ohc}(t)$ dan lugar a una resistencia que es variable en el tiempo en función del desplazamiento de la MB, $R_n^{ohc}(t)$.

En cuanto a las células ciliadas internas (CCI) éstas transducen el movimiento de la membrana basilar en una excitación neuronal.

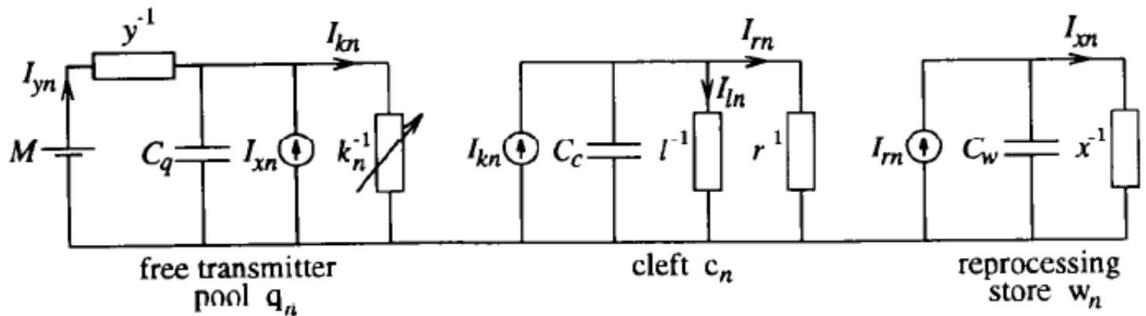


Figura 2-13: Modelo de células ciliadas internas (CCI) basado en (Meddis, 1988).

En la Figura 2-13 puede verse el modelo de CCI basado en (Meddis, 1988) en él se distinguen tres partes las cuales tienen que ver con el proceso de despolarización de la célula en el órgano de Corti. La célula pasa por tres estadios, la liberación del neurotransmisor, la despolarización, y el re-almacenamiento del transmisor. Esta es quizá la parte que precisa de mayor abstracción dentro del modelo.

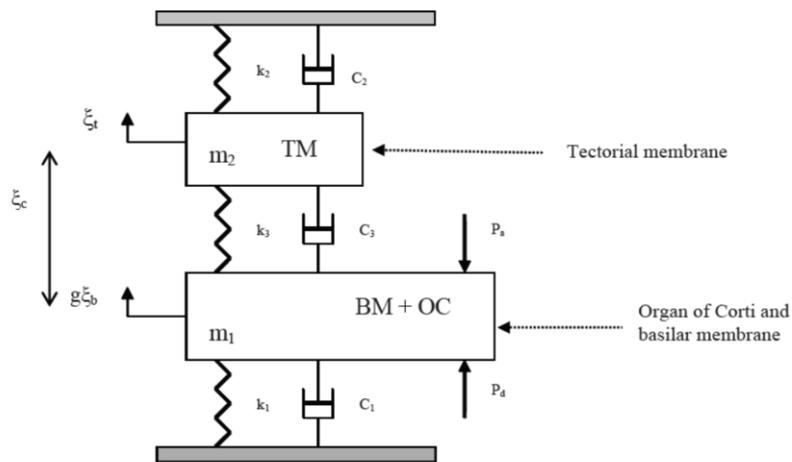


Figura 2-14: Esquema del órgano de Corti en (Le Henaff et al., 2003).

En la Figura 2-14 podemos ver de forma esquemática la parte mecánica del órgano de Corti en el que están representadas tanto la membrana basilar como la membrana tectoria. Este tipo de modelos serán vistos en el apartado 3.2 Mecánica coclear II: Micromecánica con más detenimiento.

Una reciente aportación propone un modelo mediante el método de analogías incluyendo únicamente las células ciliadas internas (CCI), el cual en la Figura 2-15 muestra claramente cada parte del modelo.

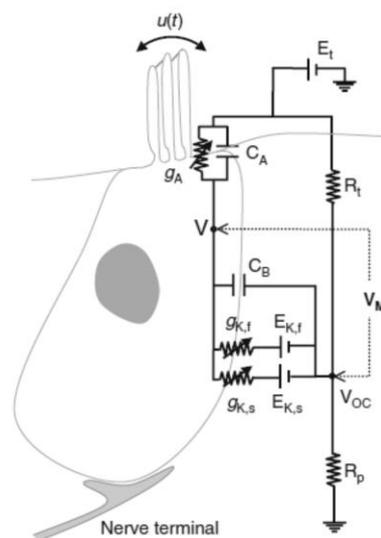


Figura 2-15: Modelo análogo de las CCI (Lopez-Poveda & Eustaquio-Martín, 2006).

Las partes del circuito análogo representan:

- E_t =Potencial endococlear;

- R_t y R_p = Resistencia del epitelio
- C_A y C_B = Capacidades de las porciones apicales y basales de la membrana de la célula respectivamente.
- g_A = Conductancia de la porción apical de la membrana de la célula.
- g_{kf} y g_{ks} = Conducción rápida y lenta de K^+ basolateral.
- E_{kf} y E_{ks} = potencial inverso de la conducción rápida y lenta de K^+ basolateral.
- u = Stereocilia displacement.
- V = potencial intracelular de la CCI.
- V_{OC} = Extracelular potential.
- V_M = potencial de la membrana; definido como la dpp entre V y V_{OC} .

En todo caso en los modelos biofísicos del próximo capítulo se podrá observar con más detalle como el oído interno puede ser modelado matemáticamente y simulado por medio de métodos numéricos.

2.4 Simulación en LTSPICE

LTSPice es un software de simulación de circuitos electrónicos desarrollado por la empresa *Linear Technologies Corporation* y disponible para su descarga en:

<http://www.linear.com/designtools/software/> .

Este software es muy sencillo y útil para la realización de simulaciones de los circuitos antes citados. Para el presente trabajo hemos realizado como ejemplo el circuito de (Kringelbotn, 1988) de oído medio.

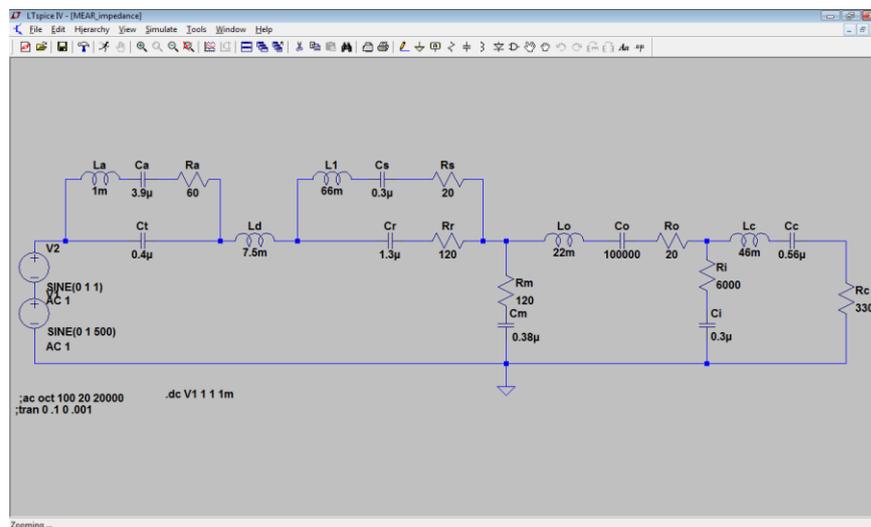


Figura 2-16: Circuito realizado en LTSpice del modelo de (Kringelbotn, 1988).

El software es muy intuitivo, y siguiendo los siguientes pasos se puede obtener un resultado rápidamente:

1. Se dibuja el circuito con los componentes que hay en la barra de herramientas, generalmente LCR y alguna fuente de corriente o de voltaje.
2. Se interconectan los componentes y se coloca una masa (tierra).
3. Se da valores y nombres a todos los componentes, es importante poner correctamente todas las unidades.
4. Se simula la respuesta del circuito en el menú “Simulate” y el comando RUN.
5. Si algún componente presenta algún fallo, éste aparecerá en una lista para corregirse.
6. Se elige el tipo de simulación que se quiere realizar, ya sea en dominio de tiempo o frecuencia y se sitúa el cursor en el nodo a medir.

2.4.1 Resultados de las simulaciones

Como parte del presente trabajo se realizan los circuitos análogos de (Kringelbotn, 1988) y de (Pascal, Bourgeade, Lagier, & Legros, 1998) ambos del oído medio. Del primero (Kringelbotn, 1988), se implementa el modelo exactamente con los parámetros que se establecen en el artículo.

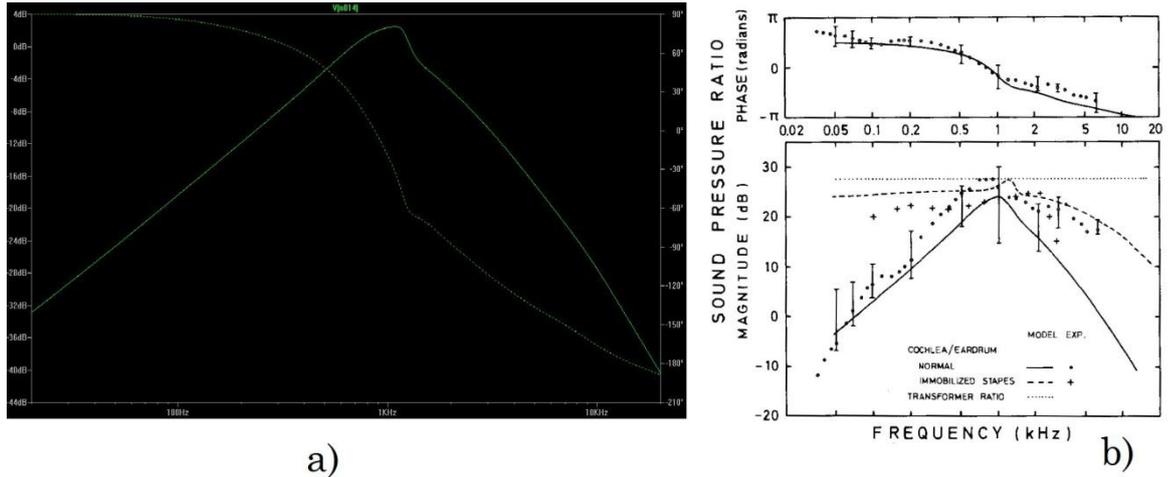


Figura 2-17: a) Simulación mediante LTSpice de la respuesta del modelo de O.Medio de (Kringlebotn, 1988). b) Resultados extraídos de (Kringlebotn, 1988).

Como puede verse en la Figura 2-17 los resultados mediante LTSpice son prácticamente idénticos a los que se exponen en el artículo tanto en magnitud como en fase.

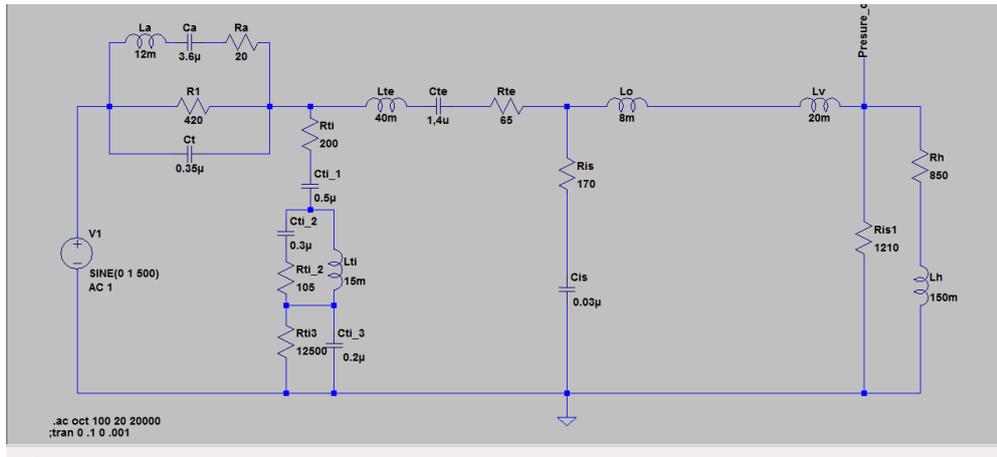


Figura 2-18: circuito análogo del O. medio basado en (Pascal, Bourgeade, Lagier, & Legros, 1998).

Del modelo de (Pascal, Bourgeade, Lagier, & Legros, 1998) se realiza también el modelo eliminando la parte que se refiere al reflejo estapedial.

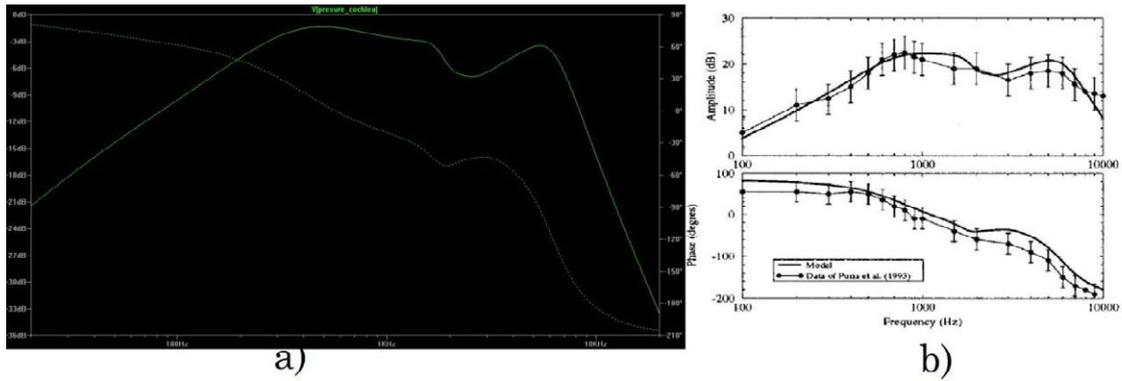


Figura 2-19: Simulación mediante LTSpice de la respuesta del modelo de O.Medio de (Pascal, Bourgeade, Lagier, & Legros, 1998) (Pascal, Bourgeade, Lagier, & Legros, 1998).

Al igual que en el anterior modelo los resultados son idénticos.

Para un mejor aprovechamiento de esta herramienta hemos realizado la modificación propuesta por Zwislocki para la respuesta de un oído con otosclerosis pero con el modelo de (Pascal, Bourgeade, Lagier, & Legros, 1998)

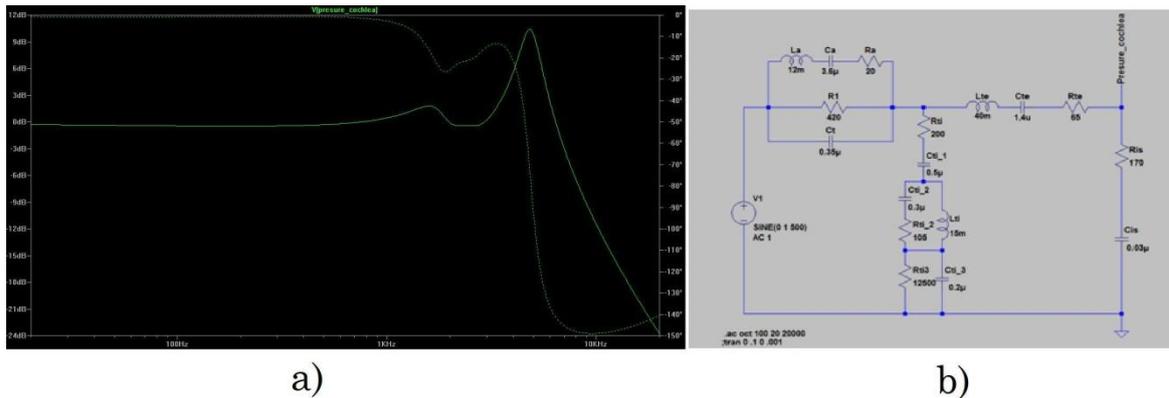


Figura 2-20: a) Respuesta del Circuito simulando otosclerosis b) Circuito de oído con otosclerosis (Zwislocki, 1962) y (Pascal, Bourgeade, Lagier, & Legros, 1998).

Aunque no se tienen datos experimentales de esta modificación, sabemos que la otosclerosis produce una disminución de la respuesta en baja frecuencia debido al aumento de la reactancia.

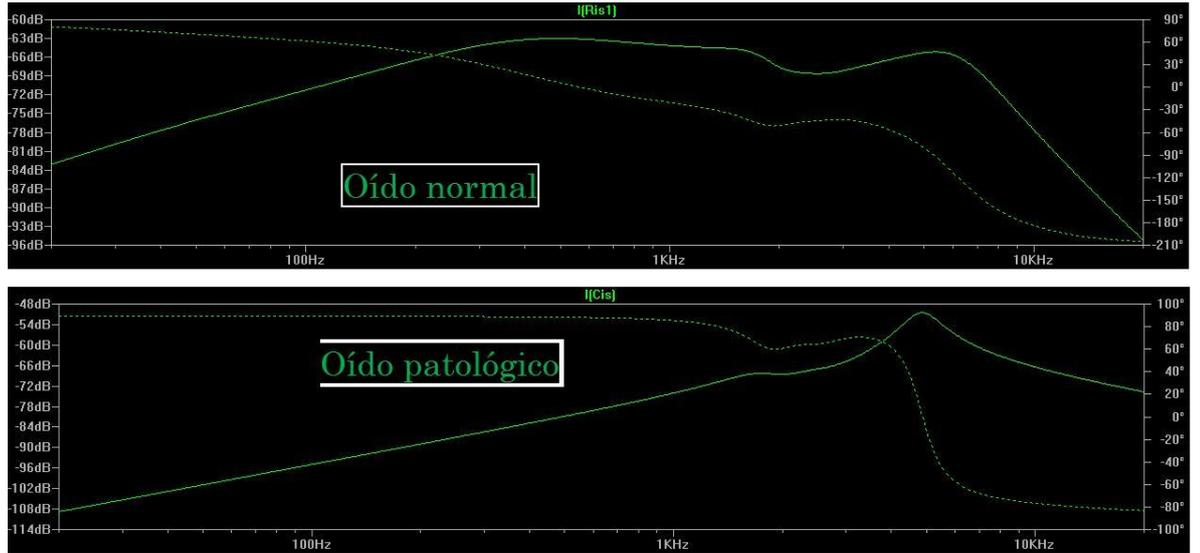


Figura 2-21: Función de transferencia que simula la velocidad del estribo en un oído normal y en un oído con otosclerosis utilizando circuito análogo.

En la Figura 2-21 puede verse la respuesta de la velocidad del estribo en ambos casos, en el caso del circuito completo, y en la modificación basada en el circuito de Zwislocki, dejando en circuito abierto la impedancia debida al estapedio y a la entrada de la cóclea. El resultado vuelve a ser coherente con los efectos de la patología.

Referencias

- Bauer, B. B., Rosenheck, A. J., & Abbagnaro, L. A. (1967). External-Ear replica for acoustical testing. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 42(1), 204-207.
- Bauer, B. B. (1967). On the equivalent circuit of a plane wave confronting an acoustical device. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 42(5), 1095-1097.
- Cohen, A., & Furst, M. (2004). Integration of outer hair cell activity in a one-dimensional cochlear model. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 115, 2185.
- Giguère, C., & Woodland, P. C. (1994). A computational model of the auditory periphery for speech and hearing research. I. ascending path. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 95, 331.
- Goode, R. L., Killion, M., Nakamura, K., & Nishihara, S. (1994). New knowledge about the function of the human middle ear: Development of an improved analog model. *AMERICAN JOURNAL OF OTOLOGY-NEW YORK*, 15, 145-145.
- Kringlebotn, M. (1988). Network model for the human middle ear. *Scandinavian Audiology*, 17(2), 75-85.

- Le Henaff, B., Elliott, S. J., & Maury, C. (2003). *Modelling wave propagation in the cochlea* (ISVR Technical Memorandum N° 925 ed.) University of Southampton, Institute of Sound and Vibration Research.
- Leach, W. M. (2003). *Introduction to electroacoustics and audio amplifier design* Kendall/Hunt.
- Lopez-Poveda, E. A., & Eustaquio-Martín, A. (2006). A biophysical model of the inner hair cell: The contribution of potassium currents to peripheral auditory compression. *JARO-Journal of the Association for Research in Otolaryngology*, 7(3), 218-235.
- Meddis, R. (1988). Simulation of auditory–neural transduction: Further studies. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 83, 1056.
- O'Connor, K. N., & Puria, S. (2008). Middle-ear circuit model parameters based on a population of human ears *The Journal of the Acoustical Society of America*, 123(1), 197.
- Pascal, J., Bourgeade, A., Lagier, M., & Legros, C. (1998). Linear and nonlinear model of the human middle ear. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 104, 1509.
- Strelioff, D., Flock, Å., & Minser, K. E. (1985). Role of inner and outer hair cells in mechanical frequency selectivity of the cochlea *Hearing Research*, 18(2), 169-175.
- Talmadge, C. L., Tubis, A., Long, G. R., & Piskorski, P. (1998). Modeling otoacoustic emission and hearing threshold fine structures. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 104, 1517.
- Thejane, T., Nelwamondo, F., Smit, J. E., & Marwala, T. (2012). Influence of the auditory canal number of segments and radius variation on the outer ear frequency response. *Biomedical and Health Informatics (BHI), 2012 IEEE-EMBS International Conference on*, pp. 384-387.
- Voss, S. E., Rosowski, J. J., Merchant, S. N., & Peake, W. T. (2000). Acoustic responses of the human middle ear *Hearing Research*, 150(1-2), 43-69.
- Zimatore, G., Cavagnaro, M., Giuliani, A., & Colosimo, A. (2008). Human acoustic fingerprints. *Biophysics and Bioengineering Letters*, 1(2)
- Zwislocki, J. (1962). Analysis of the middle-ear function. part I: Input impedance *The Journal of the Acoustical Society of America*, 34(9B), 1514.

3 Modelado mecánico de la cóclea

El oído interno es la parte del oído más compleja en cuanto a su modelado mecánico.

Para obtener datos de cómo se comporta esta estructura se han de utilizar métodos en su mayoría invasivos:

- Estroboscopia (Richter & Dallos, 2003; Von Békésy & Wever, 1960)
- Velocímetro de Mossbauer (Johnstone & Boyle, 1967; Ruggero & Rich, 1991; Sellick, Patuzzi, & Johnstone, 1982)
- Interferómetro Laser (Khanna & Leonard, 1986; Nuttall, Dolan, & Avinash, 1991; Ruggero, Rich, Recio, Narayan, & Robles, 1997)
- Tomografía de coherencia óptica (analizador mecánico de espectro)(Wong et al., 2004).

Para analizar la cóclea además se han de imponer las siguientes premisas:

1. La cóclea se analiza desenrollada, su curvatura no es importante.

2. El efecto dinámico de la membrana de Reissner es despreciable.
3. El área total de los laberintos membranoso y óseo, sobre y bajo la membrana basilar (MB), es el mismo a lo largo de la cóclea.

Sobre la mecánica coclear existe entre la bibliografía una referencia reseñable (Boer, 1996) para entender cómo se modela la mecánica coclear. De hecho en esta publicación hace referencia a muchos modelos anteriores como los de (Allen, 1977), (Mammano & Nobili, 1993; S. T. Neely, 1985; Nobili & Mammano, 1996) y (Geisler, 1986) entre otros. No obstante, muy recientemente puede encontrarse el libro (Duifhuis, 2012) el cual habla en profundidad sobre este tema, desde los primeros modelos de los años 50 hasta la actualidad.

3.1 Mecánica coclear I: Macromecánica (aproximación lineal)

Para modelar el comportamiento lineal de la cóclea vamos a tener en cuenta:

- El movimiento entre las cavidades y la distribución de la presión y velocidad en todos los puntos.
- La respuesta dinámica de la cóclea.

Hemos de tener en cuenta que el interior de la ramba timpánica y la ramba vestibular (laberinto óseo) se encuentra relleno de un fluido, la perilinfa, el cual tiene una densidad (ρ) de 10^3kgm^{-3} y su módulo de compresibilidad⁴ (B) es de $2.3 \cdot 10^9 \text{Nm}^2$, con lo que la velocidad de propagación:

$$c_{fast} = \sqrt{\frac{B}{\rho}} \cong 1500 \text{ms}^{-1} \quad (3.1)$$

⁴ El módulo de compresibilidad, también llamado módulo de Bulk (B o K) de un material mide su resistencia a la compresión uniforme y, por tanto, indica el aumento de presión requerido para causar una disminución unitaria de volumen dada.

Por otra parte sabemos que sobre la MB se encuentra el órgano de Corti, el cual se va a considerar en este primer acercamiento como una entidad. En multitud de publicaciones es llamado CP (*cochlear partition*), y de ahora en adelante utilizaremos estas siglas en inglés para referirnos a cada partición de la MB incluido el efecto del órgano de Corti.

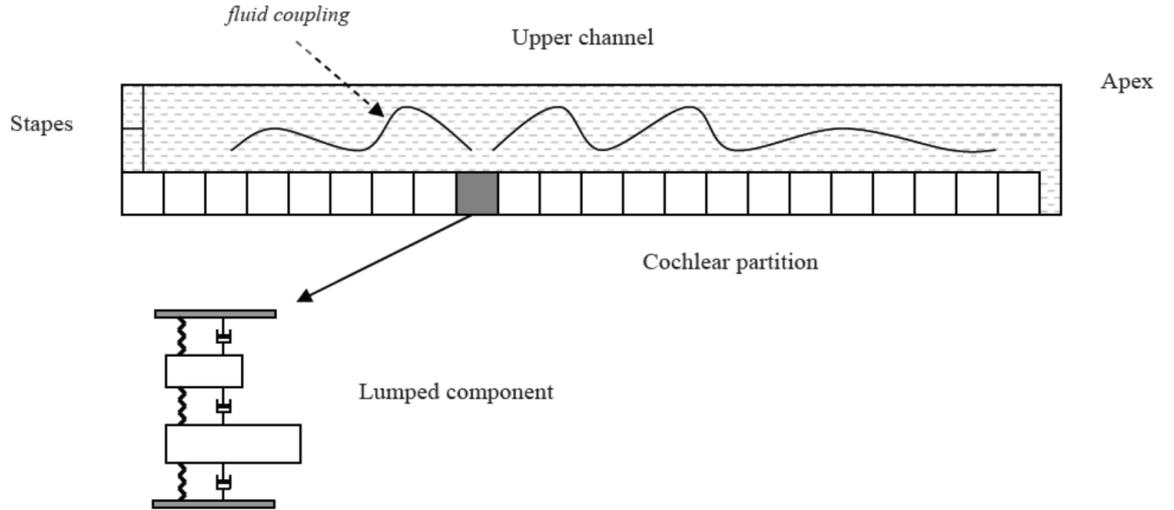


Figura 3-1: Esquema de la cóclea con vista detalle de partición coclear (CP) extraído de (Le Henaff, Elliott, & Maury, 2003).

Como se ha comentado anteriormente en el interior de la cóclea aparece una onda viajera, ésta se debe a que la presión se divide en dos componentes, la simétrica (p_c) y la antisimétrica (p_d), la suma de ambas dará la presión total:

$$p = p_c + p_d \tag{3.2}$$

$$p_c(x, y, -z, t) = -p_d(x, y, z, t) \tag{3.3}$$

De la ecuación (3.3) deducimos que la presión en el eje z (perpendicular a MB) es igual en ambas componentes. A partir de ahora trataremos solamente la componente p_d pues es la verdadera onda ya que es asimétrica entre los dos canales (rampa timpánica y rampa vestibular), y será llamada solamente p .

Como vamos a considerar el modelo como una estructura mecánica lineal ésta puede ser caracterizada por una impedancia acústica:

$$Z_{MB}(x, \omega) = j\omega M_0 + \delta\sqrt{M_0 S_0} e^{-\frac{\alpha x}{2}} + \frac{S_0}{j\omega} e^{-\alpha x} \quad (3.4)$$

La impedancia $Z_{MB}(x, \omega)$ está constituida por:

- Masa (M_0): es la masa del órgano de Corti por unidad de área, se toma como una constante independiente de x y proporcional a ω .
- Rigidez: Debido a que la rigidez es máxima a nivel de la membrana oval y que decrece con la distancia x , se modela como $S_0 e^{-\alpha x}$ siendo equivalente a una reactancia negativa. Es inversamente proporcional a ω .
- Resistencia: es la parte real de la impedancia, relacionada con la energía que se disipa en la cóclea. Se considera que no existe viscosidad y varía con la distancia a razón de $e^{-\frac{\alpha x}{2}}$.

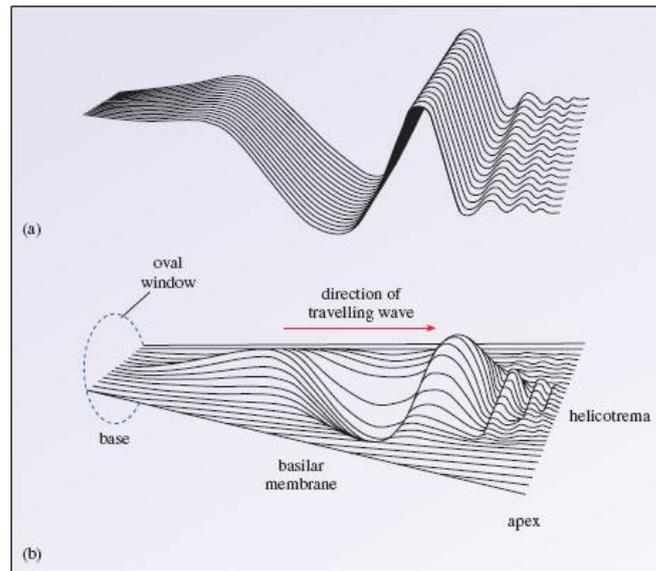


Figura 3-2: Patrón del movimiento instantáneo de la onda viajera a) Patrón del movimiento de la onda viajera, b) onda viajera en la membrana basilar (OpenLearn, 2013).

Como todo sistema resonante existe una frecuencia a la que las reactancias debidas a la masa y a la rigidez son iguales y de sentido contrario esto es:

$$\omega_0 = \sqrt{\frac{S_0}{M_0}} e^{-\frac{\alpha x}{2}} \quad (3.5)$$

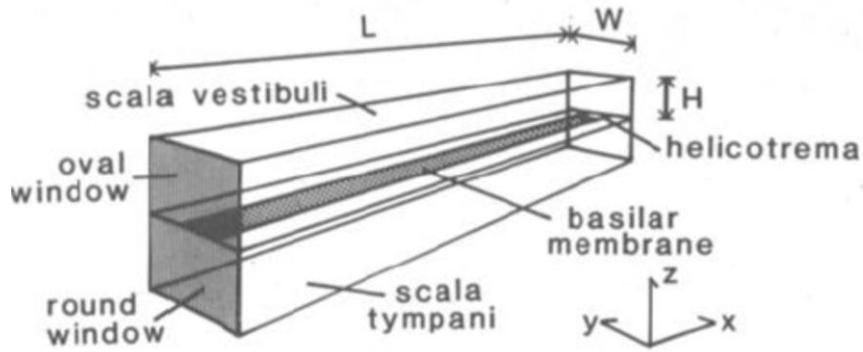


Figura 3-3: Vista esquematizada de las cavidades de la cóclea desenrollada en 3-D.

Para el desarrollo de las ecuaciones que gobiernan el movimiento en el interior de la cóclea se ha de contar con que todas las variables son funciones complejas dependientes de x, y y z . La velocidad transversal del fluido por la ley de conservación de masa-fluido será el vector \vec{v} con componentes v_x, v_y y v_z en las tres dimensiones. Ya que el fluido es incompresible su divergencia es 0.

$$\text{div} \vec{v} \equiv \frac{\partial v_x}{\partial x} + \frac{\partial v_y}{\partial y} + \frac{\partial v_z}{\partial z} = 0 \tag{3.6}$$

Siguiendo la segunda ley de Newton tenemos que:

$$\text{grad} \vec{p} = -j\omega\rho \vec{v} \tag{3.7}$$

Donde p es el vector de la presión cuyo laplaciano es igual a 0;

$$\Delta \vec{p} \equiv \frac{\partial^2 p_x}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 p_y}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 p_z}{\partial z^2} = 0 \tag{3.8}$$

Una vez tenemos estas expresiones podemos resolver el laplaciano con las condiciones de contorno apropiadas.

$$\frac{\partial p}{\partial x} = -\rho \frac{\partial v}{\partial t} \tag{3.9}$$

Como se trata de un fluido incompresible, un cambio de volumen debe ser compensado con el apropiado desplazamiento ($\xi(x, t)$) de la MB.

$$A \frac{\partial u}{\partial x} = W \frac{\partial \xi}{\partial t} \tag{3.10}$$

Donde A es el tamaño de la sección transversal y W la anchura de la MB.

La impedancia de la MB también puede expresarse en función del movimiento de sabiendo que $m(x)$ será la masa, $K(x)$ será la rigidez y $R(x)$ será la resistencia por unidad de longitud. (Sondhi, 1981).

$$m(x) \frac{\partial^2 \xi}{\partial t^2} + R(x) \frac{\partial \xi}{\partial t} + K(x) \xi = -2p \quad (3.11)$$

Existen dos simplificaciones particulares sobre la hidromecánica coclear y que veremos a continuación. Éstas son la simplificación a dos dimensiones (x y z) también llamadas *short-waves* (Siebert, 1974) y en una dimensión, también llamadas *long-waves* (Zwislocki-Moscicki, 1948).

3.1.1 Long-Waves modelado en 1-D

Para realizar la simplificación ignoramos la influencia de la dimensión z y asumiendo que la componente vertical de la velocidad $v_z(x, z)$ decrece teniendo su valor máximo en $z = 0$ y mínimo en las paredes. Por otra parte despreciamos también la dimensión z asumiendo que la velocidad de la membrana basilar $v_{MB}(x)$ es constante en toda su anchura, y su altura H también puede considerarse constante. Esto implica que $\partial^2 p / \partial z^2$ también será constante. Con lo que las expresiones se reducen

a:

$$v_z(x, z) = v_{MB}(x) \frac{(H - z)}{H} \text{ válido para } z \geq 0 \quad (3.12)$$

Condición de frontera es:

$$v_{MB} = \frac{-2\rho}{Z_{MB}} \text{ para } z = 0 \quad (3.13)$$

La ecuación presión obtenida de las ecuaciones anteriores es:

$$\frac{\partial^2 p}{\partial x^2} = \frac{-j\omega\rho}{H} v_{MB} \text{ válido para } z = 0 \quad (3.14)$$

$$\frac{\partial^2 p}{\partial x^2} - \frac{2j\omega\rho}{HZ_{MB}} = 0; \text{ válido para } z = 0 \quad (3.15)$$

Sin olvidar que Z_{MB} es en realidad $Z_{MB}(x, \omega)$ ya que depende de la frecuencia y la dimensión x .

Para analizar las frecuencias propias del sistema asumimos una presión de la forma $p(x) = p_0 e^{-jkx}$ donde p_0 es una constante y k es el número de onda y asumimos que donde $p(x)$ varía con el espacio $v_{MB}(x)$ lo hará de la misma manera, obteniendo:

$$\frac{p_0}{v_{MB0}} = \frac{j\omega\rho}{Hk^2} \quad (3.16)$$

Esta expresión se referiría a la impedancia particular del fluido en cada canal.

De esta manera refiriéndonos a una presión de la forma antes comentada y para el caso de una sola dimensión, el número de onda y por tanto las frecuencias propias se obtendrán de las soluciones positivas de:

$$k^2 = \frac{-2j\omega\rho}{HZ_{MB}} \quad (3.17)$$

Para el estudio de *short-waves* en dos dimensiones es interesante destacar la variable que de Boer llama $Q(k)$ la cual es dependiente del número de onda.

$$Q(k) = \frac{1}{Hk^2} \quad (3.18)$$

Esta variable la compararemos en los tres modelos dimensionales más adelante.

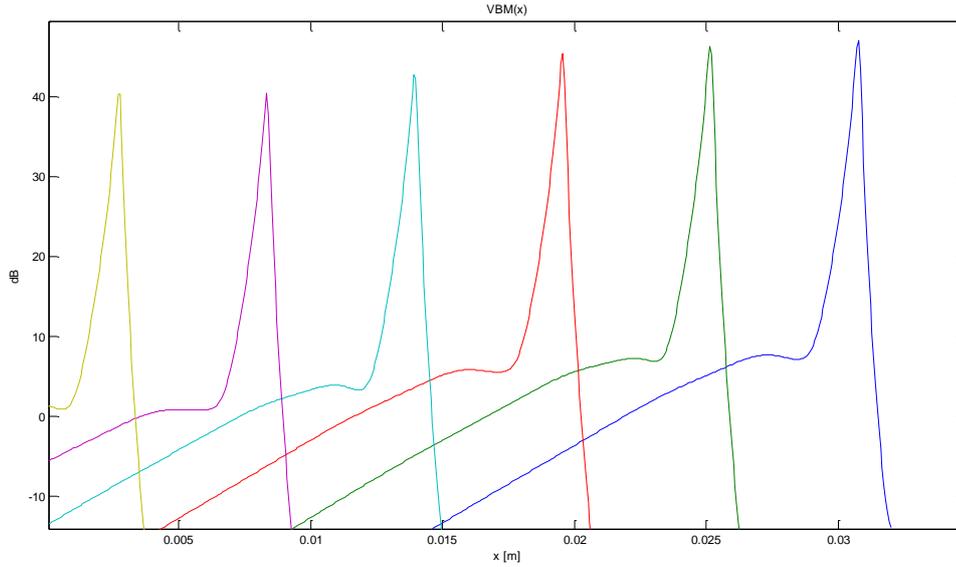


Figura 3-4: Respuesta de la velocidad de la membrana basilar a diferentes frecuencias. Figura realizada usando MATLAB con la función de ejemplo del modelo de (Geisler, 1986) como banco de filtros.

3.1.2 Short-waves modelado en 2-D y 3-D

Continuando con lo expuesto en (Boer, 1996), después de conocer cómo se desarrolla el modelo en *longwaves* podemos ahora obtener cómo se desarrolla la presión en la coordenada z . La llamaremos p_z .

$$\frac{d^2 p_z(z)}{dz^2} = k^2 p_z(z) \quad (3.19)$$

De esta ecuación obtenemos dos soluciones de k , $k = e^{+kz}$ y $k = e^{-kz}$. La combinación lineal de ambas ha de complacer la condición de que la componente vertical de la velocidad debe ser cero, con lo que:

$$p_z(z) = \frac{\cosh k(H - z)}{\cosh kH} \text{ válido para } z \geq 0 \quad (3.20)$$

Y la presión $p(x, z)$ se obtiene de la integral en k usando $P(k) = \int_{-\infty}^{\infty} p(x) e^{-jkx} dx$ como una serie truncada de Fourier de coeficientes desconocidos de $p(x)$.

$$p(x, z) = \int_{-\infty}^{+\infty} P(k) \frac{\cosh k(H - z)}{\cosh kH} e^{-jkx} dk \quad (3.21)$$

$$-2j\omega p(x) = Z_{MB}(x) \int_{-\infty}^{+\infty} P(k) \tanh kH e^{-jkx} dk \quad (3.22)$$

A esta ecuación se le atribuyó el nombre de *ecuación de Siebert* debido a que su desarrollo está recogido en el trabajo (Siebert, 1974) de dicho autor.

Al igual que en el caso de *longwaves* podemos separar el factor $Q(k)$

$$Q(k) = \frac{1}{k \tanh(kH)} \quad (3.23)$$

Ahora la podemos aplicar en la ecuación de Siebert:

$$-2j\omega p(x) = Z_{MB}(x) \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{P(k)}{Q(k)} e^{-jkx} dk \quad (3.24)$$

Esta ecuación será la misma que se utilizará en el caso de tres dimensiones. Por otra parte la relación $\frac{P(k)}{Q(k)} = V(k)$ será la transformada inversa de Fourier de la velocidad de la MB $v_{BM}(x)$. Para el caso de *shortwaves* no es posible resolver analíticamente la ecuación con lo que se recurre a los métodos numéricos que se verán en el próximo capítulo.

El modelado en 3-D resulta más complicado que el de dos dimensiones, pero se realiza recurriendo a la ecuación (3.24) pero utilizando un $Q(k)$ diferente:

$$Q(k) = \frac{1}{k^2 H_{eff}} \quad (3.25)$$

Donde H_{eff} es el efecto de la altura del canal o visto de otra forma, al área de la sección transversal del canal entre la anchura de la MB.

Si comparamos los resultados que se obtienen en los resultados de *longwaves* y *shortwaves*, puede verse en la figura

3.1.3 Impedancia de la membrana basilar [Z_{MB}]

El principal elemento que diferencia un modelo de otro es la impedancia de la partición coclear. La forma en que se modela el órgano de Corti y la impedancia resultante de la interacción mecánica de sus elementos hace que el movimiento de la onda viajera tenga

ligeras diferencias. Podríamos decir que la impedancia de la membrana basilar nos resume el comportamiento a grandes rasgos de la micromecánica coclear, para poder entender mejor la macromecánica de la cóclea.

Además de esto la impedancia de la membrana basilar es la responsable del efecto del mecanismo activo de la cóclea sobre la velocidad de la MB. Como podemos ver por ejemplo en (Kanis & de Boer, 1993):

$$Z_{MBA}(x, \omega) = Z_{MBp}(x, \omega) - Z_{CCE}(x, \omega) \quad (3.26)$$

Aquí la impedancia de la MB de la cóclea activa es resultado de las impedancias de la propia MB (pasiva) y de la impedancia resultante de la acción del órgano de Corti y concretamente de las células ciliadas externas.

A través de la web: <http://www.co.it.pt/~fp/func.html> pueden obtenerse varios de los más conocidos modelos realizados en MATLAB. Cada modelo dispone de un ejemplo que muestra la velocidad de la MB como si fuera un banco de filtros, pudiendo comparar unos con otros.

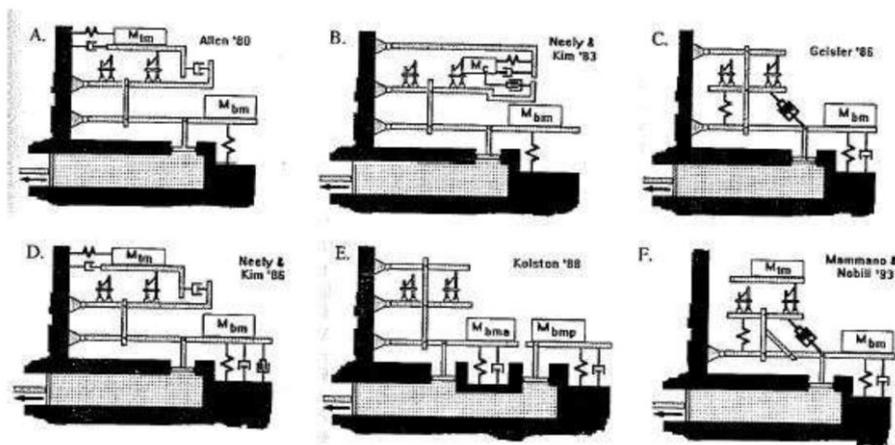


Figura 3-5: Modelos de la Z_{MB} a) Allen 1980, b) Neely & Kim 1983, c) Geisler 1986, d) Neely & Kim 1986, e) Kolston 1988, f) Mammano & Nobili 1993.

En la Figura 3-5 puede verse de forma muy esquemática la diferencia entre los modelos, en el apartado 3.2 se explicará más a fondo las diferencias entre cada uno de ellos cuando se hable de la micromecánica coclear.

3.1.4 Velocidad de la MB

Como hemos visto anteriormente la velocidad de la membrana basilar v_{MB} depende de la impedancia de la membrana basilar y describe la envolvente de la onda viajera. Pero es sumamente difícil hacerse una idea de cómo se desarrolla esta velocidad, solamente viendo las ecuaciones que gobiernan el movimiento, o con resultados analíticos.

