

Estudio numérico de la distribución de presiones en el canal auditivo

A. Garcia-Gonzalez⁽¹⁾, L. Camino Gamez⁽²⁾, A. Gonzalez-Herrera⁽¹⁾

(1) Dpto. de Ingeniería Civil, Materiales y Fabricación. Universidad de Málaga
tolino@gmail.com

(2) Dpto. de Ingeniería Mecánica. U.N.E.T. Táchira Venezuela

El oído humano es un sistema complejo en el que se acoplan varios problemas en serie y en paralelo. El sonido entra por el pabellón auditivo como una onda de presión que se transmite por el Canal Auditivo Externo (CAE) hasta la Membrana Timpánica (MT), la MT interacciona a su vez con dos elementos: La Cadena Osicular (CO); y el aire de la Cavidad Timpánica (CT). El movimiento de la Cadena Osicular (Martillo, Yunque y Estribo) estimula la Ventana Oval (VO), donde se genera una nueva onda en la Cóclea (medio acuático). Esta onda produce un movimiento de la Membrana Basilar donde finalmente la energía mecánica se transforma en impulsos eléctricos en las células ciliadas directamente conectadas al nervio auditivo. Debido a la complejidad del Sistema Auditivo Humano (SAH), en la actualidad todavía se desconoce el funcionamiento exacto del mismo. El análisis del SAH mediante el Método de Elementos Finitos (MEF) se presenta como una herramienta eficaz que permite aislar los distintos problemas de transmisión de ondas e identificar cual es la función de transferencia de cada parte del SAH. Este trabajo presenta el análisis y discusión de la distribución de ganancia de presiones en el canal auditivo externo (CAE) en 7 diferentes combinaciones de acoplamiento de los sistemas que conforman el SAH (CAE, MT, CO, CT y cóclea simplificada). Esta variedad de configuraciones permite comprender el efecto del CAE sobre el sistema auditivo humano y viceversa. Se han realizado simulaciones numéricas mediante el MEF con modelos en 3D. La geometría del canal (CAE), del Tímpano (MT), Cadena Osicular (CO) y Cavidad Timpánica (CT) se basan en mediciones anatómicas tomadas de la literatura. Se han realizado análisis armónicos en un rango de frecuencia de 100 - 20000 HZ. El modelo numérico ha sido previamente validado con resultados experimentales publicados.

1. INTRODUCCIÓN

El Canal Auditivo Externo ha sido y sigue siendo objeto de numerosas investigaciones. El modelado y cálculo del comportamiento fluido-mecánico del CAE con el Método de los Elementos Finitos ha sido una herramienta utilizada con asiduidad y éxito en los últimos años [1-7].

Gan [1,2] realiza el modelado del CAE con el objetivo de obtener un modelo más completo y, por lo tanto, más representativo de la realidad. El CAE no es en sí mismo un objetivo de la investigación, sino un medio para fidelizar los resultados de desplazamientos y presiones del Umbo, Placa Podal y Membrana Basilar. Por otro lado, Hude [3,4] y Vallejo [5] modelan el CAE con el objetivo de estudiar el comportamiento fluido-mecánico del mismo, analizando distribuciones de presiones en diferentes rangos de frecuencia. Caminos [6,7] acomete un estudio más pormenorizado de los efectos que producen las variaciones geométricas del canal auditivo externo.

Este trabajo representa un paso intermedio necesario para la consecución del objetivo final de establecer cual es papel exacto que juega el CAE en el Sistema Auditivo Humano. El objetivo inmediato de este trabajo es establecer la dependencia de la ganancia de presión a lo largo del CAE en función de sus posibles combinaciones con el resto de subsistemas del SAH. Para ello se presentan resultados de la ganancia de presión en un eje que parte de la entrada al CAE hasta el Umbo, la aportación original de este trabajo consiste en modelar 7 combinaciones distintas de CAE, MT, CO, CT y cóclea simplificada.

