

## **SIMULACIÓN DEL COMPORTAMIENTO DEL OÍDO MEDIO BAJO CARGA ACÚSTICA**

**Daniel Carmona y Leonardo Molisani**

Grupo de Acústica y Vibraciones (GAV), Departamento de Mecánica, Facultad de Ingeniería, Universidad Nacional de Río Cuarto. Ruta Nacional 36 Km. 601. (X5800BYA) Río Cuarto, Córdoba, Argentina.

e-mails: [dcarmona@ing.unrc.edu.ar](mailto:dcarmona@ing.unrc.edu.ar), [lmolisani@ing.unrc.edu.ar](mailto:lmolisani@ing.unrc.edu.ar)

**Palabras clave:** modelo del oído medio, simulaciones numéricas.

**Resumen:** *La función del oído medio es presentada tradicionalmente como un sistema de adaptación de impedancias, para compensar la pérdida que ocurre cuando el sonido pasa del campo sonoro de baja impedancia en el oído externo, al de alta impedancia del fluido coclear en el oído interno. La cadena de huesecillos, formando una palanca de primer orden, que admiten una amplificación de fuerzas, lo cual unido a la ganancia de presión por la mayor superficie útil de la membrana timpánica, respecto de la ventana oval, supone una recuperación de la energía del orden de 27 dB. Datos experimentales de la función del oído medio han mostrado que esto es parcialmente correcto, mostrando que la ganancia de presión del oído medio decrece alrededor de los 1000 Hz, y esto no depende de la carga de la coclea para todas las frecuencias. Las medidas de desplazamientos transitorios a nivel de la membrana timpánica y de la base del estribo, son obtenidas mediante un sistema de doble interferometría láser en oídos humanos. Estas medidas experimentales, soportadas por estudios previos, indican que en adición de una rotación en la función de la membrana timpánica alrededor de los 1000 Hz, hay una pérdida de transmisión en el sistema de palancas osicular, se piensa que puede ser causado por un movimiento traslacional de los ejes de rotación osicular por encima de los 1000 Hz. La simulación del comportamiento del oído medio bajo carga acústica de auriculares es presentado en este trabajo, donde se ha tenido en cuenta la pérdida de ganancia de presión por encima de los 1000 Hz, mediante la incorporación de efectos de rigidez en el modelo del sistema osicular.*

## 1 INTRODUCCION

El tratamiento convencional relacionado con la función del oído medio humano lo muestra como un sistema adaptador de impedancia, para contrarrestar las pérdidas que ocurren cuando el sonido pasa del campo de baja impedancia del oído externo, a la relativamente alta impedancia del fluido coclear. Un análogo con transformador ó un sistema de palanca simple es utilizado a menudo con la transformación de presión producida por la membrana timpánica (TM); la relación de áreas y la relación de palanca suponen una recuperación de aproximadamente 27 dB con la presencia del oído medio [1] . Los experimentos realizados con equipamiento en base a sistemas de Laser Doppler, midiendo el desplazamiento de los huesecillos del oído medio, revelan una diferencia en la pendiente de la vibración del tímpano y de la base del estribo, por encima de los 1000 Hz. Estos resultados son similares a aquellos reportados, usando sistemas de medición menos sensibles, y dejan ver que la relación de palanca humana no es fija. Una relación de 1,3:1 es regularmente citado, basado en las dimensiones anatómicas y mediciones de desplazamiento de la TM y de la base del estribo a bajas frecuencias. Esta aparente pérdida de transmisión que ocurre a altas frecuencias se cree atribuible al movimiento traslacional del eje de rotación de la cadena osicular. El tema sobre el sentido de la audición se trata en este trabajo como el “Mecanismo de la Audición en conjunto” que si bien a veces es interpretado como el proceso auditivo en si, en este caso hace especial referencia al aspecto mecánico envuelto en la captación y conducción de energía acústica del medio.

La Figura 1 muestra la estructura del sistema de audición humana, con una ampliación del oído medio. El oído externo por medio del conducto auditivo capta las ondas sonoras que son transportadas por el aire. En el tímpano estas ondas acústicas son transformadas en vibraciones que se trasladan por el oído medio a través de los huesecillos en el oído medio hasta la cóclea, lugar en el oído interno, en el que serán transformadas en impulsos eléctricos. Desde que el sonido es emitido hasta el momento en el que la vibración se transforma en un potencial eléctrico, esta energía sigue las leyes de la mecánica y por lo tanto su comportamiento puede ser modelado numéricamente [2]. Mientras el modelo de palanca fija se adapta bien para una cierta gama de frecuencias, un modelo simple, tal como el descrito en este trabajo, es necesario para adaptar la ganancia de presión en el rango de frecuencias de interés, usualmente de 200 a 8000 Hz.