La aproximación median WKB⁵ nos permite resolver las ecuaciones con facilidad y poder comparar resultados de una forma visual y junto con el análisis numérico nos permiten obtener aproximaciones muy precisas del comportamiento del sistema.

Se puede observar ahora que la impedancia $Z_{MB}(x)$ es dominada por la rigidez en las proximidades de la ventana. Gradualmente la rigidez se vuelve más pequeña y $k(x)$, el número de onda, aumenta, lo cual es coherente con la teoría de tonotopía coclear expuesta en el capítulo 1. En la base de la cóclea la MB es más rígida y corta y es la zona que se encarga de las altas frecuencias, mientras que en la zona apical la MB es más larga y menos rígida y se encarga de la baja frecuencia.

Por otra parte aprovechando este análisis visual que en la referencia citada (Boer, 1996) lo llama “Panoramic View” se puede también observar como para el caso de *shortwaves*:

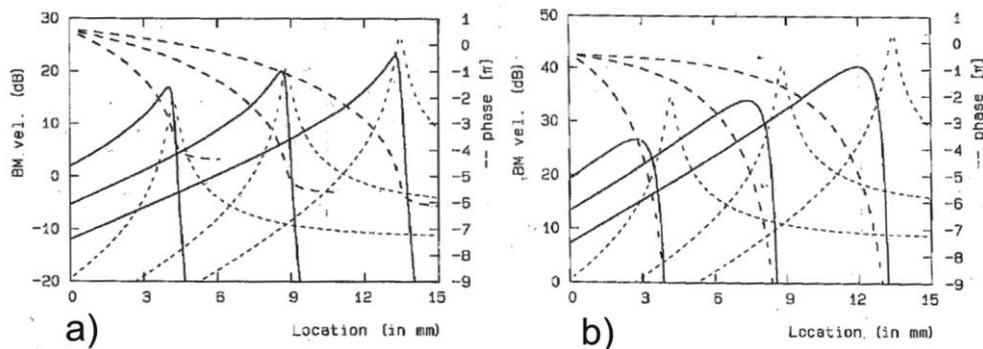


Figura 3-6: Comparación de modelos mecánicos de la macromecánica coclear mediante aproximación WKB. a) Longwaves (1-D), b) Shortwaves (2-D).

⁵ La teoría WKB (Wentzel–Kramers–Brillouin) es un método para aproximar la solución de una ecuación diferencial multiplicando por un pequeño parámetro ϵ . El método asume una solución de la forma de una expansión de serie asintótica.

- La respuesta de pico de la velocidad de la MB es menos pronunciada que en el caso de una dimensión.
- Dicha respuesta se encuentra más alejada el pico de la respuesta de la admitancia.
- La respuesta tiene una variación de fase mucho mayor.

Sin embargo más importante que la comparación entre los modelos en *longwaves* y *shortwaves*, es conocer mejor la componente activa de la cóclea y cómo se traduce este mecanismo en la velocidad.

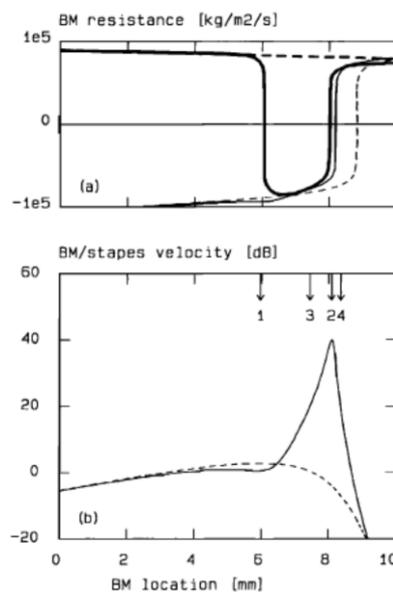


Figura 3-7: Resultados de impedancia (arriba) y velocidad de la MB (abajo) del modelo *longwaves* de (Kanis & de Boer, 1993). Líneas sólidas relativas al modelo pasivo y líneas discontinuas al activo.

En la Figura 3-7: puede verse cómo varía la impedancia y la velocidad de la membrana basilar con respecto a la posición cuando se excita a una frecuencia determinada. En la parte superior puede verse cómo varía la resistencia (líneas gruesas) y la reactancia (líneas finas) en el modelo pasivo y activo. En cuanto a la velocidad se puede ver claramente cómo el mecanismo activo supone un incremento de 40dB en la respuesta respecto del pasivo y cómo el filtro coclear⁶ es mucho más selectivo en frecuencia.

⁶ Ver capítulo 5.2.1.

3.2 Mecánica coclear II: Micromecánica

La micromecánica coclear se refiere al movimiento que se produce en el interior del órgano de Corti. Ya se ha hablado de cómo éste determina la impedancia de la MB pero no se ha entrado en el detalle de cuáles son sus partes y cómo es el movimiento en su interior.

El órgano de Corti está formado por varias estructuras celulares entre las que destacan las células ciliadas externas (CCE), las células ciliadas internas (CCI), los estereocilios⁷ de ambas, la membrana tectoria (MT) y el túnel de Corti.

El objetivo de éste apartado es entender cómo funciona el órgano de Corti cuando la membrana basilar vibra moviendo la estructura.

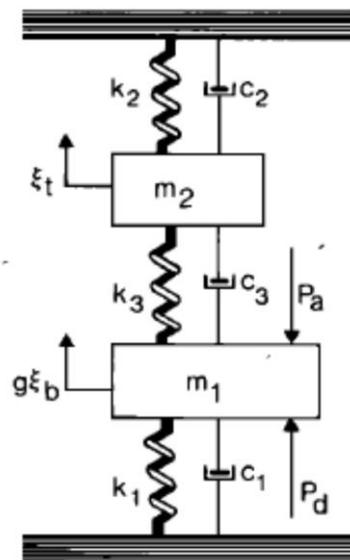


Figura 3-8: Esquema de los elementos mecánicos del órgano de Corti.

Existen dos puntos de vista sobre cómo modelar la micromecánica coclear, uno de ellos propone que la membrana tectoria se comporta como un segundo resonante (Allen, 1980) y los que proponen que el segundo resonante tiene que ver con las CCE (S. T. Neely & Kim, 1983). Dentro de este segundo grupo existen diferentes teorías como la

⁷ Los estereocilios son especializaciones apicales de la membrana plasmática. Se trata de microvellosidades que a diferencia de los cilios, no tienen movimiento. Se encuentran en diferentes células de órganos sensoriales además del órgano de Corti, como la retina, las neuronas olfativas y el epidídimo.

de la movilidad de las CCE (S. T. Neely, 1986),(Mammano & Nobili, 1993), debido a fuerzas de la CCE sin contemplar un segundo resonante (Geisler, 1986) o la diferencia de rigidez de las CCE (Kolston, 1988).

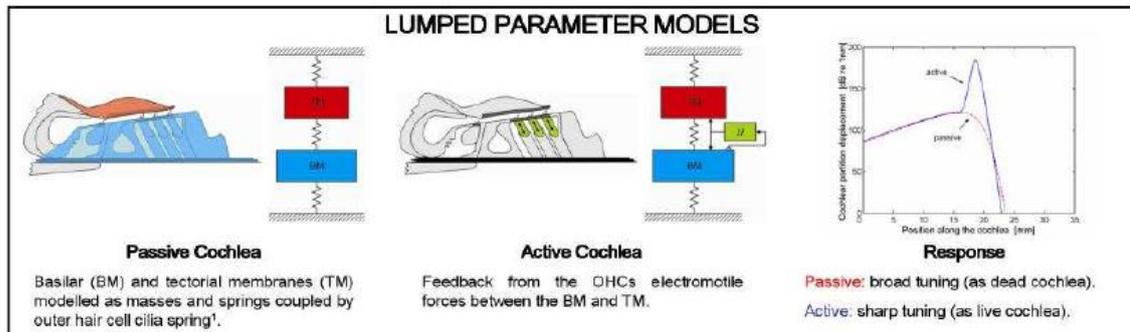


Figura 3-9: Explicación visual de los componentes del modelo del órgano de Corti pasivo (a la izquierda), activo (centro) y la respuesta de ambos modelos (a la derecha).

En publicaciones recientes se estudia más a fondo el órgano de Corti prestando atención al papel que juegan los estereocilios y realizando un modelo coherente con datos experimentales con cobayas. Mediante el modelo estudian la sensibilidad del Transductor mecánico-eléctrico (Ramamoorthy, Deo, & Grosh, 2007).

Cabe destacar el trabajo de (Bell, 2010) el cual enuncia una hipótesis totalmente transgresora sobre el tema. En su tesis defiende la posibilidad de que la parte activa de la cóclea se deba a resonancias de las filas de CCE, las cuales están dispuestas con una distribución que daría como resultado resonancias y reverberaciones que explicarían las otoemisiones acústicas. De esta manera pone en duda la hipótesis de onda viajera enunciada por (Von Békésy & Wever, 1960). El modelo parte de un resonador de onda acústica de superficie (SAW) utilizado en electrónica de estado sólido.

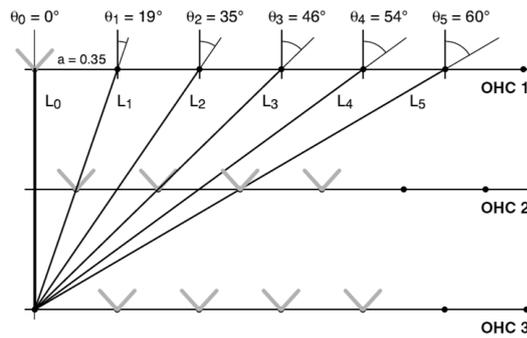


Figura 3-10: Geometría que esquematiza la teoría expuesta en (Bell, 2010) sobre la resonancia de las CCE debido a su disposición espacial.

3.3 No-linealidad de la cóclea

La respuesta de la cóclea ante estímulos sinusoidales refiere una componente no lineal, la cual se describe usando curvas de entrada-salida. Estas observaciones han dado lugar a modelos más complejos para estudiar este comportamiento de la membrana basilar.

Los fenómenos que dan lugar a esta teoría son la supresión del segundo tono y los productos de distorsión que se explicarán en el apartado 5.2 sobre filtros cocleares. Sin embargo, podemos decir que la no-linealidad de la cóclea se traduce en una selectividad frecuencial distinta en función de la intensidad del estímulo de entrada.

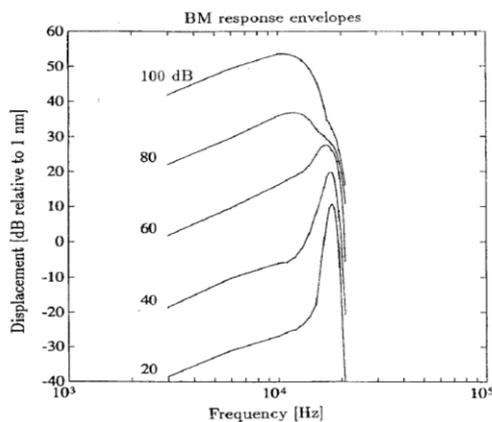


Figura 3-11: Respuesta de la envoltura de la membrana basilar en función de la frecuencia de excitación. Los números se refieren a la intensidad de la entrada. (Nobili & Mammano, 1996)

En la Figura 3-11 Se muestra cómo varía la localización del movimiento de la membrana basilar en función de la frecuencia. Sin embargo en la Figura 3-12 podemos ver como las funciones de entrada/salida entre la

amplitud del estímulo y la velocidad de la MB nos muestran que además la velocidad no se comporta de forma lineal.

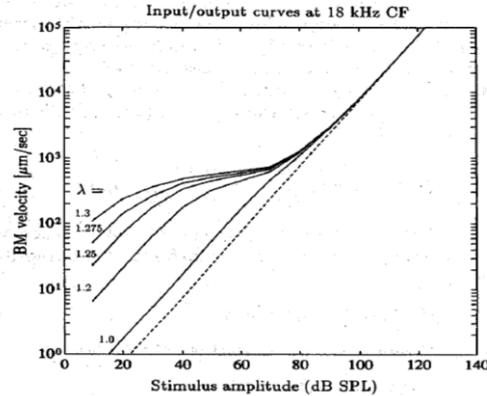


Figura 3-12: Función de entrada/salida de la velocidad de la MB utilizando diferentes coeficientes de amplificador coclear. (Nobili & Mammano, 1996).

El parámetro λ corresponde al coeficiente del amplificador coclear.

El modelado matemático de este comportamiento altamente complicado por lo que simplemente se expondrá una ecuación la cual sirve de resumen del modelado realizado por (Nobili & Mammano, 1996).

$$v_{MB}(x, t; \xi) = \lambda \frac{h(x)}{\beta(x)} S(y[x, t; \xi]) \quad (3.27)$$

Donde $h(x)$ se refiere al papel de la viscosidad del fluido coclear en el amplificador coclear, $\beta(x)$ lo llama del factor de pendiente dinámica, $S(y)$ es una expresión canónica y la función $y[x, t; \xi]$ es la transformada inversa de Fourier del comportamiento visto en la Figura 3-11. De esto deducimos que el comportamiento no lineal depende de la acción eferente y del mecanismo activo de la cóclea llamado también amplificador cóclea.

En el apartado sobre modelado con procesamiento de la señal veremos como esta no linealidad es más fácilmente implementada, y más entendible mediante el uso de estos modelos.

3.4 Investigación usando modelos

Una vez se han sentado las bases del modelado de la cóclea de sus partes y su comportamiento, numerosos equipos de investigación han profundizado en el conocimiento e intentando dar solución a algunos

problemas no resueltos como la generación de las otoemisiones acústicas espontáneas.

Una de las formas más habituales es trabajar con datos experimentales, en el trabajo de (de Boer & Nuttall, 2000) se describe un caso concreto en el que ponen a prueba dos modelos en tres dimensiones con diferentes grados de precisión, comparándolos con datos experimentales obtenidos de la cóclea de una cobaya.

Por otra parte existen trabajos en los que se busca lo que llaman el “espacio estable” (Elliott, Ku, & Lineton, 2007). En la literatura existen dos tipos de estabilidad, la de cada partición coclear, y la que se refiere a toda la cóclea en conjunto. Este trabajo ofrece una profunda visión sobre estabilidad realizando simulaciones en dominio del tiempo y la frecuencia partiendo del modelo de (S. T. Neely, 1986).

También en (Epp, Verhey, & Mauermann, 2010) se utiliza un modelo activo y no-lineal de la mecánica coclear, en contraposición con los basados en filtros (ver capítulo más adelante) y se evalúan diferentes fenómenos psicoacústicos, otoemisiones y la estructura fina comparándolo con datos experimentales.

Sobre los avances en el modelado, en los últimos años en la tesis defendida en (Prikkel, 2009) se desarrolla un nuevo modelo desde cero. En dicho modelo se realiza una estructura geoméricamente sencilla basada en puntos de rotación y elementos rígidos que los unen, posteriormente se realiza un análisis estacionario y no estacionario y se implementa una resolución mediante métodos numéricos.

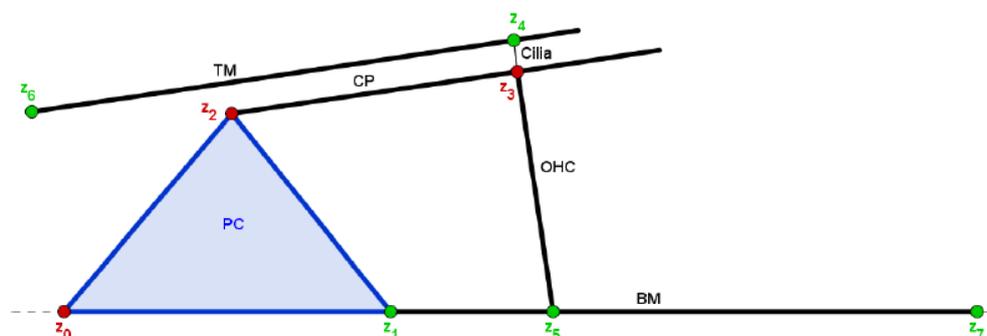


Figura 3-13: Esquema del modelo realizado por (Prikkel, 2009).

Referencias

- Allen, J. (1977). Two-dimensional cochlear fluid model: New results. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 61, 110.
- Allen, J. (1980). Cochlear micromechanics—a physical model of transduction. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 68, 1660.
- Bell, J. A. (2010). ANU-digital collections: The underwater piano: A resonance theory of cochlear mechanics. *Made Available in DSpace on 2011-01-04T02:35:09Z (GMT).no.of Bitstreams: 4 License.Txt: 1836 Bytes, Checksum: 560a6a02a999a4ecb53e6a3bec32c99d (MD5) 01front.Pdf: 627784 Bytes, Checksum: 084a7eb8a2621930e599244fd5629462 (MD5) 01front.Pdf.Txt: 2(TRUNCADO)*,
- Boer, E. (1996). Mechanics of the cochlea: Modeling efforts. *The Cochlea*, , 258-317.
- de Boer, E., & Nuttall, A. L. (2000). The mechanical waveform of the basilar membrane. II. from data to models---and back. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 107(3), 1487-1496.
- Duifhuis, H. (2012). *Cochlear mechanics: Introduction to a time domain analysis of the nonlinear cochlea* Springer.
- Elliott, S. J., Ku, E. M., & Lineton, B. (2007). A state space model for cochlear mechanics *The Journal of the Acoustical Society of America*, 122(5), 2759.
- Epp, B., Verhey, J. L., & Mauermann, M. (2010). Modeling cochlear dynamics: Interrelation between cochlea mechanics and psychoacoustics. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 128, 1870.
- Geisler, C. D. (1986). A model of the effect of outer hair cell motility on cochlear vibrations. *Hearing Research*, 24(2), 125-131.
- Johnstone, B., & Boyle, A. (1967). Basilar membrane vibration examined with the mossbauer technique. *Science*, 158(799), 389-390.
- Kanis, L. J., & de Boer, E. (1993). Self-suppression in a locally active nonlinear model of the cochlea: A quasilinear approach. *Acoustical Society of America Journal*, 94, 3199-3206.
- Khanna, S., & Leonard, D. (1986). Relationship between basilar membrane tuning and hair cell condition. *Hearing Research*, 23(1), 55-70.
- Kolston, P. J. (1988). Sharp mechanical tuning in a cochlear model without negative damping. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 83, 1481.
- Le Henaff, B., Elliott, S. J., & Maury, C. (2003). *Modelling wave propagation in the cochlea* (ISVR Technical Memorandum N° 925 ed.) University of Southampton, Institute of Sound and Vibration Research.
- Mammano, F., & Nobili, R. (1993). Biophysics of the cochlea: Linear approximation. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 93, 3320.
- Neely, S. T. (1985). Mathematical modeling of cochlear mechanics. *J.Acoust.Soc.Am*, 78(1), 345-352.
- Neely, S. T., & Kim, D. O. (1983). An active cochlear model showing sharp tuning and high sensitivity. *Hearing Research*, 9(2), 123-130.
- Neely, S. T. (1986). A model for active elements in cochlear biomechanics *The Journal of the Acoustical Society of America*, 79(5), 1472.

- Nobili, R., & Mammano, F. (1996). Biophysics of the cochlea II: Stationary nonlinear phenomenology. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 99, 2244.
- Nuttall, A. L., Dolan, D. F., & Avinash, G. (1991). Laser doppler velocimetry of basilar membrane vibration. *Hearing Research*, 51(2), 203-213.
- OpenLearn, L. (2013). *The role of the basilar membrane in sound reception*. Retrieved April, 13, 2013, from <http://labspace.open.ac.uk/mod/resource/view.php?id=415643>
- Prikkel, J. (2009). Modelling cochlear mechanics. *Order*, 501, 2395.
- Ramamoorthy, S., Deo, N. V., & Grosh, K. (2007). A mechano-electro-acoustical model for the cochlea: Response to acoustic stimuli *The Journal of the Acoustical Society of America*, 121(5), 2758.
- Richter, C. P., & Dallos, P. (2003). Micromechanics in the gerbil hemicochlea. *Biophysics of the Cochlea. from Molecules to Models*, , 1. pp. 278-284.
- Ruggero, M. A., & Rich, N. C. (1991). Application of a commercially-manufactured doppler-shift laser velocimeter to the measurement of basilar-membrane vibration. *Hearing Research*, 51(2), 215-230.
- Ruggero, M. A., Rich, N. C., Recio, A., Narayan, S. S., & Robles, L. (1997). Basilar-membrane responses to tones at the base of the chinchilla cochlea. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 101, 2151.
- Sellick, P., Patuzzi, R., & Johnstone, B. (1982). Measurement of basilar membrane motion in the guinea pig using the mossbauer technique. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 72(1), 131.
- Siebert, W. M. (1974). Ranke revisited—a simple short-wave cochlear model. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 56(2), 594-600.
- Sondhi, M. M. (1981). Acoustical inverse problem for the cochlea. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 69, 500.
- Von Békésy, G., & Wever, E. G. (1960). *Experiments in hearing* McGraw-Hill New York.
- Wong, B. J. F., Zhao, Y., Yamaguchi, M., Nassif, N., Chen, Z., & De Boer, J. F. (2004). Imaging the internal structure of the rat cochlea using optical coherence tomography at 0.827 μm and 1.3 μm . *Otolaryngology-Head and Neck Surgery*, 130(3), 334-338.
- Zwislocki-Moscicki, J. (1948). Theorie der schneckenmechanik: Qualitative und quantitative analyse. *Acta Otolaryngol.*, (Suppl 72)

4 Modelos Biofísicos, Métodos Numéricos y Simulaciones

El modelado biofísico trata de ser un puente entre el estudio del sistema biológico y la descripción de su fisiología por medio de leyes físicas y matemáticas. Este campo de estudio multidisciplinar se haya muy ligado a la ciencia biomédica y entre los sistemas sensitivos estudiados se encuentra el sentido de la audición.

Como hemos podido ver en el anterior capítulo gran parte de la fisiología del sistema auditivo se basa en la mecánica de éste, de hecho existe una reunión trienal (www.mechanicsofhearing.com/) en la que se dan cita los principales investigadores en este campo, y que en 2011 celebró su 11^o edición.

Los principales campos de estudio del sistema auditivo tratan de observar el comportamiento de las vibraciones de la membrana basilar y de los osículos. Hay también amplias referencias sobre las llamadas HRTF (*HeadRelated Transfer Function*) o funciones de transferencia de la cabeza, utilizadas en ocasiones para estudiar cómo se comporta el sonido debido a la forma de torso, cabeza y pliegues de la oreja.

Uno de los objetivos del modelado de diferentes sistemas es poder realizar simulaciones que puedan aportar información del comportamiento del sistema. En ingeniería civil están muy extendidos los métodos numéricos basados en elementos o diferencias finitas. Estos métodos dividen una geometría en elementos más pequeños a los cuales pueden aplicársele condiciones de contorno y resolver las ecuaciones

que lo describen por medio del álgebra, nos referimos entre otros al FEM (método de elementos finitos) y al BEM (método de elementos de contorno) de los cuales puede encontrarse una breve explicación en el Anexo B. Dichos métodos son muy útiles para obtener aproximaciones sobre el comportamiento físico de un sistema pero tienen un gran gasto computacional, sin embargo existen en la bibliografía modelos de incluso tres dimensiones y un alto nivel de detalle (Givelberg & Bunn, 2003). El objetivo de este capítulo no es tanto describir cómo realizar estos modelos sino exponer diferentes trabajos realizados para que el lector pueda completar información consultando las referencias.

4.1 Modelado del oído externo y HRTF

4.1.1 Modelos del oído externo

El oído externo está compuesto del pabellón y conducto auditivo. El conducto es una cavidad cerrada en uno de sus extremos, el cual tiene un efecto de resonancia acústica entre los 2 y los 5 kHz. En (Wiener & Ross, 1946) y (Shaw, 1966) se puede observar cómo, de forma experimental, se estudió la distribución de la presión sonora en el CAE, este tipo de experimentos se han ido repitiendo con diferentes fines (Hammershøi & Møller, 1996), (Møller, Sørensen, Hammershøi, & Jensen, 1995).

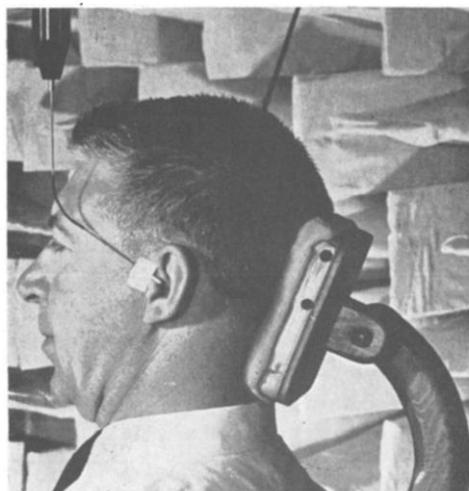


Figura 4-1: Imagen extraída de (Shaw, 1966) donde se recrea el experimento realizado introduciendo una sonda microfónica suspendida del techo e inmovilizando la cabeza del sujeto.

Con estos datos (Teranishi & Shaw, 1968) empezaron a realizar modelos geométricos simples del oído externo comparando las respuestas espectrales y modos normales de vibración obtenidos.

Más tarde en (Stinson & Lawton, 1989) se estudió la geometría de los conductos auditivos de 15 cadáveres humanos para poder predecir los valores de presión acústica a nivel de tímpano por medio de un algoritmo. También se obtuvieron medidas directas de presión y velocidad volumétrica (Hudde, 1983; Hudde & Engel, 1998). En la bibliografía reciente se propone un procedimiento rápido y no invasivo de obtener las funciones del área del canal auditivo (Rasetshwane & Neely, 2011).

Partiendo de estos estudios se puede ahora plantear el uso de los métodos numéricos en el análisis y simulación del conducto auditivo externo, utilizando el método de elementos finitos (FEM) (Koike, Wada, & Kobayashi, 2002; Vallejo et al., 2006) o bien el método de elementos de contorno (BEM) (Walsh, Demkowicz, & Charles, 2004).

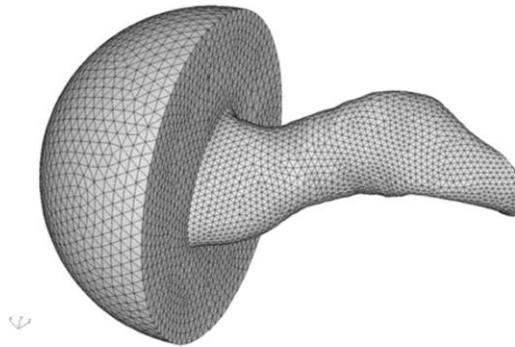


Figura 4-2: Geometría del canal auditivo con un mallado con elementos triangulares extraído de (Vallejo et al., 2006).

Independientemente del método utilizado el objetivo es obtener las frecuencias propias de vibración del conducto y la distribución de la presión en su interior. Las ventajas de estas simulaciones es la exactitud que obtienen en un amplio rango de frecuencias, el cual depende de las dimensiones de los elementos utilizados. En el apartado 4.1.2 se comprobará su eficiencia en la obtención de las HRTF.

4.1.1.1 Primeros simuladores del oído externo

En la práctica, para simular el efecto del canal auditivo empezaron a usarse los Adecs (Adjustable ear canal simulator) como el *Brüel&Kjær Type 4157 simulator* el cual constaba de un micrófono, y un pistón alojados en el interior de un tubo ajustable en sus dimensiones. El diámetro del tubo rígido era de 8,5mm y la longitud de 49mm. El pistón se fabricaba con material plástico y podía ajustarse la distancia entre 0 y 39mm. La respuesta de este tipo de simulador produce una resonancia a la frecuencia:

$$f = \frac{c}{2\pi} \sqrt{\frac{A}{VL}} \quad (4.1)$$

Siendo A el área efectiva del tubo, V el volumen de la cavidad y L la longitud del tubo. Más tarde se utilizaron los llamados *Madecs (Multi-adjustable ear canal simulator)* en los que fue sustituido el pistón por un pistón de aluminio tratando de mejorar la fidelidad del simulador. Sin embargo no se consiguió simular correctamente el oído externo completo hasta que no se utilizaron conjuntamente los Madecs con las orejas artificiales.

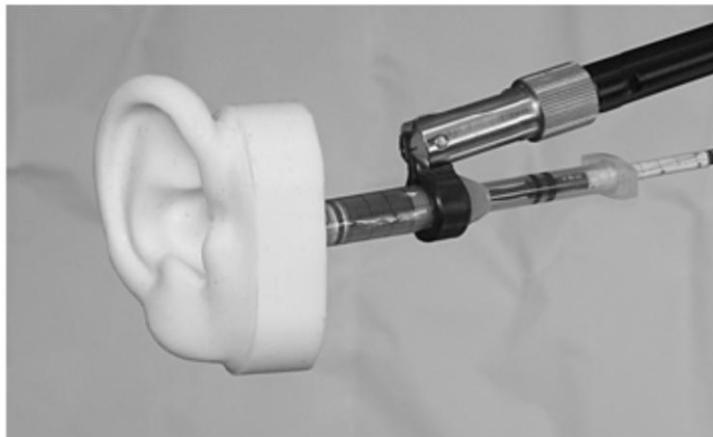


Figura 4-3: Adec con oreja artificial. (Hiipakka, 2008)

El último paso para recrear y simular la respuesta del oído externo de manera más realista era simular el efecto de la cabeza, con lo que se idearon los *Dadecs (Dummy head with adjustable ear canal)*. En los años 70 basándose en los estudios de (Zwislocki, 1971) se construyó el primer KEMAR (*Knowles Electronic Manikin for Acoustic Research*) el

cual hoy en día se utiliza en numerosas medidas en el campo de la audiología y de la telefonía y además es tomado como referencia en la medida de HRTF.

4.1.1.2 Modelado del CAE mediante métodos numéricos

Para realizar un correcto modelado del CAE mediante métodos numéricos habría que tener en cuenta tres premisas:

- La geometría del CAE. Cuanto más precisa sea la geometría más cercana a la realidad será la simulación. Sabemos que el CAE es como un tubo que une la membrana timpánica con el orificio de entrada de sonido. Sin embargo obtener correctamente estos datos es difícil de forma no invasiva y se ha demostrado en la bibliografía la gran variabilidad que existe entre un sujeto y otro (Stinson & Lawton, 1989).
- Las condiciones de contorno, o lo que es lo mismo la impedancia de la membrana timpánica, la que ejercen las paredes del CAE y la impedancia acústica de entrada al conducto
- El método utilizado y las dimensiones de los elementos utilizados. En el modelado numérico la precisión de los resultados de la simulación y del error cometido depende de la forma y dimensiones de los elementos.

En (R. Z. Gan, Sun, Dyer Jr, Chang, & Dormer, 2002; R. Z. Gan, Feng, & Sun, 2004) se realiza un modelado mediante elementos finitos (FEM) del canal auditivo. Se describe al detalle la geometría de todas las partes del oído externo y medio, siendo en este momento reseñable los datos solamente del conducto auditivo exteno.

Ecuación que gobierna es la ecuación de onda:

$$\frac{1}{c} \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} - \nabla^2 p = 0 \quad (4.2)$$

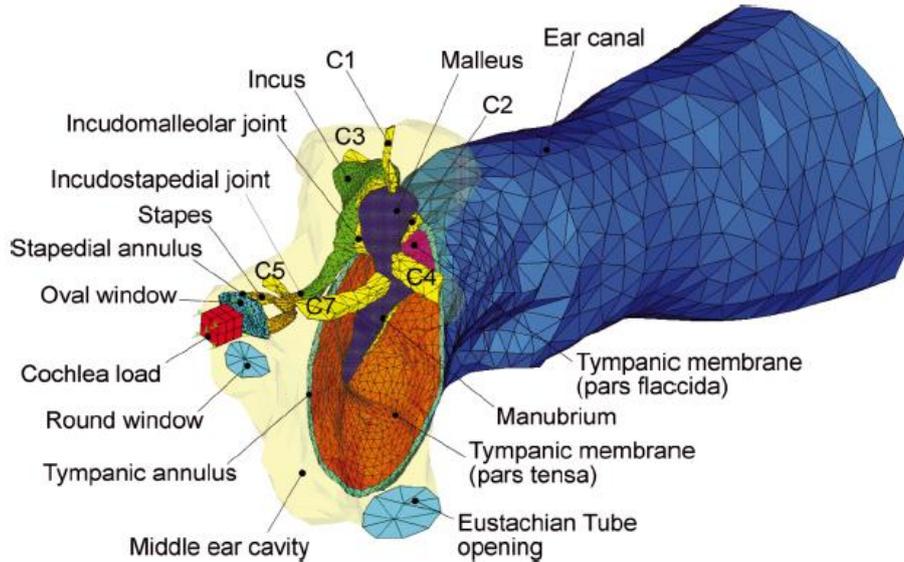


Figura 4-4: Modelo FEM del conducto auditivo externo y cadena osicular utilizando mallado de elementos triangulares.

Por otra parte en (Walsh et al., 2004) se utiliza el método de elementos de contorno (BEM) el cual se utiliza ampliamente para el estudio de la radiación acústica y que evita la necesidad de tener una rejilla que contenga el volumen. Dentro de BEM, utiliza el procedimiento Galerkin el cual ofrece diferentes ventajas como la integración por partes. De esta manera se puede utilizar la formulación de Burton–Miller⁸

Ya que analíticamente el CAE puede verse como un tubo vamos a enunciar las ecuaciones que se utilizarán en el modelado:

El objetivo es encontrar la dispersión de la presión sonora que satisfaga la ecuación diferencial de Helmholtz:

$$k^5 p^5 + \Delta p^5 = 0 \quad \text{en } \hat{\Omega} = \mathbb{R}^3 - \Omega \quad (4.3)$$

Donde k es el número de onda, p es la presión y Ω es el contorno

Para ello se utiliza la condición de radiación de Sommerfeld:

⁸ Para la resolución de problemas relacionados con condiciones fronteras, en (Burton & Miller, 1971) se propone la formulación por medio de una combinación compleja de la ecuación de Helmholtz combinada con una ecuación integral súper-singular. De esta manera quedan la ecuación diferencial, la condición de radiación y la condición de frontera definidas.

$$\frac{\partial p^5}{\partial R} - jkp^5 = O\left(\frac{1}{R^2}\right) \quad \text{para } R \rightarrow \infty \quad (4.4)$$

Y el contorno rígido (Γ):

$$\frac{\partial(p^5 + p^{inc})}{\partial n} = 0 \quad \text{en } \Gamma \quad (4.5)$$

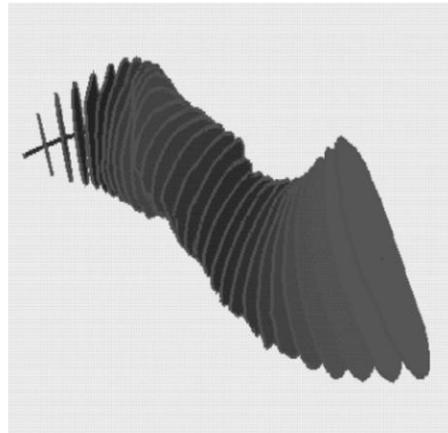


Figura 4-5: Sección transversal de los elementos de contorno antes de su unión.

En este sentido el CAE será la estructura más fácil de modelar mediante métodos numéricos teniendo su principal dificultad en modelar correctamente la geometría obtener las condiciones frontera más precisas.

4.1.2 Head-Related Transfer Function

A principios del siglo XX se definieron las ITD (*Interaural Time Differences*) y las ILD (*Interaural Level Differences*) como las responsables de la localización espacial (Lord Rayleigh, 1907), y empezaron a estudiarse los fenómenos psicoacústicos relacionados (Blauert, 1997) como el efecto de precedencia (Wallach, Newman, & Rosenzweig, 1949) entre otros. Se comprobó además de esto los efectos de elevación y localización en el plano medial tenían que ver con la respuesta en frecuencia del sonido que llegaba al oído. La respuesta de la cabeza, el torso, el pabellón y el CAE cuando un campo sonoro inciden, y cómo éste se modifica hasta llegar a la membrana timpánica es lo que se conoce como HRTF (*Head Related Transfer Functions*).

Dentro del modelado y simulación del comportamiento del oído externo, es interesante tratar por separado las funciones de transferencia de la

cabeza y pabellón auditivo, por su importancia en el estudio de la localización espacial (Blauert, 1997; C. I. Cheng & Wakefield, 2001) y su uso en la holofonía y auralización (Gardner, 1998), (Savioja, Huopaniemi, Lokki, & Vaananen, 1999) (Kleiner, Dalenback, & Svensson, 2012). A lo largo del tiempo se han realizado medidas experimentales de estas funciones de transferencia (HRTF) y respuestas al impulso (HRIR). Estas medidas se han confeccionado en diferentes bases de datos como la LISTEN, CIPIC, FIU y la más famosa y utilizada KEMAR-MIT. Además existe actualmente el *HRIR Repository* del *Music and Audio Research Laboratory* de la Universidad de Nueva York el cual recoge todas estas bases de datos en un formato optimizado para trabajar con MATLAB (Andreopoulou & Roginska, 2011).

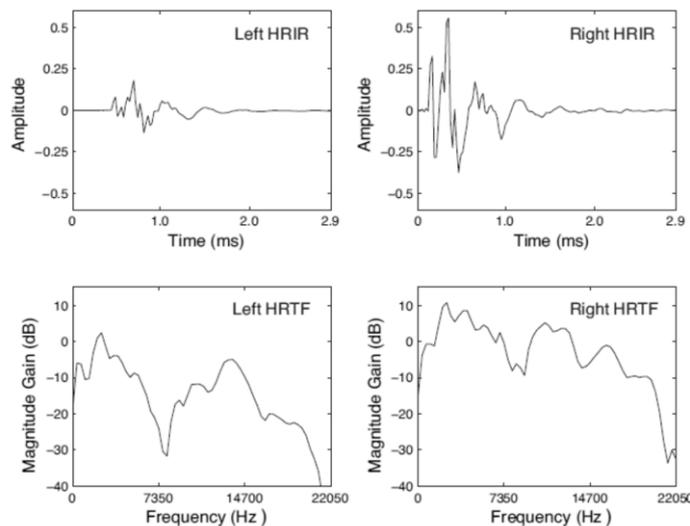


Figura 4-6: Ejemplo de medidas de HRIR y HRTF en ambos oídos

El uso de análisis numérico supone un método de simulación de estas respuestas de gran precisión. Mediante la utilización de diferentes geometrías puede modelarse la cabeza y pabellón auditivo con el nivel de realismo que se requiera, y utilizando las herramientas matemáticas disponibles, obtener la distribución de la presión, las frecuencias naturales o las funciones de transferencia que se desea.

En la tesis expuesta por (Kahana, 2000) se describe ampliamente el uso de las HRTF y su modelado por medio de métodos numéricos. En dicha tesis se modelan diferentes tipos de cabeza y pabellón, desde

geometrías simples a modelos muy precisos. Además se utiliza DBEM (*Direct BEM*), IBEM (*Indirect BEM*) e IFEM (*Infinite-Finite Element Method*) y sus respuestas en el dominio de la frecuencia y el tiempo.

En artículos como el de (Walsh et al., 2004) se estudia la distribución de la presión sonora y se comparan los datos experimentales de (Shaw, 1974) con los de su modelo mediante BEM. En las conclusiones hacen alusión a la aplicación de estas simulaciones en materia de dispositivos auditivos. También en (Katz, 2001) se realizaron medidas con sujetos reales concluyendo que el cabello es un absorbente a alta frecuencia que hace variar las HRTF.

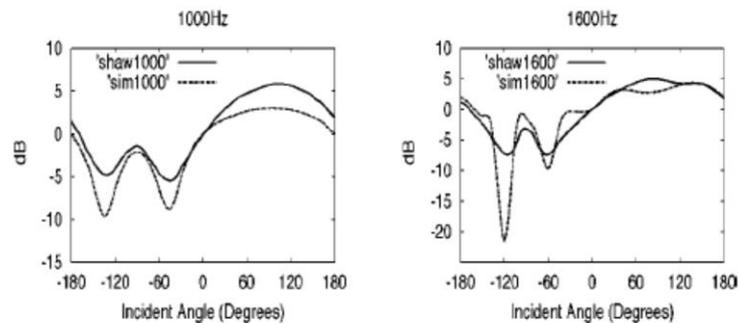


Figura 4-7: Comparación de datos experimentales extraídos de (Shaw, 1974) y los obtenidos con el modelo numérico de (Walsh et al., 2004) referidos la diferencia de nivel según el ángulo de incidencia.

Por otra parte en comunicaciones recientes también se habla de la obtención rápida de HRTF mediante BEM, (Otani, Iwaya, Suzuki, & Itoh, ; Seoane,), pero es común utilizar diferentes métodos para realizar las aproximaciones y las simulaciones pertinentes, por ejemplo (Huttunen, SeppALA, Kirkeby, KARkkAIInen, & KARkkAIInen, 2007) utiliza FEM, (Xiao & Liu, 2003) utiliza FDTD (*Finite Differences Time Domain Method*), también *hp-adaptative* BEM en (WALSH & DEMKOWICZ, 2003) o el antes citado (Kahana, Nelson, Petyt, & Choi, 1999) que utiliza IFEM (*infinite/finite Element Method*).

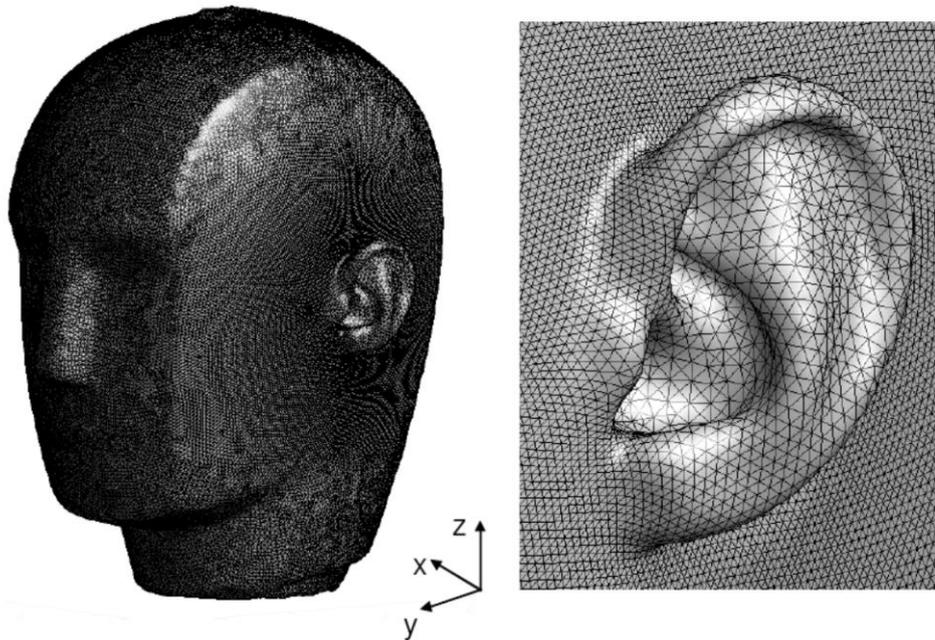


Figura 4-8: Mallado utilizado para el cálculo computacional de las HRTF con 76335 nodos y 152666 elementos triangulares (Gumerov, O'Donovan, Duraiswami, & Zotkin, 2010).

Como conclusión de este apartado vemos que aunque las HRTF sean conocidas y hayan sido obtenidas de forma experimental creando grandes bases de datos, y utilizándolas para diversas aplicaciones, el método de realizar simulaciones mediante análisis numérico está tomando importancia en los últimos años siendo una aproximación muy coherente con los datos reales.