2. MÉTODOS Y MODELOS

Se han realizado simulaciones numéricas con el Método de los Elementos Finitos (MEF). Todas las simulaciones numéricas consisten en análisis armónicos con un barrido de frecuencias de 100- 20.000 Hz. En todos los modelos se ha impuesto como señal de entrada una presión unitaria en la entrada del Canal Auditivo Externo. El comportamiento mecánico del oído está gobernado por dos fenómenos físicos diferentes. Por un lado la transmisión de una onda de presión de sonido a través del aire (fluido) y por otro lado el movimiento vibratorio de los componentes del oído medio (estructura). Cada uno de estos fenómenos está regido por ecuaciones diferentes, sin embargo es necesario acoplar estas ecuaciones. En el MEF se empleará un acoplamiento fluido-estructura a partir de la utilización de elementos acústicos en el aire del canal auditivo y la cavidad timpánica. El cálculo de los elementos fluidos se basa en la ecuación de onda acústica bajo las siguientes suposiciones en el fluido: compresible, no viscoso, con la densidad y la presión medias constantes a través de la sección de fluido sin que exista un flujo promedio.

2.1. Geometría de las diferentes partes del Sistema Auditivo Humano

La geometría del Canal Auditivo Externo está basada en las dimensiones y formas de un canal auditivo medido por Stinson y Lawton [8]. La metodología seguida en la reconstrucción de los parámetros de dicho canal en un volumen puede seguirse con detalle en Caminos [7].

La geometría de la Membrana Timpánica está basada en el trabajo de Decraemer, Dirckx y Funnell [9]. La metodología seguida en la reconstrucción de los parámetros de dicha Membrana Timpánica en una superficie puede seguirse con detalle en Caminos [7]. Esta superficie ha sido extendida a un volumen para permitir el acoplamiento de fluido en ambas caras.

La geometría de la Cadena Osicular está basada en el trabajo de Caminos [7] que utiliza una técnica similar a la utilizada por Weistenhofer y Hudde [10] para lograr una geometría simplificada de los huesecillos.

La geometría de la Cavidad Timpánica se basa en las tomografías publicadas en Gulya and Schuknecht's [11]. La reconstrucción del modelo en 3D se hizo a partir de 16 secciones obtenidas de las tomografías.

La geometría de la Cóclea no ha sido modelada, en su lugar se acopla un sistema equivalente constituido por amortiguador-masa-amortiguador inspirado en el trabajo de Gan [2] y que proporciona muy buenos resultados a un coste computacional reducido [7].

2.2. Elementos y propiedades utilizados en el modelado

Fluido: El Canal Auditivo Externo y la Cavidad Timpánica han sido modelados emulando al aire. El elemento utilizado es el Fluid 30 del software ANSYS 13.0 [12]. Se ha utilizado la forma tetraédrica del elemento y el tamaño de malla utilizado es 0.5e-3 m. En todos los ensayos numéricos las siguientes propiedades del fluido son fijas: Densidad: 1.243 Kg/m³. Velocidad del sonido: 343 m/s. Coeficiente de absorción 0.007 en los contornos fijos.

Membrana Timpánica y ligamento anular del Tímpano: La Membrana timpánica y el Ligamento Anular del Tímpano han sido modelados con el elemento solid 185 del software ANSYS 13.0. Se ha utilizado la forma hexaédrica del elemento y el tamaño de malla utilizado es de 200µm para la membrana y ligamento. El elemento utiliza una formulación mejorada (enhanced strain formulation) que elimina los problemas de exceso de rigidez a flexión propios de estos elementos. Este aspecto es muy crítico dada la topología de la membrana con un espesor de 50µm. Las propiedades mecánicas de la Membrana son variables en función de si es la Pars Tensa o Flácida. En la Tabla 1 se detallan las características más importantes.

Cadena osicular: El Martillo, Yunque y Estribo han sido modelados con el elemento Solid45 en su forma tetraédrica. El tamaño de malla utilizado es 400µm. Los mismos elementos y tamaño de malla se han utilizado para modelar las articulaciones incudomaleolar e

incudoestapedial, así como el ligamento posterior del yunque y el tendón del estribo. El tendón del tensor del tímpano y los ligamentos anterior, lateral y superior del martillo, se modelan como elementos lineales con el elemento Beam4, tipo viga con seis grados de libertad en cada nodo. El ligamento anular del estribo se supone como una banda elástica alrededor de la placa podal de 0.1 mm de ancho y 0.1 mm de espesor utilizando elementos Shell43. En la Tabla 2 se recogen las propiedades más relevantes de la Cadena Osicular.