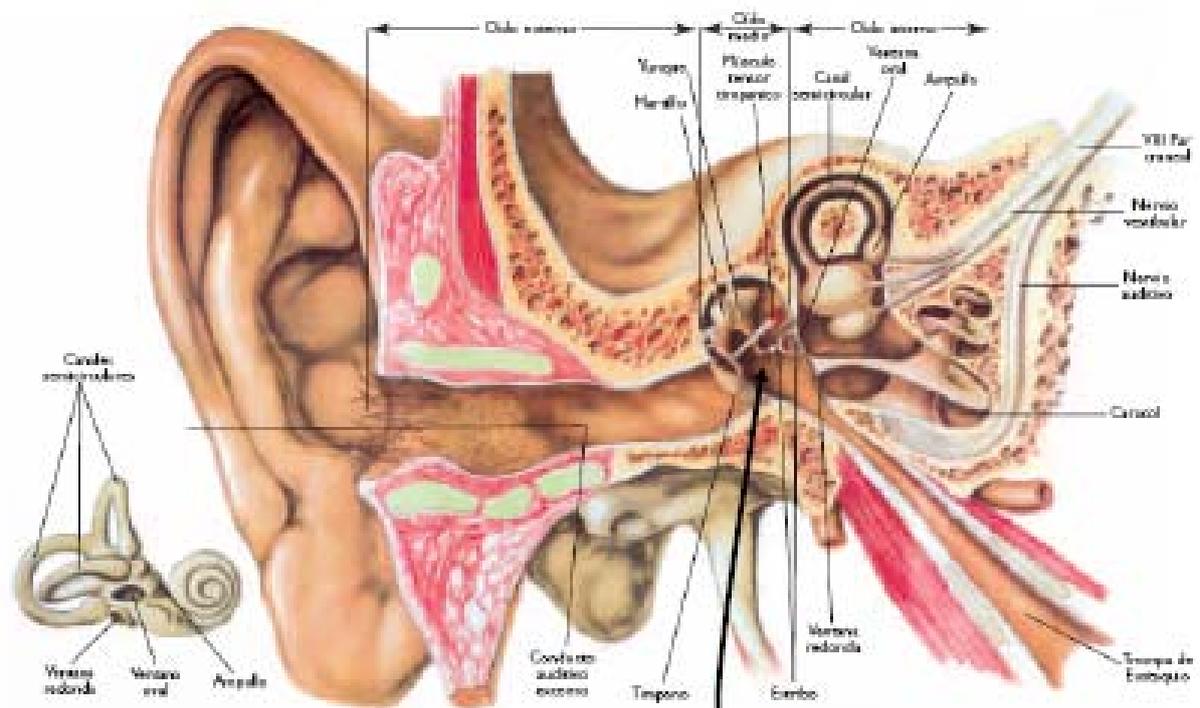


Figura 1: Estructura del oído humano.

## 2 MODELO DEL OIDO HUMANO

### 2.1 Objetivos y Método de Simulación

El objetivo de esta investigación es desarrollar un modelo analítico del oído humano que refleje el comportamiento acústico-estructural del oído real en su conjunto. El modelo de interacción acústico-estructural es mostrado en la Figura 2.

El modelo base a utilizar es extraído de la referencia [3], al cual se le ha agregado un resorte de torsión para tener en cuenta la rigidez por debajo de los 1000 Hz. Este modelo es excitado acústicamente a través de un auricular.