4.2 Modelado del oído medio mediante métodos numéricos

El oído medio tiene una función de adaptador de impedancias de gran importancia en la audición, la mecánica de movimiento de los huesecillos y su interacción con las cavidades y otros elementos la hemos podido ver en detalle en el capítulo sobre analogías electroacústicas. Desde el punto de vista estructural, es posible obtener simulaciones detalladas utilizando los métodos numéricos para modelar las diferentes partes. Algunos de los trabajos desde esta perspectiva serán expuestos a continuación.

Hemos de recordar primero que el oído medio es una estructura fundamentalmente mecánica en la que es de vital importancia el movimiento que realizan los huesecillos. En este tipo de modelo lo más reseñable es cómo son esos huesecillos y como se unen a los ligamentos que los sostienen.

Dentro del trabajo de (Sun, Gan, Chang, & Dormer, 2002) , se hace un repaso de diferentes modelos realizados con FEM desde mediados de los años noventa como el de (Wada, Metoki, & Kobayashi, 1992) el cual sólo incluía la cadena osicular y que en 1996 fué completado con los ligamentos, las cavidades y un modelo del oído externo. También en (Koike et al., 2002) se puede ver el modelo completo derivado de este último.

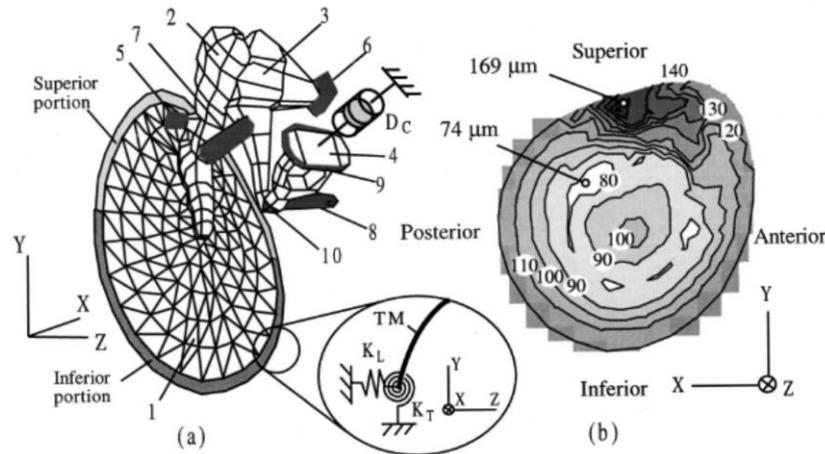


Figura 4-9: Modelo FEM del oído medio. A) Vista en perspectiva donde 1. Tímpano, 2. Martillo, 3. Yunque, 4. Estribo, 5. Ligamento anterior del martillo, 6. Ligamento posterior del yunque, 7. Músculo timpánico, 8. Músculo estapedial, 9. Ligamento anular del estribo, 10. Articulación incudo-estapedial.

B) Distribución del espesor del del modelo de membrana timpánica

Otros conocidos modelos son el de (Ladak & Funnell, 1996; Ladak, Funnell, Decraemer, & Dirckx, 2006) que utilizando oídos de gatos, (Williams & Lesser, 1990) realizando los modelos de similar manera que Ladak y Wada pero extrayendo la geometría de datos de resonancia magnética. También (Beer et al., 1999) que fueron los primeros en utilizar el láser de escaneo microscópico y (Prendergast, Ferris, Rice, & Blayney, 1999) que centra su aportación en las frecuencias naturales del sistema.

Al parecer el trabajo en este campo siempre ha seguido los mismos pasos, primero se modela la membrana timpánica, que ya vimos que actúa como transductor acústico-mecánico. Más tarde se realizan los modelos de oído medio y del canal auditivo por separado utilizando en cada uno la membrana timpánica anteriormente modelada, y después se ensamblan ambos modelos (Gil-Carcedo, Pérez López, Vallejo Valdezate, Gil-Carcedo, & Montoya, 2002).

Las aplicaciones prácticas de estas simulaciones son de gran utilidad y pueden aplicarse a diferentes campos, en (Liu, Li, & Sun, 2009) se realiza un modelo del oído externo y medio en el que se trata de predecir los efectos de distintos problemas en la cadena osicular como pueden ser problemas en el mango del martillo, hipoplasia⁹ del yunque o fijación del estribo. En esta misma línea (R. Z. Gan, Cheng, Dai, Yang, & Wood, 2009) modelan perforaciones timpánicas comprobando sus efectos. También (Homma, Du, Shimizu, & Puria, 2009), trata de comparar datos experimentales con datos simulados, buscando la diferencia entre la resonancia del oído medio por vía aérea y por vía ósea.

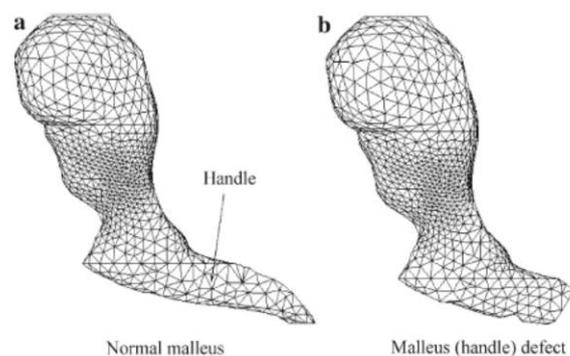


Figura 4-10: A) Martillo normal. B) Hipoplasia del Martillo. Modelo realizado con FEM (Liu, Li, & Sun, 2009).

Otras simulaciones interesantes son las de implantes auditivos de oído medio, ya sean implantes pasivos de titanio (Bornitz, Hardtke, & Zahnert, 2010), (Zenner et al., 2004), (Ferris & Prendergast, 2000), o los nuevos dispositivos activos de oído medio (Wang, Hu, Wang, & Shi, 2011) que llevan desarrollándose un par de décadas.

⁹ Hipoplasia: Disminución de la fisiología o desarrollo de un órgano o tejido, generalmente de origen congénito.

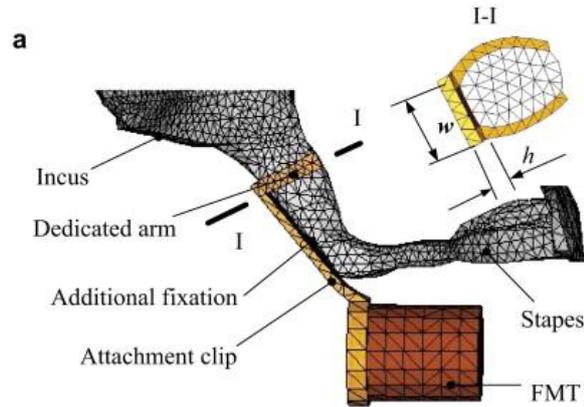


Figura 4-11: Detalle de modelo FEM del oído medio con Dispositivo activo de oído medio anclado al yunque (Wang, Hu, Wang, & Shi, 2011).

Al ser el oído medio una estructura fundamentalmente mecánica el método más utilizado en la bibliografía es el FEM debido a que mediante este método se modela el contorno. Es predecible que después de los trabajos realizados en la última década por los diferentes equipos de investigación referenciados, puedan aparecer cada vez más aplicaciones de estos modelos en materia de estudio de patologías, malformaciones, o los implantes que poco a poco están más en auge.

4.3 Modelado biofísico del oído interno

En el capítulo anterior se desglosaba el modelado mecánico de la cóclea y se establecían las ecuaciones pertinentes que gobiernan el comportamiento de la onda viajera en su interior. Es sumamente difícil resolver estas ecuaciones de forma analítica y generalmente se recurre a los métodos numéricos como el FEM aplicado a la dinámica de fluidos para obtener simulaciones y datos concretos sobre esta mecánica coclear.

En (S. T. Neely, 1981) aparece uno de los primeros trabajos en los que se utiliza el FDM (método de diferencias finitas) para resolver un modelo de la mecánica coclear en dos dimensiones. En él se hace referencia a algunos trabajos anteriores utilizando FEM y otro tipo de aproximaciones como WKB. Finalmente hace hincapié en que en alta frecuencia es necesario el uso de una rejilla con muchos más puntos que hace que el gasto computacional sea muy alto. Años después (Kolston & Ashmore, 1996) introduce un modelo sencillo en 3-D realizado con elementos rectangulares. Como ya vimos en el capítulo sobre mecánica

coclear (Kolston, 1988) sostenía que las CCE generaban una fuerza y esto producía el fenómeno de amplificador coclear con lo que incluye esto en el modelo. Los resultados demuestran también que las propiedades mecánicas de la membrana tectoria afectan al amplificador coclear.

El trabajo de (Parthasarathi, Grosh, & Nuttall, 2000) en el que se utiliza FEM en tres dimensiones es realmente interesante. En éste utilizan un híbrido modal de FEM llamándolo 2,5D, el cual es fácilmente ajustable en cuanto a geometría y a condiciones de contorno. Por otra parte implementan un modelo utilizando BEM y comparan los resultados como puede verse en la Figura 4-12:

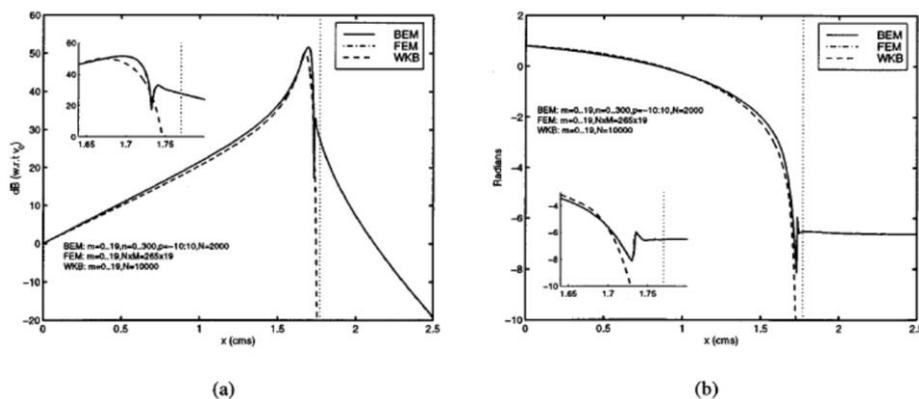


Figura 4-12: A) Velocidad de la MB con respecto a la distancia, comparación de métodos finitos con aproximaciones WKB. B) Fase respecto a la distancia, la geometría de la cóclea es la utilizada en . Frecuencia de excitación $f = 1,6\text{kHz}$. La línea de puntos es la localización de la resonancia de la MB. Se comprueba que las soluciones FEM y BEM son indistinguibles.

Otro modelo en 3-D es el de (L. Cheng, White, & Grosh, 2008) el cual comprueba que está de acuerdo con el trabajo de (Beltman, Van der Hoogt, Spiering, & Tijdeman, 1998) sobre problemas elasto-acústicos. También se compara con el modelo de (Parthasarathi et al., 2000) concluyendo que el modelo 3-D tiene un alto gasto computacional y que el modelo 2,5-D puede ser usado como una buena aproximación.

De entre toda la literatura reciente consultada, también existe una referencia que utiliza el modelado y la simulación mediante FEM para evaluar un modelo físico realizado con micro membranas de silicio con dimensiones similares a las reales. (White & Grosh, 2005)

El trabajo realizado en los últimos años en la *University of Southampton* es muy completo y en sus reportes se puede ver paso a paso como el uso de los métodos numéricos en el estudio de la mecánica coclear muestra resultados muy prometedores. De esta manera en el reporte (Elliott, Lineton, & Ni, 2010) se describe la realización de un modelo discreto de la cóclea para el estudio de la macro-mecánica coclear. Por debajo de los 5kHz se obtiene una buena coherencia entre la resolución analítica y la desarrollada con FEM pero en torno a los 11kHz se estima una complicada distribución de la presión debido a la resonancia. Tratando también de la macro-mecánica coclear en (Le Henaff, Elliott, & Maury, 2003) se pone a prueba la estabilidad en el dominio de la frecuencia del modelo localmente activo de (S. T. Neely, 1986). Estudiando tres modelos en una dimensión (uno pasivo y dos activos), se trata con detalle el desarrollo estudiando su reciprocidad y convergencia y se estima que el sistema de control multicanal de la retroalimentación puede mejorarse en trabajos futuros. No obstante en el memorando de (Pierzycki & Elliott, 2004) se comparan dos modelos localmente activos.

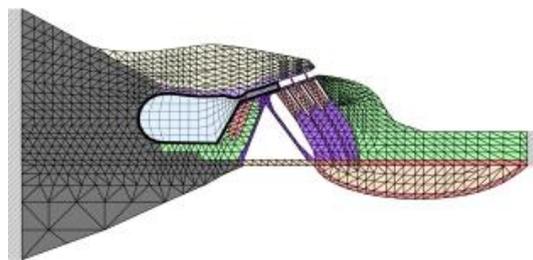


Figura 4-13: Modelo FEM del órgano de Corti extraído de la web del WadaLab.

En el WadaLab de la Universidad de Tohoku en Japón, realizaron un modelo del órgano de corti en dos dimensiones (Andoh, Nakajima, & Wada, 2005) con un alto nivel de detalle. Este laboratorio de investigación es el responsable de algunos modelos del oído medio vistos en 4.2 .

Al igual que vimos con el oído medio, este método nos permite realizar simulaciones del comportamiento del oído interno en casos de patologías (Arnold, Häusler, & Karger, 2007), pero es aún más interesante

su aplicación con implantes cocleares (Kiefer, Böhnke, Adunka, & Arnold, 2006), ya que existe un tipo de implante híbrido también llamado electro-acústico. En este tipo de implantes, se halla la guía de electrodos alojada en la cóclea sólo en las porciones basales en las que se procesan los sonidos de alta frecuencia. La zona apical trabaja de forma normal con lo que es importante conocer cómo se mueve la membrana basilar y como se desarrolla la onda viajera en presencia de este nuevo elemento en el interior de las cavidades.

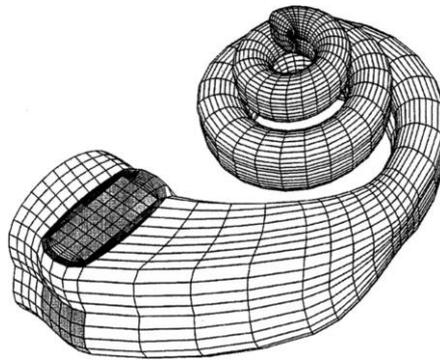


Figura 4-14: Modelo mediante Elementos finitos de una cóclea enrollada con ventana oval (Kiefer et al., 2006).

También se han escrito artículos investigando sobre la conducción ósea (Taschke & Hudde, 2006). Recordemos que la cóclea tiene un esqueleto óseo alojado en el hueso temporal. Es común en audiolología y algunas otras aplicaciones, estimular el oído haciendo vibrar el cráneo, generalmente la mastoides, mediante un vibrador y así crear la vibración de la membrana basilar. De entre los estudios consultados el más interesante quizá sea el que modela cómo interactúan mecánicamente la onda viajera generada por la estimulación por vía aérea y por vía ósea (Böhnke & Arnold, 2006).

A diferencia del oído medio, modelar el movimiento en el interior de la cóclea es más complicado. Se debe tener en cuenta la mecánica de fluidos, la complejidad del órgano de Corti y el mecanismo activo de la membrana basilar. Los últimos esfuerzos en modelado tratan de modelar las no linealidades de la cóclea e investigar fenómenos como las otoemisiones acústicas y los productos de distorsión utilizando el análisis numérico.

4.4 Herramientas de modelado

El modelado con métodos numéricos se realiza mediante entornos dedicados para tal fin, lo que se llama Ingeniería asistida por ordenador. Estas herramientas informáticas permiten modelar la geometría y las condiciones de contorno y las ecuaciones a aplicar. Los más conocidos son:

- Comsol Multiphysics
- MSC Nastran/Patran
- ANSYS CivilFEM
- LMS SYSNOISE

Existen también herramientas open source, como Elmer o la realizada por la University of Southern Denmark, OpenBEM (Cutanda Henriquez & Juhl, 2010).

Referencias

- Andoh, M., Nakajima, C., & Wada, H. (2005). Phase of neural excitation relative to basilar membrane motion in the organ of corti: Theoretical considerations. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 118, 1554.
- Andreopoulou, A., & Roginska, A. (2011). *Documentation for the MARL-NYU file format description of the HRIR repository*. Retrieved 10 de Marzo, 2013, from <http://marl.smusic.nyu.edu/projects/HRIRrepository/content/documentation.pdf>
- Arnold, W., Häusler, R., & Karger, S. (2007). *Otosclerosis and stapes surgery* Karger.
- Beer, H., Bornitz, M., Hardtke, H. r., Schmidt, R., Hofmann, G., Vogel, U., et al. (1999). Modelling of components of the human middle ear and simulation of their dynamic behaviour. *Audiology and Neurotology*, 4(3-4), 156-162.
- Beltman, W., Van der Hoogt, P., Spiering, R., & Tijdeman, H. (1998). Implementation and experimental validation of a new viscothermal acoustic finite element for acousto-elastic problems. *Journal of Sound and Vibration*, 216(1), 159-185.
- Blauert, J. (1997). *Spatial hearing: The psychophysics of human sound localization* The MIT press.
- Böhnke, F., & Arnold, W. (2006). Bone conduction in a three-dimensional model of the cochlea. *ORL*, 68(6), 393-396.
- Bornitz, M., Hardtke, H., & Zahnert, T. (2010). Evaluation of implantable actuators by means of a middle ear simulation model. *Hearing Research*, 263(1), 145-151.
- Burton, A., & Miller, G. (1971). The application of integral equation methods to the numerical solution of some exterior boundary-value problems. *Proceedings of the Royal Society of London.A.Mathematical and Physical Sciences*, 323(1553), 201-210.
- Cheng, C. I., & Wakefield, G. H. (2001). Introduction to head-related transfer functions (HRTFs): Representations of HRTFs in time, frequency, and space. *JOURNAL-AUDIO ENGINEERING SOCIETY*, 49(4), 231-249.

- Cheng, L., White, R. D., & Grosh, K. (2008). Three-dimensional viscous finite element formulation for acoustic fluid–structure interaction. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, 197(49), 4160-4172.
- Cutanda Henriquez, V., & Juhl, P. M. (2010). OpenBEM-an open source boundary element method software in acoustics.
- Elliott, S., Lineton, B., & Ni, G. (2010). *Fluid coupling between the elements in a discrete model of cochlear mechanics* (ISVR Technical Memorandum No. 990) Institute of Sound and Vibration Research. University of Southampton.
- Ferris, P., & Prendergast, P. (2000). Middle-ear dynamics before and after ossicular replacement. *Journal of Biomechanics*, 33(5), 581-590.
- Gan, R. Z., Sun, Q., Dyer Jr, R. K., Chang, K. H., & Dormer, K. J. (2002). Three-dimensional modeling of middle ear biomechanics and its applications. *Otology & Neurotology*, 23(3), 271.
- Gan, R. Z., Cheng, T., Dai, C., Yang, F., & Wood, M. W. (2009). Finite element modeling of sound transmission with perforations of tympanic membrane *The Journal of the Acoustical Society of America*, 126(1), 243.
- Gan, R. Z., Feng, B., & Sun, Q. (2004). Three-dimensional finite element modeling of human ear for sound transmission *Annals of Biomedical Engineering*, 32(6), 847-859.
- Gardner, W. G. (1998). *3-D audio using loudspeakers* Kluwer Academic Publishers.
- Gil-Carcedo, E., Pérez López, B., Vallejo Valdezate, L., Gil-Carcedo, L., & Montoya, F. (2002). Modelo computadorizado 3-D para el estudio de la biomecánica del oído medio con el método de los elementos finitos (MEF). *Acta Otorrinolaringol Esp*, 53, 527-537.
- Givelberg, E., & Bunn, J. (2003). A comprehensive three-dimensional model of the cochlea. *Journal of Computational Physics*, 191(2), 377-391.
- Gumerov, N. A., O'Donovan, A. E., Duraiswami, R., & Zotkin, D. N. (2010). Computation of the head-related transfer function via the fast multipole accelerated boundary element method and its spherical harmonic representation. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 127, 370.
- Hammershøi, D., & Møller, H. (1996). Sound transmission to and within the human ear canal. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 100, 408.
- Hiipakka, M. (2008). Measurement apparatus and modelling techniques of ear canal acoustics.
- Homma, K., Du, Y., Shimizu, Y., & Puria, S. (2009). Ossicular resonance modes of the human middle ear for bone and air conduction *The Journal of the Acoustical Society of America*, 125(2), 968.
- Hudde, H. (1983). Measurement of the eardrum impedance of human ears. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 73(1), 242-247.
- Hudde, H., & Engel, A. (1998). Measuring and modeling basic properties of the human middle ear and ear canal. part III: Eardrum impedances, transfer functions and model calculations. *Acta Acustica United with Acustica*, 84(6), 1091-1108.
- Huttunen, T., SeppALA, E. T., Kirkeby, O., KARkkAlnen, A., & KARkkAlnen, L. (2007). Simulation of the transfer function for a head-and-torso model over the entire audible frequency range. *Journal of Computational Acoustics*, 15(4), 429-448.
- Kahana, Y. (2000). Numerical modelling of the head-related transfer function. University of Southampton).
- Kahana, Y., Nelson, P. A., Petyt, M., & Choi, S. (1999). Numerical modeling of the transfer functions of a dummy-head and of the external ear. *Audio Engineering Society, 16th International Conference*,

- Katz, B. F. (2001). Boundary element method calculation of individual head-related transfer function. II. impedance effects and comparisons to real measurements. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 110, 2449.
- Kiefer, J., Böhnke, F., Adunka, O., & Arnold, W. (2006). Representation of acoustic signals in the human cochlea in presence of a cochlear implant electrode. *Hearing Research*, 221(1), 36-43.
- Kleiner, M., Dalenback, B., & Svensson, P. (2012). Auralization: An overview. *AES Journal*vol, 41
- Koike, T., Wada, H., & Kobayashi, T. (2002). Modeling of the human middle ear using the finite-element method. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 111, 1306.
- Kolston, P. J. (1988). Sharp mechanical tuning in a cochlear model without negative damping. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 83, 1481.
- Kolston, P. J., & Ashmore, J. F. (1996). Finite element micromechanical modeling of the cochlea in three dimensions. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 99, 455.
- Ladak, H. M., & Funnell, W. R. J. (1996). Finite-element modeling of the normal and surgically repaired cat middle ear. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 100, 933.
- Ladak, H. M., Funnell, W. R. J., Decraemer, W. F., & Dirckx, J. J. (2006). A geometrically nonlinear finite-element model of the cat eardrum. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 119, 2859.
- Le Henaff, B., Elliott, S. J., & Maury, C. (2003). *Modelling wave propagation in the cochlea* (ISVR Technical Memorandum Nº 925 ed.) University of Southampton, Institute of Sound and Vibration Research.
- Liu, Y., Li, S., & Sun, X. (2009). Numerical analysis of ossicular chain lesion of human ear. *Acta Mechanica Sinica*, 25(2), 241-247.
- Lord Rayleigh, O. (1907). XII. on our perception of sound direction. *The London, Edinburgh, and Dublin Philosophical Magazine and Journal of Science*, 13(74), 214-232.
- Møller, H., Sørensen, M. F., Hammershøi, D., & Jensen, C. B. (1995). Head-related transfer functions of human subjects. *Journal of the Audio Engineering Society*, 43(5), 300-321.
- Neely, S. T. (1981). Finite difference solution of a two-dimensional mathematical model of the cochlea. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 69, 1386.
- Neely, S. T. (1986). A model for active elements in cochlear biomechanics *The Journal of the Acoustical Society of America*, 79(5), 1472.
- Otani, M., Iwaya, Y., Suzuki, Y., & Itoh, K. Numerical analysis of HRTF spectral characteristics based on sound pressures on a pinna surface.
- Parthasarathi, A. A., Grosh, K., & Nuttall, A. L. (2000). Three-dimensional numerical modeling for global cochlear dynamics. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 107, 474.
- Pierzycki, R., & Elliott, S. J. (2004). Comparison of two locally active models of the cochlea.
- Prendergast, P. J., Ferris, P., Rice, H. J., & Blayney, A. W. (1999). Vibro-acoustic modelling of the outer and middle ear using the finite-element method. *Audiology and Neurotology*, 4(3-4), 185-191.
- Rasetshwane, D. M., & Neely, S. T. (2011). Inverse solution of ear-canal area function from reflectance *The Journal of the Acoustical Society of America*, 130(6), 3873.
doi:10.1121/1.3654019
- Savioja, L., Huopaniemi, J., Lokki, T., & Vaananen, R. (1999). Creating interactive virtual acoustic environments. *JOURNAL-AUDIO ENGINEERING SOCIETY*, 47(9), 675-705.
- Seoane, M. A. S. CALCULO RAPIDO DE HRTFs MEDIANTE EL METODO DE ELEMENTOS DE CONTORNO.

- Shaw, E. (1966). Ear canal pressure generated by a free sound field. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 39, 465.
- Shaw, E. (1974). Transformation of sound pressure level from the free field to the eardrum in the horizontal plane. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 56(6), 1848-1861.
- Stinson, M. R., & Lawton, B. (1989). Specification of the geometry of the human ear canal for the prediction of sound-pressure level distribution. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 85, 2492.
- Sun, Q., Gan, R. Z., Chang, K. H., & Dormer, K. J. (2002). Computer-integrated finite element modeling of human middle ear. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, 1(2), 109-122.
- Taschke, H., & Hudde, H. (2006). A finite element model of the human head for auditory bone conduction simulation. *ORL*, 68(6), 319-323.
- Teranishi, R., & Shaw, E. (1968). External-Ear acoustic models with simple geometry. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 44, 257.
- Vallejo, L., Delgado, V., Hidalgo, A., Gil-Carcedo, E., Gil-Carcedo, L., & Montoya, F. (2006). Modelado de la geometría del conducto auditivo externo mediante el método de los elementos finitos. *Acta Otorrinolaringol Esp*, 57, 82-89.
- Wada, H., Metoki, T., & Kobayashi, T. (1992). Analysis of dynamic behavior of human middle ear using a finite-element method. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 92, 3157.
- Wallach, H., Newman, E. B., & Rosenzweig, M. R. (1949). The precedence effect in sound localization. *The American Journal of Psychology*, 62(3), 315-336.
- WALSH, T., & DEMKOWICZ, L. (2003). Hp boundary element modeling of the external human auditory system-goal-oriented adaptivity with multiple load vectors. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, 192(1-2), 125-146.
- Walsh, T., Demkowicz, L., & Charles, R. (2004). Boundary element modeling of the external human auditory system. *Journal of the Acoustical Society of America*, 115(3), 1033-1043.
- Wang, X., Hu, Y., Wang, Z., & Shi, H. (2011). Finite element analysis of the coupling between ossicular chain and mass loading for evaluation of implantable hearing device. *Hearing Research*, 280(1), 48-57.
- White, R. D., & Grosh, K. (2005). Microengineered hydromechanical cochlear model. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 102(5), 1296-1301.
- Wiener, F. M., & Ross, D. A. (1946). The pressure distribution in the auditory canal in a progressive sound field. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 18, 401.
- Williams, K., & Lesser, T. (1990). A finite element analysis of the natural frequencies of vibration of the human tympanic membrane. part I. *British Journal of Audiology*, 24(5), 319-327.
- Xiao, T., & Liu, Q. H. (2003). Finite difference computation of head-related transfer function for human hearing. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 113, 2434.
- Zenner, H., Freitag, H., Linti, C., Steinhardt, U., Rodriguez Jorge, J., Preyer, S., et al. (2004). Acoustomechanical properties of open TTP[®] titanium middle ear prostheses. *Hearing Research*, 192(1), 36-46.
- Zwislocki, J. J. (1971). *An ear-like coupler for earphone calibration* Laboratory of Sensory Communication, Syracuse University.

5 Métodos basados en procesamiento de la señal

Los modelos basados en procesamiento de la señal tratan de reproducir el comportamiento del sistema sin necesidad de desarrollo de ecuaciones ni variables físicas, sino que utiliza algoritmos, pudiendo explicar aspectos antes imposibles por modelos físicos o matemáticos (A. Lopez-Najera, 2005). Desde los primeros modelos analógicos se ha ido creando la tendencia de tratar de simular procesos fisiológicos individuales con la mayor precisión posible. De esta manera los desarrolladores de modelos, guiados por la amplia información existente en anatomía y fisiología, intentan reproducir punto a punto las medidas observadas experimentalmente. Esto quiere decir que el modelo final consistirá en una serie de etapas en cascada y cada una se encargará de reproducir un fenómeno fisiológico transformando la señal de entrada.

Sin embargo al igual que en el caso de los modelos usando FEM o BEM, el elemento más estudiado siguiendo éste procedimiento es la membrana basilar. La complejidad de esta estructura ha llevado a los grupos de investigación de numerosas universidades a enunciar hipótesis y comprobar la eficacia de sus modelos (M. L. Jepsen, Ewert, & Dau, 2008). Sin embargo en muchos casos existen modelos no completos utilizados únicamente para estudiar fenómenos psicoacústicos concretos (B. C. J. Moore, Glasberg, & Baer, 1997). Una

de las aportaciones más importantes de este tipo de modelado es el estudio de los filtros auditivos.

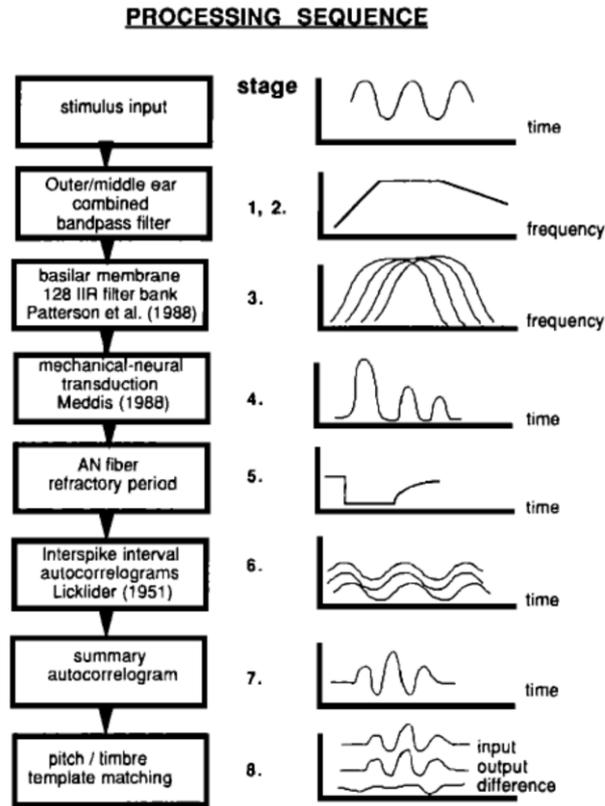


Figura 5-1: Esquema y señales de un modelo del sistema auditivo.

5.1 Funciones de transferencia del oído medio

Como vimos en el capítulo sobre modelos electro-acústicos, la función de transferencia del oído medio es próxima a un filtro pasa banda, en la bibliografía se hace referencia a tres tipos de filtros:

Filtro IIR (respuesta al impulso infinita) utilizado en (Robert & Eriksson, 1999), (Tan & Carney, 2003), (E. Lopez-Poveda, 1996) generalmente el tipo Butterworth de primer orden con frecuencias de corte en 1,4 kHz y 20 kHz, pero también pudiendo usarse varios filtros en cascada para mayor precisión (Holmes, Sumner, O'Mard, & Meddis, 2004).

Filtro FIR (respuesta al impulso finita) con coeficientes derivados de la respuesta en frecuencia. Aplicándole la transformada rápida de Fourier inversa (IFFT) a datos obtenidos experimentalmente se obtienen los coeficientes del filtro deseado. Aunque la respuesta de este filtro es

muy exacta, no conserva la característica de fase (Glasberg & Moore, 2012).

Filtro FIR con coeficientes derivados de la respuesta impulsiva. De la misma manera que antes se obtienen los coeficientes de datos experimentales, en este caso la respuesta impulsiva. De esta manera sí que es posible conservar la mayoría de las características de la señal (A. Lopez-Najera, Meddis, & Lopez-Poveda, 2005).

5.2 Filtros auditivos y membrana basilar

A lo largo de varios capítulos hemos visto la importancia de las particiones cocleares y de la respuesta de la membrana basilar. En este punto se va a ver la cóclea como un banco de filtros digitales (Oppenheim, Schaffer, & Buck, 1989), que ha sido modelado por diversos autores utilizando filtros lineales y no lineales para obtener el resultado más coherente con los datos experimentales.

Antes de esto, debemos saber que existen dos importantes fenómenos sobre la no linealidad de la cóclea que de forma recurrente aparecen en la bibliografía referente al modelado auditivo, son la supresión del segundo tono y los productos de distorsión.

La supresión sucede cuando la respuesta de la membrana basilar a un estímulo llamado suprimido, decrece en presencia de otro llamado supresor (Cooper, 1996).

Los productos de distorsión aparecen cuando la membrana basilar es excitada por dos tonos (f_1 y f_2), apareciendo estos productos a las frecuencias: $f_2 - f_1$, $(n + 1)f_1 - nf_2$ y $(n + 1)f_2 - nf_1$ (Robles, Ruggero, & Rich, 1991).

Todos los filtros que se exponen a continuación tratarán de reproducir estos fenómenos para demostrar su fidelidad.

5.2.1 Primeros Filtros auditivos

Los primeros filtros de este tipo datan de los años 70 y consistían en dos filtros pasa-banda lineales con una no-linealidad situada entre ambos. Gracias a esta configuración se conseguían reproducir el patrón

de descargas del nervio auditivo producido por la supresión del segundo tono (Pfeiffer, 1970).

Más adelante (Goldstein, 1990; Goldstein, 1995b) propuso el MBPLN (*Multiple Band-Pass Non-Linear*) que consistía en dos etapas en paralelo de la forma anterior. Con este modelo se conseguía reproducir los fenómenos de supresión, distorsión y compresión en una porción coclear, sin embargo nunca se han encontrado datos de su implementación como banco de filtros y no reproduce la dependencia de la fase con la intensidad (A. Lopez-Najera, 2005). No obstante sí que existe una patente del mismo autor (Goldstein, 1995a) sobre su implementación electrónica.

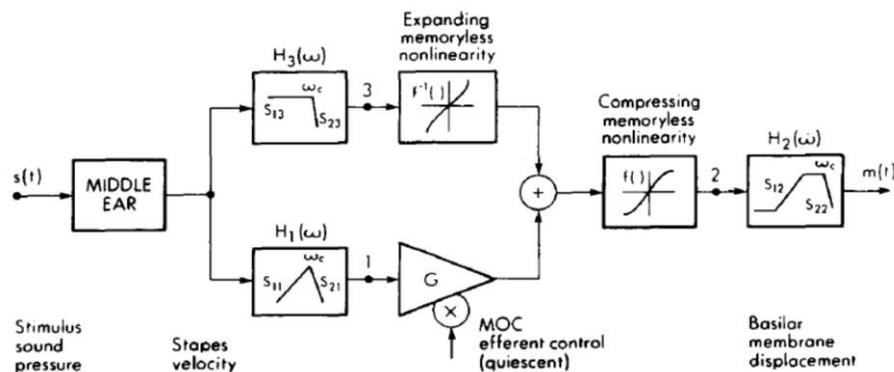


Figura 5-2: Esquema y partes del algoritmo MBPLN (Goldstein, 1995b).

Otro tipo de filtros también utilizado en los primeros modelos es el *roex* (*Rounded Exponential*) el cual se basa en una forma triangular con el pico redondeado en el que pueden fijarse los parámetros de la pendiente de caída del filtro (R. F. Lyon, Katsiamis, & Drakakis, 2010).

5.2.2 Filtro Gammatone

Fue diseñado para simular la respuesta al impulso de las neuronas del nervio auditivo, mediante funciones de correlación inversa (De Boer & De Jongh, 1978), (Aertsen, Johannesma, & Hermes, 1980). La respuesta al impulso del filtro gammatone (R. Patterson, Nimmo-Smith, Holdsworth, & Rice, 1988), (R. D. Patterson et al., 1992) consiste en dos componentes, un tono portador a la frecuencia denominada *best frequency* (frecuencia que corresponde con la partición coclear) y una distribución estadística de función de distribución *gamma* que establece la envolvente de la respuesta al impulso. Como

ventajas de este tipo de filtro está su sencilla implementación y eficiencia computacional (Slaney, 1993) ya que se trata de un filtro digital en el dominio del tiempo. También es sencilla su implementación como banco de filtros.

Sin embargo este tipo de filtros es lineal y dependiente del nivel y además es simétrico y no resulta eficiente para el modelado de respuestas en frecuencia asimétricas de la membrana basilar.

Existen diferentes variaciones y mejoras del filtro Gammatone como el APGF (filtro Gammatone todo polos) (R. Lyon, 1997) y el OZGF (filtro Gammatone con un cero) (Pflueger, Hoeldrich, & Riedler, 1998).

5.2.3 Filtro GammaChirp

Se puede decir que *Gammachirp* es una mejora del APGF que además permite el diseño de asimetrías en la respuesta en frecuencia. Esto se consigue gracias a una modulación en frecuencia, lo que provoca un chirrido (*chirp*) en la respuesta al impulso, ese es el motivo de esta denominación.

$$g_c(t) = at^{n-1}e^{(-2\pi bERB(f_r)t)} \times \cos(2\pi f_r t + \boxed{c \ln t} + \theta); \quad (5.1)$$

$(t > 0)$

La parte encuadrada es la que diferencia el filtro *Gammatone* del filtro *Gammachirp*. Donde c es el parámetro que permite la fijación de las asimetrías (T. Irino & Patterson, 1997; T. Irino & Patterson, 2001). La forma de entender este filtro será mediante tres elementos en cascada, un filtro *gammatone* seguido de un filtro pasa-bajo y un filtro pasa-alto. Una de las características del filtro auditivo es que el ancho de banda varía con el nivel (T. Irino & Patterson, 1997).

Este filtro ha sido revisado en multiples artículos de los mismos autores. En (T. Irino & Patterson, 2001) se comprueba la asimetría del filtro a diferentes niveles, por otra parte en (T. Irino & Patterson, 2006) se ponen a prueba las características dinámicas del filtro incluyendo no linealidad e implementándolo en un banco de filtros.

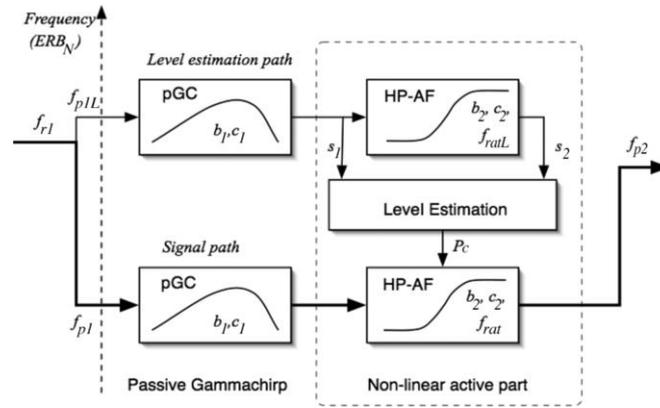


Figura 5-3: Esquema del filtro *Gammachirp* con parte activa no-lineal (T. Irino & Patterson, 2006).

Sin embargo algunos han sugerido que no reproduce la supresión correctamente ya que es un filtro casi lineal (Plack, Oxenham, & Drga, 2002), (Tan & Carney, 2003).

5.2.4 Modelo “Signal Path”

Siguiendo el mismo razonamiento que Irino y Patterson, se intenta mejorar el modelo de (Carney, 1993) y reproducir la dependencia de nivel del ancho de banda al igual que se hizo con el *gammachirp*.

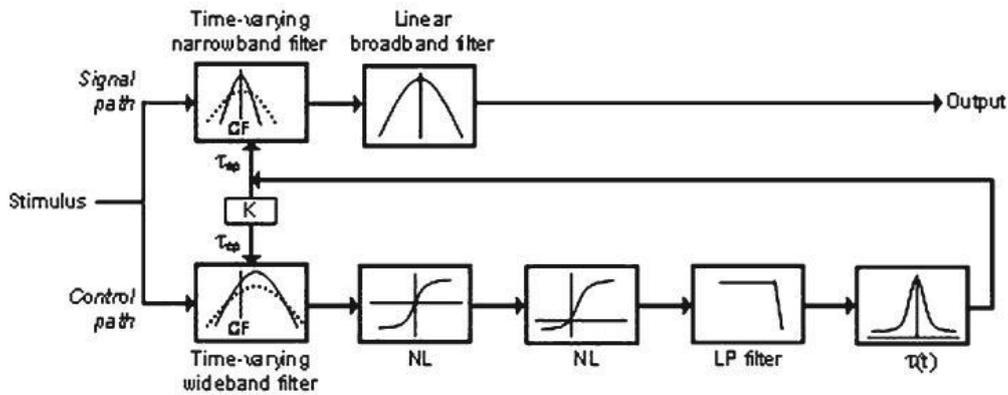


Figura 5-4: Esquema y partes del filtro propuesto por (Zhang, Heinz, Bruce, & Carney, 2001).

El modelo parte de un modelo de la respuesta del nervio auditivo (Heinz, Colburn, & Carney, 2001) incluyendo propiedades de no linealidad. En la implementación se incluyen; compresión, ancho de banda y propiedades de la respuesta en fase. El filtro *Gammatone* es dependiente del nivel en cuanto a ganancia y ancho de banda, y depende de la constante τ . El valor de esta constante de tiempo variará

dinámicamente dependiendo de la amplitud de la señal de salida. La rama inferior de la Figura 5-4 modela el sistema de control del filtro tratando de reproducir el proceso activo de la respuesta de la MB. Esta rama consiste en una serie de filtros de banda estrecha seguidos de una componente no lineal.

En (Tan & Carney, 2003) se mejora el modelo y resuelve algunos problemas observados en las respuesta al impulso de los sonidos tipo click¹⁰, para que el *chirp* obtenido sea el adecuado.

5.2.5 Filtro DRNL

Este nuevo tipo de filtro presentado en (R. Meddis, O'Mard, & Lopez-Poveda, 2001), se llama *Dual-Resonance NonLinear* y al igual que sus antecesores, simula la respuesta de la membrana basilar. Este filtro ha conseguido por sí sólo reproducir un gran número de fenómenos psicoacústicos y ha demostrado que reproduce adecuadamente la respuesta en frecuencia y la dependencia de nivel de la respuesta de la membrana basilar. Además ha sido confeccionado un banco de filtros (E. A. Lopez-Poveda & Meddis, 2001) como simulador del oído humano.

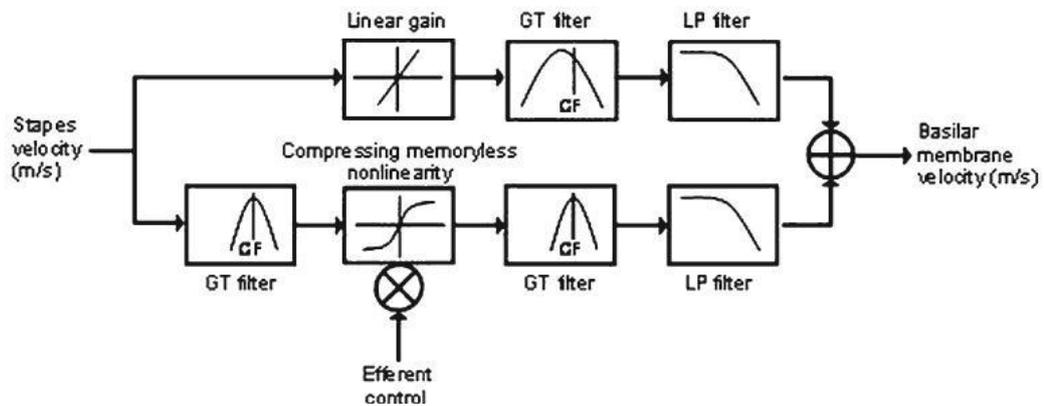


Figura 5-5: Esquema del filtro DRNL.