	Pars tensa	Pars Flácida	Ligamento Anular
Módulo de Young (Pa)	3.2e7	1e7	6e5
Coef. β de amorti.	0.1e-3	0.1e-3	0.1e-3
Coefficiente de poisson	0.3	0.3	0.3
Densidad (Kg/m ³)	1200	1200	1200

Tabla 1. Propiedades mecánicas de la Membrana Timpánica

Elementos	Propiedades	Densidad (Kg/m³)	Módulo de Young (Pa)	Coefficiente de poisson ν
Martillo		1.9x10 ³	1.41x10 ¹⁰	0.3
Yunque		1.9x10 ³	1.41x10 ¹⁰	0.3
Estribo		1.9x10 ³	1.41x10 ¹⁰	0.3
Anillo timpánico		1.2x10 ³	6x10 ⁵	0.3
Manubrio		1.0x10 ³	4.7x10 ⁹	0.3
Tendón tensor del tímpano		2.5x10 ³	2.6x10 ⁶	0.3
Ligamento lateral del martillo		2.5x10 ³	6.7x10 ⁴	0.3
Ligamento anterior del martillo		2.5x10 ³	2.1x10 ⁶	0.3
Ligamento superior del martillo		2.5x10 ³	4.9x10 ⁴	0.3
Ligamento posterior del yunque		2.5x10 ³	6.5x10 ⁶	0.3
Tendón del estribo		2.5x10 ³	5.2x10 ⁵	0.3
Ligamento anular del estribo		2.5x10 ³	2x10 ⁵	0.3
Articulación Incudomaleolar		3.2x10 ³	1.41x10 ¹⁰	0.3
Articulación Incudoetapedial		1.2x10 ³	6x10 ⁵	0.3

Tabla 2. Propiedades mecánicas de la Cadena Osicular

La cóclea se modela como una carga equivalente, consistente en un bloque de masa rígida de 25.5 mg colocada en medio de dos grupos de 5 amortiguadores cada uno. Cada grupo suma 0.1 N s/m, éstos se distribuyen de manera uniforme sobre caras opuesta del bloque y se conectan al centro de la placa podal. Para la masa se utiliza el elemento solid 45 con rigidez infinita y para los amortiguadores el elemento Combin 14.

2.3. Combinaciones de Modelos de Elementos Finitos

En total se han simulado siete combinaciones distintas con el objetivo de discernir cual es el impacto que tiene cada subsistema del SAH en combinación con el CAE sobre la ganancia de presiones en el Canal Auditivo Externo.

1. Canal auditivo abierto
2. Canal auditivo bloqueado
3. Canal auditivo – Membrana Timpánica
4. Canal auditivo – Cuidad Timpánica
5. Canal auditivo- Membrana Timpánica– Cuidad Timpánica
6. Canal auditivo- Membrana Timpánica– Cadena Osicular
7. Canal auditivo- Membrana Timpánica– Cadena Osicular– Cuidad Timpánica

A continuación en la figura 1 se muestran algunos de los Modelos de Elementos Finitos. Por motivos de espacio no se muestra una figura representativa de cada combinación de MEF.