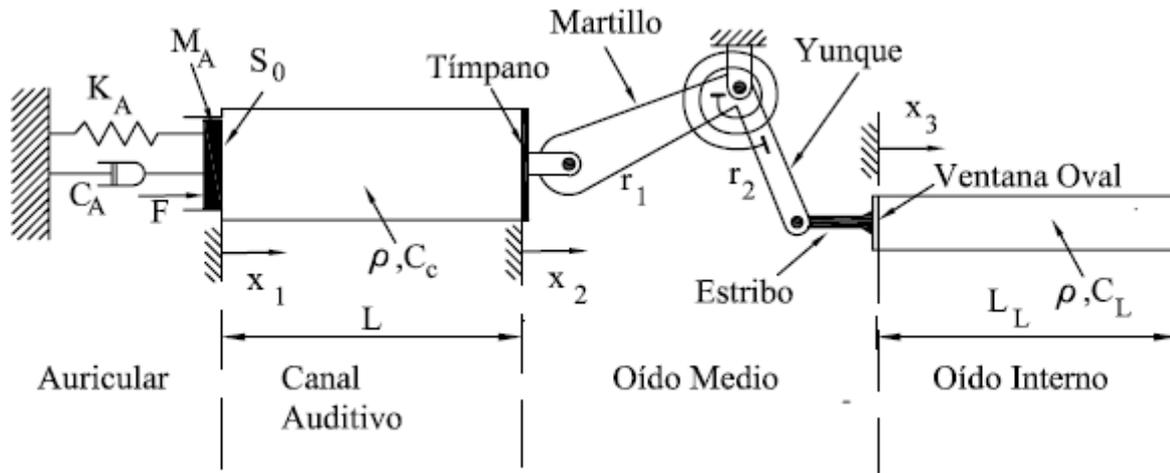
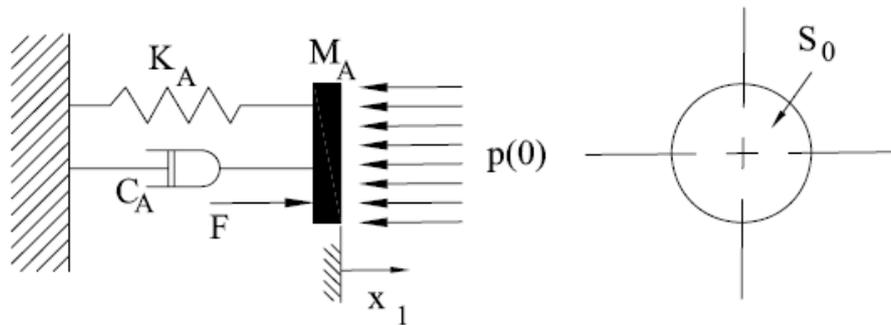


Figura 2: modelo acústico-estructural del oído humano.

La dinámica del sistema acoplado oído externo-auricular es descrita a través de la siguiente ecuación

$$\left[ C_A + i \left( \omega M_A - \frac{K_A}{\omega} \right) \right] \dot{x}_1 = S_0 p(0) + F \quad (1)$$

donde  $C_A$  es la disipación resistiva del auricular,  $M_A$  es la inductancia del auricular,  $K_A$  es la inversa del valor de la capacidad eléctrica del auricular,  $i$  es la unidad imaginaria,  $\omega$  es la frecuencia angular,  $S_0$  es el área promedio de la sección de la entrada del canal auditivo,  $p(0)$  es la presión acústica actuando sobre el auricular,  $F$  es una excitación armónica de tensión eléctrica actuando sobre el auricular. El modelo de interacción descrito por la ecuación (1) es mostrado en la Figura 3.

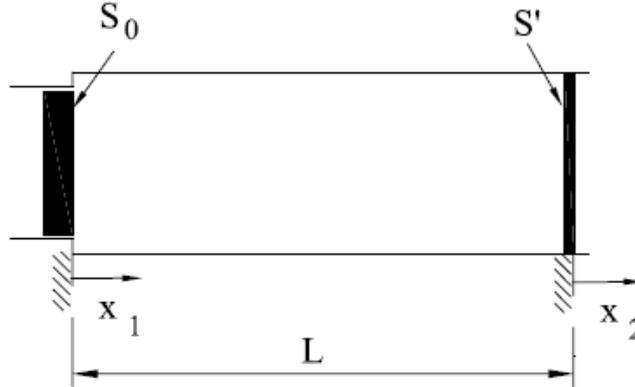


**Figura 3: modelo de interacción del oído externo-auricular**

La presión acústica dentro del canal auditivo es dada por

$$p(x) = \int_0^{2\pi} \int_0^{R_1} G_1(x|0) i\omega \rho \dot{x}_1 r dr d\theta - \int_0^{2\pi} \int_0^{R_2} G_1(x|L) i\omega \rho \dot{x}_2 r dr d\theta \quad (2)$$

Donde  $G_1$  es denominada función de Green o función de interacción,  $\rho$  es la densidad del aire,  $\dot{x}_1$  es la velocidad de la parte móvil del auricular,  $\dot{x}_2$  es la velocidad de la membrana timpánica,  $R_1$  es el radio promedio de la sección de entrada del canal auditivo, y  $R_2$  es el radio promedio de la membrana timpánica. Un esquema del modelo acústico del canal auditivo puede observarse en la Figura 4.