El filtro cuenta con dos etapas asimétricas en paralelo; la primera de ellas lineal y de un ancho de banda mayor, y la segunda no lineal y de banda estrecha. Las tres funciones GT consisten en una serie de filtros

¹⁰ Click: sonidos de tipo impulso de corta duración utilizados en pruebas fisiológicas, tratan de reproducir una delta de Dirac, siendo sonidos extremadamente cortos y se presentan como si se trataran de un tren de deltas.

GT en cascada con ganancia unidad a la frecuencia central. Las funciones de LP consisten en la cascada de filtros Butterworth de paso bajo de segundo orden que presentan una caída de 3 dB a la frecuencia de corte dada (A. Lopez-Najera, 2005). Este algoritmo es el resultado de la combinación de los primeros filtros como el MBPLN, y el uso de filtros *gammatone*.

El modelo DRNL reproduce la supresión ya que la rama no lineal es en realidad una serie de filtros *gammatone* en cascada seguidos de la compresión no lineal y seguido de otro conjunto de filtros *gammatone*. Esto hace que si a la entrada encontramos el tono de prueba y el tono supresor, ambos pasen juntos por la compresión no-lineal y a la salida el tono suprimido tenga un nivel inferior al supresor (R. Meddis & Lopez-Poveda, 2010).

5.2.6 Filtro TRNL

El objetivo de este filtro es mejorar el DRNL ya que el filtro TRNL (*Triple-Resonance NonLinear*) se basa en añadir una tercera rama al DRNL (A. Lopez-Najera et al., 2005). Esta tercera rama, consiste en un filtro paso-todo. Este nuevo método provee una mejor respuesta a alta frecuencia y a altas intensidades.

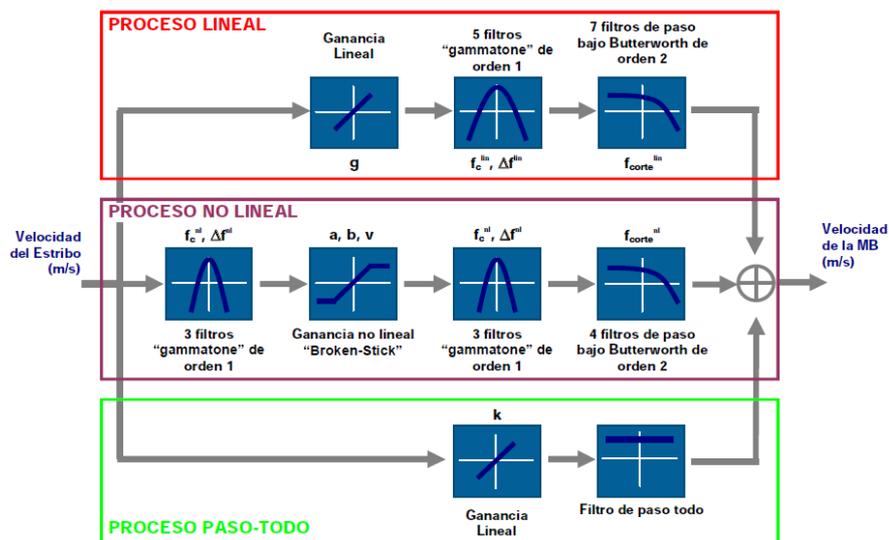


Figura 5-6: Esquema del filtro TRNL dividido en tres etapas.

5.3 Modelo de las CCI

La función de las células ciliadas internas es la de la transducción mecánico-eléctrica del sistema. Es conocido que su respuesta es similar a la de un rectificador de media onda, que convierte la vibración en un potencial de acción una vez se ha despolarizado la célula. Recordemos que las CCI podríamos verlas como un interruptor que se activa al ser tocado por la membrana tectoria, que se mueve cuando vibra la membrana basilar. No obstante se ha estudiado a fondo sus características de entrada salida (Cheatham & Dallos, 2001; Dallos & Cheatham, 1976), concluyendo que se han de tener en cuenta dos componentes:

- Microfónico coclear (MC): el cual se entiende como un potencial de corriente alterna que es resultado del movimiento instantáneo en un punto de la membrana basilar.
- Potencial sumatorio (PS): se entiende como una corriente continua y tiene que ver con la envolvente de la onda viajera que se propaga en el interior de la cóclea.

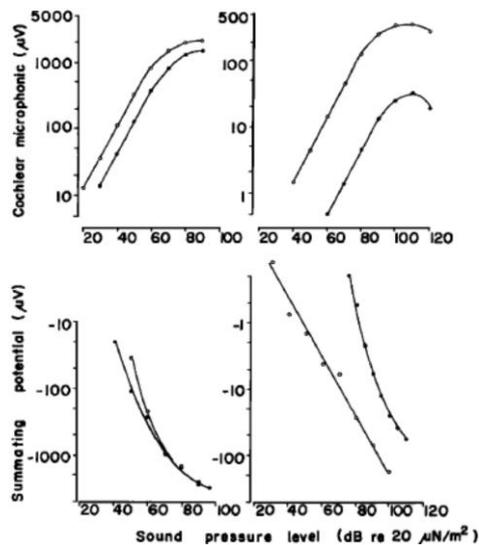


Figura 5-7: Potencial de acción en cuanto al MC y el SP con respecto al nivel de presión sonora.

Como se puede ver en la Figura 5-7 las componentes del potencial se incrementan con el nivel de sonido y lo hacen a frecuencias una octava o más por debajo de la frecuencia fundamental.

El modelado de las CCI en términos de procesamiento de señal se ha realizado mediante una serie de rectificadores no lineales y asimétricos en cascada, que modelan la activación de la transducción, seguidos de un filtro paso bajo el cual modela el filtrado de la membrana de la célula (Palmer & Russell, 1986).

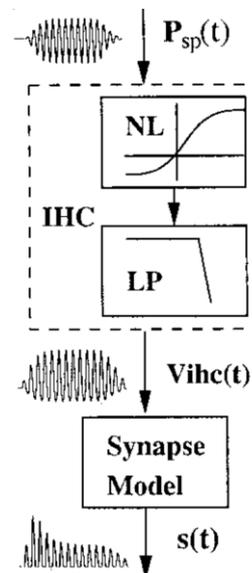


Figura 5-8: Detalle del modelo de las CCI dentro de (Zhang et al., 2001).

Muchos son los modelos del sistema auditivo que han incluido esta forma de modelado como el de (T. Dau, Püschel, & Kohlrausch, 1996), (M. L. Jepsen et al., 2008), (Zhang et al., 2001) o (Kates, 1991).

5.3.1 Transducción: Modelo de Sinápsis CCI-NA

Al aparecer el potencial de acción en la CCI se libera un neurotransmisor llamado glutamato. El ratio de liberación del neurotransmisor se regula por dos factores, el potencial recibido de la CCI y la disponibilidad del transmisor en la zona pre-sináptica.

El modelado de esta etapa ha sido realizado desde los años 70 (Schroeder & Hall, 1974) pero el modelo más utilizado y relevante ha sido el propuesto por (R. Meddis, 1986; R. Meddis, 1988; R. Meddis, Hewitt, & Shackleton, 1990)

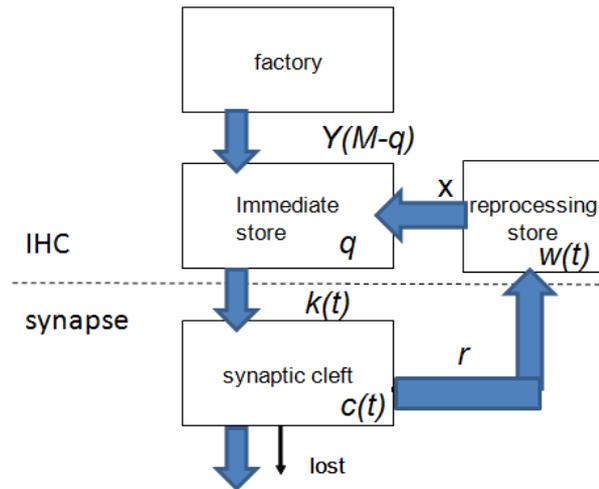


Figura 5-9: Esquema de la sinápsis CCI-NA del modelo descrito en (R. Meddis et al., 1990)

Modelos posteriores han fijado su atención en la adaptación como fenómeno derivado de esta sinapsis y que afecta a la percepción.

Desde otro punto de vista hemos visto esto mismo en la Figura 2-13: Modelo de células ciliadas internas (CCI) basado en (Meddis, 1988). Aquí se realizaba un circuito eléctrico que modelaba el mismo proceso. Este es un ejemplo de cómo las técnicas de modelado no son excluyentes sino que cada una ofrece ventajas dependiendo del objetivo del modelo.

5.3.2 Adaptación

La adaptación modula la dinámica de la percepción del estímulo y se traduce en la reducción del ratio de activación después de la estimulación. Ésta depende de la intensidad del estímulo, duración de estimulaciones precedentes y del ratio espontáneo. Es un fenómeno de alta complejidad y de él depende un correcto modelado de la dinámica de la sinapsis (R. Meddis & Lopez-Poveda, 2010; 2010), (Zilany, Bruce, Nelson, & Carney, 2009).

En (M. L. Jepsen, 2010) el efecto de la adaptación se realiza como una cadena de cinco circuitos no lineales como lazos de retroalimentación, cada uno con diferentes constantes de tiempo. Cada circuito consiste en un filtro pasa-bajo y un operador de división. También en (Siebert, 1974) se puede ver la adaptación como un efecto de compresión logarítmica de la señal de salida.

Recientemente (Zilany et al., 2009) proponen un modelo con dos etapas en paralelo, una para adaptación a largo plazo y otra para corto plazo.

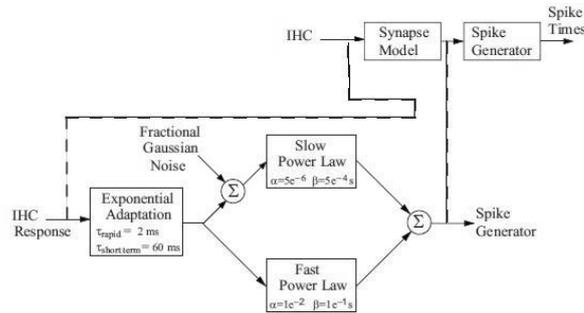


Figura 5-10: Modelo de transducción CCI de (Zilany et al., 2009).

5.4 Modelado de la respuesta del nervio auditivo

Aunque en el Capítulo 1 ya hablamos de la complejidad del modelado la vía auditiva, vamos a tomar contacto con el modelado del nervio auditivo. El objetivo sobre todo es entender las formas de representación que se utilizan en los modelos computacionales y tener una idea de conceptos como el ratio de activación (*spike-rate*), la adaptación, o la retroalimentación del sistema eferente¹¹, conceptos que en el resto de modelados no hemos llegado a necesitar.

Podríamos decir que existen dos perspectivas diferentes sobre este tema. Una es la de modelos perceptivos, que se realizan con el objetivo de obtener respuestas fisiológicas que puedan predecir el comportamiento humano, modelos de este tipo son los de (T. Dau et al., 1996; Derleth, Dau, & Kollmeier, 2001; Ernst, Rennie, Kollmeier, & Verhey, 2010; M. L. Jepsen et al., 2008), sin embargo no hacen hincapié en estructuras concretas sino que ponen atención en el estudio psicoacústico y fisiológico. Por otra parte están los modelos computacionales del nervio auditivo, los cuales ofrecen una precisión mayor en el estudio de la fisiología de la vía auditiva (Heinz et al., 2001; Heinz, Zhang, Bruce, & Carney, 2001; Zhang et al., 2001).

¹¹ Se hablará de él dentro del apartado 7.6 Model of the Auditory Periphery (MAP)

5.4.1 Modelado nervio auditivo computacional

Uno de los ejemplos del modelado de esta parte del sistema auditivo, se llama procesamiento de amplitud-modulación (T. Dau, 2009). Este modelado trata de convertir las señales análogas vistas en el modelado del oído medio e interno, en un ratio de activación relativo a la actividad neuronal. Esto se debe a la idea de que las neuronas están sintonizadas con diferentes valores de modulación y puede verse el tronco cerebral como un banco de filtros de modulación (Joris, Schreiner, & Rees, 2004), (Langner, 1992). Estos modelos hacen hincapié en cada estructura investigando sobre la sincronización la respuesta temporal y el ratio de activación neuronal.

La función relativa al umbral de la modulación en frecuencia es conocida como tMTF (función de transferencia de modulación temporal). En (T. Dau et al., 1996; T. Dau, Kollmeier, & Kohlrausch, 1997a; T. Dau, Kollmeier, & Kohlrausch, 1997b) vemos como el modelo transforma las señales en una representación variante en tiempo multidimensional. Cada salida de la etapa de adaptación, se analiza por un banco de filtros de modulación. El ancho de banda de los filtros es de 5Hz por debajo de 10Hz y sobre los 10Hz tienen una Q de factor constante 2. En la salida de cada filtro se fija una componente de ruido interno que simula la limitación de resolución en las variaciones de amplitud.

Existen numerosos trabajos que utilizan esta teoría por ejemplo (Lorenzi, Soares, & Vonner, 2001) tratan de mejorar los resultados a diferentes frecuencias. En el campo de la psicoacústica, por ejemplo el de (B. C. Moore & Glasberg, 2001) que obtiene datos experimentales en normoyentes y personas con pérdida auditiva que expone que los hipoacúsicos tienen menos sensibilidad a la modulación en alta frecuencia.

Sin embargo (Hewitt & Meddis, 1994) proponen el ratio de activación neuronal como una mejor manera de representar la periodicidad temporal ya que en las células del núcleo ventral, no se observa el mismo comportamiento en todas las fibras, lo que suscita la diferenciación entre fibras de bajo ratio de activación espontánea

(LSRF) y las de alto ratio (HSRF) dependiendo de la BMF (*Best Modulation Frecuency*), frecuencia central del banco de filtros de modulación.

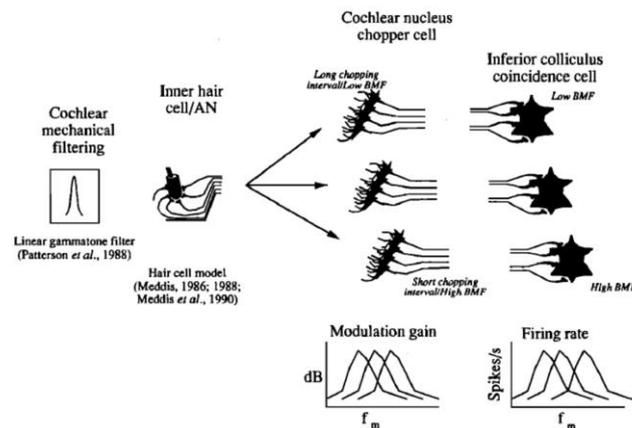


Figura 5-11: Modelo propuesto por (Hewitt & Meddis, 1994) del procesamiento del nervio auditivo.

Otro punto de vista en el modelado de esta etapa es el que aportan (Nelson & Carney, 2004) en el cual las respuestas del nervio auditivo se representarán mediante rMTF (*rate Modulation Transfer Function*) divididas en frecuencia, en banda estrecha, y utilizando valores de excitación e inhibición de la sinapsis de las neuronas creando un modelo más realista, el cual es evaluado posteriormente en (Dicke, Ewert, Dau, & Kollmeier, 2007) y (Guérin, Jeannès, Bès, Faucon, & Lorenzi, 2006).

5.4.2 Modelado Perceptivo

Para explicar los fenómenos de percepción auditiva y su correlación con la fisiología se han creado este tipo de modelos perceptivos. El objetivo es predecir la psico-fisiología de las fibras nerviosas en relación a estos fenómenos psicoacústicos. Para ellos se utiliza lo que se conoce como Teoría de la detección estadística o teoría de la detección de señal la cual sirve para evaluar el funcionamiento de diferentes mecanismos auditivos.

Para entender mejor lo que se conoce como SDT (*Signal Detection Theory*), vamos a tomar el modelo de procesamiento espectro-temporal y percepción de la modulación de (M. L. Jepsen et al., 2008).

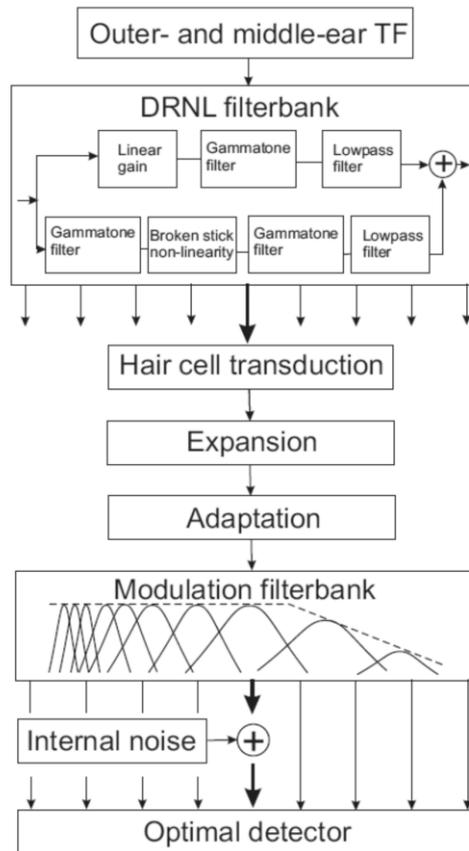


Figura 5-12: Modelo completo del sistema auditivo de (M. L. Jepsen et al., 2008).

Como se puede ver en la figura, existen partes ya conocidas de las estructuras del sistema auditivo, que además siguen las partes que hemos recorrido en este capítulo, primero la función de transferencia del oído medio, seguido del filtro auditivo DNRL que reproduce la función de transferencia de la membrana basilar. Más abajo está la transducción de las CCI (en inglés IHC, *inner hair cell*), adaptación y expansión, y el banco de filtros de modulación que imitan el comportamiento de las limitaciones del nervio auditivo. El último elemento es el detector óptimo. Este elemento es un dispositivo de decisión y funciona de manera que el sujeto puede crear un perfil con las características de la señal detectada. De esta manera se puede utilizar el modelo en modo de prueba con un paciente real y simular su perfil concreto basándose en sus respuestas.

Se puede echar un vistazo a las últimas publicaciones de los más importantes grupos de investigación, y a las tesis doctorales en curso para hacerse una idea de los trabajos que se están realizando con este

tipo de modelos. Es mucha la bibliografía encontrada en este apartado por lo que únicamente se citarán algunas referencias que dan idea de hacia donde se encaminan los esfuerzos de la investigación.

Por ejemplo en DTU (DTU, 2013), desde que se creó el centro de investigación dedicado a la audición CAHR, se han escrito más de once tesis doctorales y se han escrito numerosos artículos. Algunos de ellos hablan de modelos ya implementados evaluando alguna mejora (T. Dau, Piechowiak, & Ewert, 2013) otros de aplicaciones prácticas para el estudio del entendimiento del habla en normoyentes y personas con pérdida de audición, (M. L. Jepsen, 2010) y también para predecir el índice de transmisión del habla (STI) (Christiansen, Pedersen, & Dau, 2010).

Por ejemplo se han buscado correlaciones poniendo a prueba los modelos con pruebas fisiológicas como potenciales evocados (Rønne, Dau, Harte, & Elberling, 2012) u otoemisiones (Verhulst, Dau, & Shera, 2012).

Se siguen utilizando los modelos para explicar fenómenos psicoacústicos (Alves-Pinto & Lopez-Poveda, 2005; E. A. Lopez-Poveda & Alves-Pinto, 2008), también la estructura fina (Santurette & Dau, 2011), fenómeno que está en estudio actualmente y que consiste en investigar la información de la audición que tiene la estructura fina del movimiento de la membrana coclear (B. C. Moore, 2008).

También el equipo de Ray Meddis (Essex HRL, 2013) trabaja en el modelado de la supresión eferente (Brown, Ferry, & Meddis, 2010), la investigación del tinnitus¹², y lo que han llamado “la ayuda auditiva inspirada en la biología”, que es un algoritmo de programación de audífonos basado en los modelos antes vistos. Siguiendo con el tema de dispositivos para la audición también pueden usarse estos modelos para estudiar la inteligibilidad en pacientes con implantes cocleares (Fredelake & Hohmann, 2012).

Podríamos resumir que los principales campos de investigación utilizando modelos perceptivos son:

¹² Los tinnitus o acúfenos son un fenómeno perceptivo que consiste en notar sonidos en el oído, que no proceden de ninguna fuente externa.

- Modelos de sonoridad y tono.
- Modelos de resolución temporal.
- Modelos de percepción del habla.
- Aplicación de los modelos a pruebas diagnósticas.
- Aplicación de los modelos a dispositivos auditivos.

Referencias

- Aertsen, A., Johannesma, P., & Hermes, D. (1980). Spectro-temporal receptive fields of auditory neurons in the grassfrog. *Biological Cybernetics*, 38(4), 235-248.
- Alves-Pinto, A., & Lopez-Poveda, E. A. (2005). Detection of high-frequency spectral notches as a function of level. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 118, 2458.
- Brown, G. J., Ferry, R. T., & Meddis, R. (2010). A computer model of auditory efferent suppression: Implications for the recognition of speech in noise. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 127, 943.
- Carney, L. H. (1993). A model for the responses of low-frequency auditory-nerve fibers in cat. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 93, 401.
- Cheatham, M., & Dallos, P. (2001). Inner hair cell response patterns: Implications for low-frequency hearing. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 110, 2034.
- Christiansen, C., Pedersen, M. S., & Dau, T. (2010). Prediction of speech intelligibility based on an auditory preprocessing model. *Speech Communication*, 52(7), 678-692.
- Cooper, N. P. (1996). Two-tone suppression in cochlear mechanics. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 99, 3087.
- Dallos, P., & Cheatham, M. A. (1976). Production of cochlear potentials by inner and outer hair cells. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 60, 510.
- Dau, T., Püschel, D., & Kohlrausch, A. (1996). A quantitative model of the "effective" signal processing in the auditory system. I. model structure. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 99, 3615.
- Dau, T. (2009). Auditory processing models. *Handbook of signal processing in acoustics* (pp. 175-196) Springer.
- Dau, T., Kollmeier, B., & Kohlrausch, A. (1997a). Modeling auditory processing of amplitude modulation. I. detection and masking with narrow-band carriers. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 102, 2892.
- Dau, T., Kollmeier, B., & Kohlrausch, A. (1997b). Modeling auditory processing of amplitude modulation. II. spectral and temporal integration. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 102, 2906.
- Dau, T., Piechowiak, T., & Ewert, S. D. (2013). Modeling within-and across-channel processes in comodulation masking release. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 133, 350.

- De Boer, E., & De Jongh, H. (1978). On cochlear encoding: Potentialities and limitations of the reverse-correlation technique. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 63(1), 115-135.
- Derleth, R. P., Dau, T., & Kollmeier, B. (2001). Modeling temporal and compressive properties of the normal and impaired auditory system. *Hearing Research*, 159(1-2), 132-149.
- Dicke, U., Ewert, S. D., Dau, T., & Kollmeier, B. (2007). A neural circuit transforming temporal periodicity information into a rate-based representation in the mammalian auditory system. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 121, 310.
- DTU. (2013). *PhD projects*. Retrieved 03/31, 2013, from <http://www.dtu.dk/centre/cahr/English/research/PhD%20projects.aspx>
- Ernst, S. M. A., Rennie, J., Kollmeier, B., & Verhey, J. L. (2010). Suppression and comodulation masking release in normal-hearing and hearing-impaired listeners. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 128, 300.
- Essex HRL. (2013). *Essex hearing research laboratory.- publications*. Retrieved 03/31, 2013, from <http://www.essex.ac.uk/psychology/department/HearingLab/publications.html>
- Fredelake, S., & Hohmann, V. (2012). Factors affecting predicted speech intelligibility with cochlear implants in an auditory model for electrical stimulation. *Hearing Research*,
- Glasberg, B. R., & Moore, B. C. (2012). A model of loudness applicable to time-varying sounds. *Watermark*, 1
- Goldstein, J. L. (1990). Modeling rapid waveform compression on the basilar membrane as multiple-bandpass-nonlinearity filtering. *Hearing Research*, 49(1), 39-60.
- Goldstein, J. L. (1995a). *Electronic Simulator of Non-Linear and Active Cochlear Spectrum Analysis*,
- Goldstein, J. L. (1995b). Relations among compression, suppression, and combination tones in mechanical responses of the basilar membrane: Data and MBPNL model. *Hearing Research*, 89(1), 52-68.
- Guérin, A., Jeannès, R. L. B., Bès, J., Faucon, G., & Lorenzi, C. (2006). Evaluation of two computational models of amplitude modulation coding in the inferior colliculus. *Hearing Research*, 211(1), 54-62.
- Heinz, M. G., Colburn, H. S., & Carney, L. H. (2001). Evaluating auditory performance limits: I. one-parameter discrimination using a computational model for the auditory nerve. *Neural Computation*, 13(10), 2273-2316.
- Heinz, M. G., Zhang, X., Bruce, I. C., & Carney, L. H. (2001). Auditory nerve model for predicting performance limits of normal and impaired listeners. *Acoustics Research Letters Online*, 2(3), 91-96.
- Hewitt, M. J., & Meddis, R. (1994). A computer model of amplitude-modulation sensitivity of single units in the inferior colliculus. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 95, 2145.
- Holmes, S. D., Sumner, C. J., O'Mard, L. P., & Meddis, R. (2004). The temporal representation of speech in a nonlinear model of the guinea pig cochlea *The Journal of the Acoustical Society of America*, 116(6), 3534.

- Irino, T., & Patterson, R. D. (1997). A time-domain, level-dependent auditory filter: The gammachirp. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 101, 412.
- Irino, T., & Patterson, R. D. (2001). A compressive gammachirp auditory filter for both physiological and psychophysical data. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 109, 2008.
- Irino, T., & Patterson, R. D. (2006). A dynamic compressive gammachirp auditory filterbank. *Audio, Speech, and Language Processing, IEEE Transactions on*, 14(6), 2222-2232.
- Jepsen, M. L. (2010). Modeling auditory processing and speech perception in hearing-impaired listeners. Technical University of Denmark). *CONTRIBUTIONS TO HEARING RESEARCH*, 7
- Jepsen, M. L., Ewert, S. D., & Dau, T. (2008). A computational model of human auditory signal processing and perception. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 124(1), 422-438.
- Joris, P., Schreiner, C., & Rees, A. (2004). Neural processing of amplitude-modulated sounds. *Physiological Reviews*, 84(2), 541-577.
- Kates, J. M. (1991). A time-domain digital cochlear model. *Signal Processing, IEEE Transactions on*, 39(12), 2573-2592.
- Langner, G. (1992). Periodicity coding in the auditory system. *Hearing Research*, 60(2), 115-142.
- Lopez-Najera, A. (2005). Simulación computacional de la respuesta de la membrana basilar. (Tesis doctoral, Universidad de Salamanca).
- Lopez-Najera, A., Meddis, R., & Lopez-Poveda, E. (2005). A computational algorithm for computing cochlear frequency selectivity: Further studies. *Auditory Signal Processing*, , 14-20.
- Lopez-Poveda, E. (1996). The physical origin and physiological coding of pinna-based spectral cues. (Tesis Doctoral, University of Loughborough).
- Lopez-Poveda, E. A., & Alves-Pinto, A. (2008). A variant temporal-masking-curve method for inferring peripheral auditory compression. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 123, 1544.
- Lopez-Poveda, E. A., & Meddis, R. (2001). A human nonlinear cochlear filterbank. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 110(6), 3107-3118.
- Lorenzi, C., Soares, C., & Vonner, T. (2001). Second-order temporal modulation transfer functions. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 110, 1030.
- Lyon, R. (1997). All-pole models of auditory filtering. *Diversity in Auditory Mechanics*, , 205-211.
- Lyon, R. F., Katsiamis, A. G., & Drakakis, E. (2010). History and future of auditory filter models. *Circuits and Systems (ISCAS), Proceedings of 2010 IEEE International Symposium on*, pp. 3809-3812.
- Meddis, R. (1986). Simulation of mechanical to neural transduction in the auditory receptor. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 79, 702.
- Meddis, R. (1988). Simulation of auditory-neural transduction: Further studies. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 83, 1056.
- Meddis, R., Hewitt, M. J., & Shackleton, T. M. (1990). Implementation details of a computation model of the inner hair-cell auditory-nerve synapse. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 87, 1813.

- Meddis, R., O'Mard, L. P., & Lopez-Poveda, E. A. (2001). A computational algorithm for computing nonlinear auditory frequency selectivity. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 109, 2852.
- Meddis, R., & Lopez-Poveda, E. A. (2010). Computational models of the auditory system; auditory periphery: From pinna to auditory nerve 35, 7-38.
- Moore, B. C. J., Glasberg, B. R., & Baer, T. (1997). A model for the prediction of thresholds, loudness, and partial loudness. *Journal of the Audio Engineering Society*, 45(4), 224-240.
- Moore, B. C., & Glasberg, B. R. (2001). Temporal modulation transfer functions obtained using sinusoidal carriers with normally hearing and hearing-impaired listeners. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 110, 1067.
- Moore, B. C. (2008). The role of temporal fine structure processing in pitch perception, masking, and speech perception for normal-hearing and hearing-impaired people *Journal of the Association for Research in Otolaryngology : JARO*, 9(4), 399-406.
- Nelson, P. C., & Carney, L. H. (2004). A phenomenological model of peripheral and central neural responses to amplitude-modulated tones. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 116, 2173.
- Oppenheim, A. V., Schaffer, R. W., & Buck, J. R. (1989). *Discrete-time signal processing* Prentice hall Englewood Cliffs, NJ:.
- Palmer, A., & Russell, I. (1986). Phase-locking in the cochlear nerve of the guinea-pig and its relation to the receptor potential of inner hair-cells. *Hearing Research*, 24(1), 1-15.
- Patterson, R., Nimmo-Smith, I., Holdsworth, J., & Rice, P. (1988). An efficient auditory filterbank based on the gammatone function. *APU Report*, 2341
- Patterson, R. D., Robinson, K., Holdsworth, J., McKeown, D., Zhang, C., & Allerhand, M. (1992). Complex sounds and auditory images. *Auditory Physiology and Perception*, 83, 429-446.
- Pfeiffer, R. R. (1970). A model for Two-Tone inhibition of single Cochlear-Nerve fibers. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 48(6B), 1373-1378.
- Pflueger, M., Hoeldrich, R., & Riedler, W. (1998). Nonlinear all-pole and one-zero gammatone filters. *Acta Acustica United with Acustica*, 84(3), 513-519.
- Plack, C. J., Oxenham, A. J., & Drga, V. (2002). Linear and nonlinear processes in temporal masking. *Acta Acustica United with Acustica*, 88(3), 348-358.
- Robert, A., & Eriksson, J. L. (1999). A composite model of the auditory periphery for simulating responses to complex sounds. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 106(4), 1852-1864.
- Robles, L., Ruggero, M. A., & Rich, N. C. (1991). Two-tone distortion in the basilar membrane of the cochlea.
- Rønne, F. M., Dau, T., Harte, J., & Elberling, C. (2012). Modeling auditory evoked brainstem responses to transient stimuli. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 131, 3903.
- Santurette, S., & Dau, T. (2011). The role of temporal fine structure information for the low pitch of high-frequency complex tones. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 129(1), 282-292.
- Schroeder, M., & Hall, J. (1974). Model for mechanical to neural transduction in the auditory receptor. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 55(5), 1055-1060.

- Siebert, W. M. (1974). Ranke revisited—a simple short-wave cochlear model. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 56(2), 594-600.
- Slaney, M. (1993). An efficient implementation of the patterson-holdsworth auditory filter bank. *Apple Computer, Perception Group, Tech.Rep*,
- Tan, Q., & Carney, L. H. (2003). A phenomenological model for the responses of auditory-nerve fibers. II. nonlinear tuning with a frequency glide. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 114, 2007.
- Verhulst, S., Dau, T., & Shera, C. A. (2012). Nonlinear time-domain cochlear model for transient stimulation and human otoacoustic emission. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 132(6), 3842-3848.
- Zhang, X., Heinz, M. G., Bruce, I. C., & Carney, L. H. (2001). A phenomenological model for the responses of auditory-nerve fibers: I. nonlinear tuning with compression and suppression. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 109, 648.
- Zilany, M. S., Bruce, I. C., Nelson, P. C., & Carney, L. H. (2009). A phenomenological model of the synapse between the inner hair cell and auditory nerve: Long-term adaptation with power-law dynamics. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 126(5), 2390.

6 Otros tipos de modelado en ingeniería de la audición

Una buena parte de los esfuerzos realizados a lo largo del tiempo en modelar el sistema auditivo han ido dirigidos a entender su comportamiento. Es por esto que se ha investigado profundamente la membrana basilar y se ha estudiado la no linealidad de la cóclea tanto en el terreno biofísico como mediante la implementación de filtros auditivos. Sin embargo existe una nueva vertiente más práctica que trata la percepción de los sonidos y como el ser humano es capaz de entender, identificar y clasificar los diferentes sonidos que llegan a su oído. Por otra parte la escucha binaural ha supuesto mucho interés desde principios del siglo XX, no sólo por su implicación en la localización espacial (J. Blauert, 1997) sino también por su implicación en la inteligibilidad en ambientes ruidosos (Deleforge & Horaud, 2012).

No puede olvidarse que el ampliamente conocido MP3 (Bosi et al., 2012) y otros tantos formatos de codificación de audio que utilizan modelos psicoacústicos para comprimir la información. Por otra parte existen implementaciones de modelos sobre DSP y aplicaciones en robótica en reconocimiento de voz y también aplicaciones en audiología. Un famoso modelo de cóclea electrónica es el de (R. F. Lyon & Mead, 1988) que en posteriores avances en esta dirección (Watts, Kerns, Lyon, & Mead, 1992) se llega a implementar con tecnología VLSI (Sarpeshkar, Lyon, & Mead, 1998) y muy recientemente realizando estructuras más

avanzadas (R. F. Lyon, 2011). Este tipo de modelos es el que se ha llamado “*Silicon cochlea*”.

6.1 Auditory Scene Analysis

A principios de los 90 (Bregman, 1990) sienta las bases de lo que es conocido como el “análisis de escenas auditivo”. Esta teoría trata de reproducir los procesos que realiza el cerebro humano para separar las distintas fuentes sonoras del ambiente sonoro complejo. Para ello se pueden distinguir diferentes etapas dentro del *Auditory Scene Analysis* (ASA):

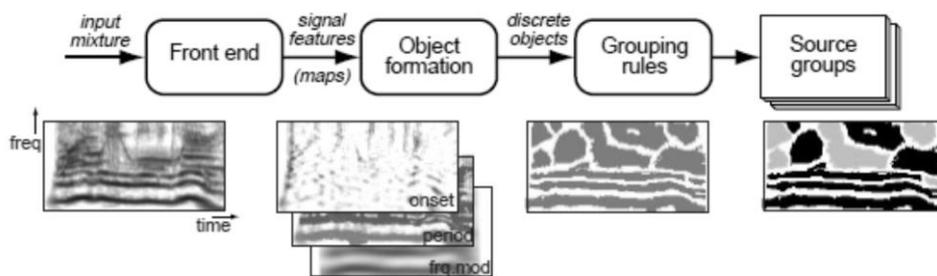


Figura 6-1: Esquema de las partes que componen el modelado mediante la teoría de *Auditory Scene Analysis*.

1. *Front End*: es la parte que corresponde al procesamiento de sonido que realiza el oído, a los filtros cocleares y el pre-procesado que se realiza al llegar al nervio auditivo.
2. Segmentación: Se identifican las señales recogidas dándoles una serie de características mediante las cuales es posible segmentarlas. Estas características son entre otras su intensidad, frecuencia y duración.
3. Algoritmo de Agrupamiento: A cada elemento segmentado ha de asignársele un patrón. El agrupamiento se realiza en dos etapas, el agrupamiento secuencial, y el agrupamiento simultáneo. El agrupamiento secuencial, trata de obtener una organización perceptual separando los flujos de sonidos y asignando una “distancia” en cuanto a timbre, dirección espacial y frecuencia fundamental. El agrupamiento simultáneo tiene que ver con el reconocimiento de cada sonido, si es periódico o no periódico, la sincronía entre los flujos de tonos diferentes, la misma localización espacial y la misma fluctuación en amplitud.

4. Salida: Se compone de determinado número de grupos las cuales son representaciones de las distintas fuentes sonoras.

Rápidamente esta teoría se probó utilizando la computación lo que ayudó a desarrollarla y avanzar en ella (Brown, 1992), con lo que comenzó a llamarse también *Computational Auditory Scene Analysis* (CASA).

6.1.1 Modelos fisiológicos y Auditory Scene Analysis

Del trabajo de (Ellis, 1996) extraemos diferentes ejemplos de modelos fisiológicos.

El poder obtener la voz de una escena auditiva de forma independiente ha sido uno de los principales objetivos de esta técnica. En (Wang & Brown, 1999) utilizando la separación ciega de fuentes¹³ y CASA describen un procedimiento que a día de hoy es considerado el más modelo fisiológico más completo realizado de ASA.

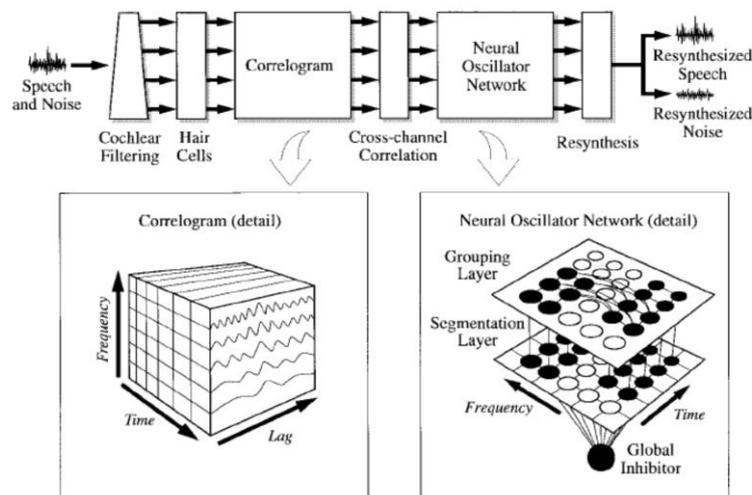


Figura 6-2: Esquema de modelo fisiológico utilizando ASA. En la parte superior se muestran las diferentes partes del sistema que separará las señales de habla y ruido. En la parte inferior se esquematiza cómo funciona el correlograma y el sistema de oscilador neuronal.

¹³ Utilizado en el procesamiento de señales biomédicas, la separación ciega de fuentes consiste en la recuperación de un conjunto de señales que no han podido ser observadas directamente, que llamaremos “fuentes”, a partir de otro conjunto de señales obtenidas como mezclas de las fuentes, que llamaremos observaciones (Rieta Ibáñez, 2007).

En él se utiliza una red de oscilador de dos capas el cual separa el flujo de señales en función de la correlación oscilatoria. En (van Der Kouwe, Wang, & Brown, 2001) ponen a prueba diferentes formas de realizar la separación ciega de fuentes concluyendo que la combinación de varias técnicas con el modelo CASA antes citado ofrece buenos resultados en tiempo real.

La aplicación más interesante y de utilidad en el campo de las ayudas auditivas es la de conseguir separar la palabra del ruido. Estas posibilidades de enfatización del habla se pueden ver en (Büchler, Allegro, Launer, & Dillier, 2005).

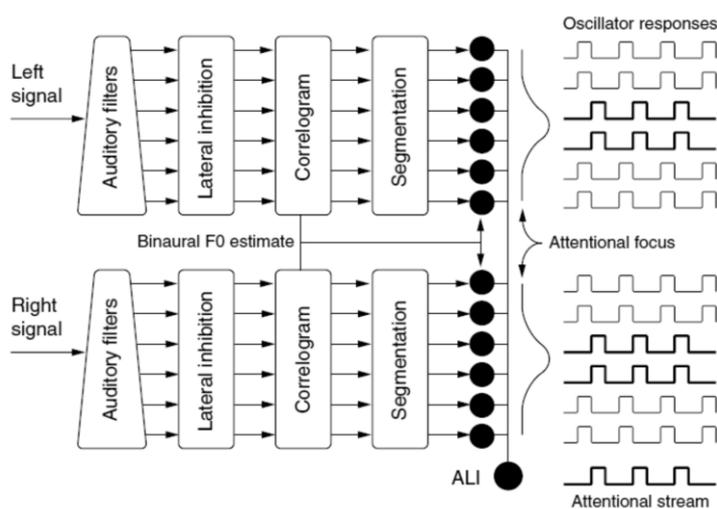


Figura 6-3: Modelo de atención (Wrigley & Brown, 2004)

A parte de estas aplicaciones se utiliza cada vez más en robótica, y como veremos en el siguiente apartado, para la localización espacial. También como puede verse en la Figura 6-3 se utiliza para reproducir procesos como la atención en diferentes sonidos.

6.2 Modelos Binaurales

Los modelos auditivos Binaurales se realizan con la motivación de entender y poder reproducir los procesos binaurales que hacen posible la localización espacial, pero también a focalizar la atención y a recibir mejor el mensaje en ambientes reverberantes. Hay diferentes aplicaciones de estos modelos actualmente (Blauert, 2012), incluyendo el análisis computacional de escena auditiva (CASA) con el objetivo de utilizarlo en robótica (Deleforge & Horaud, 2012), o en la simulación de

salas (M. Bodden, 1993) o bien en dispositivos auditivos (M. Bodden, 1994)(Kates, 2008). No obstante es muy extendido su uso también en reconocimiento automático del habla (ASR) en general (R. M. Stern, 2002).

Los dos parámetros más importantes cuando hablamos de escucha binaural y de localización espacial son:

- *Interaural Time Differences* (ITD's): diferencia de tiempo entre la llegada de la onda sonora a un oído con respecto al otro. En ocasiones se puede hablar también de *Interaural Phase Differences* (IPD's) sobretodo en el caso de tonos puros.
- *Interaural Intensity Differences* (IID's): diferencia de intensidad entre la llegada de la onda sonora a un oído con respecto al otro. Con la misma idea existen también las *Interaural Level Differences* (ILD's) que se refieren a la diferencia de nivel.

De los experimentos de diferentes autores recogidos en (J. Blauert, 1997) y descritos en profundidad en (Moore, 2003) se pueden obtener las mínimas diferencias de tiempo e intensidad obtenidas de forma experimental. Estas diferencias son llamadas *Just-Noticeable Difference* (JND).

En cuanto al modelado de la escucha binaural, se encuentra la primera aportación en (Jeffress, 1948) quien sugiere que la localización espacial depende de mecanismos neuronales que detectan la diferencia de nivel, y en el mismo año se describe la diferencia de nivel de enmascaramiento binaural (Hirsh, 1948; Licklider, 1948).

6.2.1 Modelos basados en correlación cruzada

6.2.1.1 Modelo binaural de Colburn

Sin embargo la aportación de (Colburn & Durlach, 1978) es la que se ha tomado como modelo genérico el cual incluye una serie de procesamientos basado en filtros pasa-banda, rectificación, representación neuronal con procesos estocásticos y además:

1. Comparación de tiempo interaural con un rango de posibles tiempos de retardo utilizando correlación o mecanismos de coincidencia

2. Mecanismos de decisión que consideran las diferencias de nivel de los procesadores monoaurales.

A partir de este modelo el trabajo derivado ha prestado especial atención a los mecanismos de correlación cruzada para la extracción de la información de diferencias de tiempo (R. M. Stern & Trahiotis, 1995).