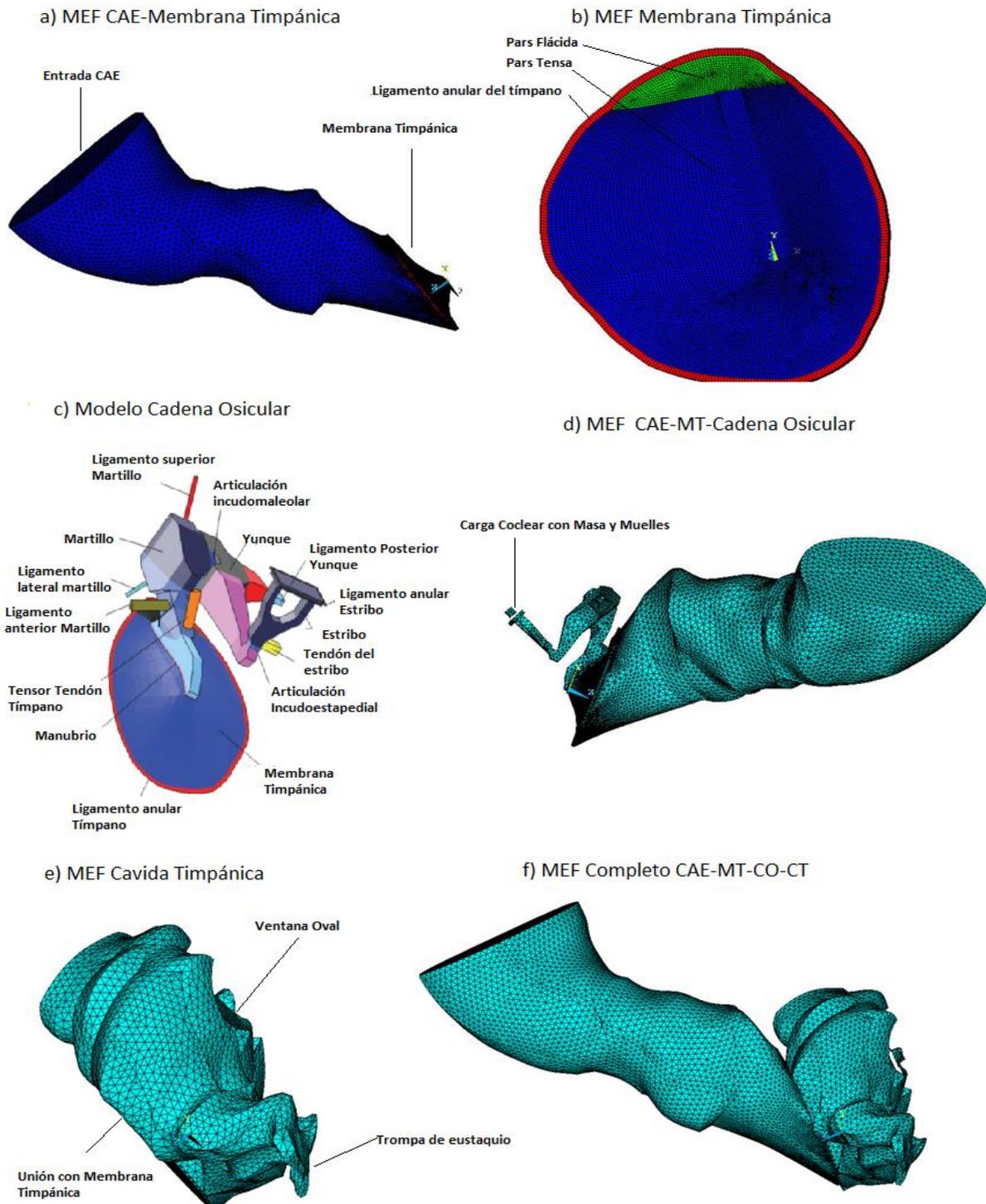


Figura 1. Modelos de Elementos Finitos.

3. RESULTADOS

En las figuras 2,4 y 5 se muestra la ganancia de presión en dB a lo largo del Canal Auditivo (posición z) respecto de la presión unitaria impuesta en la entrada del CAE. Se representa la ganancia desde un punto situado a la entrada del CAE ($z=0$) hasta el Umbo ($z=0.032$), y en

los modelos en los que está modelada la cavidad timpánica la representación sigue hasta la placa podal ($z=0.040\text{mm}$). La escala en dB es relativa al valor en la entrada correspondiente a 1 Pa (0 dB). Por cada combinación de modelo se presentan dos gráficas que en realidad son la misma. Las gráficas de la derecha se han incluido para poder apreciar mejor las frecuencias en las que se produce ganancia o reducción de la presión sonora. En la figura 3 se muestra una comparación de la Respuesta en Frecuencia de todas las combinaciones para $z=0.035$ (posición cercana al Umbo), está gráfica se ha introducido para facilitar la comparación de los resultados obtenidos en una zona crítica como es la próxima a la Membrana Timpánica.