**Figura 4: esquema del modelo acústico del canal auditivo.**

Para obtener la función de Green es necesario resolver el problema acústico en la cavidad auditiva [4]. Asumiendo que la excitación sobre la cavidad auditiva es armónica, la ecuación de Helmholtz con condiciones de borde tipo “pared rígida” es usada como sigue

$$\nabla^2 p - K p = 0 \quad (3)$$

Donde  $K$  es el número de onda libre. Resolviendo la ecuación (3) se obtienen los autovalores (números de ondas) y autofunciones (modos acústicos) [5]. Los autovalores y autofunciones se utilizarán para construir la función de interacción  $G_1$ ,

$$K_n = \frac{n\pi}{L} \quad y \quad \psi_n(x) = \cos(K_n x) \quad (4)$$

La función de Green para el canal auditivo es aproximada como

$$G_1(x|x_0) = \sum_{n=1}^{NA} \frac{\psi_n(x) \psi_n(x_0)}{\Lambda_n (K_n^2 - K^2)} \quad (5)$$

Con  $\Lambda_n$  denominado factor de normalización de los modos acústicos definido como

$$\Lambda_n = \int_0^{R_3} \int_0^{2\pi} \int_0^L [\psi_n(x)]^2 r dx d\theta dr \quad (6)$$

La ecuación (2) que representa la presión acústica dentro del canal auditivo puede ser escrita después de la integración como

$$p(x) = S_0 \sum_{n=1}^{NA} \frac{\cos\left(\frac{n\pi}{L} x\right)}{\Lambda_n (K_n^2 - K^2)} i\omega \rho \dot{x}_1 - S \sum_{n=1}^{NA} \frac{\cos\left(\frac{n\pi}{L} x\right) \cos(n\pi)}{\Lambda_n (K_n^2 - K^2)} i\omega \rho \dot{x}_2 \quad (7)$$

El siguiente sistema acústico a resolver corresponde a la cóclea en el oído interno cuyo fluido es conocido como perilinfa. En la cóclea o caracol, las ondas sonoras se transforman en impulsos eléctricos que se envían al cerebro. El cerebro traduce esos impulsos en sonidos que podemos reconocer y entender [6]. La Figura 5 muestra un esquema del modelo acústico y a la cóclea humana.

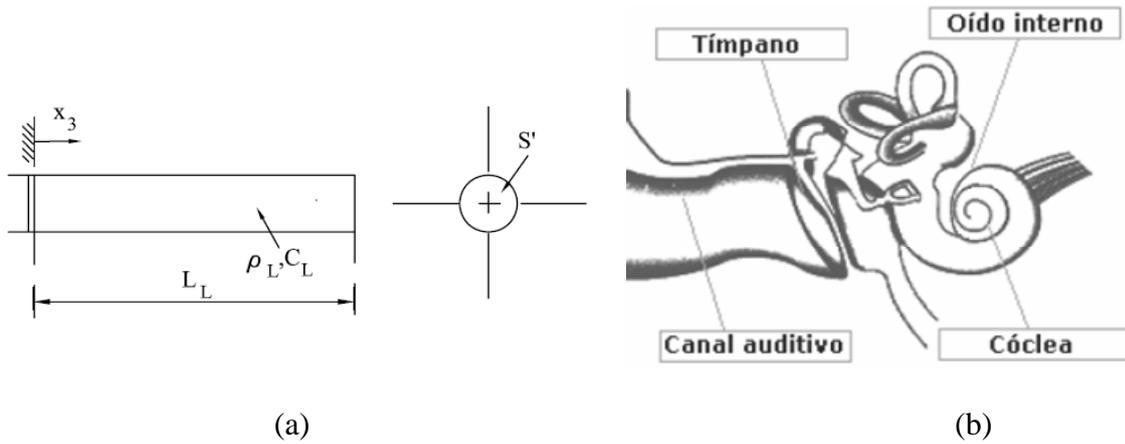


Figura 5: (a) modelo acústico de la cóclea, (b) cóclea humana.

La presión acústica en la perilinfa es ocasionada por el movimiento de la ventana oval,

$$p'(x) = \int_0^{2\pi} \int_0^{R_3} G'(x|0) i\omega \rho_L \dot{x}_3 r dr d\theta \quad (8)$$

Donde  $p'(x)$  es la presión acústica,  $G'$  es la función de interacción en la cóclea,  $\rho_L$  es la

densidad de la perilinfa,  $\dot{x}_3$  es la velocidad del movimiento de la ventana oval y  $R_3$  es el radio medio de la sección de la cóclea. Procediendo en forma similar a cuando se resolvió el problema de autovalores en la cavidad acústica del canal auditivo, es posible construir la función de interacción  $G'$  de la cóclea a partir de los modos y los números de onda de la cavidad acústica de la cóclea.