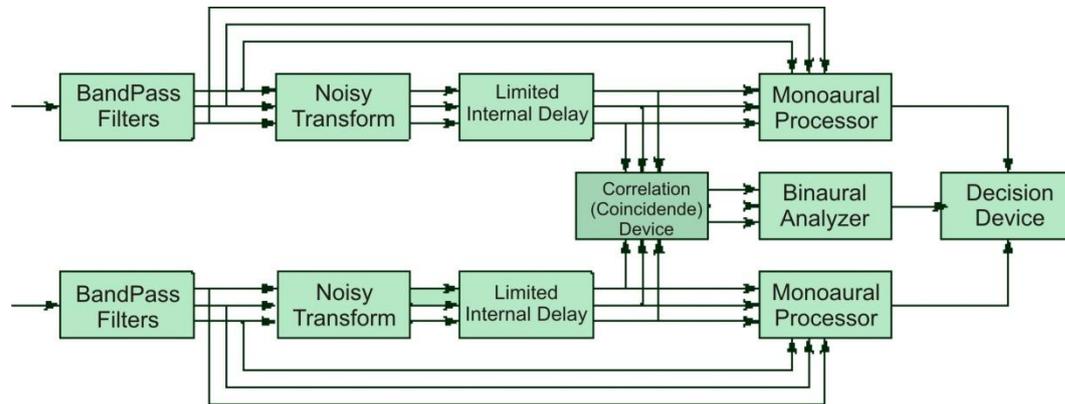


Figura 6-4: Esquema del modelo de procesamiento binaural de Colburn.

La correlación cruzada se formula en relación a las señales de ambos oídos de la forma:

$$R(\tau, t) = \int_{-\infty}^t x_L(\alpha)x_R(\alpha - \tau)w(t - \alpha)p(\tau) d\alpha \quad (6.1)$$

Donde x_L y x_R son las señales de ambos oídos, $w(t)$ representa la ventana temporal donde se realiza la correlación y $p(\tau)$ es normalmente de la forma $e^{-k|\tau|}$ y sirve para enfatizar la contribución de los retardos internos.

Para el efecto de las IID se añade la constante de proporción de intensidad \hat{P} que se halla utilizando los valores de intensidad de ambos oídos (I_L e I_R) en los intervalos de tiempo definidos por $w(t)$ (Sayers & Cherry, 1957).

$$\hat{P} = \frac{I_L - I_R}{I_L + I_R} \quad (6.2)$$

Para estimar el ángulo del evento sonoro, necesitamos alimentar un procesador de reconocimiento de patrones con la información de IACC (*Interaural Cross-correlation*), el cuál decide que patrón concuerda con la señal de entrada (Blanco Martín, 2009).

Por otra parte dentro de los modelos neuronales tendríamos la etapa de toma de decisiones que en la bibliografía suele ser llamado “contador de coincidencias”. Esta parte se basa en el comportamiento del nervio auditivo sistema auditivo central y en el tiempo de disparo de las fibras nerviosas. La actividad de las fibras del sistema nervioso se caracteriza por $r(t)$ que es su ratio de activación, el cual es función variante en tiempo que depende de una frecuencia característica (CF). El contador de coincidencias se realiza en este caso como un proceso de Poisson¹⁴ no homogéneo.

$$E[L(\tau, t, f)] = \int_{-\infty}^t r_L(\alpha)r_R(\alpha - \tau)w(t - \alpha)p(\tau) d\alpha \quad (6.3)$$

Aquí $L(t, \tau, f)$ será el número de coincidencias por cada ventana de tiempo a la CF evaluada.

Existen dos principales vertientes que han desarrollado su trabajo en base a este modelo que se citarán a continuación:

- Determinar la forma en que la posición lateral de un estímulo binaural puede ser relacionada con la actividad del contador de coincidencias. Examinar también cómo la discriminación interaural y la detección binaural se corresponden con cambios en la posición lateral (R. M. Stern, Zeiberg, & Trahiotis, 1988; R. M. Stern & Shear, 1996).
- Comprender cómo procesa el sistema binaural los sonidos complejos en entornos reales (J. Blauert, 1997; Blauert, Bodden, & Lehnert, 1992; Gaik, 1993). Esta línea de investigación ha motivado la creación de procesadores *Cocktail-party*¹⁵ (Grabke & Blauert, 1998).

¹⁴ En estadística y simulación, el proceso de Poisson es un proceso estocástico de tiempo continuo que consiste en "contar" eventos raros (también se le llama "ley de los eventos raros") que ocurren a lo largo del tiempo.

¹⁵ El efecto *Cock-tail party*, también puede ser llamado de atención selectiva. Es el fenómeno que ocurre cuando se ha de prestar atención a un estímulo en un ambiente ruidoso rodeado de estímulos similares, como ocurre cuando se intenta seguir una conversación en un ambiente ruidoso.

6.2.1.2 Modelo inhibitorio de Lindemann

En (Lindemann, 1986) se describe un modelo que parte de la anteriormente explicada correlación cruzada, pero que propone algunas diferencias:

- Incluye un mecanismo de inhibición a la salida del contador de coincidencias.
- Incluye mecanismos de procesamiento monoaural que ayuda a obtener información de coincidencias aun cuando la intensidad en uno o ambos oídos es extremadamente baja.

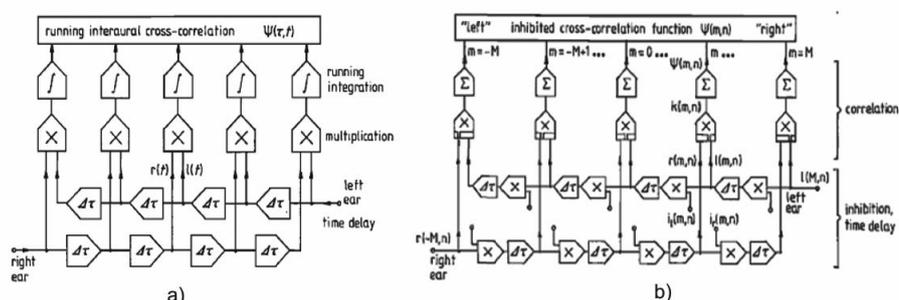


Figura 6-5: Comparación entre modelos binaural con correlación cruzada. A) Modelo de Colburn. B) Modelo inhibitorio de Lindemann.

Una de las propiedades interesantes del modelo de Lindemann es que la interacción de la inhibición con el procesamiento monoaural, produce picos pronunciados en la salida del contador de coincidencias (mayor número de coincidencias a lo largo del eje de retardos internos) lo que produce cambios en las ILD en alta frecuencia. No obstante el principal fenómeno que se pretendía estudiar mediante este modelo era el efecto de precedencia, el cual se reproduce con fiabilidad debido a la inclusión de la inhibición en el proceso.

Como continuación de este trabajo, este modelo fue probado por (Gaik, 1993) con datos experimentales de sujetos reales y además propone mejorar la diferencia de sensibilidad del modelo en las ILD a alta frecuencia. La idea de la inhibición binaural se ha seguido utilizando en modelos posteriores de manera recurrente, (Breebaart, Van De Par, & Kohlrausch, 2001) realizan un modelo llamado EI (excitación-inhibición) el cual es un modelo de detección de la señal binaural.

Para la localización del evento sonoro existe también un modelo basado en correlación cruzada el cual sólo va a tener en cuenta las ITD e ILD

que claramente muestren la posición de la fuente (Blanco Martín, 2009). Este modelo utiliza lo que los autores (Faller & Merimaa, 2004) llaman coherencia interaural (IC), y su principal diferencia es la manera en que la potencia de la señal afecta a la localización, mientras otros modelos utilizan los valores de la señal a lo largo del tiempo o su integración en una ventana temporal, el modelo IC solamente trata la potencia de la señal en el instante concreto en que se evalúa.

6.2.2 Modelo Stereoausis

El nombre de este modelo descrito por (Shamma, Shen, & Gopaldaswamy, 1989) viene de una analogía de lo que es la estereopsis¹⁶ en la visión pero aplicado a la audición. Este trabajo sigue utilizando el método de correlación pero la filosofía de este modelo de redes neuronales es muy diferente. En primer lugar la hipótesis enunciada toma en cuenta los datos fisiológicos que dicen que el procesamiento binaural se realiza sobre todo en la vía auditiva concretamente en el complejo olivar superior, (MSO y LSO). Por otra parte no utiliza la información temporal para caracterizar la señal de salida de la cóclea sino la información espacial.

El principal proceso que se realiza a en este modelo es confeccionar una matriz de primer orden donde se detallan las respuestas de ambas cócleas. De esta matriz se mide la función de correlación entre la actividad instantánea del mismo punto coincidente en ambas cócleas. El propósito principal trata de obtener la información de ITD de la diferencia entre el movimiento de ambas cócleas ya que ambas tienen la misma velocidad de propagación pero en cada porción coclear pueden coincidir movimientos diferentes en las cócleas.

¹⁶ Estereopsis: percepción visual binocular del espacio tridimensional.

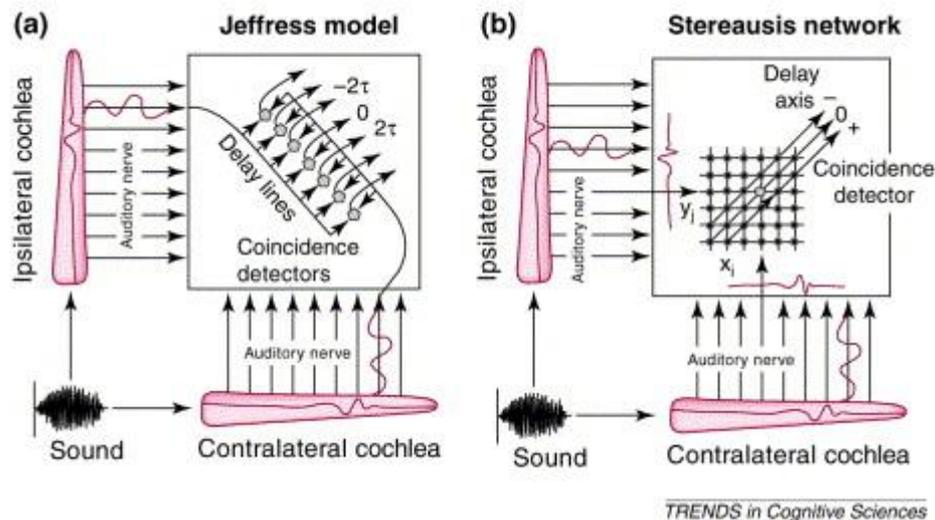


Figura 6-6: Comparación entre modelos de procesamiento binaural. A) Modelo de Jeffress de correlación cruzada temporal. B) Modelo Stereausis de correlación espacial.

Finalmente los patrones de salida del nervio auditivo se realizan mediante procesos de inhibición lateral espacial e interacción de la excitación, lo que provoca efectos no lineales en los resultados.

Comparando este modelo con el modelo clásico (Jeffress, 1948), podemos decir que el Stereausis utiliza correlación espacial mientras que el modelo de correlación cruzada lo hace comparando las informaciones con una serie de retardos neuronales para después elegir la opción más acertada.

6.2.3 Modelos de Detección

En los últimos años los modelos recogidos tienen como objetivo el reconocimiento de voz viendo el modelo binaural como un enfatizador de la voz en entornos ruidosos. Se evalúa en estos casos la relación señal ruido que ofrece el modelo cuando se produce el fenómeno conocido como *Cocktail party*. No obstante también se ha avanzado en la localización del sonido. En este campo podemos hablar de los modelos que detectan la dirección de la fuente sonora, que llamaremos *Detection of arrival* (DOA).

6.2.3.1 Direction of Arrival

En el trabajo (Dietz, Ewert, & Hohmann, 2011) se describe un modelo binaural que no utiliza correlación cruzada para ello utiliza una combinación del modelo descrito por (Dau, Püschel, & Kohlrausch,

1996) del procesamiento auditivo, con el de excitación-inhibición de (Breebaart et al., 2001). El modelo trata de considerar 4 aspectos: la resolución temporal, limitada información de la estructura fina a altas frecuencias, disparidades en la envolvente temporal, un limitado rango de ITD. Para ello utiliza funciones de transferencia interaurales (ITF).

$$ITF(t) = g_{OI}(t) * \overline{g_{OD}(t)} \tag{6.4}$$

$$ITF(t) = a_{OI}(t) * a_{OD}(t) * e^{-j(\phi_{OI}(t) - \phi_{OD}(t))}$$

Donde $g_{OI}(t)$ es la señal del oído izquierdo y $\overline{g_{OD}(t)}$ es la compleja conjugada de la señal del oído derecho. Después usa la $ITF(t)$ en un vector de fuerza binaural (IVC) de la forma:

$$IVS(t) = \frac{|\int_0^\infty ITF(t - \tau) e^{-\tau/\tau_s} d\tau|}{\int_0^\infty |ITF(t - \tau)| e^{-\tau/\tau_s} d\tau} \tag{6.5}$$

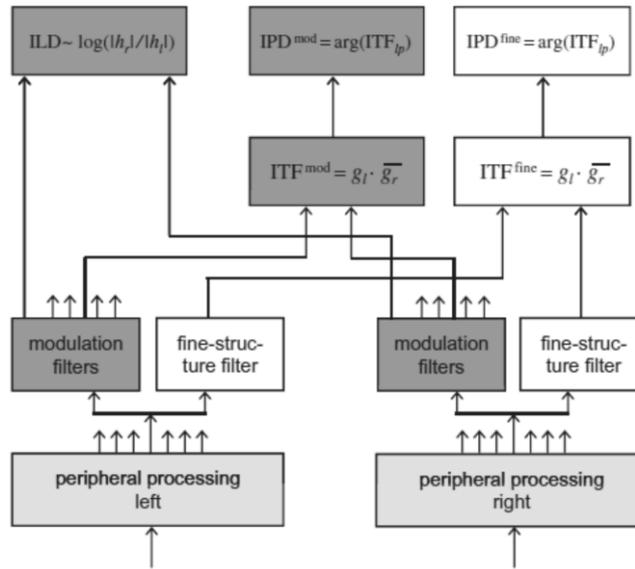


Figura 6-7: Pre-procesado (Dietz et al., 2011)

En la figura Figura 6-7 pueden verse los procesos que se realizan en este modelo de DOA, obteniendo las ILD y las IPD de modulación y de la estructura fina.

6.2.3.2 Dominio tiempo / frecuencia

Siguiendo con la idea de la detección, en (Nakashima, Chisaki, Usagawa, & Ebata, 2003) se evalúan modelos de detección implementados en el dominio del tiempo y de la frecuencia, y

comparándolos con la base de datos de HRTFs. En (Chisaki, Matsuo, Hagiwara, Nakashima, & Usagawa, 2007) se utiliza también comprobando la exactitud en la localización del sonido en tiempo real, e implementándolo en un dispositivo auditivo.

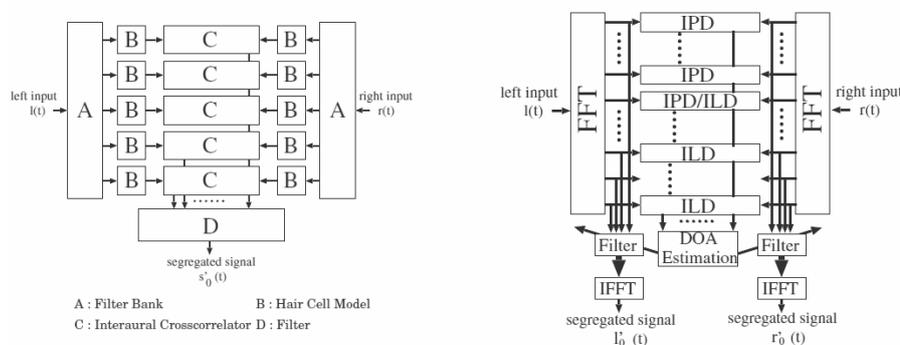


Figura 6-8: Comparación entre los modelos de detección. A) modelo en el dominio del tiempo. B) modelo en el dominio de la frecuencia.

6.2.4 Conclusión

Para cerrar este apartado vamos a enumerar diferentes fenómenos psicoacústicos que pueden ser descritos mediante modelos de correlación cruzada antes mencionados, para ampliar esta información puede consultarse (R. M. Stern & Trahiotis, 1995).

TABLA 6-I: Fenómenos psicoacústicos de la escucha binaural.

Fenómenos binaurales estudiados mediante modelado		
Posición lateral subjetiva. <ul style="list-style-type: none"> • Lateralización de tonos puros. • Lateralización de ruido filtrado en baja frecuencia. • Lateralización de tonos modulados de baja frecuencia. • Lateralización de tonos modulados de alta frecuencia y ruido de banda estrecha. 	<ul style="list-style-type: none"> • Discriminación interaural • Diferencias de nivel de enmascaramiento binaural • Fenómeno de <i>pitch</i> dicótico 	Efectos temporales de <ul style="list-style-type: none"> • Efecto de precedencia • Lentitud binaural

Referencias

- Blanco Martín, E. (2009). Medidas objetivas de localización de un evento sonoro para sistemas de teleconferencia. ETSI Telecomunicación. Universidad Politécnica de Madrid). (<http://oa.upm.es/2911/>)
- Blauert, J. (1997). *Spatial hearing: The psychophysics of human sound localization* The MIT press.
- Blauert, J. (2012). Binaural models and their technological application . *19th International Congress on Sound and Vibration (ICSV19)*, Vilnius, Lithuania.
- Blauert, J., Bodden, M., & Lehnert, H. (1992). Binaural signal processing and room acoustics planning. *IEICE Transactions on Fundamentals of Electronics, Communications and Computer Sciences*, 75(11), 1454-1459.
- Bodden, M. (1994). Binaural hearing and future hearing-aids technology. *Le Journal De Physique IV*, 4(C5), 5-5.
- Bodden, M. (1993). Modeling human sound-source localization and the cocktail-party-effect. *Acta Acoustica*, 1, 43-55.
- Bosi, M., Brandenburg, K., Quackenbush, S., Fielder, L., Akagiri, K., Fuchs, H., et al. (2012). ISO/IEC MPEG-2 advanced audio coding. *Proc. 101 AES Conv*,
- Breebaart, J., Van De Par, S., & Kohlrausch, A. (2001). Binaural processing model based on contralateral inhibition. I. model structure. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 110, 1074.
- Bregman, A. S. (1990). *Auditory scene analysis: The perceptual organization of sound* . Cambridge, Mass.: MIT Press.
- Brown, G. J. (1992). *Computational auditory scene analysis : A representational approach*. University of Sheffield).
- Büchler, M., Allegro, S., Launer, S., & Dillier, N. (2005). Sound classification in hearing aids inspired by auditory scene analysis. *EURASIP Journal on Applied Signal Processing*, 2005, 2991-3002.
- Chisaki, Y., Matsuo, K., Hagiwara, K., Nakashima, H., & Usagawa, T. (2007). Real-time processing using the frequency domain binaural model *Applied Acoustics*, 68(8), 923-938.
- Colburn, H. S., & Durlach, N. I. (1978). Models of binaural interaction. *Handbook of Perception*, 4, 467-518.
- Dau, T., Püschel, D., & Kohlrausch, A. (1996). A quantitative model of the “effective” signal processing in the auditory system. I. model structure. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 99, 3615.
- Deleforge, A., & Horaud, R. (2012). The cocktail party robot: Sound source separation and localisation with an active binaural head. *Human-Robot Interaction (HRI), 2012 7th ACM/IEEE International Conference on*, pp. 431-438.
- Dietz, M., Ewert, S. D., & Hohmann, V. (2011). Auditory model based direction estimation of concurrent speakers from binaural signals *Speech Communication*, 53(5), 592-605.
- Ellis, D. P. W. (1996). *Prediction-driven computational auditory scene analysis*. Massachusetts Institute of Technology).
- Faller, C., & Merimaa, J. (2004). Source localization in complex listening situations: Selection of binaural cues based on interaural coherence. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 116, 3075.

- Gaik, W. (1993). Combined evaluation of interaural time and intensity differences: Psychoacoustic results and computer modeling. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 94, 98.
- Grabke, J. W., & Blauert, J. (1998). Cocktail party processors based on binaural models. *Computational Auditory Scene Analysis*. Lawrence Erlbaum Associates, Mahwah, New Jersey, , 243-255.
- Hirsh, I. J. (1948). The influence of interaural phase on interaural summation and inhibition. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 20(4), 536-544.
- Jeffress, L. A. (1948). A place theory of sound localization. *Journal of Comparative and Physiological Psychology*, 41(1), 35.
- Kates, J. M. (2008). *Digital hearing aids* Cambridge Univ Press.
- Licklider, J. (1948). The influence of interaural phase relations upon the masking of speech by white noise. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 20(2), 150-159.
- Lindemann, W. (1986). Extension of a binaural cross-correlation model by contralateral inhibition. I. simulation of lateralization for stationary signals. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 80, 1608.
- Lyon, R. F., & Mead, C. (1988). An analog electronic cochlea. *Acoustics, Speech and Signal Processing, IEEE Transactions on*, 36(7), 1119-1134.
- Lyon, R. F. (2011). Cascades of two-pole--two-zero asymmetric resonators are good models of peripheral auditory function. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 130(6), 3893-3904.
- Moore, B. C. J. (2003). *An introduction to the psychology of hearing* . Amsterdam: Academic Press.
- Nakashima, H., Chisaki, Y., Usagawa, T., & Ebata, M. (2003). Frequency domain binaural model based on interaural phase and level differences. *Acoustical Science and Technology*, 24(4), 172-178.
- Rieta Ibáñez, J. J. (2007). Separación ciega de fuentes. fundamentos y aplicaciones en ingeniería biomédica. *Procesado De Señales Biomédicas*, pp. 57-100.
- Sarpeshkar, R., Lyon, R. F., & Mead, C. (1998). A low-power wide-dynamic-range analog VLSI cochlea. *Analog Integrated Circuits and Signal Processing*, 16(3), 245-274.
- Sayers, B. M., & Cherry, E. C. (1957). Mechanism of binaural fusion in the hearing of speech. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 29(9), 973-987.
- Shamma, S. A., Shen, N., & Gopaldaswamy, P. (1989). Stereausis: Binaural processing without neural delays. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 86, 989.
- Stern, R. M. (2002). Using computational models of binaural hearing to improve automatic speech recognition: Promise, progress, and problems. *AFOSR Workshop on Computational Audition*, The Ohio State University, in Columbus, Ohio, USA.
- Stern, R. M., & Shear, G. D. (1996). Lateralization and detection of low-frequency binaural stimuli: Effects of distribution of internal delay. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 100, 2278.
- Stern, R. M., & Trahiotis, C. (1995). Models of binaural interaction. In B. C. J. Moore (Ed.), *Hearing. handbook of perception and cognition* (2nd ed., pp. 347-387) Academic Press.

- Stern, R. M., Zeiberg, A. S., & Trahiotis, C. (1988). Lateralization of complex binaural stimuli: A weighted-image model. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 84, 156.
- van Der Kouwe, A. J. W., Wang, D. L., & Brown, G. J. (2001). A comparison of auditory and blind separation techniques for speech segregation. *Speech and Audio Processing, IEEE Transactions on*, 9(3), 189-195.
- Wang, D. L. L., & Brown, G. J. (1999). Separation of speech from interfering sounds based on oscillatory correlation. *Neural Networks, IEEE Transactions on*, 10(3), 684-697.
- Watts, L., Kerns, D. A., Lyon, R. F., & Mead, C. A. (1992). Improved implementation of the silicon cochlea. *Solid-State Circuits, IEEE Journal of*, 27(5), 692-700.
- Wrigley, S. N., & Brown, G. J. (2004). A computational model of auditory selective attention. *Neural Networks, IEEE Transactions on*, 15(5), 1151-1163.

7 Recursos y herramientas de modelado

Después de repasar las diferentes técnicas que existen para modelar el sistema auditivo, el presente capítulo tratará de ofrecer colección de recursos disponibles a día de hoy, para la realización de modelos. La mayoría de ellos lo hacen siguiendo las pautas del Capítulo 5: Métodos basados en procesamiento de la señal ya que son los más extendidos y pueden desarrollarse sin necesidad de un software dedicado. En los últimos años la potencia y facilidad de uso que ofrece MATLAB ha hecho que la comunidad científica no sólo realice modelos o software completos sino que los comparta, creando comunidades al estilo *Opensource* que dedican sus esfuerzos a reproducir experimentos implementando mejoras de forma más ágil que hace algunos años.

Algunos de estos recursos son de hace unos años y han sido superados o incluso desechados, pero merece la pena conocerlos en orden casi cronológico entendiendo qué dirección ha seguido la evolución de estas herramientas.

7.1 Auditory Toolbox

Este ‘toolbox’ fue inicialmente desarrollado para *Apple Compute Inc.* por Malcom Slaney y finalizado en *Interval Research Corporation*.

A día de hoy está disponible en:

<https://engineering.purdue.edu/~malcolm/interval/1998-010/> tanto el programa como la documentación.

El objetivo de esta herramienta fue programar una serie de modelos del sistema auditivo en el entorno MATLAB y proporcionar diferentes formas de representar los sonidos en base a estos modelos. Existen 6 formas de representación en este programa, 3 de ellas son las habituales utilizadas en representación y reconocimiento de voz y las otras 3 están basadas en modelos computacionales del sistema auditivo de diversos autores:

- 1) Mediante `spectrogram` puede verse el análisis FFT del estímulo a lo largo del tiempo.
- 2) Otra de las habituales formas de representación de la señal vocal es mediante el análisis de predicción lineal, el cual puede utilizarse mediante las funciones `prolpc` y su inversa `synlpc`.
- 3) El Mel-Frequency Cepstral Coefficients (MFCC) es otra herramienta utilizada para el reconocimiento de voz y se considera una representación bastante similar a cómo responde el sistema auditivo. Combina filtros auditivos con transformada del coseno. Además, incorpora la técnica conocida como *rasta* (*RelAtive SpecTrAl*) que simula la respuesta del oído al enmascaramiento.
- 4) Implementando el modelo de Richard F. Lyon (`LyonPassiveEar` en el programa) se obtiene una representación de la probabilidad de actividad neuronal. El modelo de Lyon consta de una línea de transmisión a través de la membrana basilar seguida de una serie de etapas de adaptación. Aquí puede verse un ejemplo de la

respuesta del modelo ante un estímulo de una señal sinusoidal.

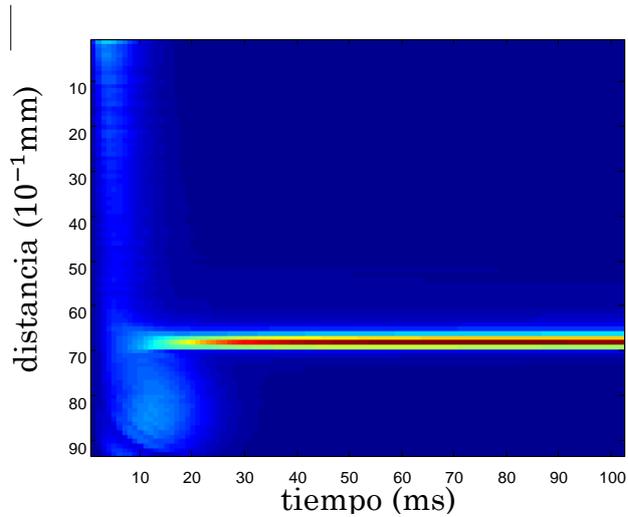


Figura 7-1: Ejemplo de visualización de una onda sinusoidal en Auditory Toolbox.

- 5) Mediante tres comandos (`MakeERBFilters`, `ERBFilterBank`, y `MeddisHairCell`) podemos obtener la respuesta a un modelo basado en bandas críticas compuesto por un banco de filtros Gammatone (Patterson, Mike, & Giguere, 1995) y al modelo sobre la dinámica de las CCI de (R. Meddis, Hewitt, & Shackleton, 1990)

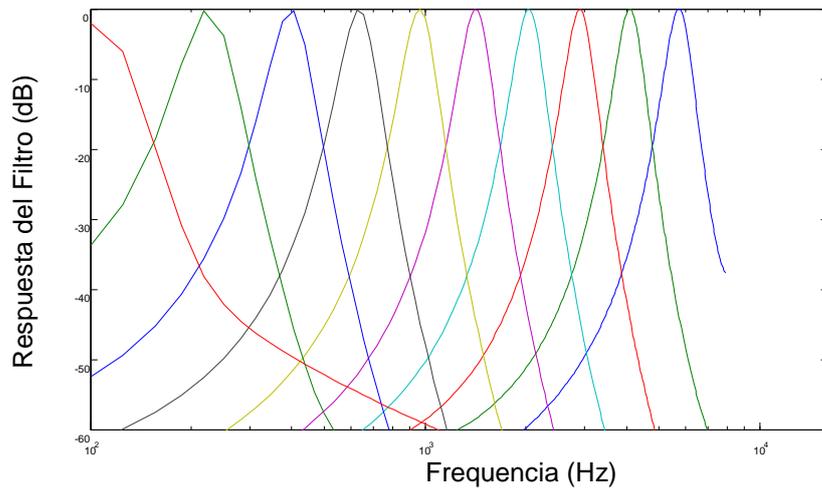


Figura 7-2: Banco de filtros Gammatone extraído de un ejemplo con Auditory Toolbox.

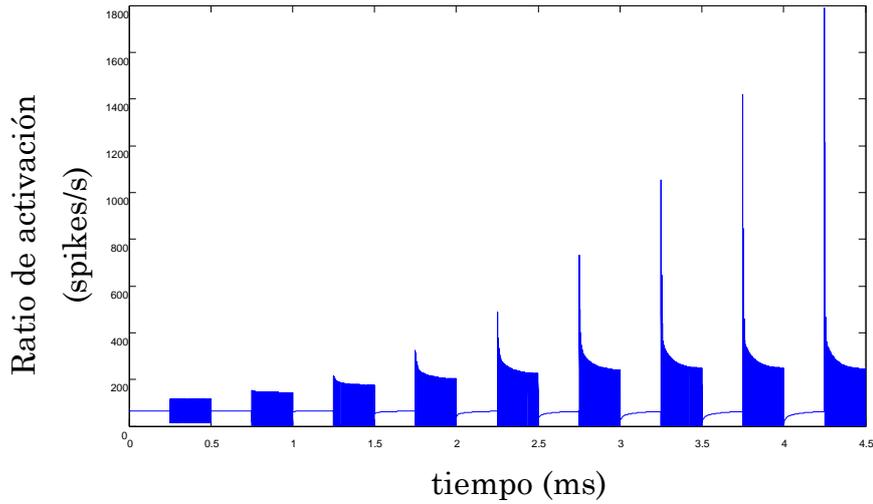


Figura 7-3: Respuesta de las CCI extraído de un ejemplo con Auditory Toolbox.

- 6) El modelo de cóclea de (Seneff, 1986) también combina un banco de filtros de bandas críticas con un detector de control automático de ganancia (AGC). Las etapas I y II son utilizadas en la función `SeneffEar` del programa.

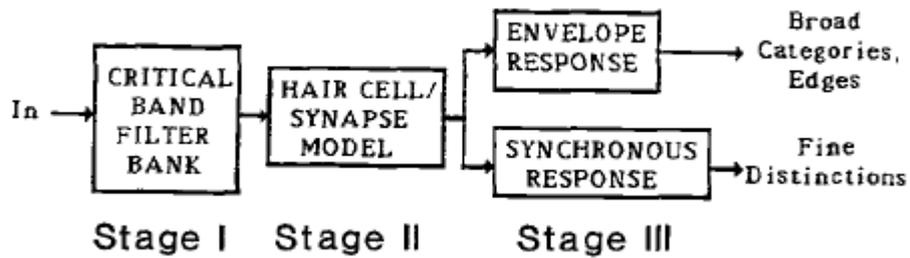


Figura 7-4: Esquema del modelo de (Seneff, 1986) incluido en el Auditory Toolbox.

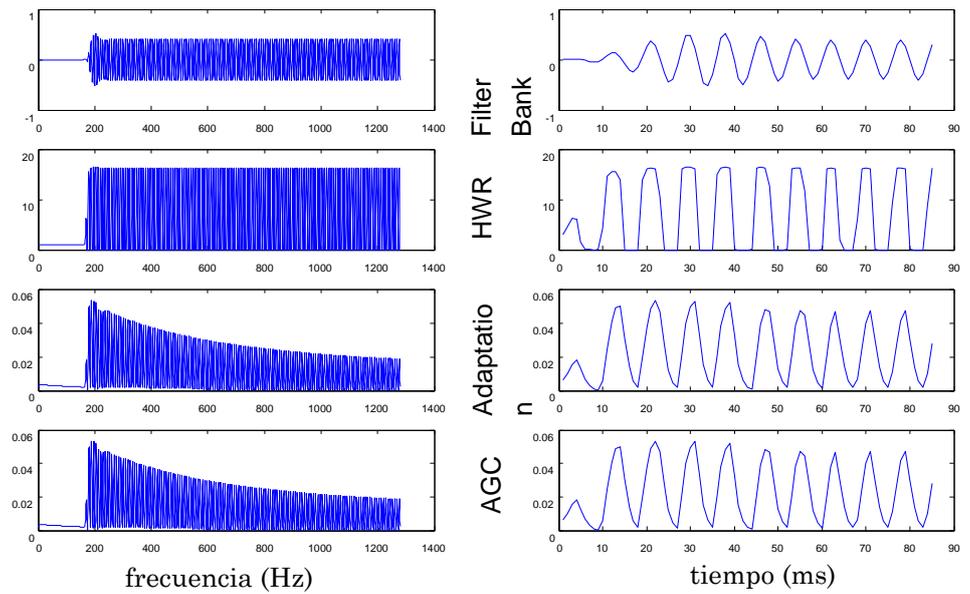


Figura 7-5: Cocleograma utilizando el modelo de Sneff dentro del Auditory Toolbox.

Dentro de la documentación se encuentra una descripción de cada una de las funciones con ejemplos para un mejor entendimiento.

7.2 HUT-EAR

Este paquete de funciones realizado por Aki Härmä del laboratorio de acústica y procesamiento de la señal de audio de la *Helsinki University of Technology* utiliza funciones de diferentes ‘toolboxes’ como el *Auditory Toolbox*, el *Auditory Image Model* de la Cambridge University, del *LutEar* (de la Essex University ahora llamado MAP) y funciones del trabajo de Toshio Irino.

El software completo desarrollado en MATLAB está actualmente disponible en: <http://www.acoustics.hut.fi/software/HUTear>

A diferencia del *Auditory Toolbox*, este paquete contiene una estructura común para todos los modelos, y cada modelo unos parámetros que son fijados mediante perfiles. Para ello se utiliza la función `A=AudMod(sig,profile)`, la cual utiliza una señal de entrada y un modelo concreto que se encuentra en el perfil.

La estructura y los perfiles se encuentran detallados en las siguientes tablas:

TABLA 7-I: Etapas y funciones de HUT-EAR.

Etapa de la estructura	Funciones	Opciones
Pre-procesado:	<code>Pascalize</code>	Escalado del nivel de la señal
Oído Externo y Medio:	<code>model.outmid.file</code> <code>model.outmid.function</code>	ELC MAF MAP
Cóclea	<code>model.cochlea.gt</code> <code>model.cochlea.fb</code> <code>model.cochlea.function</code> <code>model.cochlea.asymmcomp</code>	Gammatone Gammachirp
Células ciliadas internas (CCI)	<code>model.haircell.rct</code> <code>model.haircell.ihc</code> <code>model.haircell.function</code> <code>model.haircell.thershold</code>	Meddis model Rectify-compress-filter model
Adaptación neural	<code>model.neural.function</code> (utiliza el propio de cada modelo, ejemplo: <code>'Meddis91'</code>)	Temporal window model Adaptative nonlinear networks
Post-procesado	<code>model.pp.mapping='decibel'</code> <code>model.pp.mapping='filename'</code>	Decibels Scaling Detection devices

Como puede verse en la TABLA 7-I las etapas de HUT-EAR corresponden con cada parte del sistema auditivo distinguiendo el oído externo y medio, la cóclea, las CCI, la adaptación neuronal y el post-procesado. Estas etapas tienen su correlación directa con los apartados en que se divide el Capítulo 5.

TABLA 7-II: Descripción de los modelos completos (perfiles) realizados con HUT-EAR

Archivo MATLAB	Banco de Filtros	Modelo CCI	Referencia
Profile_Plack98.m	Gammatone	Rectificador media onda Compresión no lineal integrador temporal	(Plack & Oxenham, 1998)
Profile__Dau96.m	Gammatone	Rectificador media onda Filtro pasa bajo Adaptacion Dau	(Dau, Püschel, & Kohlrausch, 1996)
Profile_Karjalainen96.m	Gammatone	Rectificador media onda Filtro pasa bajo Adaptacion Karjalainen	(Karjalainen, 1996)
Profile_Meddis91.m	Gammatone	Modelo CCI Meddis	(R. Meddis & Hewitt, 1991)

En la TABLA 7-II se muestran los perfiles de *HUT-EAR* indicando el tipo de algoritmo que utilizan en las etapas de filtros cocleares y modelo de CCI. Los perfiles disponibles son el de Plack98, el de Dau96, el de Karjalainen96 y el de Meddis91.

7.3 LUTear Core Routines Library (CRL)

Su primera versión data de 1993 y estaba compuesta por los módulos utilizados en el *Speech and Hearing Laboratory*, de la *Loughborough University of Technology (LUT)*. Sin embargo el copyright pertenece a la Essex University.

Esta herramienta escrita en ANSI-C de la cual puede conocerse más en el sitio: <http://www.physiology.wisc.edu/phys735/lutear/manual.html> está compuesta por una serie de módulos y rutinas que para ser utilizados en el modelado computacional del sistema auditivo. La última versión de 1997 LUTear 2.0.9 estaba compuesto de los siguientes módulos:

TABLA 7-III: Módulos generales de LUTEar 2.0.9

LUTEar	Contiene la declaración de las constantes básicas, macros y subrutinas
SignalData	Se define la estructura de las señales de entrada. Contiene también rutinas necesarias para manejar la estructura.
EarObject	Se define la estructura del modelo. Las rutinas específicas de procesos, las rutinas para manejar los procesos de entrada y salida y la conexión entre ellas.
ModuleMgr	Contiene el módulo de gestión del sistema e incluye las extensiones de programación genéricas.

7.4 The Development System for Auditory Modelling (DSAM)

DSAM es un recurso escrito en ANSI-C desarrollado originalmente por el *Centre for the Neural Basis of Hearing (CNBH)* por Lowel P. O'Mard el cual sigue dando soporte hoy en día. Este software está diseñado específicamente para obtener simulaciones del sistema auditivo siendo muy parecido a su antecesor LUTEar pero a diferencia de éste, se distribuye con código abierto: <http://dsam.sourceforge.net/>, lo que hace de él un sistema más flexible para el uso de cualquier investigador en el campo.

Uno de los principales atractivos de este potente simulador es la posibilidad de utilizarlo en diferentes entornos dependiendo de la intención de la simulación. De esta manera el programa cuenta con un kit de desarrollo de software (SDK) para poder programar en ANSI-C las diferentes simulaciones de los modelos. Sin embargo a raíz de la expansión del entorno MATLAB cuenta también con la herramienta *RunDSAMSim* en la que es posible realizar las simulaciones de DSAM ya sea en MATLAB, Octave o Java. Además de esto existe una versión de simple simulación para no programadores llamada *AMS (Auditory Modelling System)* en la cual hay diferentes tutoriales en los que poder simular diferentes experimentos.

Actualmente el Hearing Laboratory de la Essex University utiliza un programa escrito completamente en entorno MATLAB que será visto en el punto 7.6 Model of the Auditory Periphery (MAP). No obstante los tutoriales constan de diferentes experimentos artículos en los que fue utilizado DSAM (O'Mard, 2005) por ejemplo sobre el modelado de la frecuencia fundamental en el núcleo coclear, la integración temporal o el enmascaramiento no simultáneo.

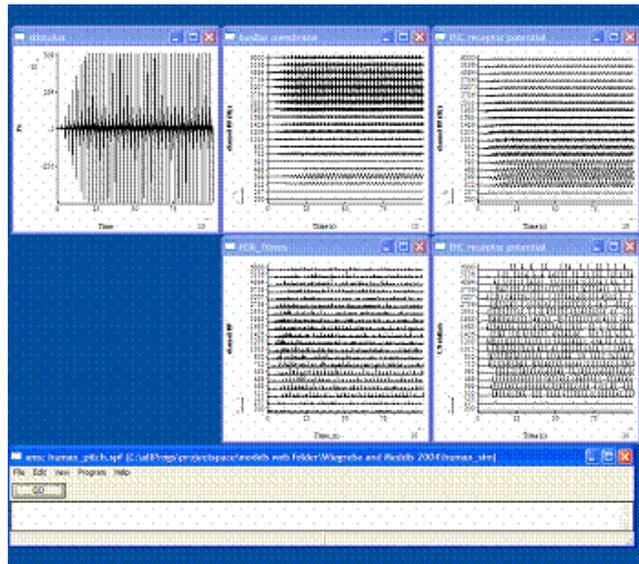


Figura 7-6: Captura de pantalla de un modelo de oído humano en varios canales

Las características de DSAM son:

- Estructura modular
- Escrito en ANSI-C y disponible en todos los sistemas operativos
- Los datos multicanal son manejados invisiblemente
- Permite procesado binaural
- Amplia colección de modelos del sistema auditivo realizados por diferentes investigadores
- Extensa colección de módulos de análisis incluidas
- Algoritmos con eficiencia probada
- Rutinas para el manejo y detección de errores

- Programación disponible en más de un nivel
- Soporta escritura y lectura de datos de audio
- Procesamiento segmentado para secuencias largas o señales continuas
- Herramienta para crear módulos nuevos e incluirlos en DSAM

7.5 Auditory Image Model (AIM-MAT)

También desarrollado por el Centre for the Neural Basis of Hearing (CNBH) pero originalmente escrito en 1992 por John Holdsworth, Paul Mason and Mike Allerhand del MRC APU y descrito en (Patterson et al., 1995).

Ha pasado por diferentes versiones la de 1992 (en C) es la que llaman “*original AIM*” la de 2003 mejorada por Stefan Bleeck, Tim Ives and Roy D. Patterson y reescrita en MATLAB fue llamada “*AIM-MAT*”. Actualmente está siendo soportado por la Universidad de Southampton a través de la web: <http://www.southampton.ac.uk/aim/>

Las principales funciones que puede reproducir y simular AIM son:

- 1) Pre-procesamiento coclear (PCP): procesamiento del sonido antes de llegar a la ventana oval
- 2) *Basilar membrane motion* (BMM): movimiento de la membrana basilar en el interior de la cóclea.
- 3) *The neural activity pattern* (NAP): patrón de la actividad neuronal observado en el nervio auditivo y el núcleo coclear.
- 4) *Strobe points* (SP): La identificación es máxima si se repiten los patrones neuronales, esto se puede utilizar para crear imágenes auditivas.
- 5) *Stabilized auditory images* (SAI): la base de la percepción auditiva está en el reconocimiento de las antes llamadas imágenes auditivas.

- 6) *Mellin Magnitude Image* (MMI): Un tamaño invariante relativo a la percepción de una sílaba es lo que se conoce como magnitud *Mellin*. Esta última función ha sido incluida en la versión actual.

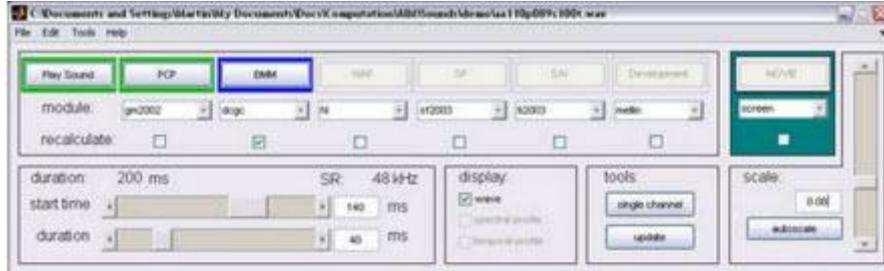


Figura 7-7: Interfaz de usuario de AIM2006.