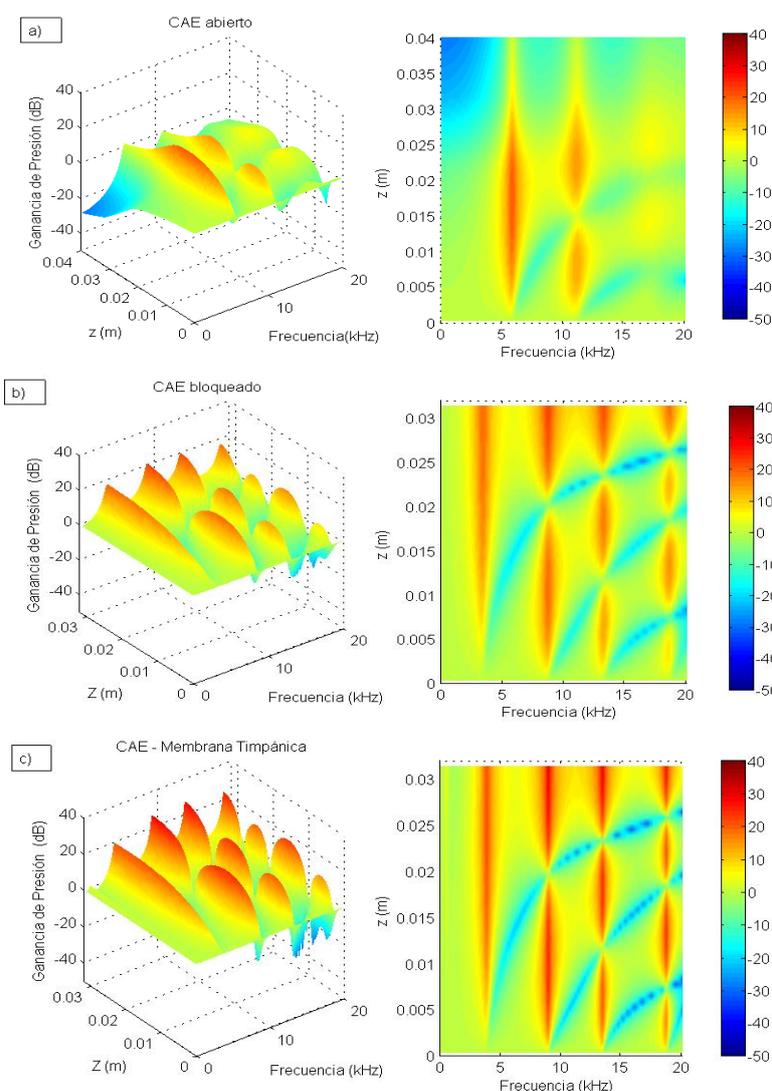


Figura 2. Ganancia de presión en dB a lo largo del Canal Auditivo con combinaciones: Canal Auditivo Abierto; Canal Auditivo bloqueado; y Canal Auditivo-Membrana Timpánica

En la figura 2 se aprecia como existe una fuerte dependencia de la ganancia de presión a lo largo del CAE en función de las condiciones de contorno situadas al final del mismo (zona de la membrana timpánica). En el caso de un final abierto la primera frecuencia de resonancia del canal se sitúa en torno a 6 kHz frente a los 3,5 kHz en el caso de final bloqueado. Estos resultados son coherentes con los valores obtenidos en el caso teórico del cálculo de la 1ª frecuencia de resonancia en tubo cilíndrico de dimensiones similares. Estos resultados son apreciables también en la figura 3. Como era de esperar, en el caso de final acoplado con Timpano el valor de la 1ª frecuencia de resonancia se encuentre entre las dos anteriores, un poco por debajo de 4kHz, mucho más cercana al final cerrado que de final

abierto. Otro dato importante es que la ganancia de presión es netamente positiva en el final del CAE ($z=0.035$) en los casos de final cerrado y con Tímpano (ver figura 3), frente a una ganancia variable (positiva y negativa) en la misma zona en el caso de final abierto.