Los modos acústicos y autovalores en la cavidad de la cóclea son

$$K_j = \frac{j\pi}{L_L} \quad y \quad \eta_j(x) = \cos(K_j x) \quad (9)$$

$L_L$  es la longitud de la cóclea desplegada. De esa manera

$$G'(x|x_o) = \sum_{j=1}^{NA} \frac{\eta_j(x) \eta_j(x_o)}{\Lambda_j (K_j^2 - K_L^2)} \quad (10)$$

Donde  $K_L$  es el número de onda libre en el fluido perilinfa, y  $\Lambda_j$  es el factor de normalización de los modos acústicos definido como en la ecuación (6).

De esa forma, la presión acústica en la cóclea luego de la integración de la ecuación (8) es dada por

$$p'(x) = S' \sum_{j=1}^{NA} \frac{\cos\left(\frac{j\pi}{L_L} x\right)}{\Lambda_j \cdot (K_j^2 - K_L^2)} i\omega \rho_L \dot{x}_3 \quad con \quad K_L = \frac{\omega}{c_L} \quad (11)$$

Donde  $S'$  es el área de la ventana oval y  $c_L$  es la velocidad del sonido en el fluido perilinfa.

La transmisión de movimiento en el oído medio puede ser observada en la Figura 6. El sistema de huesecillos se modela como un sistema de transmisión de fuerzas a través de un sistema de palancas mecánicas.

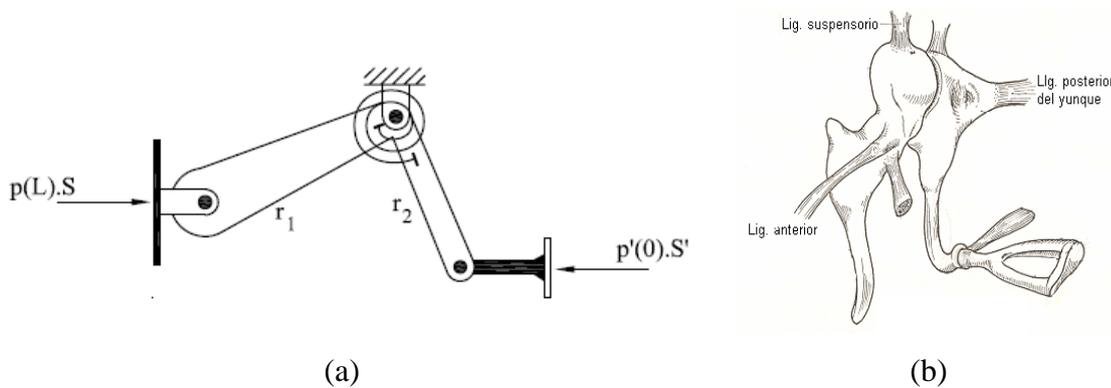


Figura 6: (a) modelo acústico-estructural del oído medio, (b) oído medio humano.

En la Figura 6 puede observarse que el desplazamiento de la membrana timpánica,  $x_2$ , no es

independiente del movimiento de la ventana oval,  $x_3$ , la restricción en el movimiento dada por un resorte espiral ubicado en la articulación entre martillo y yunque, la constante del resorte  $K_\theta$  representa la elasticidad del conjunto (ensamblamiento recíproco, ligamento capsular y ligamentos suspensorios), lo anterior queda representado por la siguiente relación:

$$\begin{aligned} -F_1 \cdot r_1 - F_2 \cdot r_2 + K_\theta \cdot \Delta\theta &= 0 \\ -F_1 \cdot r_1 - F_2 \cdot r_2 + K_\theta \cdot \frac{x_2}{r_1} &= 0 \end{aligned} \quad (12)$$

La relación de fuerzas entre la membrana timpánica y la ventana oval puede representarse por

$$-p(L) \cdot S \cdot H_1 - p'(0) \cdot S' + K_\theta \cdot \frac{\dot{x}_2}{i\omega \cdot r_1 \cdot r_2} \quad (13)$$

Donde  $H_1$  para el oído humano es aproximadamente igual a 1.3 [2]. Reemplazando las ecuaciones (7), (11), y (12) en la ecuación (13) se obtiene

$$\begin{aligned} -S \cdot S_0 \cdot \rho \cdot H_1 \cdot \sum_{n=1}^{NA} \frac{\cos(n\pi)}{\Lambda_n \cdot (K_n^2 - K^2)} \cdot \dot{x}_1 - \left[ \frac{(S')^2 \cdot \rho_L}{H_1} \cdot \sum_{j=1}^{NA} \frac{1}{\Lambda_j \cdot (K_j^2 - K_L^2)} - \right. \\ \left. -S^2 \cdot \rho \cdot H_1 \cdot \sum_{n=1}^{NA} \frac{1}{\Lambda_n \cdot (K_n^2 - K^2)} + \frac{K_\theta}{\omega^2 \cdot r_1 \cdot r_2} \right] \dot{x}_2 = 0 \end{aligned} \quad (14)$$