Uno de los puntos fuertes de esta herramienta es que es sencilla de utilizar a través de su interfaz gráfico ya que desde él se realiza todo el trabajo, llamando a las funciones necesarias en cada momento.

7.6 Model of the Auditory Periphery (MAP)

Realizado en la Universidad de Essex, como continuación del trabajo realizado en el DSAM escrito en C, pero en esta ocasión diseñado por Ray Meddis y escrito en MATLAB incluyendo diversas mejoras. *Model of the Auditory Periphery* (MAP) es un programa que simula todas las etapas del sistema auditivo hasta llegar al tronco cerebral. MAP es un modelo basado en el conocimiento de la anatomía y fisiología del sistema auditivo y sus parámetros han sido elegidos de registros experimentales con pequeños mamíferos. Están disponibles un gran número de programas de test que simulan este tipo de experimentos.

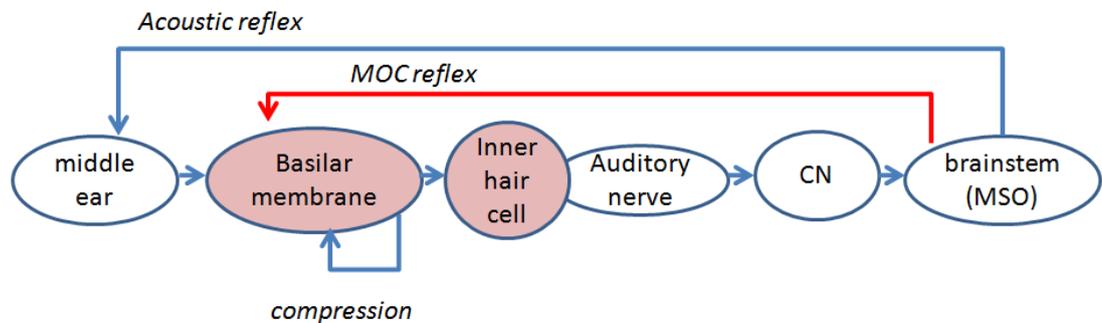


Figura 7-8: esquema del sistema auditivo modelado por MAP. Cada círculo representa una etapa de procesamiento de señal

Los objetivos perseguidos por el programa son.

- 1) Poder generar representaciones multicanal de diferentes partes del sistema auditivo, incluyendo membrana timpánica, movimiento del estribo, membrana basilar (MB), desplazamiento de las células ciliadas internas (CCI), receptor de potencial y nervio auditivo.
- 2) Ilustrar experimentos básicos del sistema auditivo.
- 3) Generar características auditivas de reconocimiento del habla
- 4) Demostrar un rango limitado de fenómenos psico-fisiológicos en colaboración con el software *Multithreshold* que veremos en 7.9.3.

Dentro del programa existen dos arquitecturas diferentes, la de modelo de probabilidad y la de modelo de excitación (*spiking model*). El modelo de excitación es más preciso pero también tiene mayor coste computacional y es más lento.

Modelo Probabilidad	Modelo de Excitación
<p>Después de la etapa CCI se separa en dos ramas una para fibras de Alta ratio de excitación espontánea (HSR) y otra para bajo ratio. El modelo acaba en el nervio auditivo.</p>	<p>La Salida del nervio auditivo (AN) tiene dos etapas, primero la etapa que simula el núcleo coclear (CN) y después la etapa que simula el complejo olivar medial superior.</p>

La retroalimentación del sistema, también llamado efecto eferente, tiene dos etapas, el reflejo estado-acústico (AR) y el efecto del complejo olivar (MOC) en la membrana basilar, como se puede ver en las arquitecturas, el AR precisa de fibras LSR ya que éstas tienen mayores umbrales.

Para mejor entendimiento de los modelos puede consultarse la documentación del programa en (R. Meddis, 2012), no obstante repasaremos las diferentes vistas que puede generar el programa para analizar los datos.

7.7 Auditory Modelling Toolbox (AMTool)

Este proyecto tuvo como origen el *Computational auditory signal processing and perception (CASP)*, un modelo desarrollado en la Dansk Teknisk Universitet, por Morten L. Jepsen durante su estancia como estudiante de doctorado en el *Centre of Applied Hearing Research (CAHR)*. Basándose en el modelo de (Dau et al., 1996) y (Jepsen, Ewert, & Dau, 2008) se realizaron las rutinas básicas para dar origen al *Auditory Modelling Toolbox*. En el modelo CASP se utilizaban las principales premisas en cuanto a formato que se buscan en *Auditory Modelling Toolbox*.

Esta nueva herramienta escrita en MATLAB está siendo desarrollada por diferentes grupos de investigación, la mayoría ubicados en el norte de Europa, y soportada entre otros por Peter L. Søndergaard y disponible en <http://amtoolbox.sourceforge.net/>. Se encuentra bajo licencia GNU General Public License (GPLv3) y durante el desarrollo de este proyecto ha pasado en 7 meses de la versión 0.3 a la 0.9

Lo más característico de este proyecto es su filosofía de “investigación reproducible”, es decir, todos los modelos y trabajos desarrollados se realizan siguiendo unas pautas para que puedan ser todos igualmente entendibles, utilizados, comparados. Citando al propio Søndergaard:

“A menudo una nueva idea para un modelo auditivo puede mejorar uno ya existente. Así, el modelado comienza con un proceso de comprensión y reproducción previa a la publicación del modelo. Imaginemos a un director de tesis, que quiere integrar una nueva característica Y dentro de un modelo X. Al estudiante le lleva meses implementar X, probarlo y publicar los resultados, antes de poder integrar la característica Y. Mientras la re-implementación de modelos siga siendo como reinventar la rueda, no es posible validar nuevas re-implementaciones”.

Esto provoca la pérdida de reproducibilidad del modelo antiguo que ha sido re-implementado completamente y no se puede comparar sus resultados con los del modelo original.

Resumiendo esto anterior, los principales objetivos del proyecto AMToolbox es simplificar el desarrollo de nuevos modelos auditivos y hacer más fácil el comenzar a trabajar en este campo. Se siguen estas tres premisas:

Accesibilidad: AMToolbox debe conseguirse bajo licencia gratuita y poder ser descargado por cualquier persona.

Consistencia: Todas las funciones están escritas con el mismo estilo de programación y los mismos conceptos y convenios de conversión de unidades son usados por todos los desarrolladores.

Reproducibilidad: AMToolbox contiene funciones de prueba y de reproducción de resultados (figuras y tablas) de los artículos seleccionados. Esto permite una validación de los modelos existentes y facilita el desarrollo de nuevos modelos.

7.8 EarLab

EarLab se encuentra en el *Hearing Research Center in Biomedical Engineering* en la Universidad de Boston. EarLab es un laboratorio virtual que fue creado en 2004 como soporte a la investigación en audición formando un compendio de datos experimentales y teóricos sobre el sentido de la audición. Además este software permite a investigadores de diferentes disciplinas, realizar una gran cantidad de experimentos realizados con modelos computacionales de la vía auditiva de los mamíferos. Las simulaciones realizadas con Earlab están basadas en módulos intercambiables, cada uno de los cuales de una parte del sistema auditivo o fuente de sonido. Los módulos pueden además utilizarse en una sola CPU o utilizarse en red. En la última versión hasta la fecha es posible utilizar parámetros de varias especies, e incluye módulos que representan la fuente de sonido, la propagación de la onda sonora hasta el tímpano y la respuesta de la vía auditiva a los estímulos. El programa fue llevado a cabo por el equipo formado por el doctor David C. Mountain como principal investigador y David J.

Anderson, Glenn Bresnahan y Viktor Vajda encargados de la arquitectura y desarrollo del software. La última versión

La *website* de EarLab (<http://earlab.bu.edu/>) contiene una completa base de datos *online* y de libre acceso sobre modelos, análisis de datos, datos experimentales, etc. Está también disponible una herramienta *online* de modelado y permite la migración de los datos a otras plataformas y poder crear un entorno personalizado *Distributed Modeling Environment* para el manejo y análisis de datos.

El software cuenta con dos subprogramas fundamentalmente, uno de ellos es el *Desktop Earlab* que incluye el *ExperimentManager* en el que se encuentran diferentes experimentos preconfigurados. El simulador permite no obstante fijar los parámetros, elegir los modelos y las fuentes de sonido para realizar experimentos. El otro subprograma es el *EarLab DataViewer* el cual permite visualizar los resultados de los experimentos.

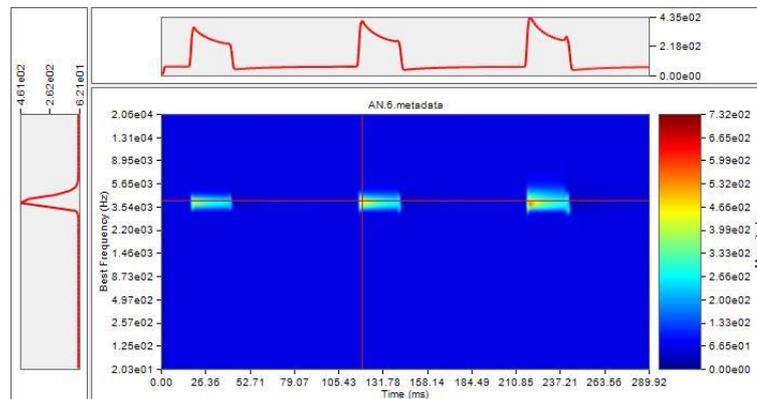


Figura 7-9: Captura extraída del programa *Earlab Dataview* del archivo de salida AN del experimento *AN 500 Hz Level Series*

Los archivos de salida de cada simulación son los datos exclusivos de una parte del sistema auditivo, algún ejemplo pueden ser por ejemplo archivos del tipo *IHC.metadata* que se refiere a la respuesta de las CCI, *AN.metadata* se refiere a la respuesta del nervio auditivo, etc. En cuanto a las opciones de visualización muestra una vista del tipo espectrograma con el tiempo en el eje X y la frecuencia en el eje Y. Cuando se hace click en cualquier punto de la imagen se ofrece en las otras dos ventanas la forma de onda en función de la frecuencia (a la izquierda) o del tiempo (en la parte superior) concretamente en las

líneas que se dibujan. Esto quiere decir que la vista en función del tiempo se refiere solamente al análisis en esa frecuencia (eje X). Además permite la opción de realizar un análisis del rango de frecuencia y tiempo que se desee, como puede ser un análisis de Fourier, correlación e histograma.

7.9 Herramientas para medidas psicoacústicas

Al margen de las herramientas de modelado, existen también cada vez más recursos para realizar experimentos, los cuales solo necesitan de sonido procesado y la colaboración del sujeto explorado. De esta manera no es difícil encontrar herramientas para el estudio psicoacústico realizadas en MATLAB de lo más interesante como por ejemplo Oreja.

7.9.1 Oreja

Oreja 1.0 es un software para el diseño de experimentos psicoacústicos realizado por Elvira Perez & Raul Rodriguez-Esteban en el *LABROSA* de la Universidad de Columbia. El software está disponible en: <http://labrosa.ee.columbia.edu/> actualmente.

El objetivo de este software es el estudio de la percepción de la voz, y para ello dispone de herramientas dentro del programa que permiten descomponer, filtrar, analizar y manipular la señal del habla.

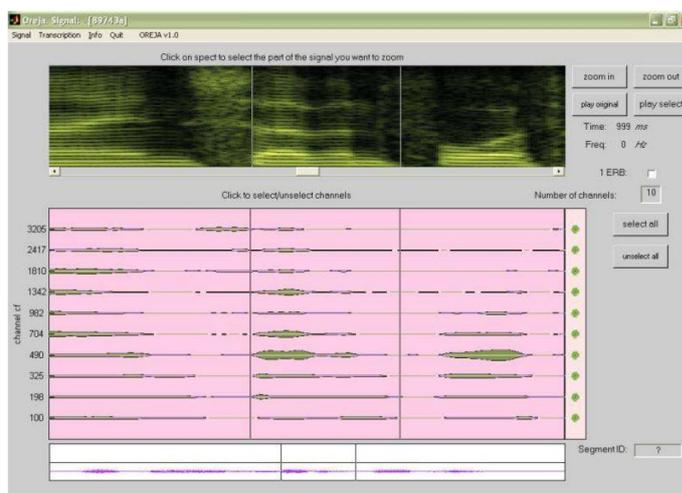


Figura 7-10: Captura de pantalla del programa Oreja.

Como se ha dicho anteriormente esta herramienta no permite realizar experimentos psicoacústicos conocidos, sino que es un recurso para poder diseñar experimentos de inteligibilidad del habla en ruido, selectividad frecuencia, etc. Sus principales aplicaciones son en el campo de la psicología y de la audiolología.

7.9.2 PsicoAcoustLab

Este software es obra de Ricardo Sanz Lorenzo el cual fue realizado como Proyecto Fin de Carrera de la EUIT Telecomunicaciones de la UPM. Toda la documentación respecto a él puede ser consultada en el aula de proyectos de la Biblioteca Campus Sur de la UPM.

El programa permite realizar diferentes pruebas psicoacústicas:

- Umbral de sonoridad
- Localización suma
- Efecto de enmascaramiento
- Umbral de eco
- Experimento libre

Para poder realizar todos estos experimentos cuenta con una reproductor de sonidos muy completo que permite modificar los sonidos, ruidos y procesarlos, y además dispone de herramientas de calibración que permite realizar las pruebas sin necesidad de un interface externo.

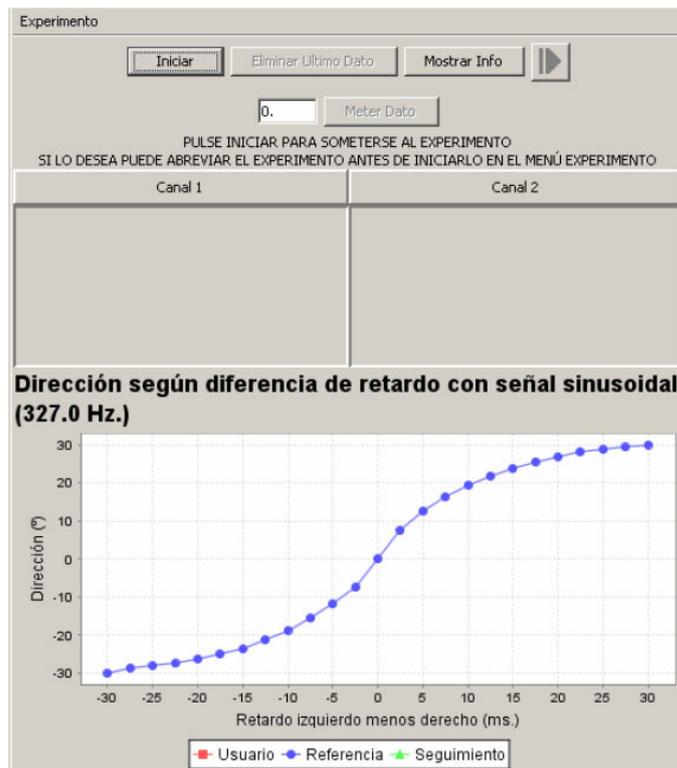


Figura 7-11: Pantalla en modo de test de diferencia de retardo binaural en PsicoAcoustLab.

7.9.3 MultiThreshold

Dentro del Model of the Auditory Periphery (MAP) que hemos visto en 7.6 se encuentra esta herramienta escrita en MATLAB para la realización de experimentos psicoacústicos. Permite entre otras cosas la obtención de los umbrales absolutos de sonoridad siguiendo el mismo método que el PsicoAcoustLab que acabamos de revisar en 7.9.2. Además de esto cuenta medidas avanzadas del enmascaramiento no simultáneo, pudiendo variar la frecuencia objetivo o el ruido enmascarador, y obtener las curvas de lo que se conoce como *Iso Forward-masking Contours* (IFMC).

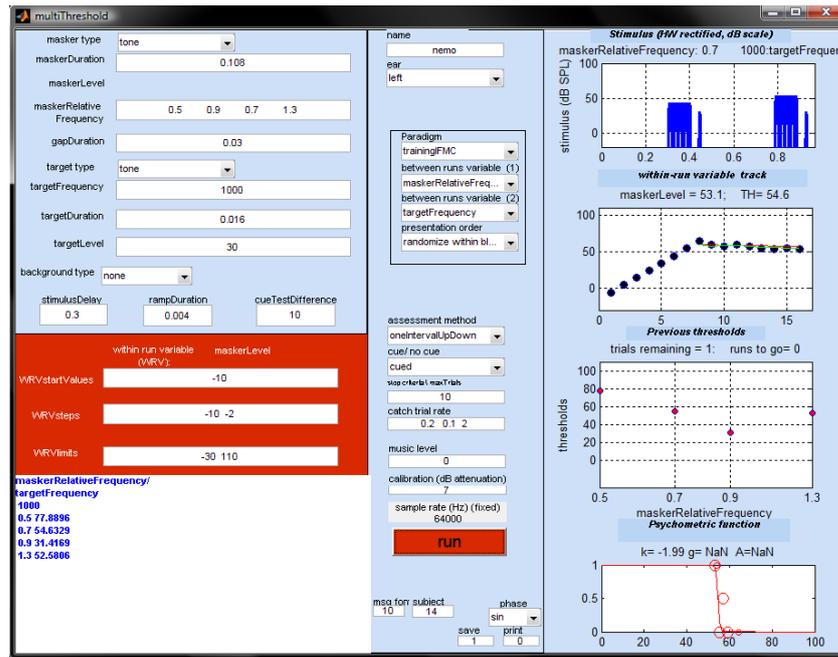


Figura 7-12: Captura de pantalla del interfaz de usuario de *MultiThreshold*: paradigma de "training_IFMC".

Puede además realizarse el umbral de molestia, el TEN(HL) test, además de poder realizar experimentos personalizados (paradigmas).

7.9.4 Cambridge Applications

El *Auditory Perception Group* de la Universidad de Cambridge también ha desarrollado algunos recursos como fruto de su investigación, es reseñable su herramienta para la medida de las curvas psico-fisiológicas (PTC) y de la estructura temporal fina (TFS). El equipo de Brian C. J. Moore ha orientado su investigación, durante los últimos 10 años, en parte a la detección de las zonas cocleares muertas mediante el TEN(HL) test y han prestado atención a estos dos parámetros psicoacústicas. En la web del citado grupo es posible descargar una aplicación para la detección rápida de las PTCs así como obtener un CD con el TEN(HL) test y un algoritmo para el ajuste de audífonos llamado CAM2.

Referencias

Dau, T., Püschel, D., & Kohlrausch, A. (1996). A quantitative model of the "effective" signal processing in the auditory system. I. model structure. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 99, 3615.

- Jepsen, M. L., Ewert, S. D., & Dau, T. (2008). A computational model of human auditory signal processing and perception. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 124(1), 422-438.
- Karjalainen, M. (1996). A binaural auditory model for sound quality measurements and spatial hearing studies. *Acoustics, Speech, and Signal Processing, 1996. ICASSP-96. Conference Proceedings., 1996 IEEE International Conference on*, 2. pp. 985-988.
- Meddis, R., & Hewitt, M. J. (1991). Virtual pitch and phase sensitivity of a computer model of the auditory periphery. I: Pitch identification. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 89, 2866.
- Meddis, R., Hewitt, M. J., & Shackleton, T. M. (1990). Implementation details of a computation model of the inner hair-cell auditory-nerve synapse. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 87, 1813.
- Meddis, R. (2012). MATLAB auditory periphery (MAP): Model technical description. Retrieved 24 de Abril, 2012, from http://dl.dropbox.com/u/13144068/MAP1_14f.zip
- O'Mard, L. P. (2005). Auditory modelling using DSAMAuditory. Retrieved 4 de Enero, 2013, from http://www.essex.ac.uk/psychology/models/#_Tutorial_models
- Patterson, F. D., Mike, H. A., & Giguere, C. (1995). Time-domain modelling of peripheral auditory processing. *J. Acoust. Soc. Am.*, 98(4)
- Plack, C. J., & Oxenham, A. J. (1998). Basilar-membrane nonlinearity and the growth of forward masking. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 103, 1598.
- Seneff, S. (1986). A computational model for the peripheral auditory system: Application of speech recognition research. *Acoustics, Speech, and Signal Processing, IEEE International Conference on ICASSP'86.*, 11. pp. 1983-1986.

Conclusiones

A lo largo del presente proyecto hemos podido comprobar como el sistema auditivo es suficientemente complejo como para tener que tratar en muchas ocasiones cada etapa por separado, y pudiendo hacerlo desde diferentes puntos de vista.

A la vista de los trabajos derivados del estudio de cada técnica de modelado podemos intuir los propósitos que llevan a cada investigador a focalizar sus esfuerzos en el uso de una u otra técnica.

Es importante también destacar qué datos se manejan para la realización de cada tipo de modelo. Se puede tratar de datos experimentales in vivo o in vitro, datos físicos o datos perceptivos, y también será importante conocer la especie estudiada y el objetivo de la investigación. Se puede decir también que el modelado no es un estudio en sí mismo, sino una parte importante que ayuda a entender la fisiología y el comportamiento y percepción del sistema auditivo, que complementa al estudio médico, físico, psicológico e incluso rehabilitativo del sistema auditivo.

Después de esta vista general presentada en el proyecto podemos extraer las siguientes conclusiones:

- El modelado mediante analogías electroacústicas proporciona un modelo de rápida creación y entendimiento que puede ser muy didáctico, pero tiene ciertas limitaciones. En cuanto al modelado de la cóclea o procesos como el reflejo estapedial, es necesario incluir no linealidades que serán más fácilmente implementadas mediante teoría de la señal.
- Las simulaciones mediante análisis numéricos son de gran utilidad tanto en el caso del oído medio como en el interno. Sus aplicaciones se prevé que serán cada vez más numerosas sobretodo en el caso de implantes y para el estudio de la mecánica coclear.

- El procesado de señal es el procedimiento más completo y utilizado ya que permite modelar tanto las HRTF, como las funciones de transferencia del oído medio, además de permitir la implementación de filtros cocleares muy precisos y coherentes con la realidad. La variedad de herramientas escritas en MATLAB en los últimos 20 años hacen pensar que esta herramienta ha ayudado a difundir los conocimientos sobre modelos. Sin embargo hay que destacar también que la iniciativa del *Auditory Modelling Toolbox* (ver 7.7), puede ser un avance para que el modelado se realice siguiendo las mismas pautas en todos los estudios.
- El conocimiento, cada vez más profundo, del sistema auditivo humano, hace posible que las aplicaciones de los modelos puedan exceder los límites de la medicina o la parte académica, utilizándose en campos como la robótica, la transmisión de sonido, la compresión de audio, etc. Recientemente se ha presentado una ayuda auditiva para personas con pérdida de audición inspirada en estos modelos, es el caso del trabajo de Meddis (Universidad de Essex) y el software “*hearing dummies*”.

La implementación de modelos mediante una u otra técnica depende completamente de la aplicación y el tipo de estudio a realizar. En ocasiones el objetivo es comprobar la precisión de la técnica, aunque ya exista mucha bibliografía sobre ella, pero aplicando alguna mejora en el método. Durante la recopilación de referencias se han encontrado algunos artículos y conferencias que no aportaban un avance y tampoco citaban trabajos relacionados, es por esto que veo interesante destacar que la información sobre este tema es muy amplia y no se debe centrar solamente en un tipo de publicación en un único estudio previo.

Por otra parte resulta también importante señalar en las conclusiones las reflexiones que se han encontrado sobre la gestión de conocimiento y la investigación al margen del tema concreto del proyecto:

- Es indispensable utilizar un buen gestor de bibliografía y tratarlo con organización y no dejando de comentar detalles importantes en cuanto a los artículos ya consultados.

- Las referencias más citadas son generalmente las más relevantes del autor, pero pueden existir trabajos posteriores que critiquen el trabajo inicial o que lo amplíen.
- Para adquirir un conocimiento lo más didáctico posible es preferible buscar referencias de artículos antiguos que sirvan de base de lo que otros han estudiado después. Consultando las introducciones de artículos actuales se puede ver una revisión del tema en cuestión en unas pocas palabras, que nos sitúen rápidamente en el objetivo del estudio y en los trabajos anteriores relevantes que en ocasiones se dan por sobradamente conocidos. Sin embargo los libros especializados son más didácticos que la mayoría de los artículos y pueden ayudarnos mejor a comprender un tema desconocido completamente para nosotros.
- Las herramientas *Google Scholar* y *RefWorks* fueron utilizadas con aprovechamiento a lo largo de todo el proyecto. Es fácil perderse en una maraña de nuevas referencias y nuevos puntos sobre los que hablar a lo largo de un proyecto de este tipo con lo que es importante nunca perder el objetivo principal.

Como conclusión final podríamos decir que el proyecto cumple su función de ofrecer un primer acercamiento sobre el modelado del sistema auditivo. No obstante el nivel de complejidad de cada técnica supone quizá la necesidad de tratar cada una de ellas por separado para entender completamente el tema, y poder quizá implementar un modelo de este tipo en el futuro.

ANEXOS

ANEXO A: ANALOGÍAS ELECTROACÚSTICAS

Las analogías electroacústicas constituyen una forma de estudio por medio de circuitos eléctricos de sistemas en los que intervienen elementos eléctricos, mecánicos y acústicos. La utilización de circuitos eléctricos análogos para representar sistemas, se debe a que éstos verifican las mismas ecuaciones diferenciales que los circuitos eléctricos sencillos, de esta manera se pueden representar sistemas mecánicos y acústicos.

Un circuito análogo debe tener las siguientes características:

- Ha de ser de rápida construcción por simple inspección del sistema.
- En el mismo circuito se han de representar elementos eléctricos, mecánicos y acústicos.
- Aunque los elementos sean representados como LRC (bobinas, condensadores y resistencias) nunca deben perder la naturaleza del elemento que representan, masa, compliancia, etc.
- Se pueden utilizar elementos concentrados y serán válidos sólo cuando la longitud de onda sea mayor que las dimensiones típicas del transductor

Los circuitos se pueden representar mediante dos tipos de analogías, la analogía tipo Impedancia y la analogía tipo movilidad. Es común representar los circuitos análogos acústicos mediante la tipo impedancia y los mecánicos mediante la tipo movilidad, pero pueden ser utilizadas indistintamente (Bote & Fernández, 2000).

A.1 Variables básicas

Las variables son los parámetros dependientes del tiempo y serán representadas en los circuitos eléctricos como:

- Caídas de tensión
- Flujo de corriente

Las variables acústicas y mecánicas están relacionadas mediante las expresiones:

$$\text{presión}(p) = \frac{\text{fuerza}(p)}{\text{Superficie}(S)} \quad (\text{A.1})$$

$$\text{vel. volumétrica } (U) = \text{velocidad}(u) * \text{Superficie } (S) \quad (\text{A.2})$$

En la Figura A-7 se hace un resumen de cómo se relacionan dichas variables y los elementos que se verán a continuación.

A.2 Elementos acústicos

Los elementos acústicos tienen que ver con la impedancia acústica que se define como la relación entre la presión y la velocidad volumétrica del sistema (Leach, 2003).

$$Z_A = \frac{p}{U} \text{Ns/m}^5 \quad (\text{A.3})$$

Los siguientes elementos serán relacionados con su

- **Resistencia:** pérdidas debidas a la viscosidad del flujo del aire. Solamente puede obtenerse mediante experimentos. Se trata de la parte real de la

$$p = p_1 - p_2 = R_A U \quad (\text{A.4})$$

$$R_A = \frac{m}{n} \left(\frac{\rho_0 c}{\pi a^2} \right) \text{ donde } m, n \text{ son constantes} \quad (\text{A.5})$$

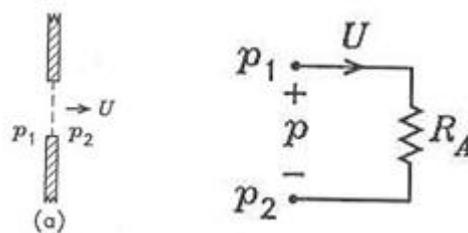


Figura A-1: Resistencia acústica. A) Esquema. B) Resistencia acústica en circuito análogo tipo impedancia.

- **Compliance:** Asociada con el volumen de aire que puede comprimirse. En sistemas acústicos representa a las cavidades.

$$p = \frac{1}{S^2 C_M} \int U dt = \frac{1}{C_A} \int U dt \quad (\text{A.6})$$

$$C_A = \frac{V}{\rho_0 c^2} m^5 / N \quad (\text{A.7})$$

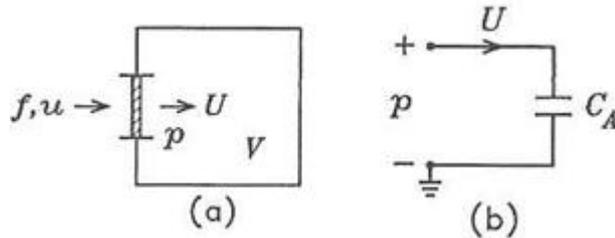


Figura A-2: Compliancia acústica. A) Esquema. B) Compliancia acústica tipo impedancia modelada como un condensador,

- **Masa:** Volumen de aire que es acelerado sin ser comprimido.

$$p = M \frac{dU}{dt} \quad (\text{A.8})$$

$$M_A = \frac{M_M}{S^2} = \frac{\rho_0 l}{S} kg/m^4 \quad (\text{A.9})$$

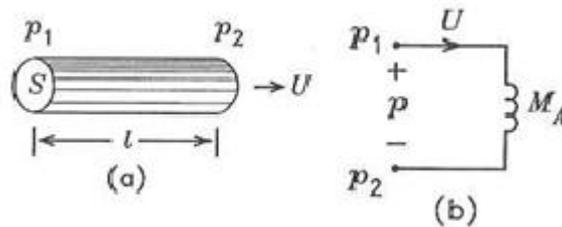


Figura A-3: Masa acústica. A) Esquema. B) Masa acústica en tipo impedancia modelada como un inductor.

A.2.1 Elementos mecánicos

Al igual que en el caso de los elementos acústicos los elementos mecánicos serán parte de la impedancia mecánica, la cual se define como la relación entre la fuerza aplicada y la velocidad a la que se mueve el sistema.

$$Z_M = \frac{f}{u} Ns/m \quad (\text{A.10})$$

- **Resistencia mecánica:** Es el rozamiento, o fuerza contraria al movimiento originada por un elemento mecánico que se mueve con rozamiento y velocidad.

$$f = f_1 - f_2 = R_M u \quad (\text{A.11})$$

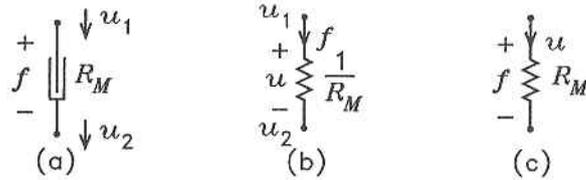


Figura A-4: Resistencia mecánica. A) Esquema. B) Resistencia tipo movilidad (admitancia). C) Resistencia en tipo impedancia.

- **Compliancia:** También llamada suspensión, capacidad de un resorte de almacenar energía elástica. Cuando a un resorte se le aplica una fuerza, éste responde con otra de sentido contrario proporcional al desplazamiento ocasionado en el extremo del resorte. Este elemento cumple con la ley de Hooke.

$$f = \frac{1}{C_M} \int u dt = \frac{1}{C_M} x \quad (\text{A.12})$$

$$C_M = \frac{1}{k} \quad (\text{A.13})$$

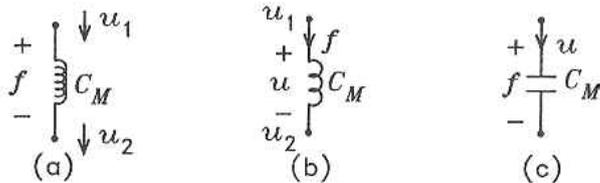


Figura A-5: Compliancia mecánica. A) Esquema. B) Compliancia tipo movilidad. C) Compliancia tipo impedancia.

- **Masa mecánica:** la masa mecánica de un cuerpo es simplemente la masa de ese cuerpo. Representa la capacidad de almacenar energía en forma de inercia. Se rige por la segunda ley de Newton.

$$f = M \frac{du}{dt} \quad (\text{A.14})$$

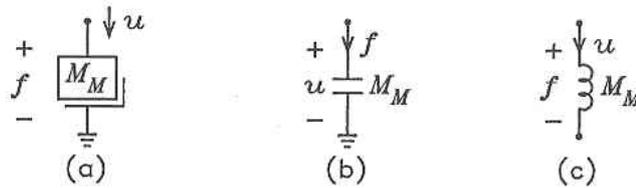


Figura A-6: Masa mecánica. A) esquema. B) Masa tipo movilidad. C) Masa tipo impedancia.

Como resumen de utilidad en el desarrollo de este trabajo tenemos la siguiente tabla en la que se ven representadas todas las variables y elementos eléctricos mecánicos y acústicos.

Mechanical	f	u	M	R_M	$C_M=1/k$
Acoustical	p	U	M_A	R_A	$C_A=1/k_A$
Impedance	e	i	L	R	C
Mobility	i	e	C	$1/R$	L

Figura A-7: Cuadro resumen de las analogías electroacústicas.

Referencias

- Bote, J. L. S., & Fernández, E. Á. (2000). *Transductores electroacústicos*. Universidad Politécnica, Servicio de Publicaciones.
- Leach, W. M. (2003). *Introduction to electroacoustics and audio amplifier design*. Kendall/Hunt.

ANEXO B: FINITE ELEMENT METHOD y BOUNDARY ELEMENT METHOD

ELEMENT METHOD

Existen diferentes métodos numéricos utilizados en la ingeniería, este apéndice pretende dar una breve explicación de qué son y cómo se desarrollan los principales métodos numéricos para un mejor entendimiento del proyecto en general. Para obtener una información más detallada véanse las referencias.

B.1 FEM: Método de Elementos Finitos

El método de elementos finitos (FEM) es una herramienta numérica para resolver ecuaciones diferenciales y condiciones de contorno en el campo de la ingeniería. En el mundo físico existen múltiples problemas difíciles de resolver analíticamente cuando se estudia una estructura; tensiones, transferencia de calor, variaciones de presión, etc. Sin embargo, es posible obtener una aproximación numérica de dicha solución (Dechaumphai, 2010) (Lizarza, 2000).

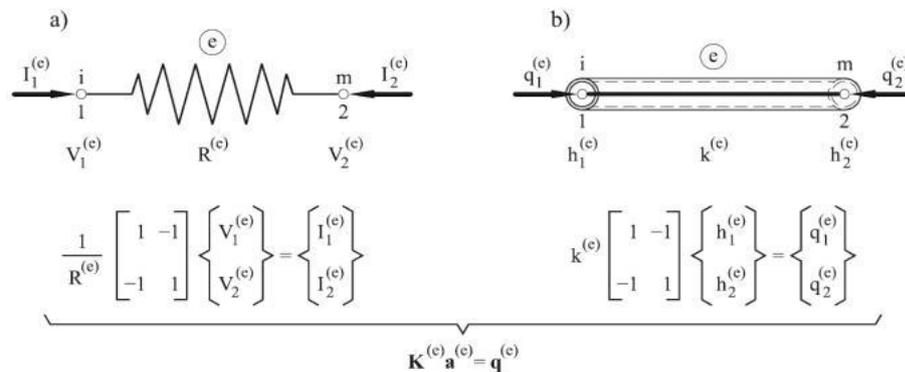


Figura B-1: Ejemplo de usos del FEM. A) Uso en circuito eléctrico. B) Uso en problema de transferencia de calor.

El análisis mediante elementos finitos data de los años 60 cuando las industrias aeroespacial y de energía nuclear recurrieron a esta técnica para realizar aproximaciones a problemas con diferentes variables complejas. En las últimas dos décadas se usó más comúnmente el método de diferencias finitas (FDM) el cual transforma ecuaciones

diferenciales en un grupo de ecuaciones algebraicas. Las soluciones se obtienen a través de la computación, la geometría explorada se divide en pequeños elementos cuadrangulares (el mallado), los cuales se desarrollan independientemente uniéndose más tarde y dando un resultado global.

La mejora que aporta el FEM es que el mallado puede modificarse utilizando diferentes formas geométricas para reproducir con precisión geometrías más complejas y curvaturas. La discretización de esta geometría en un número finito de elementos es la razón por la que se le llama FEM.

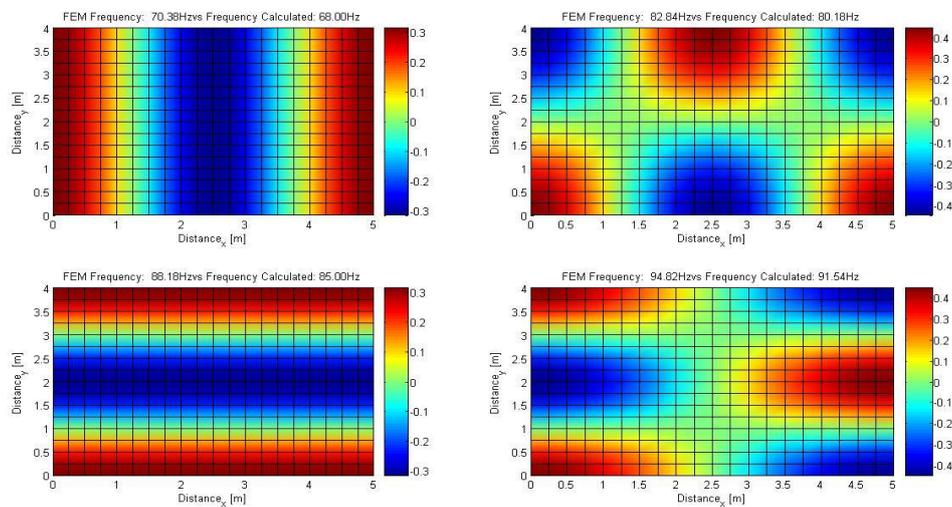


Figura B-2: Ejemplo de FEM en dos dimensiones con elementos rectangulares en un problema de distribución de presión acústica. Cada imagen representa la distribución de la presión a diferentes frecuencias naturales (Pardo Latre & Sánchez, 2011).

Los dos aspectos más importantes de la hipótesis de discretización son:

- La función solución del problema es aproximada de forma independiente en cada elemento. Para una estructura discretizada en varios elementos, pueden utilizarse funciones de interpolación distintas para cada uno de ellos, a juicio del analista, aunque deben cumplirse ciertas condiciones de compatibilidad en las fronteras entre los elementos.
- La función solución es aproximada dentro de cada elemento, apoyándose en un número finito (y pequeño) de parámetros, que

son los valores de dicha función en los nudos que configuran el elemento y a veces sus derivadas.

B.1.1 Método de elementos finitos en acústica

El FEM puede utilizarse para resolver ecuaciones diferenciales parciales tales como la ecuación de Helmholtz

$$\nabla^2 p + k^2 p = 0 \quad (\text{B.1})$$

Utilizando el método Galerkin se supone:

$$\nabla^2 p + k^2 p = R(x) \quad (\text{B.2})$$

$$R(x) = \bar{K}p + k^2 \bar{M}p = 0 \quad (\text{B.3})$$

Donde $R(x)$ es el residuo de la ecuación diferencial, K es la matriz de rigidez y M la matriz de masas. Desarrollando estas ecuaciones mediante el método y siguiendo un ejemplo en una dimensión se han de obtener estas matrices elemento a elemento.

$$\int_{x_3}^{x_4} \bar{N} R(x) dx = 0 \quad (\text{B.4})$$

$$\int_{x_3}^{x_4} \bar{N} R(x) dx = \int_{x_3}^{x_4} \bar{N} \left(\frac{d^2(\bar{N}^T p)}{dx^2} + k^2 (\bar{N}^T p) \right) dx = 0 \quad (\text{B.5})$$

Aquí N es la matriz de interpolación y se va a utilizar para obtener las matrices locales elemento a elemento, más tarde se ensamblarán dichas matrices en unas matrices globales y se incluirán las condiciones de contorno.

Al ser una ecuación algebraica Puede resolverse ahora mediante el método de autovalores

$$-\bar{K}p + k^2 \bar{M}p = 0 \quad (\text{B.6})$$

Los autovalores serán los valores de k y los autovectores los valores de p asociados a cada autovalores.

Se utiliza FEM en aplicaciones acústicas para control de ruido debido a su alta precisión en la simulación de distribuciones de presión en baja frecuencia.

B.2 BEM: Método de elementos de contorno

El método de elementos de contorno, al igual que el FEM, es un método numérico utilizado para resolver ecuaciones diferenciales. Se basa en la discretización de una ecuación integral que es matemáticamente equivalente a una ecuación diferencial parcial (Brebbia, Telles, & Wrobel, 1984).

Frente al FEM su principal ventaja es que resulta computacionalmente más eficiente ya que trabaja sólo sobre el contorno S del dominio de cálculo. Debido a que el BEM requiere únicamente la discretización del contorno, trae consigo además una reducción de la dimensionalidad. Cabe destacar también que se obtiene el mismo grado de precisión en las dos variables duales del problema (desplazamientos y tensiones, potenciales y flujos, etc).

$$u(P) = \int_{\Omega} G(Q,P)F(Q) d\Omega(Q) \quad (\text{B.7})$$

Donde P es el punto en el que se evalúa u , Q es un punto genérico del dominio de integración, F es la función de "carga" del problema y G es la función de influencia o función de Green del problema.

La función de Green $G(P,Q)$ se interpreta como la respuesta en el punto P debida a la "carga" unidad situada en el punto Q .

La función $G(Q,P)$ se denomina "solución fundamental" del problema. Está asociada al operador de la ecuación diferencial de dominio,

B.2.1 Método de elementos de Contorno en acústica

Puede extraerse una información detallada tanto en la tesis de (Juhl, 1993) como en el libro (Kirkup, 1998) sobre BEM aplicado a la acústica,

sin embargo estas serían las principales ecuaciones a tener en cuenta en el desarrollo del BEM.

La ecuación de Helmholtz

$$\int_V \nabla^2 p + k^2 p G dV = 0 \quad (\text{B.8})$$

$$\int_S \left(p \frac{\partial G}{\partial n} - G \frac{\partial p}{\partial n} \right) dS = - \int_V p (\nabla^2 G + k^2 G) dV \quad (\text{B.9})$$

$$(\nabla^2 G + k^2 G) = -\delta(\vec{r} - \vec{r}_0) \quad (\text{B.10})$$

$$C(P)p(P) = \int_S p(Q) \frac{\partial G}{\partial n} + jk\rho c v_n G dS + p'(P) \quad (\text{B.11})$$

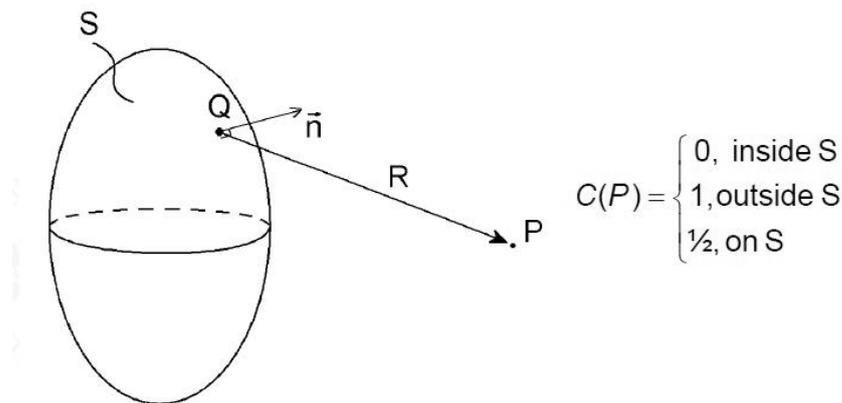


Figura B-3: Ejemplo del cálculo mediante BEM en el que S es el contorno.