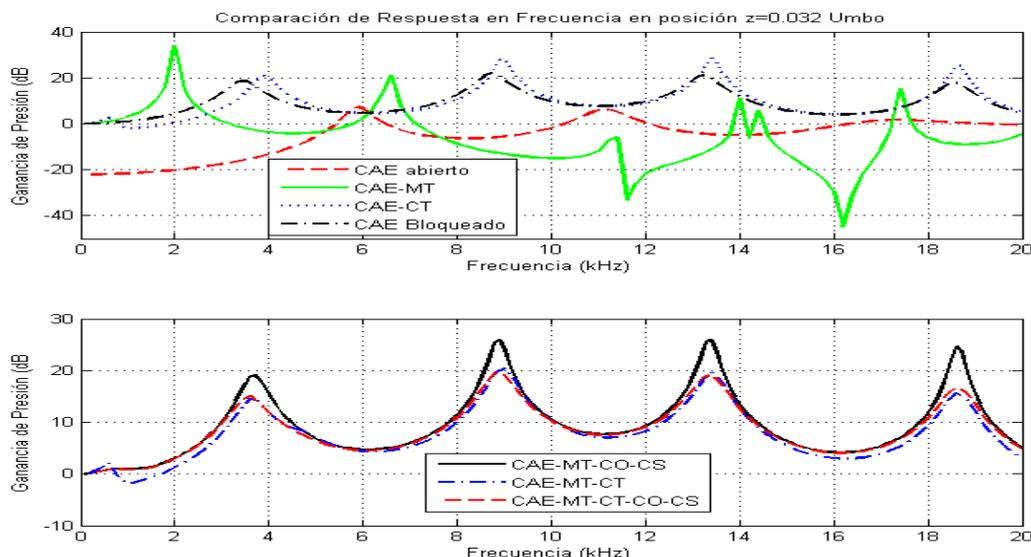


Figura 3. Comparación de la Respuesta en Frecuencia de todas las combinaciones para $z=0.035$ (posición cercana al Umbo)

En las figuras 3 y 4 se aprecia como la primera zona de ganancia se sitúa en torno a los 2 kHz en la combinación CAE – Cavity Timpánica, estos resultados también son coherentes con los cálculos teóricos de la 1ª frecuencia de resonancia en un cilindro, en el cual el valor de la misma es inversamente proporcional a la longitud del cilindro.

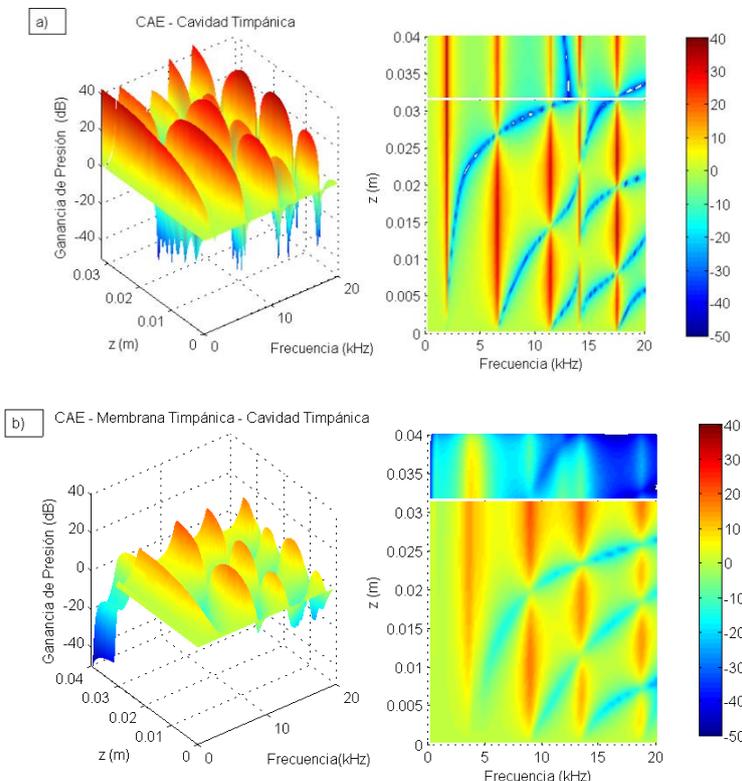


Figura 4. Ganancia de presión en dB a lo largo del Canal Auditivo con combinaciones: CAE - Cavity Timpánica; y Canal Auditivo- Membrana Timpánica - Cavity Timpánica.