Con

$$H_1 = \frac{F_2}{F_1} = \frac{r_1}{r_2} \sim 1.3 \quad (15)$$

Reemplazando (7) en (1), la dinámica del auricular acoplado al canal auditivo es representada por

$$\left[ C_A + i \left( \omega M_A - \frac{K_A}{\omega} \right) - i S_0^2 \omega \rho \sum_{n=1}^{NA} \frac{1}{\Lambda_n \cdot (K_n^2 - K^2)} \right] \dot{x}_1 + i S_0 S \omega \rho \sum_{n=1}^{NA} \frac{\cos(n\pi)}{\Lambda_n \cdot (K_n^2 - K^2)} \dot{x}_2 = F \quad (16)$$

Las ecuaciones (14) y (16) conforman un sistema de dos ecuaciones con dos incógnitas en  $\dot{x}_1$  y  $\dot{x}_2$ . Una vez obtenidas las velocidades en el auricular,  $\dot{x}_1$ , y en la membrana timpánica,  $\dot{x}_2$ , es posible obtener por integración los desplazamientos en los puntos de interés: membrana timpánica y ventana oval, asimismo se obtiene la presión acústica en el canal auditivo mediante la ecuación (7) y la presión acústica dentro del oído interno en el fluido perilimfa mediante la ecuación (11).

### 3 RESULTADOS

Los resultados obtenidos en este desarrollo son comparados con resultados experimentales y con otro modelo de parámetros concentrados previamente desarrollado en la referencia [7]. La comparación se realiza sobre el desplazamiento de la membrana timpánica para caracterizar el comportamiento del oído medio. En todos los casos un nivel sonoro de 90 dB con referencia a 20  $\mu$ Pa se utilizó como carga acústica en el oído para todas las líneas espectrales de interés. Las dimensiones de las distintas partes del oído corresponden a valores promedios del oído de humanos en adultos extraídos de la referencia [8].

Las frecuencias naturales acústicas del canal auditivo,  $f_n$ , están relacionadas al número de onda  $K_n$  a través de la siguiente relación [9]

$$f_n = \frac{c}{2\pi} K_n \quad (17)$$

Donde  $c$  es la velocidad del sonido en el aire con un valor de 343 m/s. En la Tabla 1 se presentan las primeras resonancias acústicas de la cavidad del canal auditivo. Solo la primera resonancia se encuentra con un valor menor a 8000 Hz, que es el límite superior en el rango de frecuencias explorado.

$f_n$	Frecuencia [Hz]
$f_1$	4083
$f_2$	8166
$f_3$	12250

**Tabla 1: frecuencias naturales acústicas de la cavidad del canal auditivo.**

La Figura 7 muestra el desplazamiento de la membrana timpánica versus frecuencia. En esta figura se presentan tres curvas: una en azul con puntos de diamantes corresponde a la simulación de este trabajo, en puntos triangulares verdes son resultados experimentales, y en rojo con cuadrados es el resultado de un modelo presentado en la referencia [7].

Como se observa en la Figura 7 a bajas frecuencias el modelo presentado en este trabajo predice valores similares de desplazamiento que los valores medidos experimentalmente, ajustándose bien en todo el rango de frecuencias. Antes y después de 1000 Hz el presente modelo conserva la pendiente de los valores experimentales. El modelo de interacción acústico-estructural desarrollado en este esfuerzo muestra el efecto de la resonancia del canal auditivo alrededor de los 4083 Hz, este efecto se observa también en los resultados experimentales. El efecto de la carga acústica de 90 dB (con referencia 20 $\mu$ Pa) en el oído medio es transmitido hacia el oído interno, por lo que el efecto sonoro debe ser estudiado con mayor profundidad en el oído interno.