References

- Brebbia, C. A., Telles, J. C. F., & Wrobel, L. C. (1984). Boundary element techniques: Theory and applications in engineering. *Berlin and New York, Springer-Verlag, 1984, 478 p,*
- Dechaumphai, P. (2010). *Finite element method: Fundamentals and applications* Alpha Science International Limited.
- Juhl, P. M. (1993). The boundary element method for sound field calculations. (PhD. Thesis, Acoustics Laboratory, Techn. University of Denmark).

Kirkup, S. (1998). *The boundary element method in acoustics: A development in fortran* Stephen Kirkup.

Lizarza, J. T. C. (2000). *Método de los elementos finitos para análisis estructural*

Pardo Latre, J., & Sánchez, R. (2011). *Numerical acoustics report* (Course Numerical Acoustics. Supervisor: Peter M. Juhl No. 1). University of Southern Denmark:

ANEXO C: FENOMENOS PSICOACÚSTICOS

Psicoacústica¹⁷: disciplina que es frontera entre la acústica y la fisiología auditiva, se ocupa fundamentalmente de la relación entre las características del sonido y la sensación auditiva que provoca. Se denomina sonoridad a la componente de la percepción auditiva relacionada con la intensidad acústica. Esta sensación, debida sobre todo a la presión acústica, permite diferenciar un sonido fuerte de un débil.

C.1 Características de la sonoridad

C.1.1 Umbral absoluto

Se denomina umbral absoluto de audición a la mínima presión acústica eficaz que produce una sensación auditiva en un entorno en silencio. Este umbral varía para cada oyente y para cada frecuencia.

Umbral de disconfort

Para cada oyente y cada frecuencia, este umbral corresponde al mínimo nivel de presión acústica eficaz que produce una sensación auditiva de malestar.

Umbrales normales

El umbral normal (absoluto y de disconfort) corresponde al valor medio de los umbrales (absoluto y de disconfort) de un gran número de sujetos normooyentes.

Campo auditivo

En las frecuencias audibles, el área delimitada por el umbral de audición y el umbral de disconfort define el campo auditivo, zona de

¹⁷ Este Anexo ha sido extraído por completo de la web: <http://www.cochlea.org> (Pujol & Association, 2010)

sensación auditiva o área de audición. La dinámica del campo auditivo es la diferencia entre los dos umbrales.

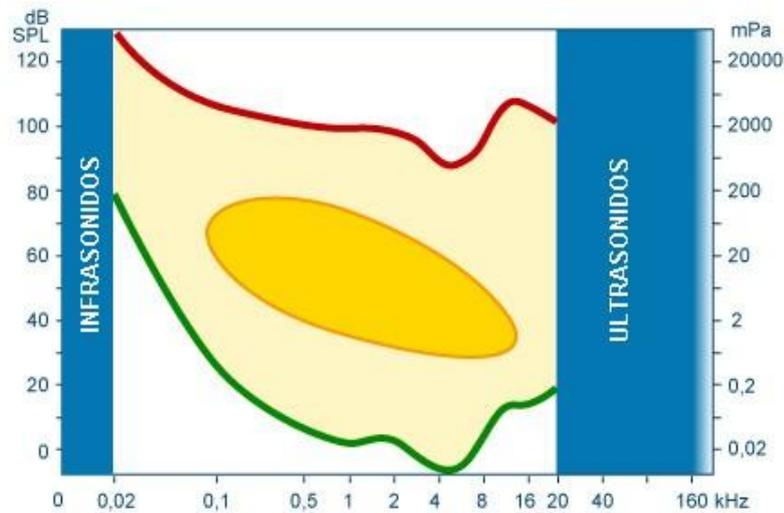


Figura C-1: Campo auditivo humano. En verde umbral liminar, en rojo umbral del dolor. El círculo amarillo representa los sonidos de la palabra.

El campo auditivo humano está comprendido entre una presión acústica de 0,02 mPa (0 dB SPL) a 20 Pa (120 dB SPL). Esto sólo es cierto que para las frecuencias comprendidas entre 0,5 y 8 kHz, donde la sensibilidad del oído es mejor. Para las frecuencias inferiores o superiores, se pone de manifiesto que se requiere una presión acústica mucho mayor para alcanzar el umbral de audición.

En los extremos del campo auditivo la dinámica es más débil.

Por antropomorfismo llamamos infrasonido a cualquier frecuencia inferior a 20 Hz, aunque el oído de algunos animales (como el topo) pueda captar un "sonido" de unos pocos hertzios: su rango de percepción se extiende por una o dos octavas hacia los graves. Del mismo modo, se denominan ultrasonidos a los que están por encima de los 20 kHz, aunque un perro oiga sonidos de hasta 40 kHz y un murciélago de hasta 160 kHz, lo que significa de una a tres octavas por encima que el ser humano, para los agudos.

C.1.2 Curvas de intensidades sonoras iguales o curvas isofónicas

Una línea isofónica representa el conjunto de los sonidos puros que producen la misma sensación de intensidad, la misma sonoridad, en función de la frecuencia (normas ISO 206 y 2003).

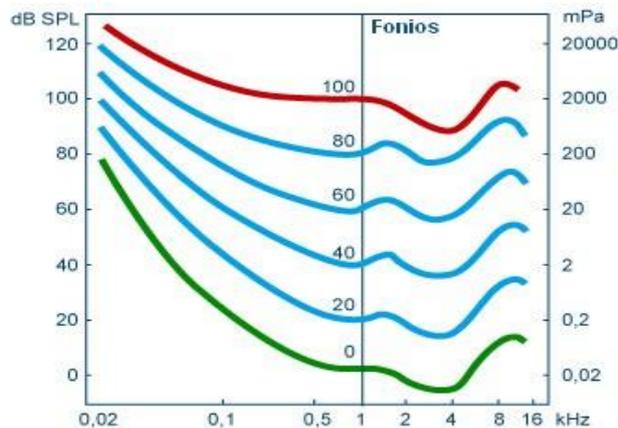


Figura C-2: Curvas isofónicas (Fletcher & Munson, 1933). Los números representan la escala de fonios.

Este gráfico representa las curvas isofónicas medias de 50 sujetos jóvenes normoyentes, obtenidas en una cámara anecoica, en audición binaural y en campo libre. La unidad utilizada para describir una curva isofónica es el Fonio o Fon. Corresponde con el nivel de sonido expresado en dB SPL a 1000 Hz. Por ejemplo, un tono puro de frecuencia de 1000 Hz emitido a 20 dB SPL saldrá de 20 fonios como un tono puro de una frecuencia de 100 Hz puro emitido a 43dB SPL. El fon o fonio es igual al dB SPL pero únicamente para un sonido de frecuencia de 1000Hz.

El sonio o son

El fonio no es un índice de sensación, para las sensaciones iguales sensaciones se creó una segunda unidad: el sonio o son. En intensidades superiores a 40 fonios y frecuencias medias, el sonio está relacionado con el fonio por la relación siguiente:

$sonio = 2^{(fonio-40)/10}$. Así a 1000Hz, un sonio de 40 fonios equivaldrá a: $2^{(40-40)/10} = 1 sonio$.

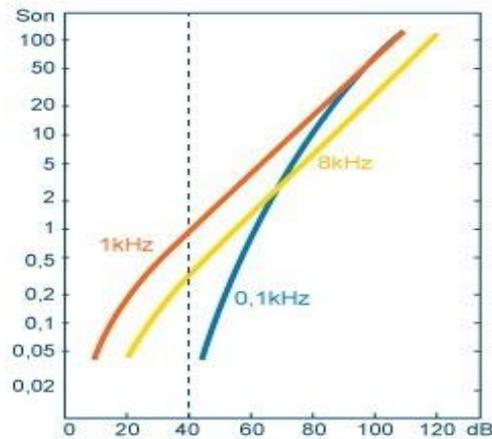


Figura C-3: Evolución de la escala de sonios en función de la presión sonora, los diferentes colores representan cada frecuencia estudiada.

El sonio evoluciona de manera diferente en función de la frecuencia. Por comparación con los sonidos de 1 y 8kHz, la sonoridad de un sonido de 0,1kHz aumentará mucho más deprisa. Esto refleja, en particular, la idea de que la dinámica auditiva a esta frecuencia es a la dinámica auditiva para un sonido de 1kHz o de 8kHz (ver Figura C-3).

Umbral diferencial absoluto de intensidad

Esta es la más pequeña variación de intensidad física que puede provocar una variación de sonoridad. Depende a la vez del nivel de intensidad y de la frecuencia. A las intensidades mayores el oído es capaz de diferenciar intensidades variando sólo 0,4 dB. Se ha sugerido que el número de escalones de sonoridad sería de 150.

C.1.3 Sonoridad y bandas críticas para el oído

Si se escucha en el mismo oído un sonido complejo compuesto de dos tonos puros de diferentes frecuencias pero próximas, la sonoridad permanece idéntica mientras que la diferencia entre ambas sea inferior a la amplitud de la banda crítica; en cuanto la diferencia supera la amplitud de la banda crítica la sonoridad aumenta.

Las bandas críticas pueden ser comparadas con una batería de filtros pasa-banda yuxtapuestos cuyas frecuencias de corte no están fijados a

lo largo de la cóclea pero que dependen de la composición de frecuencial del sonido presentado.

El número de bandas críticas en el ser humano se ha fijado en 24, y se les ha dado el nombre de barks. Cada bark representa un filtro-pasa banda de los antes citados. La relación entre barks y Herzios es:

$$Bark = 13arc \tan(0,00076f) + 3,5arc \tan\left(\left(\frac{f}{7500}\right)^2\right) \quad (C.1)$$

Por simplificar su explicación, (Fletcher, 1940) aproximó la forma de los filtros a un rectángulo con una anchura igual a la banda crítica. De esta forma, todos los componentes espectrales de la máscara que pasan a través del filtro lo hacen con igual energía, mientras que los que no pasan son totalmente cancelados. Por supuesto, esto no es cierto; los filtros no son rectangulares; es sólo una aproximación. Sin embargo, resulta útil.

$$ERB = 24,7(4,37f + 1) \quad (C.2)$$

Así surgen los filtros denominados ERB (equivalente rectangular bandwidth; o de ancho de banda rectangular equivalente). Son filtros rectangulares, cuyo ancho de banda es igual a la banda crítica y cuya amplitud pico es igual a la del filtro auditivo. En otras palabras, un filtro auditivo y su ERB correspondiente poseen un área de igual tamaño (Moore, 2003).

C.1.4 Efecto de enmascaramiento

La percepción de los diversos componentes de un sonido complejo no se efectúa de manera independiente. En efecto, por razones fisiológicas, la percepción de ciertas frecuencias evita la percepción de otros componentes: es el efecto de enmascaramiento.

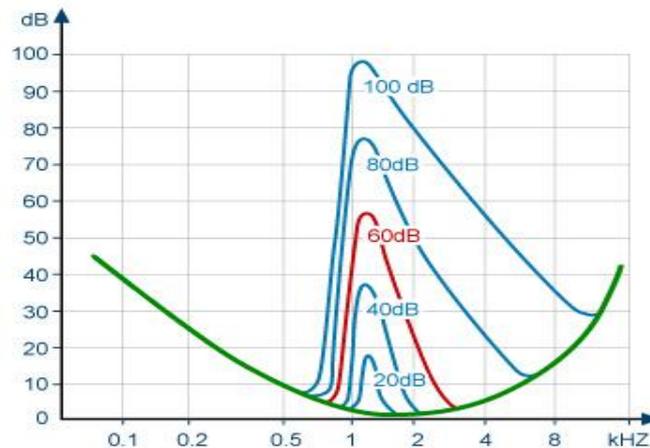


Figura C-4: Umbrales auditivos obtenidos sin enmascarar (en verde) y, después, con un enmascaramiento por una banda de ruido [1100-1300 Hz] a diferentes niveles de intensidad.

En la Figura C-4 la línea roja muestra la modificación de los umbrales auditivos obtenidos con un ruido de intensidad de 60 dB SPL. Por ejemplo, un tono puro de 1000 Hz no será percibido más que a una intensidad de 45 dB SPL en lugar de 3 dB, en ausencia de ruido.

Este gráfico también muestra que el efecto de enmascaramiento del ruido aumenta con la intensidad, y su alcance es más pronunciada en las frecuencias altas. Expresado de otra forma, las bajas frecuencias enmascararán más fácilmente a las frecuencias altas que a la inversa.

También existe un enmascaramiento central, es decir una modificación de la percepción de intensidad de un sonido evaluado, a nivel central y no periférico. Por ejemplo, cuando se envía un tono puro a un oído y al otro se envía un ruido, la influencia del enmascaramiento del ruido sobre los centros auditivos modificará la sonoridad del tono puro. Por lo tanto, se crea un enmascaramiento sin actuar directamente sobre el oído en estudio.

C.1.5 Otros factores que influyen en la sonoridad

El efecto de la duración

Sonoridad aumenta hasta un valor crítico comprendido entre 50 y 400ms y a continuación disminuye ligeramente

La previsibilidad de la señal

Cuando el oyente espera la emisión de un sonido fuerte, la sonoridad que este provoca es menor que si no se lo espera.

Reflejo acústico o estapedial

Este reflejo actúa sobre todo sobre sonidos breves de frecuencias medias e intensidades superiores a 80 dB. Su función consiste en hacer rígida la cadena tímpano-osicular lo que supone la disminución de la vibración sonora y, por lo tanto, una disminución de la sonoridad. Sin embargo, este reflejo tiene fatiga.

Fatiga auditiva

Después de la exposición del oído a un sonido muy intenso, se aprecia la elevación del umbral de audición debida a la fatiga de las fibras nerviosas. Podemos ser conscientes de este fenómeno cuando se sale de una discoteca o cuando se quitan los cascos de un reproductor de música (MP3, etc.).

C.2 TONO

La sensación de altura tonal o tono es el componente de la sensación que nos permite cualificar un sonido como grave o agudo. Este aspecto de la sensación auditiva está relacionado principalmente con la frecuencia. El timbre es un concepto más complejo que puede diferenciar dos fuentes que emiten la misma señal sonora. Por su parte, el timbre está vinculado a la composición espectral del sonido.

C.2.1 Discriminación de frecuencias

Se trata de la propiedad del oído que permite percibir entre dos tonos puros del mismo nivel sonoro pero de frecuencias diferentes que sean presentados uno tras el otro.

Zwicker (Hugo Fastl & Zwicker, 1990) y otros investigadores demostraron que, para intensidades comprendidas entre 40 y 70dB, un oído sano es sensible a un mínima variación tonal de 0,0035, con respecto a una frecuencia dada. Este umbral relativo sólo cierto para

frecuencias comprendidas entre 200 y 5000Hz. En efecto, en los extremos la sensibilidad a las variaciones de altura tonal es menor.

Del umbral relativo, es fácil obtener la variación mínima de altura tonal que el oído humano puede percibir, multiplicándolo por la frecuencia de referencia. Por ejemplo a 1000 Hz, la variación mínima es de $0,0035 \times 1000 = 3,5$ Hz, y a 5000 Hz $0,0035 \times 5000$, entorno a 18Hz.

C.2.2 Selectividad frecuencial

Es la capacidad de distinguir dos sonidos emitidos simultáneamente. Para resaltar este fenómeno, es posible utilizar las técnicas electrofisiológicas pero también se pueden usar protocolos psicoacústicos.

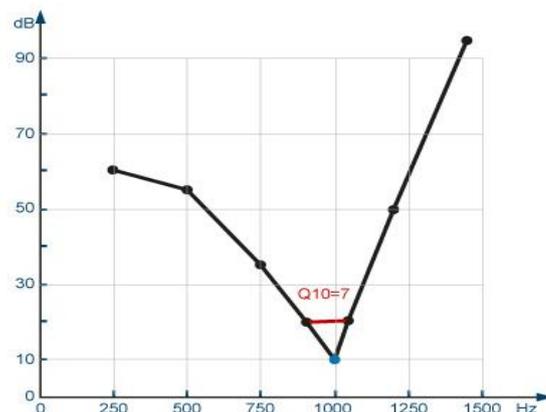


Figura C-5: Curva de sintonía psicoacústica que representa la intensidad mínima requerida para que un sonido pueda enmascarar una frecuencia dada.

En esta curva de sintonía psicoacústica, cada punto negro caracteriza la intensidad mínima requerida para que un sonido (cuya frecuencia se aprecia en el eje de ordenadas) pueda enmascarar una frecuencia dada. Por ejemplo, se requiere emitir un sonido de frecuencia de 750 Hz a 35 dB para poder enmascarar un sonido de 1000 Hz a 10 dB.

Un oído podrá considerarse como más selectivo en discriminación de frecuencias cuanto más estrecho sea el pico de la curva de sintonía. Para establecer un límite de normalidad se utiliza el cálculo de Q10. Este corresponde a la relación entre la frecuencia que se está estudiando y la separación frecuencial entre dos frecuencias, emitidas

10 dB por encima de la frecuencia en estudio, que son capaces de enmascararla.

En este ejemplo, las frecuencias situadas 10 dB por encima del sonido en estudio que enmarcaran dicho sonido son: 900 y 1050 Hz. El Q10 es igual a: $1000 / (1050-900) \approx 7$.

El Q10 se considera normal cuando es mayor que 4,3.

Por último, se observa que la curva es más pronunciada pero más apuntada en los agudos que en los graves. En otras palabras, las frecuencias graves enmascararán más fácilmente que las agudas.

C.2.3 Escala tonal

Como para la sonoridad, existe una escala que refleja la percepción relativa de dos sonidos de alturas diferentes, es la escala tonal cuya unidad es el *mel*.

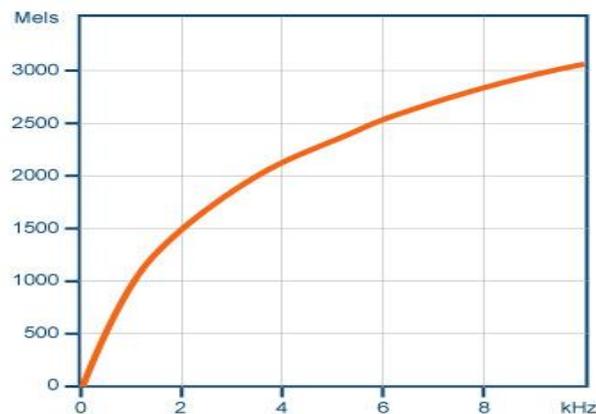


Figura C-6: Escala de *mels* en función de la frecuencia.

Por debajo de 500 Hz, el tono aumenta de forma lineal con la frecuencia, es decir, la escala en hertzios es igual a la de *mels*.

Por encima de 500Hz, el tono varía logarítmicamente con la frecuencia la cual aumenta más deprisa que la sensación de altura. Se estima que existen 620 niveles de tono, y cada uno representa alrededor de 4 *mels* que, si se repartiesen a lo largo de la membrana basilar, serían $52\mu\text{m}$ (es decir unas 6 células ciliadas).

C.2.4 Factores que influyen en el tono

El nivel de intensidad

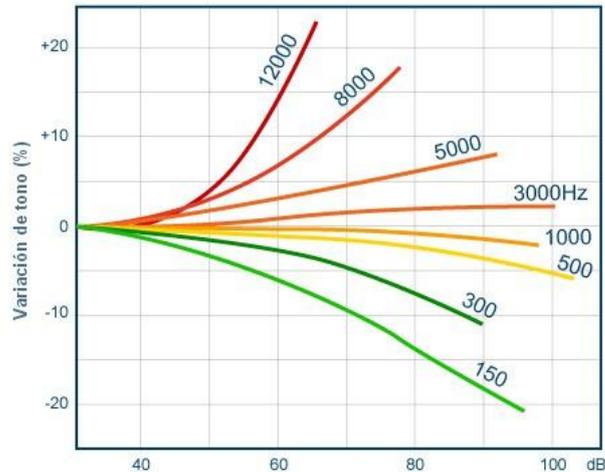


Figura C-7: El tono medio de las frecuencias se mantiene sin cambios. Por el contrario, los graves tienden a ser más graves y los agudos más agudos cuando se incrementa el nivel de intensidad.

La duración

Cuando un sonido es corto pierde su pureza espectral. Así, cuanto más breve es un sonido más disminuye su tono.

La diploacusia

A tono puro dado no tiene, por lo general, la misma altura tonal cuando se le escucha por el oído izquierdo o por el oído derecho: es la diploacusia binaural. Este fenómeno es más pronunciado en pacientes con hipacusia. De todas formas se da también, en diferente grado, en todos los normooyentes. Se considera una diferencia de altura tonal en un 3%.

Enmascaramiento (Masking)

Cuando ciertos componentes de un sonido están enmascaradas por un ruido, el tono puede verse alterado.

El timbre

El timbre es el componente de la sensación auditiva que permite distinguir dos sonidos con la misma sonoridad y el mismo tono. El

timbre de un sonido se encuentra, principalmente, ligado a su composición espectral, pero también a su evolución en el tiempo (por la forma de la envolvente espectral, el inicio de los sonidos, etc.).

Así, permite el reconocimiento del origen o la pertenencia a un determinado grupo de sonidos. El ejemplo más conocido es la distinción de los instrumentos musicales. Solo el timbre permite diferenciar dos instrumentos que estén tocando la misma nota.

C.3 Localización espacial

La audición binaural es un requisito previo indispensable para localizar con precisión la fuente de un sonido. Permite identificar mejor la distancia de una fuente de sonido y también centrarse sobre un sonido "útil" en un ambiente ruidoso.

Audición binaural y monoaural

La audición binaural es la que concierne a los dos oídos y se diferencia de la monoaural que se obtiene oyendo por un solo oído.

Función Binaural

En la audición binaural, se denomina escucha **diótica** cuando se realiza una estimulación igual o se percibe una sensación idéntica en cada oído y se llama escucha **dicótica** cuando la estimulación sobre cada oído es distinta o la sensación percibida por cada uno es diferentes.

En el ambiente, sólo se produce la escucha dicótica lo que permite que se pueda llevar a cabo la función binaural. Si ambos oídos reciben la misma información sería imposible seguir las conversaciones en ambientes ruidosos, localizar las fuentes de sonido o definir con precisión nuestro entorno sonoro.

C.3.1 Localización de fuentes sonoras

La localización se lleva a cabo sobre todo con fuentes primarias cuya intensidad supere el ruido ambiente. Se hace mucho más difícil (confusa) cuando varias fuentes se superponen o cuando la reflexión hace que se produzcan ruidos secundarios.

Generalmente, el oído humano utiliza distintos indicadores para localizar una fuente sonora en el espacio: en el plano horizontal se utilizan las diferencias de las señales que llegan a ambos oídos (señales binaural). En el plano vertical, los indicadores principales que se emplean las señales monoaurales, que proceden de la modificación del sonido por el torso, la cabeza y el oído exterior de la persona que lo percibe.

C.3.2 Localización en un plano horizontal

Diferencia interaural de tiempo entre oídos (ITD)

La diferencia de tiempo de llegada de una onda sonora a cada oído es un índice importante para la estimación de la posición de una fuente de sonido en el plano horizontal.

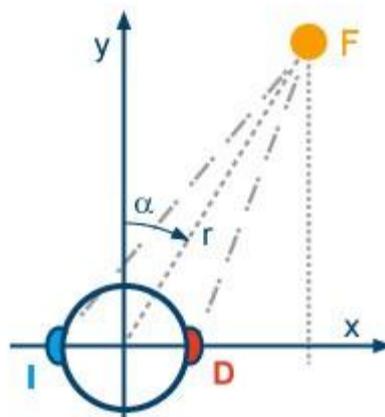


Figura C-8: Ejemplo de estímulo de una fuente sonora F en ambos.

Una señal sonora emitida desde una fuente (F) situada, en un plano horizontal, por un ángulo α y una distancia r del centro de la cabeza de un individuo tendrá un camino diferente a recorrer para alcanzar el oído derecho (D) y oído izquierdo (I).

En este ejemplo, la distancia r_l es mayor que r_D por lo que el sonido llegará antes al oído derecho.

La llegada diferenciada de la onda sonora a cada oído se llama diferencia interaural de tiempo (ITD). Cuando la fuente se encuentra en los azimuts 0° o 180° , la ITD será 0. Por el contrario, la ITD será máxima cuando la fuente se encuentra situada en los azimuts $\pm 90^\circ$, alrededor de 0,7 ms (para una cabeza humana de talla media).

El ITD es un índice fundamental para localizar una fuente emisora de ondas cuya frecuencia es inferior a 1500 Hz. Por encima de 1500 Hz, el ITD se vuelve ambiguo. Sin embargo, en el caso de los sonidos complejos, se percibiría la ITD del conjunto (=contorno de ondas) (modulación lenta) de las altas frecuencias (diferencia interaural del contorno de ondas: IED).

Diferencia de intensidad interaural (IID)

La cabeza tiende a oponerse al paso de la onda de sonido; se trata de una característica conocida como efecto de sombra de la cabeza. Así pues, se presenta una diferencia de interaural de intensidad (IID), que refleja la diferencia en la intensidad de la onda que llega a cada oído. Sin embargo, este índice tiene una dependencia importante de la frecuencia del sonido emitido. Para tonos por debajo de 1500 Hz la IID prácticamente no existe. Sin embargo, para las frecuencias superiores a 1.500 Hz el IID se vuelve un índice eficaz.

Así, la combinación de la IID e ITD permite una localización relativamente precisa en el plano horizontal. Sin embargo, se produce una zona de confusión en los azimuts 0° y 180° , porque en ellos la IID y la ITD son casi idénticas. Esta zona, delante y detrás, se suele denominar como zona de confusión.

C.3.3 Localización en el plano vertical

La capacidad para localizar una fuente de sonido en un plano vertical se atribuye a menudo al análisis de la composición espectral de la señal que llega a cada oído. En efecto, las ondas incidentes se reflejan por las

estructuras, como los hombros o el pabellón auricular, interfiriendo con las ondas que entran en el conducto auditivo externo. Estas interferencias conllevan cambios espectrales, refuerzos (picos espectrales) o degradaciones (agujeros espectrales) de algunas áreas frecuenciales, que permiten localizar una fuente en el plano vertical.

El hombre recuerda a lo largo de su vida una gran variedad de funciones de transferencia correspondientes a las diferentes direcciones de las distintas fuentes de sonido. Los filtrados memorizados sirven para ponderar el espectro de la fuente y permiten, sobre todo, eliminar la ambigüedad de localización de la fuente entre la parte delantera y la trasera, y entre la superior y la inferior.

C.3.4 Identificación de la distancia a la fuente de sonido

Las variaciones en el nivel de intensidad y la relación entre la energía del campo directo y del campo reverberante son los índices principales que permiten aproximar la distancia a la que se encuentra el observador de una fuente de sonido.

Variación de nivel de intensidad

Cuando la fuente se encuentra en movimiento la intensidad varía. Si se aproxima, la intensidad aumenta, por el contrario, disminuye a medida que se aleja. Este índice solo puede aplicarse en un entorno no reverberante (campo libre, cámara anecoica). Por el contrario, en un entorno reverberante, la distribución de las ondas y, por tanto, sus niveles de intensidad respectivos, es dependiente de las características de reverberación de la habitación en la que se encuentre el observador

Relación entre el campo directo y el campo reverberante

Cuando el individuo se encuentra a corta distancia de la fuente, el campo directo es dominante. Por el contrario, cuanto más lejos se aleja el individuo más predomina el campo reverberante, cuyo origen es el reflejo directo de las olas en las paredes de una habitación. De esta forma, la evolución de la relación entre el campo directo y el

reverberante permite identificar un desplazamiento de la fuente en un espacio cerrado.

Referencias

- Fletcher, H. (1940). Auditory patterns. *Reviews of Modern Physics*, 12(1), 47.
- Fletcher, H., & Munson, W. A. (1933). Loudness, its definition, measurement and calculation. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 5(2), 82-108.
- Hugo Fastl, & Zwicker, E. (1990). *Psychoacoustics: Facts and models* Berlin ; Springer.
- Moore, B. C. J. (2003). *An introduction to the psychology of hearing* . Amsterdam: Academic Press.
- Pujol, R., & Association, N. (2010). *Voyage au centre de l'audition*. Retrieved Noviembre, 5, 2012, from <http://www.cochlea.org>

ANEXO D: FILTROS

El presente anexo trata de explicar la arquitectura que tiene cada una de las partes de un filtro DNRL y por tanto entender mejor lo expuesto en el capítulo 5.2. El anexo está extraído del trabajo de (Lopez-Najera, 2005), prácticamente en su totalidad.

D.1 Filtro de paso de banda “Gammatone.”

El filtro de paso de banda del tipo “gammatone” (GT) diseñado por Patterson (Patterson & Holdsworth, 1991) tiene una RI:

$$g_t(t) = At^{(n-1)}e^{(-2\pi BWt)} \cos(2\pi f_c t) \quad (t \geq 0) \quad (\text{D.1})$$

$$g_t(t) = 0 \quad (t = 0) \quad (\text{D.2})$$

Donde n es el orden del filtro, BW es el ancho de banda, f_c es su frecuencia central y A la ganancia.

Esta función caracteriza la RI del filtro.

La función de transferencia correspondiente, o respuesta en frecuencia, de un filtro GT de orden 1, se obtiene al tomar la transformada de Fourier de la función anterior obteniendo:

$$G_t(f) = C \left(\frac{B'}{B' + j(f - f_c)} + \frac{B'}{B' + j(f + f_c)} \right) \quad (\text{D.3})$$

Donde $j = \sqrt{-1}$, B'' es la mitad del ancho de banda a 3 dB (en Hz) del filtro GT de primer orden (Hartmann, 1998) y C es una constante que hace que $G_t(f)$ tenga una ganancia unidad a f_c :

$$C = \left(\frac{1}{|1 + (B' + 2jf_c)|} \right) \quad (\text{D.4})$$

Esta función de transferencia puede expresarse en forma polar de manera que:

$$G_T(f) = R_{GT}(f)e^{[-j\phi_{GT}(f)]} \quad (\text{D.5})$$

Donde la ganancia del filtro G_T es $R_{GT}(f)=|G_T(f)|$ y su fase $\phi_{GT} = \text{arg}[G_T(f)]$. La Figura D- muestra la respuesta en frecuencia de un filtro GT de orden 1 con una frecuencia central de 10kHz y un ancho de banda de 2kHz .

La campana del filtro en frecuencia está centrada alrededor de f_c y su anchura viene dada por BW . Un mayor número de filtros en cascada hace más pronunciada la caída de la ganancia a frecuencias alejadas a la f_c sin modificar de manera significativa la forma del filtro. Asimismo, el cambio máximo de fase se ve modificado por el número de filtros en cascada, aumentando al aumentar el número de filtros.

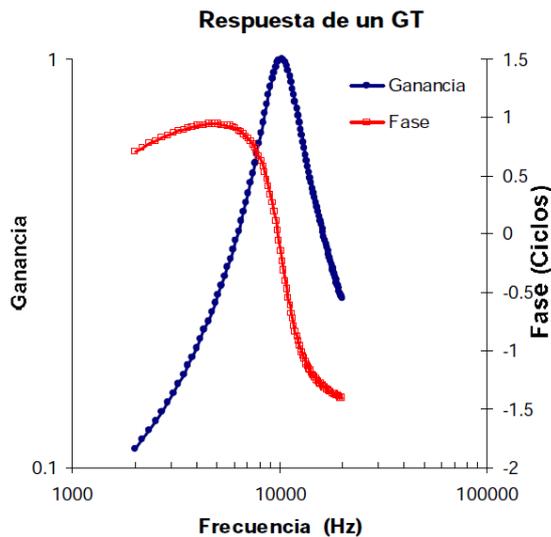


Figura D-1: Respuesta en frecuencia de un filtro GT de orden 1 cuya frecuencia central es de 10kHz y ancho de banda de 2kHz . El filtro permite el paso de toda la energía disponible a la f_c del filtro, atenuando las frecuencias cercanas como muestra la figura. El filtro produce un cambio en la fase de la señal de entrada que depende de la frecuencia, de manera que las frecuencias mayores a la frecuencia central sufren un retardo mayor que las frecuencias menores.

D.2 Filtro de paso bajo “Butterworth

Las etapas de filtros de paso bajo consisten en una cascada de filtros de paso bajo (LP) de segundo orden. También tienen una ganancia unidad a bajas frecuencias y una caída de $3dB$ a la frecuencia de corte que se fija en cada caso. En la presentación original del filtro DRNL (Meddis, O’Mard, & Lopez-Poveda, 2001) se tomaba esta frecuencia igual a la frecuencia central de los filtros GT que hubiera en esa rama.

No obstante, en este análisis se ha tomado esta frecuencia de corte como un parámetro más, con el finde conseguir un mejor ajuste a frecuencias superiores a la mejor frecuencia (BF) del lugar sobre la MB que se simula en cada caso.

La función de transferencia del filtro de paso bajo Butterworth puede expresarse utilizando notación compleja polar:

$$LP(f) = R_{LP}(f)e^{[j\phi_{LP}(f)]} \quad (\text{D.6})$$

Donde:

$$R_{LP}(f) = \left[\frac{1}{(1 - f_R^2) + 2f_R^2} \right]^{0,5} \quad (\text{D.7})$$

$$\phi_{LP}(f) = \text{arc tan} \left(\frac{-\sqrt{2f_R}}{(1 - f_R^2)} \right) \quad (\text{D.8})$$

Son las expresiones para la ganancia y la fase, siendo $f_R = f/f_u$ y f_u la frecuencia de corte a $3dB$.

La Figura D-2 muestra la respuesta de un filtro de paso bajo (LP) de orden 2 con una frecuencia de corte de 10 kHz

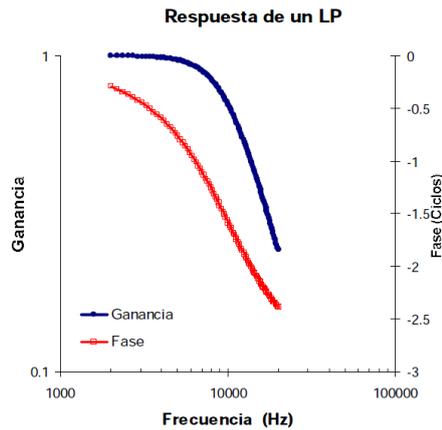


Figura D-2: Respuesta en frecuencia de un filtro LP de orden 2 cuya frecuencia de corte es de 10kHz. La fase de la señal de salida depende de la frecuencia, de manera que las frecuencias mayores a la frecuencia de corte sufren un retardo mayor que las frecuencias menores.

D.3 La función no lineal Broken-Stick

La diferencia fundamental en cuanto a los componentes de cada rama del filtro DRNL es la etapa *broken-stick* que caracteriza la etapa no lineal. Y es esta ganancia la que determina que la señal de salida dependa de la intensidad de la señal de entrada.

Hasta ahora los elementos presentados se comportan de manera lineal frente a estímulos de diferente intensidad, es decir, la respuesta del sistema no depende de la intensidad/amplitud de la señal de entrada.

Esta ganancia no lineal (Meddis et al., 2001) se define en el dominio temporal como:

$$y[t] = \text{sign}(x[t]) \times \text{MIN}(a|x[t]|, b|x[t]|^v) \quad (\text{D.9})$$

Donde a y b controlan el comportamiento no lineal y v es un parámetro interno del modelo. La ganancia no lineal se comporta de manera lineal a bajas intensidades. En ese caso la señal de salida $y(t)$ es la señal de entrada $x(t)$ multiplicada por una ganancia lineal, a . Para señales de intensidades superiores, la respuesta del proceso es no lineal y se caracteriza por dos parámetros del modelo: una ganancia, b y el exponente v . El proceso actúa de manera que selecciona el menor valor proporcionado por la función no lineal para cada nivel/amplitud de entrada presentado (Figura D-3).

La función de transferencia aproximada de este proceso no lineal precedido de un filtro GT (60) puede expresarse de la siguiente manera:

$$U(f, X) = \min\{a, b[R_{GTN}(f)]^{p(v-1)}X^{(v-1)}\} \quad (\text{D.10})$$

Donde $R_{GTN}(f)$ es la ganancia del filtro GT que precede a esta etapa, p su orden y X la amplitud pico de la señal de entrada. Los parámetros a y b controlan la ganancia del proceso no lineal, de manera que el umbral de compresión se produce cuando:

$$a|x| = b|x|^v \quad (\text{D.11})$$

En el desarrollo inicial del filtro DRNL se tomó el exponente v como un parámetro fijo, con el fin de reducir el número de grados de libertad del modelo y por tanto el número de parámetros para cada conjunto de datos a simular. Se hicieron diferentes pruebas tomando v como un parámetro más del sistema pero las mejoras en los ajustes no justifican la introducción de un parámetro más.

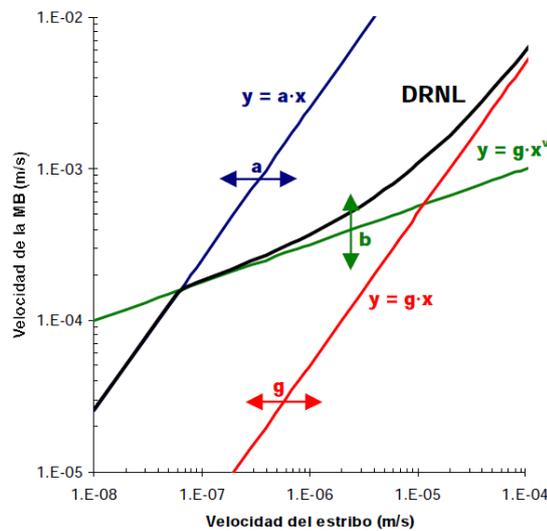


Figura D-3: La función de compresión se puede entender como dos procesos: uno lineal ($y=a \cdot x$) y otro no lineal $y=b \cdot x^v$. La respuesta de la función no lineal es el mínimo de ambas funciones, de manera que el resultado será la línea negra gruesa, la cual presenta también la contribución del proceso de la rama lineal ($y=g \cdot x$).

La Figura D-3 muestra la ganancia observada tras este proceso no lineal. La señal de entrada a este proceso ha sido previamente filtrada

por un filtro GT. Para ello se han tomado los siguientes valores de los parámetros de la no linealidad:

$$a = 10^4, b = 0,06 [(m/s)^{(1-v)}] \quad y \quad v = 0,25.$$

Este proceso “separa” la respuesta en frecuencia de las señales de diferente amplitud. Como hemos visto anteriormente, la respuesta cuando la señal de entrada es amplitud pequeña el sistema devuelve una respuesta lineal $y = ax$. Al aumentar la amplitud y tras sobrepasar el umbral de compresión, la respuesta del sistema es no lineal $y = bx^v$. El mínimo que se observa en la figura se debe a que la señal ha sido filtrada previamente por el filtro GT. De lo contrario observaríamos líneas paralelas juntas para intensidades bajas y separadas para intensidades altas.

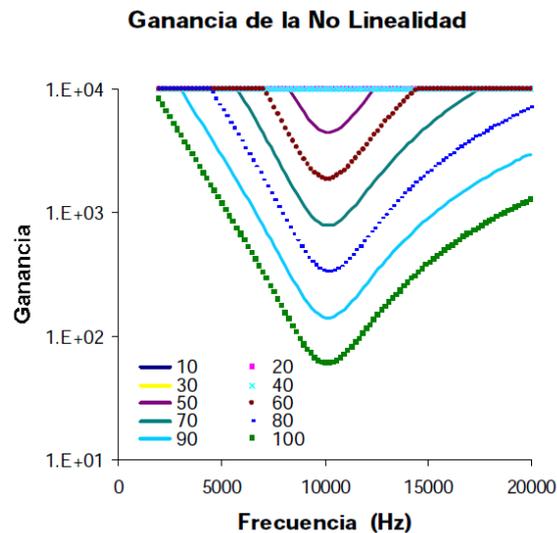


Figura D-4: Respuesta en frecuencia de la no linealidad. El proceso no lineal se comporta de manera lineal a bajas intensidades y de manera no lineal cuando la intensidad hace que se supere el umbral de compresión.

Referencias

- Lopez-Najera, A. (2005). Simulación computacional de la respuesta de la membrana basilar. (Tesis doctoral, Universidad de Salamanca).
- Meddis, R., O'Mard, L. P., & Lopez-Poveda, E. A. (2001). A computational algorithm for computing nonlinear auditory frequency selectivity. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 109, 2852.

ANEXO E: COMUNICACION ORAL AEDA 2013

Como parte del proyecto se presentó el trabajo titulado “TÉCNICAS DE MODELADO DEL SISTEMA AUDITIVO “ en el X Congreso de la Asociación Española De Audiología que tuvo lugar en Sevilla los días 3 y 4 de Mayo de 2013



El trabajo obtuvo el premio a la mejor comunicación oral de dicho Congreso.

Técnicas de modelado del Sistema Auditivo

Sánchez López, Raúl H.

Universidad Politécnica de Madrid

Resumen: El modelado del sistema auditivo se realiza con los siguientes objetivos: a) Interpretar medidas directas, b)unificar el entendimiento de diferentes fenómenos, c) guiar estrategias de amplificación para suplir pérdidas auditivas y d) tener predicciones experimentalmente comprobables de comportamientos, con diferentes niveles de complejidad..

En este trabajo se tratarán y explicarán brevemente las diferentes técnicas utilizadas para modelar las diferentes partes del sistema auditivo, desde las analogías electroacústicas hasta la implementación de filtros auditivos mediante proceso de señal. Finalmente se comentarán aplicaciones de estos modelos de cara al campo de la audiolología protésica.

Introducción

El objetivo principal del presente trabajo es proporcionar una visión general de las técnicas que se utilizan en el modelado del sistema auditivo. El modelado del sistema auditivo se realiza con los siguientes objetivos:

a) Interpretar medidas directas,

- b) Unificar el entendimiento de diferentes fenómenos,
- c) Guiar estrategias de amplificación para suplir pérdidas auditivas
- d) Tener predicciones experimentalmente comprobables de comportamientos, con diferentes niveles de complejidad.

El modelado se utiliza como herramienta para el estudio y sirve de unión entre los datos experimentales, y las hipótesis enunciadas en los campos de la

audiología, la neuropsicología, y la fisiología.

Circuitos análogos

Para entender mejor el sistema auditivo, éste puede verse como un conjunto de transductores acústico-mecánicos y mecánico-eléctricos. Al igual que se hace en el estudio y diseño de transductores (micrófonos y altavoces), se puede recurrir a las analogías electroacústicas (Leach, 2003) para poder estudiar cómo se comportan las estructuras del oído.

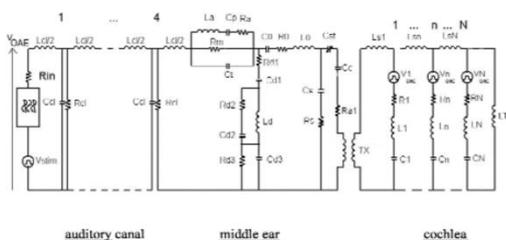


Figura 1: Ejemplo de modelo electroacústico completo del sistema auditivo extraído de (Zimatore, Cavagnaro, Giuliani, & Colosimo, 2008)

Sobre el oído medio encontramos las principales referencias de esta técnica de modelado; (Zwislocki, 1962) propuso un completo modelo del oído medio. Los parámetros de cada parte se fijaron en base a datos de las dimensiones de las cavidades, masa de huesecillos y teniendo en cuenta también datos experimentales. Además incorporó modelos de oídos patológicos como por ejemplo uno con fijación del estribo debida a una otosclerosis.