En las figuras 3 y 4 se observa la enorme diferencia que supone la interposición de la membrana timpánica entre el CAE y la Cavity Timpánica, en la combinación CAE-MT-CT la 1ª frecuencia de resonancia se encuentra en torno a 4 kHz, al igual que en el caso de la combinación CAE-MT. Las principales diferencias al acoplar la Cavity Timpánica tras el tímpano es que la ganancia obtenida es menor al acoplarle la CT. En las figura 3 y 5 se comparan los resultados obtenidos con dos combinaciones distintas, ambas comparten CAE, MT y Cadena Osicular, la diferencia estriba en que en la segunda combinación se añade el acoplamiento de la Cavity Timpánica, se aprecia una variación de la respuesta en frecuencia al acoplar la CT así como en el valor de las ganancias, siendo más moderadas en el que se acopla la Cavity Timpánica. Respecto a la función de la Cadena Osicular, se deben comparar los resultados mostrados en la tercera gráfica de la Figura 2 con la primera gráfica de la Figura 5, en este caso no se aprecian diferencias significativas en la distribución de la ganancia de presión en el CAE. Esta comparativa es más fácil de apreciar en la figura 3, aunque esté limitada a una sola posición en el CAE.

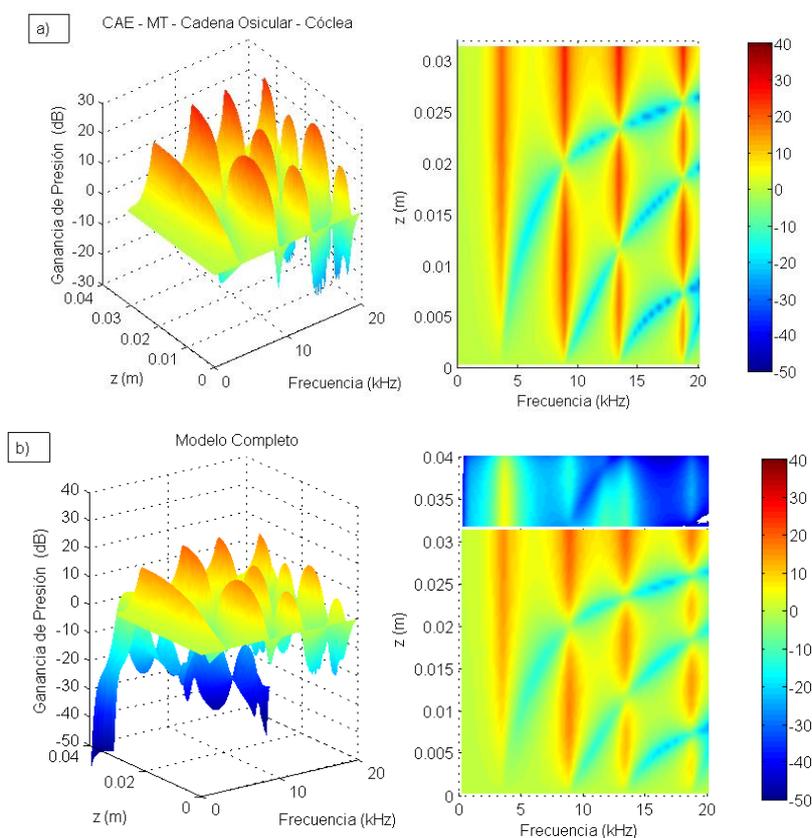


Figura 5. Ganancia de presión en dB a lo largo del Canal Auditivo con combinaciones: CAE- Membrana Timpánica - Cadena Osicular; y CAE- Membrana Timpánica - Cadena Osicular - Cavity Timpánica.

A modo de resumen en la tabla 3 se recogen los valores de las dos primeras frecuencias de resonancia de las 7 combinaciones distintas.