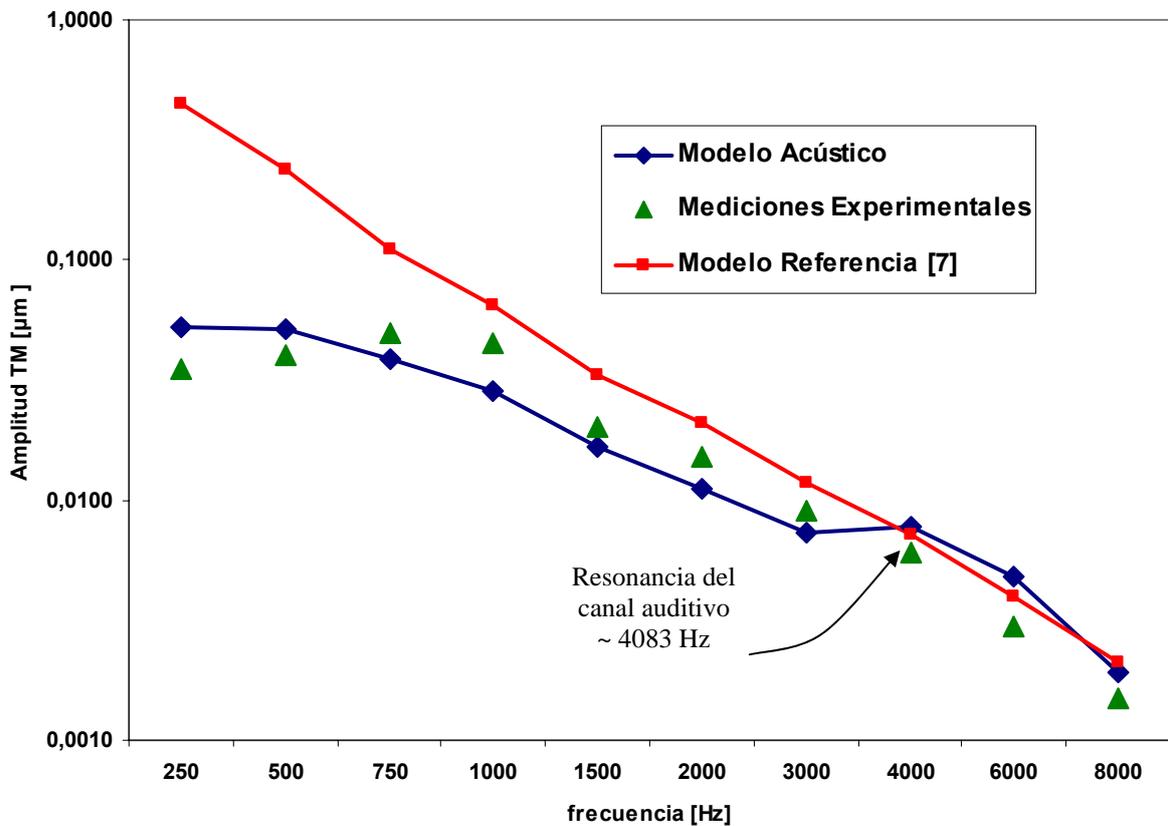


Figura 7: comparación del desplazamiento de la membrana timpánica (TM).

En la Figura 8 se muestra la comparación del modelo de la referencia [3] con el modelo del presente trabajo, claramente se puede observar la mejora obtenida en el rango de bajas frecuencias, por debajo de los 1000Hz, al incorporar un resorte de torsión en la articulación martillo-yunque.

En la Tabla 2 se evalúa el error entre los distintos modelos, pudiéndose notar que el modelo presentado en este trabajo muestra prácticamente los mínimos errores, respecto de las medidas experimentales, en todo el rango de frecuencias de estudio.