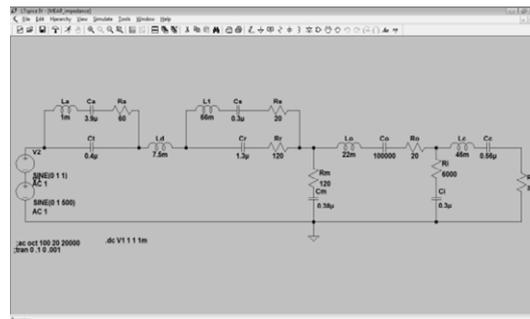


Figura 2: Circuito realizado en LTSpice del modelo de (Kringelbotn, 1988).

Más tarde (Kringelbotn, 1988) propuso su propio modelo, el modelo posee prácticamente las mismas etapas que en el modelo de (Zwislocki, 1962), a excepción de la inclusión de la suspensión del tímpano como parte relevante del modelo.

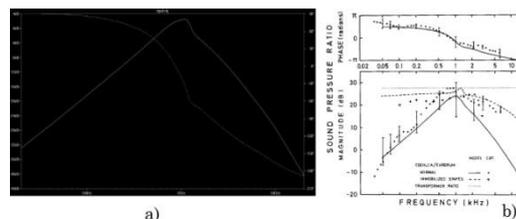


Figura 3: a) Simulación mediante LTSpice de la respuesta del modelo de O.Medio de (Kringelbotn, 1988). b) Resultados extraídos de (Kringelbotn, 1988).

Estos circuitos pueden realizarse mediante herramientas de diseño de circuitos como LTSPICE y poder ver la función de transferencia del sistema además de comprobar cómo esta varía si modificamos parámetros como la masa o las dimensiones de los elementos

Modelado Biofísico

Estamos acostumbrados a ver animaciones de cómo se desarrolla la onda viajera en el interior de la cóclea pero quizá no conocemos las ecuaciones que gobiernan ese movimiento.

Podemos decir que existen dos tipos de mecánica dentro de la cóclea, el movimiento de la membrana basilar producido por la onda viajera, y el movimiento en el interior del órgano de Corti.

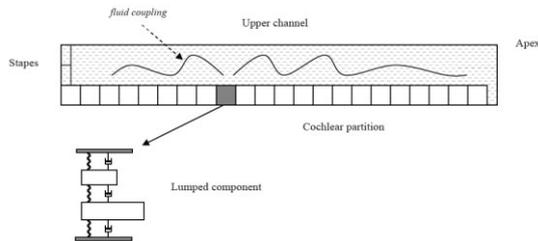


Figura 4: Esquema de la cóclea con vista detallada de partición coclear (CP) extraído de (Le Henaff, Elliott, & Maury, 2003).

Macromecánica coclear

El desarrollo de la onda viajera se caracteriza por la propagación de la onda en un fluido no compresible, en el cual una de las paredes que lo contienen (la membrana basilar MB) tiene una impedancia diferente a lo largo del recorrido.

La impedancia de la MB puede expresarse en función del movimiento de sabiendo que $m(x)$ será la masa, $K(x)$ será la rigidez y $R(x)$ será la resistencia por unidad de longitud. (Sondhi, 1981).

$$m(x) \frac{\partial^2 \xi}{\partial t^2} + R(x) \frac{\partial \xi}{\partial t} + K(x) \xi = -2p \quad (1)$$

Existen dos simplificaciones particulares sobre la hidromecánica coclear y que veremos a continuación. Éstas son la simplificación a dos dimensiones (x y z) también llamadas *short-waves* (Siebert, 1974) y en una dimensión, también llamadas *long-waves* (Zwislocki-Moscicki, 1948)

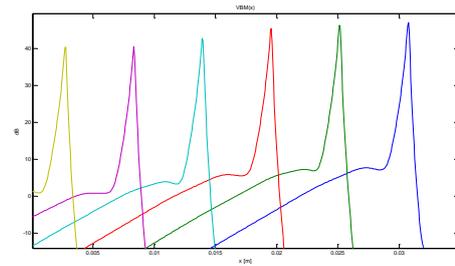


Figura 5: Respuesta de la velocidad de la membrana basilar a diferentes frecuencias. Figura realizada usando MATLAB con la función de ejemplo del modelo de (Geisler, 1986) como banco de filtros.

La velocidad de la membrana basilar v_{MB} depende de la impedancia de esta y describe la envolvente de la onda viajera.

Micromecánica coclear

La micromecánica coclear se refiere al movimiento que se produce en el interior del órgano de Corti. Ya se ha hablado de cómo éste determina la impedancia de la MB pero no se ha entrado en el detalle de cuáles son sus partes y cómo es el movimiento en su interior.

Existen dos puntos de vista sobre cómo modelar la micromecánica coclear, uno de ellos propone que la membrana tectoria se comporta como un segundo resonante (Allen, 1980) y los que proponen que el segundo resonante tiene que ver con las CCE (Neely & Kim, 1983).

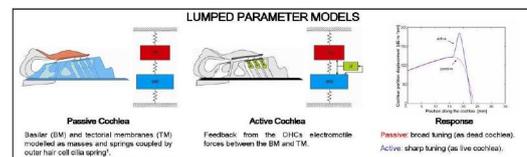


Figura 6: Explicación visual de los componentes del modelo del órgano de Corti pasivo (a la izquierda), activo (centro) y la respuesta de ambos modelos (a la derecha).

En la figura puede verse la diferencia entre un modelo pasivo de cóclea (sin

acción de las CCE) y un modelo activo y cómo varía la respuesta de la velocidad.

Métodos numéricos

Uno de los objetivos del modelado de diferentes sistemas es poder realizar simulaciones que puedan aportar información del comportamiento del sistema. En ingeniería civil están muy extendidos los métodos numéricos basados en elementos o diferencias finitas. Estos métodos dividen una geometría en elementos más pequeños a los cuales pueden aplicársele condiciones de contorno y resolver las ecuaciones que lo describen por medio del álgebra, nos referimos entre otros al FEM (método de elementos finitos) y al BEM (método de elementos de contorno)

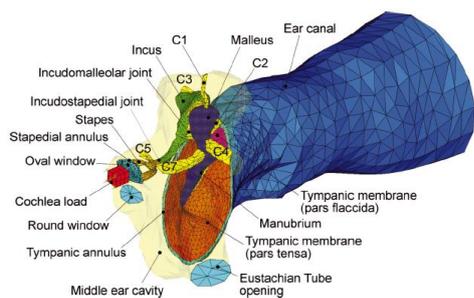


Figura 7: Modelo FEM del conducto auditivo externo y cadena osicular utilizando mallado de elementos triangulares.

Modelado por procesamiento de la señal

Los modelos basados en procesamiento de la señal tratan de reproducir el comportamiento del sistema sin necesidad de desarrollo de ecuaciones ni variables físicas, sino que utiliza algoritmos, pudiendo explicar aspectos antes imposibles por modelos físicos o matemáticos (Lopez-Najera, 2005). Desde los primeros modelos analógicos se ha ido creando la tendencia de tratar de

simular procesos fisiológicos individuales con la mayor precisión posible. De esta manera los desarrolladores de modelos, guiados por la amplia información existente en anatomía y fisiología, intentan reproducir punto a punto las medidas observadas experimentalmente. Esto quiere decir que el modelo final consistirá en una serie de etapas en cascada y cada una se encargará de reproducir un fenómeno fisiológico transformando la señal de entrada.

La parte de la que nuevamente encontramos el mayor número de estudios es la cóclea, intentando reproducir la no linealidad de ésta y dando explicación a los fenómenos de supresión y de los productos de distorsión.

Del MPNL al DRNL

Los primeros filtros de este tipo datan de los años 70 y consistían en dos filtros pasa-banda lineales con una no-linealidad situada entre ambos. Gracias a esta configuración se conseguían reproducir el patrón de descargas del nervio auditivo producido por la supresión del segundo tono (Pfeiffer, 1970).

Más adelante (Goldstein, 1990; Goldstein, 1995) propuso el MBPLN (*Multiple Band-Pass Non-Linear*) que consistía en dos etapas en paralelo de la forma anterior.

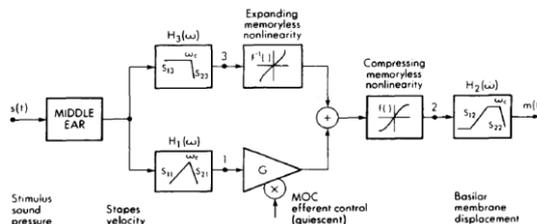


Figura 8: Esquema y partes del algoritmo MBPLN (Goldstein, 1995).

Años después el filtro *Gammatone* (Patterson et al., 1992) fue diseñado para simular la respuesta al impulso de las

neuronas del nervio auditivo, mediante funciones de correlación inversa (De Boer & De Jongh, 1978). Posteriormente se realizó *Gammachirp* (Irino & Patterson, 1997) que es una mejora *Gammatone* que además permite el diseño de asimetrías en la respuesta en frecuencia. Esto se consigue gracias a una modulación en frecuencia, lo que provoca un chirrido (*chirp*) en la respuesta al impulso, ese es el motivo de esta denominación.

Actualmente hay dos corrientes bien definidas:

Signal Path: Siguiendo el mismo razonamiento que Irino y Patterson, se intenta mejorar el modelo de (Carney, 1993) y reproducir la dependencia de nivel del ancho de banda al igual que se hizo con el *gammachirp*. En la implementación se incluyen; compresión, ancho de banda y propiedades de la respuesta en fase.

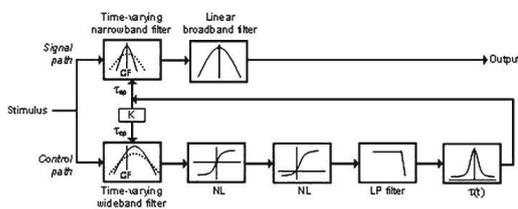


Figura 9: Esquema y partes del filtro propuesto por (Zhang, Heinz, Bruce, & Carney, 2001).

La rama inferior modela el sistema de control del filtro tratando de reproducir el proceso activo de la respuesta de la MB. Esta rama consiste en una serie de filtros de banda estrecha seguidos de una componente no lineal.

DNRL (Dual-Resonance NonLinear):

Este nuevo tipo de filtro presentado en (Meddis, O'Mard, & Lopez-Poveda, 2001) reproduce la supresión ya que la rama no lineal es en realidad una serie de filtros

gammatone en cascada seguidos de la compresión no lineal y seguido de otro conjunto de filtros *gammatone*.

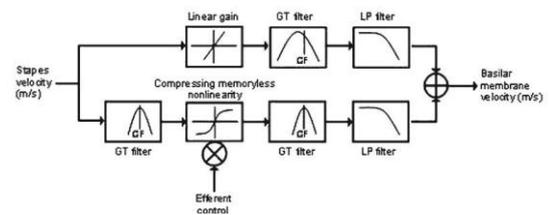


Figura 10: Esquema del filtro DRNL.

El filtro cuenta con dos etapas asimétricas en paralelo; la primera de ellas lineal y de un ancho de banda mayor, y la segunda no lineal y de banda estrecha. Este algoritmo es el resultado de la combinación de los primeros filtros como el MBPLN, y el uso de filtros *gammatone*.

Modelos perceptivos

Para explicar los fenómenos de percepción auditiva y su correlación con la fisiología se han creado este tipo de modelos perceptivos. El objetivo es predecir la psico-fisiología de las fibras nerviosas en relación a estos fenómenos psicoacústicos. Para ellos se utiliza lo que se conoce como Teoría de la detección estadística o teoría de la detección de señal la cual sirve para evaluar el funcionamiento de diferentes mecanismos auditivos.

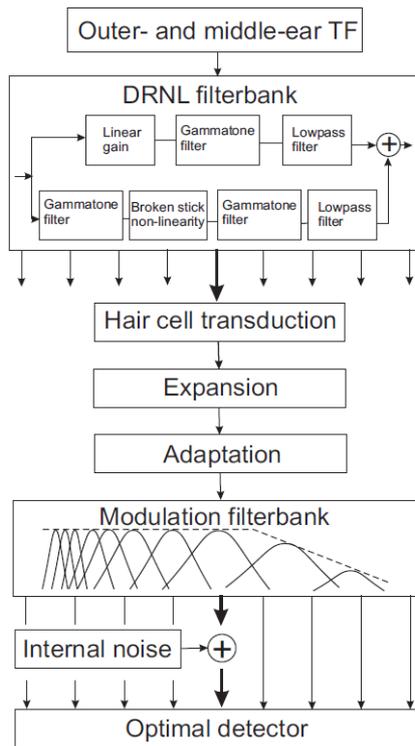


Figura 11: Modelo completo del sistema auditivo de (Jepsen, Ewert, & Dau, 2008).

Como se puede ver en la figura, existen partes ya conocidas de las estructuras del sistema auditivo, que además siguen las partes que hemos recorrido en este capítulo, primero la función de transferencia del oído medio, seguido del filtro auditivo DNRL que reproduce la función de transferencia de la membrana basilar. Más abajo está la transducción de las CCI (en inglés IHC, *inner hair cell*), adaptación y expansión, y el banco de filtros de modulación que imitan el comportamiento de las limitaciones del nervio auditivo. El último elemento es el detector óptimo. Este elemento es un dispositivo de decisión y funciona de manera que el sujeto puede crear un perfil con las características de la señal detectada. De esta manera se puede utilizar el modelo en modo de prueba con un paciente real y simular su perfil concreto basándose en sus respuestas.

Aplicaciones

Las principales aplicaciones son en el campo de la audiolgía, la medicina y la neuropsicología, no obstante merece la pena citar algunas

Simulaciones

Las simulaciones son de mucha importancia en la actualidad, antes de realizar un costoso proyecto o aplicar un proceso que conlleva cierto riesgo, es preferible predecir cuál es la opción más óptima.

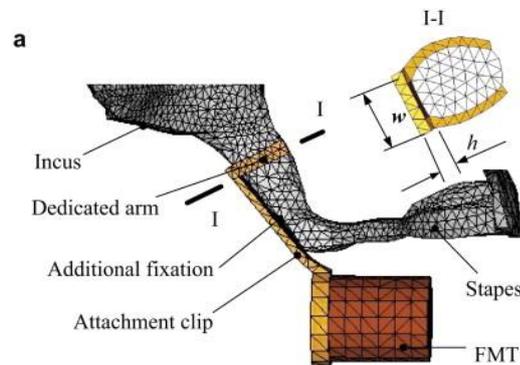


Figura 12: Detalle de modelo FEM del oído medio con Dispositivo activo de oído medio anclado al yunque (Wang, Hu, Wang, & Shi, 2011).

Mediante el análisis numérico se obtienen simulaciones muy acertadas, no sólo vibro-acústicas sino también de propagación de campos electromagnéticos por ejemplo. En la figura podemos ver un modelo de implante activo de oído medio, pero este tipo de modelado es también efectivo en implantes pasivos, en implantes cocleares y en el estudio de malformaciones.

Auditory Scene Analysis

A principios de los 90 (Bregman, 1990) sienta las bases de lo que es conocido como el "análisis de escenas auditivo". Esta teoría trata de reproducir los procesos que realiza el cerebro humano

para separar las distintas fuentes sonoras del ambiente sonoro complejo. Para ello se pueden distinguir diferentes etapas dentro del *Auditory Scene Analysis* (ASA)

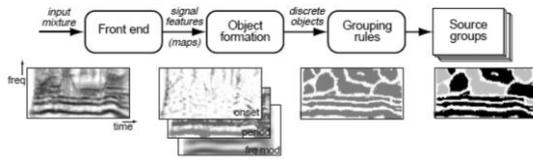


Figura 13: Esquema de las partes que componen el modelado mediante la teoría de Auditory Scene Analysis.

La aplicación más interesante y de utilidad en el campo de las ayudas auditivas es la de conseguir separar la palabra del ruido, esto posibilita la enfatización del habla. A parte de estas aplicaciones se utiliza cada vez más en robótica, y como veremos en el siguiente apartado, para la localización espacial junto con los modelos binaurales que no han sido desarrollados en este trabajo.

Biological inspired hearing aid

Recientemente se ha presentado una ayuda auditiva para personas con pérdida de audición inspirada en estos modelos, es el caso del trabajo de Meddis (Universidad de Essex) y el software "*hearing dummies*".

Hearing aid flow diagram

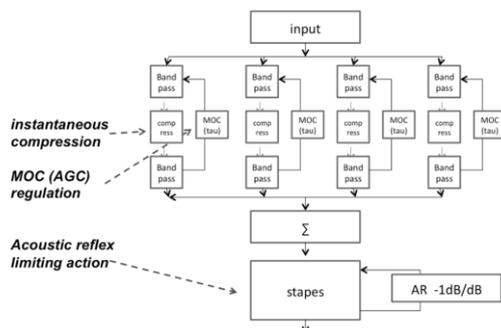


Figura 14: Esquema del "*hearing dummies*"

Este software permitiría el ajuste de los audífonos en relación directa con los datos del modelo del sistema auditivo del paciente.

Conclusiones

- Después de esta vista general presentada en el proyecto podemos extraer las siguientes conclusiones:
- El modelado mediante analogías electroacústicas proporciona un modelo de rápida creación y entendimiento que puede ser muy didáctico, pero tiene ciertas limitaciones. En cuanto al modelado de la cóclea o procesos como el reflejo estapedial, es necesario incluir no linealidades que serán más fácilmente implementadas mediante teoría de la señal.
- Las simulaciones mediante análisis numéricos son de gran utilidad tanto en el caso del oído medio como en el interno. Sus aplicaciones de prevé que serán cada vez más numerosas sobretodo en el caso de implantes y para el estudio de la mecánica coclear.
- El procesado de señal es el procedimiento más completo y utilizado ya que permite modelar tanto las HRTF, como las funciones de transferencia del oído medio además de permitir la implementación de filtros cocleares muy preciosos y coherentes con la realidad.

El conocimiento, cada vez más profundo, del sistema auditivo humano, hace posible que las aplicaciones de los modelos puedan exceder los límites de la medicina o la parte académica, utilizándose en campos como la robótica, la transmisión de sonido, la compresión de audio, etc.

Referencias

- Allen, J. (1980). Cochlear micromechanics—a physical model of transduction. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 68, 1660.
- Bregman, A. S. (1990). Auditory scene analysis: The perceptual organization of sound. Cambridge, Mass.: MIT Press.
- Carney, L. H. (1993). A model for the responses of low-frequency auditory-nerve fibers in cat. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 93, 401.
- De Boer, E., & De Jongh, H. (1978). On cochlear encoding: Potentialities and limitations of the reverse-correlation technique. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 63(1), 115-135.
- Geisler, C. D. (1986). A model of the effect of outer hair cell motility on cochlear vibrations. *Hearing Research*, 24(2), 125-131.
- Goldstein, J. L. (1990). Modeling rapid waveform compression on the basilar membrane as multiple-bandpass-nonlinearity filtering. *Hearing Research*, 49(1), 39-60.
- Goldstein, J. L. (1995). Relations among compression, suppression, and combination tones in mechanical responses of the basilar membrane: Data and MBPNL model. *Hearing Research*, 89(1), 52-68.
- Irino, T., & Patterson, R. D. (1997). A time-domain, level-dependent auditory filter: The gammachirp. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 101, 412.
- Jepsen, M. L., Ewert, S. D., & Dau, T. (2008). A computational model of human auditory signal processing and perception. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 124(1), 422-438.
- Kringlebotn, M. (1988). Network model for the human middle ear. *Scandinavian Audiology*, 17(2), 75-85.
- Le Henaff, B., Elliott, S. J., & Maury, C. (2003). *Modelling wave propagation in the cochlea* (ISVR Technical Memorandum N° 925 ed.) University of Southampton, Institute of Sound and Vibration Research.
- Leach, W. M. (2003). *Introduction to electroacoustics and audio amplifier design* Kendall/Hunt.
- Lopez-Najera, A. (2005). Simulación computacional de la respuesta de la membrana basilar. (Tesis doctoral, Universidad de Salamanca).
- Meddis, R., O'Mard, L. P., & Lopez-Poveda, E. A. (2001). A computational algorithm for computing nonlinear auditory frequency selectivity. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 109, 2852.
- Neely, S. T., & Kim, D. O. (1983). An active cochlear model showing sharp tuning and high sensitivity. *Hearing Research*, 9(2), 123-130.
- Patterson, R. D., Robinson, K., Holdsworth, J., McKeown, D., Zhang, C., & Allerhand, M. (1992). Complex sounds and auditory images. *Auditory Physiology and Perception*, 83, 429-446.
- Pfeiffer, R. R. (1970). A model for Two-Tone inhibition of single Cochlear-Nerve fibers. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 48(6B), 1373-1378.
- Siebert, W. M. (1974). Ranke revisited—a simple short-wave cochlear model. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 56(2), 594-600.
- Sondhi, M. M. (1981). Acoustical inverse problem for the cochlea. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 69, 500.
- Wang, X., Hu, Y., Wang, Z., & Shi, H. (2011). Finite element analysis of the coupling between ossicular chain and mass loading for evaluation of implantable hearing device. *Hearing Research*, 280(1), 48-57.
- Zhang, X., Heinz, M. G., Bruce, I. C., & Carney, L. H. (2001). A phenomenological model for the responses of auditory-nerve fibers: I. nonlinear tuning with compression and suppression. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 109, 648.
- Zimatore, G., Cavagnaro, M., Giuliani, A., & Colosimo, A. (2008). Human acoustic fingerprints. *Biophysics and Bioengineering Letters*, 1(2)
- Zwislocki, J. (1962). Analysis of the middle-ear function. part I: Input impedance *The Journal of the Acoustical Society of America*, 34(9B), 1514.
- Zwislocki-Moscicki, J. (1948). Theorie der schneckenmechanik: Qualitative und quantitative analyse. *Acta Otolaryngol.*, (Suppl 72)

ANEXO F: CENTROS DE INVESTIGACIÓN

Centre for Applied Hearing Research (CAHR)

Hearing Systems (HEA) / DTU Elektro / Technical University of Denmark

Creación: 2003

Principal investigador: Torsten Dau

Lyngby / Denmark

Web: <http://www.dtu.dk/centre/cahr/English.aspx>

Institute of Sound and Vibrations Research (ISRV)

Engineering and the Environment / University of Southampton

Subgrupos: ISRV Dynamics Group / ISRV Fluid Dynamics and Acoustics Group /
ISRV Signal Processing and Control Group / ISRV Human Sciences Group

Principal investigador: Stephen Elliott

Southampton / United Kingdom

Web: www.isvr.soton.ac.uk/

Medical Physics Oldenburg

Institut für Physik / Carl von Ossietzky Universität Oldenburg

Subgrupos: Neurosensory science and systems / Psychoacoustic & modeling /
Signal processing for hearing aids / Statistical modeling / Speech & Audiology

Creación: 1996 se crea el Hörzentrum Oldenburg

Principal Investigador: Kollmeier, Birger

Oldenburg / Alemania

Web: <http://medi.uni-oldenburg.de/index.html>

Hearing Research Laboratory

Department of Psychology / University of Essex

Principal investigador: Ray Meddis

Wivenhoe Park,

Colchester / Reino Unido

Web: <http://www.essex.ac.uk/psychology/department/HearingLab/Welcome.htm>

Carney Lab Auditory Neuroscience

University of Rochester

Principal investigador: Laurel H. Carney

Rochester NY (USA)

Web: <http://www.urmc.rochester.edu/Labs/Carney-Lab/>

MRC Institute of Hearing Research

Programas de investigación: Neurophysiology and Histology

Neural Correlates and Computation

Auditory Processing and Encoding

Development and Learning

Impairment and Disability

Auditory Processing Disorder

Director: Alan Palmer

Nottingham y Glasgow / Reino Unido

Web: <http://www.ihr.mrc.ac.uk/>

Hearing Research Center

Biomedical Engineering / University of Boston

Creación: 1995

Principal investigador: H. Steven Colburn

Boston / Estados Unidos

Web: <http://www.bu.edu/hrc/>

Auditory Neurophysiology & Modeling Lab

Purdue University

Principal investigador: Michael Heinz

West Lafayette, IN / Estados Unidos

Web: <https://engineering.purdue.edu/auditory>

Auditory Computation & Psychacoustics

Instituto de Neurociencias de Castilla y León / Universidad de Salamanca

Creación: 2003

Principal investigador: Enrique López-Poveda

Salamanca / España

Web: <http://web.usal.es/~ealopezpoveda/>

Auditory Perception Group

Department of Psychology / University of Cambridge

Principal investigador: Brian C. J. Moore

Cambridge / Reino Unido

Web: <http://hearing.psychol.cam.ac.uk/>

Auditory Perception and Cognition Lab

Department of Psychology / University of Minnesota

Principal investigador: ANDREW J OXENHAM

Minneapolis, Estados Unidos

Web: <http://apc.psych.umn.edu/>

WADA Laboratory

Department of Bioengineering and Robotics / Graduate School of Engineering

Tohoku University

Principal Investigador: Hiroshi Wada

Sedai / Japón

Web: <http://www.wadalab.mech.tohoku.ac.jp/>

Computer Science Department

Carnegie Mellon University

Principal investigador: Richard Stern

Pittsburgh PA / Estados Unidos

Web:

<http://www.cs.cmu.edu/afs/cs.cmu.edu/user/rms/www/BinauralWeb/index.htm>

Auditory Research Laboratory

Department of Psychology / McGill University

Principal investigador: Albert Bregman

Quebec / Canada

Web: <http://webpages.mcgill.ca/staff/Group2/abregm1/web/abcv.htm>

Acoustics Research Institute (ARI)

Austrian Academy of Sciences

Director: Balazs, Dr. Peter

Viena / Austria

Web: <http://www.kfs.oeaw.ac.at>

Biomedical Engineering Lab

School of Aerospace and Mechanical Engineering / University of Oklahoma

Principal investigador: Rong Z. Gan

Norman OK / Estados Unidos

Web: <http://bmelab.ou.edu/>

Centre for the Neural Basis of Hearing

Department of Physiology, Development and Neuroscience

University of Cambridge

Principal investigador: Roy Patterson

Cambridge / Reino Unido

Web: <http://www.pdn.cam.ac.uk/groups/cnbh/index.php>

Lista De Figuras

Figura 1-1: Ilustración del sistema auditivo y su anatomía (Roberts, 2002).	5
Figura 1-2: Esquema de la transducción acústico-mecánica en el oído.	7
Figura 1-3: Dibujo y esquema del oído medio. Extraído de (Roberts, 2002)	8
Figura 1-4: Imagen de la cavidad timpánica y los osículos, extraída de: (Sepúlveda, 2012)	8
Figura 1-5: a) Corte transversal de la cóclea b) Detalle donde se aprecian la escala vestibular (flecha ROJA) y la escala timpánica (flecha AZUL). c) Detalle de la diferente composición de los líquidos en el interior de la cóclea (Pujol, 2007)	10
Figura 1-6: Esquema que explica la tonotopía coclear (Pujol, 2007)	11
Figura 1-7: Órgano de Corti: 1-Células ciliadas internas; 2-Células ciliadas externas; 3-Túnel de Corti; 4-Membrana basilar; 5-Habénula perforada ; 6-Neuronas; 7-Células de soporte; 8-Espacio de Nuel; 9-Células de Henssen; 10-Espira interna (Pujol & Association, 2010).	12
Figura 1-8: Mecanismo de transmisión.	12
Figura 1-9: Vista del nervio auditivo (VIII Para craneal) (Pujol & Association, 2010).	13
Figura 1-10: Esquema general del sistema auditivo, basado en diferentes autores. ..	14
Figura 2-1: Ejemplo de modelo electroacústico completo del sistema auditivo extraído de (Zimatore, Cavagnaro, Giuliani, & Colosimo, 2008).....	17
Figura 2-2: Modelo simple del oído externo y medio, extraído de (Talmadge, Tubis, Long, & Piskorski, 1998).	18
Figura 2-3: Basado en el modelo de (Giguère & Woodland, 1994), se representa la incidencia del sonido desde el pabellón auditivo hasta el tímpano.	18
Figura 2-4: Circuito análogo correspondiente al modelo de (Giguère & Woodland, 1994).	19
Figura 2-5: Detalle del circuito análogo del oído externo	20
Figura 2-6: Modelo de parámetros extraído de las hojas técnicas del Ear Simulator RA0039 de G.R.A.S.S. Sound & Vibrations.....	21
Figura 2-7: Circuito eléctrico análogo de un oído normal.....	22
Figura 2-8: Circuito análogo de (Kringelbotn, 1988), los valores de los parámetros se encuentran en unidades cgs.	23
Figura 2-9: Simplificación del circuito análogo del de Kringelbotn	24
Figura 2-10: Circuito análogo del oído medio propuesto por (O'Connor & Puria, 2008).	26
Figura 2-11: Circuito equivalente tipo impedancia después de quitar los	26
Figura 2-12: Circuito análogo de la cóclea extraído de (Giguère & Woodland, 1994). ..	27
Figura 2-13: Modelo de células ciliadas internas (CCI) basado en (Meddis, 1988).	29
Figura 2-14: Esquema del órgano de Corti en (Le Henaff et al., 2003).	30
Figura 2-15: Modelo análogo de las CCI (Lopez-Poveda & Eustaquio-Martín, 2006). ..	30
Figura 2-16: Circuito realizado en LTSpice del modelo de (Kringelbotn, 1988).	31
Figura 2-17: a) Simulación mediante LTSpice de la respuesta del modelo de O.Medio de (Kringelbotn, 1988). b) Resultados extraídos de (Kringelbotn, 1988).	33

Figura 2-18: circuito análogo del O. medio basado en (Pascal, Bourgeade, Lagier, & Legros, 1998).	33
Figura 2-19: Simulación mediante LTSpice de la respuesta del modelo de O.Medio de (Pascal, Bourgeade, Lagier, & Legros, 1998) (Pascal, Bourgeade, Lagier, & Legros, 1998).	34
Figura 2-20: a) Respuesta del Circuito simulando otosclerosis b) Circuito de oído con otosclerosis (Zwislocki, 1962) y (Pascal, Bourgeade, Lagier, & Legros, 1998).	34
Figura 2-21: Función de transferencia que simula la velocidad del estribo en un oído normal y en un oído con otosclerosis utilizando circuito análogo.....	35
Figura 3-1: Esquema de la cóclea con vista detalle de partición coclear (CP) extraído de (Le Henaff, Elliott, & Maury, 2003).	39
Figura 3-2: Patrón del movimiento instantáneo de la onda viajera a) Patrón del movimiento de la onda viajera, b) onda viajera en la membrana basilar (OpenLearn, 2013).	40
Figura 3-3: Vista esquematizada de las cavidades de la cóclea desenrollada en 3-D. .	41
Figura 3-4: Respuesta de la velocidad de la membrana basilar a diferentes frecuencias. Figura realizada usando MATLAB con la función de ejemplo del modelo de (Geisler, 1986) como banco de filtros.....	44
Figura 3-5: Modelos de la ZMB a) Allen 1980, b) Neely & Kim 1983, c) Geisler 1986, d) Neely & Kim 1986, e) Kolston 1988, f) Mammano & Nobili 1993.	46
Figura 3-6: Comparación de modelos mecánicos de la macromecánica coclear mediante aproximación WKB. a) <i>Longwaves (1-D)</i> , b) <i>Shortwaves (2-D)</i>	47
Figura 3-7: Resultados de impedancia (arriba) y velocidad de la MB (abajo) del modelo <i>longwaves</i> de (Kanis & de Boer, 1993). Líneas sólidas relativas al modelo pasivo y líneas discontinuas al activo.....	48
Figura 3-8: Esquema de los elementos mecánicos del órgano de Corti.	49
Figura 3-9: Explicación visual de los componentes del modelo del órgano de Corti pasivo (a la izquierda), activo (centro) y la respuesta de ambos modelos (a la derecha).	50
Figura 3-10: Geometría que esquematiza la teoría expuesta en (Bell, 2010) sobre la resonancia de las CCE debido a su disposición espacial.....	51
Figura 3-11: Respuesta de la envolvente de la membrana basilar en función de la frecuencia de excitación. Los números se refieren a la intensidad de la entrada. (Nobili & Mammano, 1996)	51
Figura 3-12: Función de entrada/salida de la velocidad de la MB utilizando diferentes coeficientes de amplificador coclear. (Nobili & Mammano, 1996).	52
Figura 3-13: Esquema del modelo realizado por (Prikkel, 2009).	53
Figura 4-1: Imagen extraída de (Shaw, 1966) donde se recrea el experimento realizado introduciendo una sonda microfónica suspendida del techo e inmovilizando la cabeza del sujeto.	58
Figura 4-2: Geometría del canal auditivo con un mallado con elementos triangulares extraído de (Vallejo et al., 2006).	59
Figura 4-3: Adec con oreja artificial. (Hiipakka, 2008).....	60
Figura 4-4: Modelo FEM del conducto auditivo externo y cadena osicular utilizando mallado de elementos triangulares.	62

Figura 4-5: Sección transversal de los elementos de contorno antes de su unión.	63
Figura 4-6: Ejemplo de medidas de HRIR y HRTF en ambos oídos	64
Figura 4-7: Comparación de datos experimentales extraídos de (Shaw, 1974) y los obtenidos con el modelo numérico de (Walsh et al., 2004) referidos la diferencia de nivel según el ángulo de incidencia.	65
Figura 4-8: Mallado utilizado para el cálculo computacional de las HRTF con 76335 nodos y 152666 elementos triangulares (Gumerov, O'Donovan, Duraiswami, & Zotkin, 2010).	66
Figura 4-9: Modelo FEM del oído medio. A) Vista en perspectiva donde 1. Tímpano, 2. Martillo, 3. Yunque, 4. Estribo, 5. Ligamento anterior del martillo, 6. Ligamento posterior del yunque, 7. Músculo timpánico, 8. Músculo estapedial, 9. Ligamento anular del estribo, 10. Articulación incudo-estapedial. B) Distribución del espesor del del modelo de membrana timpánica	67
Figura 4-10: A) Martillo normal. B) Hipoplasia del Martillo. Modelo realizado con FEM (Liu, Li, & Sun, 2009).....	68
Figura 4-11: Detalle de modelo FEM del oído medio con Dispositivo activo de oído medio anclado al yunque (Wang, Hu, Wang, & Shi, 2011).	69
Figura 4-12: A) Velocidad de la MB con respecto a la distancia, comparación de métodos finitos con aproximaciones WKB. B) Fase respecto a la distancia, la geometría de la cóclea es la utilizada en . Frecuencia de excitación $f = 1,6kHz$. La línea de puntos es la localización de la resonancia de la MB. Se comprueba que las soluciones FEM y BEM son indistinguibles.....	70
Figura 4-13: Modelo FEM del órgano de Corti extraído de la web del WadaLab.	71
Figura 4-14: Modelo mediante Elementos finitos de una cóclea enrollada con ventana oval (Kiefer et al., 2006).	72
Figura 5-1: Esquema y señales de un modelo del sistema auditivo.	78
Figura 5-2: Esquema y partes del algoritmo MBPLN (Goldstein, 1995b).....	80
Figura 5-3: Esquema del filtro <i>Gammachirp</i> con parte activa no-lineal (T. Irino & Patterson, 2006).	82
Figura 5-4: Esquema y partes del filtro propuesto por (Zhang, Heinz, Bruce, & Carney, 2001).	82
Figura 5-5: Esquema del filtro DRNL.	83
Figura 5-6: Esquema del filtro TRNL dividido en tres etapas.	84
Figura 5-7: Potencial de acción en cuanto al MC y el SP con respecto al nivel de presión sonora.	85
Figura 5-8: Detalle del modelo de las CCI dentro de (Zhang et al., 2001).	86
Figura 5-9: Esquema de la sinápsis CCI-NA del modelo descrito en (R. Meddis et al., 1990)	87
Figura 5-10: Modelo de transducción CCI de (Zilany et al., 2009).	88
Figura 5-11: Modelo propuesto por (Hewitt & Meddis, 1994) del procesamiento del nervio auditivo.	90
Figura 5-12: Modelo completo del sistema auditivo de (M. L. Jepsen et al., 2008).	91
Figura 6-1: Esquema de las partes que component el modelado mediante la teoría de <i>Auditory Scene Analysis</i>	100
Figura 6-2: Esquema de modelo fisiológico utilizando ASA. En la parte superior se muestran las diferentes partes del sistema que separará las señales de habla y	

ruido. En la parte inferior se esquematiza cómo funciona el correlograma y el sistema de oscilador neuronal.....	101
Figura 6-3: Modelo de atención (Wrigley & Brown, 2004).....	102
Figura 6-4: Esquema del modelo de procesamiento binaural de Colburn.....	104
Figura 6-5: Comparación entre modelos binaural con correlación cruzada. A) Modelo de Colburn. B) Modelo inhibitorio de Lindemann.....	106
Figura 6-6: Comparación entre modelos de procesamiento binaural. A) Modelo de Jeffress de correlación cruzada temporal. B) Modelo Stereausis de correlación espacial.....	108
Figura 6-7: Pre-procesado (Dietz et al., 2011).....	109
Figura 6-8: Comparación entre los modelos de detección. A) modelo en el dominio del tiempo. B) modelo en el dominio de la frecuencia.....	110
Figura 7-1: Ejemplo de visualización de una onda sinusoidal en Auditory Toolbox...	117
Figura 7-2: Banco de filtros Gammatone extraído de un ejemplo con Auditory Toolbox.	117
Figura 7-3: Respuesta de las CCI extraído de un ejemplo con Auditory Toolbox.	118
Figura 7-4: Esquema del modelo de (Seneff, 1986) incluido en el Auditory Toolbox.	118
Figura 7-5: Cocleograma utilizando el modelo de Seneff dentro del Auditory Toolbox.	119
Figura 7-6: Captura de pantalla de un modelo de oído humano en varios canales ...	123
Figura 7-7: Interfaz de usuario de AIM2006.	125
Figura 7-8: esquema del sistema auditivo modelado por MAP. Cada círculo representa una etapa de procesamiento de señal	125
Figura 7-9: Captura extraída del programa <i>Earlab Dataview</i> del archivo de salida AN del experimento <i>AN 500 Hz Level Series</i>	129
Figura 7-10: Captura de pantalla del programa Oreja.....	130
Figura 7-11: Pantalla en modo de test de diferencia de retardo binaural en PsicoAcoustLab.....	132
Figura 7-12: Captura de pantalla del interfaz de usuario de <i>MultiThreshold</i> : paradigma de “ <i>training_IFMC</i> ”.....	133
Figura A-1: Resistencia acústica. A) Esquema. B) Resistencia acústica en circuito análogo tipo impedancia.	142
Figura A-2: Compliancia acústica. A) Esquema. B) Compliancia acústica tipo impedancia modelada como un condensador.....	143
Figura A-3: Masa acústica. A) Esquema. B) Masa acústica en tipo impedancia modelada como un inductor.....	143
Figura A-4: Resistencia mecánica. A) Esquema. B) Resistencia tipo movilidad (admitancia). C) Resistencia en tipo impedancia.....	144
Figura A-5: Compliancia mecánica. A) Esquema. B) Compliancia tipo movilidad. C) Compliancia tipo impedancia.	144
Figura A-6: Masa mecánica. A) esquema. B) Masa tipo movilidad. C) Masa tipo impedancia.....	145
Figura A-7: Cuadro resumen de las analogías electroacústicas.....	145

Figura B-1: Ejemplo de usos del FEM. A) Uso en circuito eléctrico. B) Uso en problema de transferencia de calor.....	147
Figura B-2: Ejemplo de FEM en dos dimensiones con elementos rectangulares en un problema de distribución de presión acústica. Cada imagen representa la distribución de la presión a diferentes frecuencias naturales (Pardo Latre & Sánchez, 2011).....	148
Figura B-3: Ejemplo del cálculo mediante BEM en el que S es el contorno.....	151
Figura C-1: Campo auditivo humano. En verde umbral liminar, en rojo umbral del dolor. El círculo amarillo representa los sonidos de la palabra.	154
Figura C-2: Curvas isofónicas (Fletcher & Munson, 1933). Los números representan la escala de fonios.	155
Figura C-3: Evolución de la escala de sonios en función de la presión sonora, los diferentes colores representan cada frecuencia estudiada.....	156
Figura C-4: Umbrales auditivos obtenidos sin enmascarar (en verde) y, después, con un enmascaramiento por una banda de ruido [1100-1300 Hz] a diferentes niveles de intensidad.....	158
Figura C-5: Curva de sintonía psicoacústica que representa la intensidad mínima requerida para que un sonido pueda enmascarar una frecuencia dada.....	160
Figura C-6: Escala de <i>mels</i> en función de la frecuencia.	161
Figura C-7: El tono medio de las frecuencias se mantiene sin cambios. Por el contrario, los graves tienden a ser más graves y los agudos más agudos cuando se incrementa el nivel de intensidad.....	162
Figura C-8: Ejemplo de estímulo de una fuente sonora F en ambos.	164
Figura D-1: Respuesta en frecuencia de un filtro GT de orden 1 cuya frecuencia central es de 10kHz y ancho de banda de 2kHz . El filtro permite el paso de toda la energía disponible a la fc del filtro, atenuando las frecuencias cercanas como muestra la figura. El filtro produce un cambio en la fase de la señal de entrada que depende de la frecuencia, de manera que las frecuencias mayores a la frecuencia central sufren un retardo mayor que las frecuencias menores.....	170
Figura D-2: Respuesta en frecuencia de un filtro LP de orden 2 cuya frecuencia de corte es de 10kHz. La fase de la señal de salida depende de la frecuencia, de manera que las frecuencias mayores a la frecuencia de corte sufren un retardo mayor que las frecuencias menores.	172
Figura D-3: La función de compresión se puede entender como dos procesos: uno lineal ($y=a \cdot x$) y otro no lineal ($y=b \cdot x^v$). La respuesta de la función no lineal es el mínimo de ambas funciones, de manera que el resultado será la línea negra gruesa, la cual presenta también la contribución del proceso de la rama lineal ($y=g \cdot x$)....	173
Figura D-4: Respuesta en frecuencia de la no linealidad. El proceso no lineal se comporta de manera lineal a bajas intensidades y de manera no lineal cuando la intensidad hace que se supere el umbral de compresión.	174
Figura 1: Ejemplo de modelo electroacústico completo del sistema auditivo extraído de (Zimatore, Cavagnaro, Giuliani, & Colosimo, 2008).....	176
Figura 2: Circuito realizado en LTSpice del modelo de (Kringlebotn, 1988).	176
Figura 3: a) Simulación mediante LTSpice de la respuesta del modelo de O.Medio de (Kringlebotn, 1988). b) Resultados extraídos de (Kringlebotn, 1988).	176
Figura 4: Esquema de la cóclea con vista detalle de partición coclear (CP) extraído de (Le Henaff, Elliott, & Maury, 2003).....	177

Figura 5: Respuesta de la velocidad de la membrana basilar a diferentes frecuencias. Figura realizada usando MATLAB con la función de ejemplo del modelo de (Geisler, 1986) como banco de filtros	177
Figura 6: Explicación visual de los componentes del modelo del órgano de Corti pasivo (a la izquierda), activo (centro) y la respuesta de ambos modelos (a la derecha). .	177
Figura 7: Modelo FEM del conducto auditivo externo y cadena osicular utilizando mallado de elementos triangulares	178
Figura 8: Esquema y partes del algoritmo MBPLN (Goldstein, 1995).	178
Figura 9: Esquema y partes del filtro propuesto por (Zhang, Heinz, Bruce, & Carney, 2001).....	179
Figura 10: Esquema del filtro DRNL.	179
Figura 11: Modelo completo del sistema auditivo de (Jepsen, Ewert, & Dau, 2008).	180
Figura 12: Detalle de modelo FEM del oído medio con Dispositivo activo de oído medio anclado al yunque (Wang, Hu, Wang, & Shi, 2011).....	180
Figura 13: Esquema de las partes que componen el modelado mediante la teoría de Auditory Scene Analysis.	181
Figura 14: Esquema del “hearing dummies”	181