Combinaciones	1ª Frecuencia de Resonancia (HZ)	2ª Frecuencia de Resonancia (HZ)
CAE Abierto	5900	11200
CAE Bloqueado	3400	8700
CAE-MT	3900	9000
CAE-CT	2000	6600
CAE-MT-CT	3700	8900
CAE-MT-CO	3700	8900
CAE-MT-CO-CT	3600	8800

Tabla 3. Comparación de las dos primeras frecuencias de resonancia de las 7 combinaciones distintas

4. CONCLUSIONES

En primer lugar destacar la consonancia encontrada en el valor de la 1ª frecuencia en el CAE con resultados analíticos en cilindros de dimensiones similares. Esta variación de la 1ª frecuencia de resonancia en el CAE es función de si el final es bloqueado o abierto; y de si está acoplado a la Cavidad Timpánica.

Queda patente la función amplificadora del CAE de la presión en las proximidades del Tímpano respecto de la presión de entrada al CAE. A lo largo del CAE hay regiones de ganancias y otras de pérdidas, pero en todos los casos en los que se modela el Tímpano la ganancia es netamente positiva en las cercanías del mismo. Respecto al valor de las frecuencias de resonancia del CAE los sistemas más influyentes son sin lugar a dudas el propio CAE y la Membrana Timpánica.

La Cadena Osicular es el sistema que menos repercute en la distribución de ganancias de presiones a lo largo del CAE, tanto en el valor de las ganancias como el rango de frecuencias en el que se producen las mismas.

El acoplamiento de la Cavidad Timpánica a la Membrana Timpánica afecta levemente a la distribución de presiones en el CAE, sobre todo genera una pequeña disminución de las ganancias en torno al Tímpano, así como una variación de la respuesta en frecuencia.

5. REFERENCIAS

- [1] Gan R, Reeves B, Wang X. Modeling of sound transmission from ear canal to cochlea. *Annals of Biomedical Engineering*. 35 (2007), 2180-2195.
- [2] Gan R, Reeves B, Wang X. Three-Dimensional Finite Element Modeling of Human Ear for Sound Transmission. *Annals of Biomedical Engineering*. 32 (2004), 847-859.
- [3] Hudde H., Schmidt S., *Sound fields in generally shaped curved ear canals*. *Journal of the Acoustical Society of America*. 125(5), (2009) 3146-3157
- [4] Hudde H., Schmidt S., *Accuracy of acoustic ear canal impedances: Finite element simulation of measurement methods using a coupling tube*. *Journal of the Acoustical Society of America*. 125(6), (2009) 3819-3827.
- [5] L.A. Vallejo, V. M. Delgado, A. Hidalgo, E. Gil-Carcedo, L. M. Gil-Carcedo, F. Montoya, *Modelado de la geometría del conducto auditivo externo mediante el método de los elementos finitos*. *Acta Otorrinolaringol* 57 (2006), 82-89.
- [6] Caminos, L., Garcia-Gonzalez, A., Gonzalez-Herrera, A., *Numerical Analysis of The Influence Of The Auditory External Canal Geometry On The Human Hearing Response*". *Aip Conference Proceedings*. American Institute of Physics. 1403, (2011) 515-520.
- [7] Caminos Gámez, L. *Estudio de la influencia de parámetros en el modelado numérico del comportamiento del oído medio y externo humano*. Tesis Doctoral. U. de Málaga (2011).
- [8] Stinson, M., Lawton, B., *Specification of the geometry of the human ear canal for the prediction of sound-pressure level distribution*. *Journal of the Acoustical Society of America*, 85(6), (1989), 2492-2503.
- [9] Decraemer, W., Dirckx, J., Funnell, R. *Shape and derived geometrical parameters of the adult, human tympanic membrane measured with a phase-shift moiré interferometer*. *Hearing Research*, 51(1) (1991), 107-122
- [10] Weistenhöfer, C., Hudde, H. *Determination of the shape and inertia properties of the human auditory ossicles*. *Audiology & Neuro-Otology*, 4(3-4), (1999), 192-196J.
- [11] Gulya and Schuknecht's. *Anatomy of the temporal Bone With Surgical Implications*. Informa healthcare, (1996)
- [12] ANSYS 13.0 User's Manual. SAS IP, Inc. (2010)