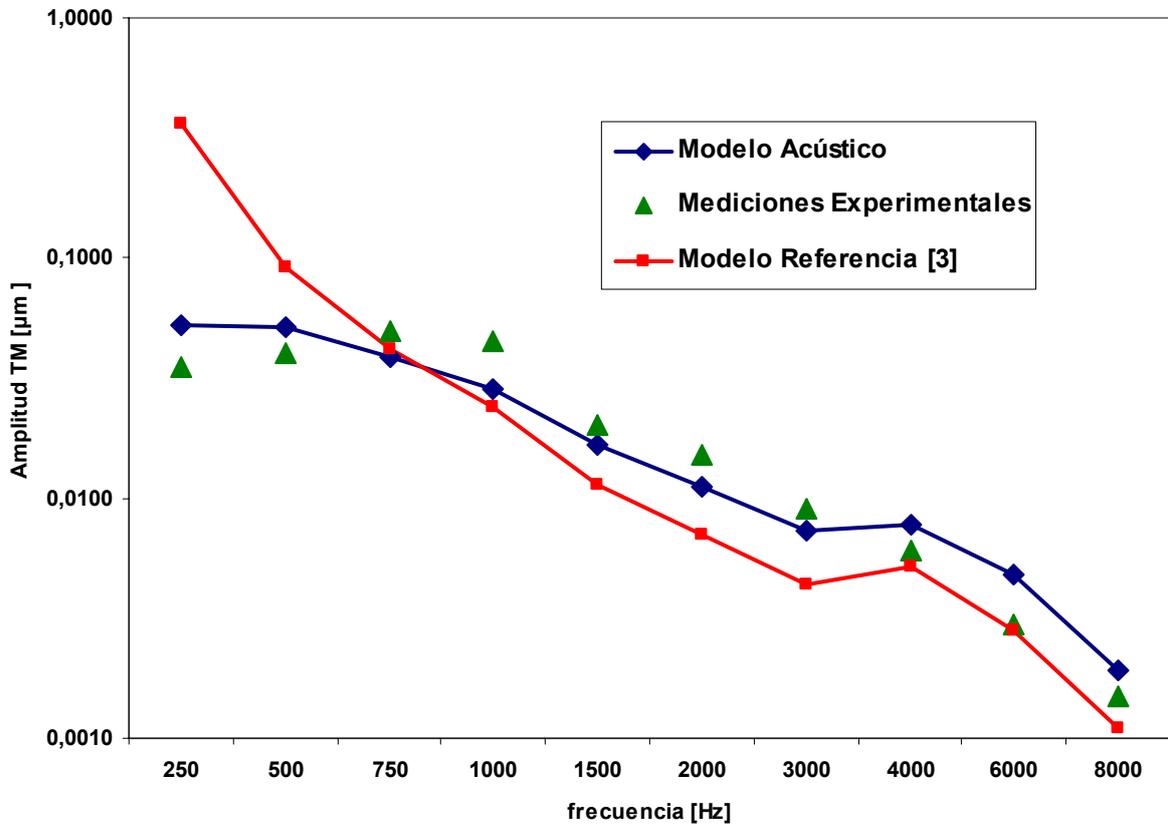


Figura 8: Comparación del desplazamiento de la membrana timpánica (TM).

Frecuencia [Hz]	Error Modelo Acústico	Error Modelo Referencia [3]	Error Modelo Referencia [7]
250	0,0175	0,5680	0,4150
500	0,0114	0,4190	0,2000
750	0,0080	0,1550	0,0600
1000	0,0165	0,0600	0,0200
1500	0,0034	0,0135	0,0130
2000	0,0039	0,0041	0,0060
3000	0,0017	0,0015	0,0028
4000	0,0015	0,0008	0,0012
6000	0,0009	0,0004	0,0010
8000	0,0004	0,0002	0,0006

Tabla 2: Errores absolutos referidos a medidas experimentales

#### **4 CONCLUSIONES**

El oído humano posee una compleja estructura, perfectamente dividida en tres partes. Un modelo del oído humano fue desarrollado con el objetivo de caracterizar la respuesta del oído medio bajo una carga acústica. El modelo presenta el acoplamiento entre la estructura del oído con las cavidades acústicas que son parte integral del mismo. Estas cavidades que poseen una dinámica propia son el canal auditivo y la cóclea con sus fluidos correspondientes. La resonancia del canal auditivo se acopla al movimiento del tímpano en el rango de frecuencia de estudio.

El modelo reproduce eficazmente mediciones experimentales del movimiento de la membrana timpánica. La ganancia se ajusta bien en todo el rango de frecuencias de estudio. Lográndose una buena adaptación de la respuesta por debajo de los 1000 Hz, al agregar un resorte en la articulación martillo-yunque. El efecto del auricular sobre el oído medio es producir movimiento que es transmitido hacia el oído interno.

## REFERENCIAS

- [1] Lara Saenz, A., Sobre la Evolución del Mecanismo de la Audición, Anales de Mecánica y Electricidad, *I.C.A.I.*, VOL LXXXI, Fascículo V, 2004.
- [2] Everet, A. F., *The Master Handbook of Acoustics*, The McGraw-Hill Companies, Inc., ISBN 0-07-139974-7, 2001.
- [3] Carmona D. Y Molisani L., Simulación del Comportamiento del Oído Medio Bajo la Emisión Acústica de Auriculares, *Mecánica Computacional Vol XXV*, pp. 773-781, Santa Fe, Argentina, Noviembre 2006.
- [4] Fahy, F., *Sound and Structural Vibration*, Academic Press, 2000.
- [5] L. Kinsler, A. Frey, A. Coppens, and J. Snders, *Fundamentals of Acoustics*, John Wiley & Sons Inc., 2000,
- [6] Hear-it AISBL, <http://hear-it.org/>, Rue de Collège 27, B-1050 Brussels, Belgium, e-mail: [hear-it@hear-it.org](mailto:hear-it@hear-it.org), 2001.
- [7] Feng, B. and Gan, R. Z., A Lumped-Parameter Mechanical Model of Human Ear for Sound Transmission, *IEEE 0-7803-7612-9*, 2002.
- [8] Goode R., Killion M., Nakamura K. and Nishihara S., New Knowledge the Function of the Human Middle ear: Development of an improved Analog Model, *The American Journal of Otology*. Volume 15, Number 2, 1994.
- [9] R. Finch, *Introduction to Acoustics*, Pearson Prentice Hall, 2005.