

## Análisis de la influencia de las propiedades mecánicas en el modelado del oído medio humano

J. Bascuñana Pareja, A. García González<sup>(1)</sup>, D. Camas Peña<sup>(1)</sup>, L. Caminos Gámez<sup>(2)</sup>, A. González Herrera<sup>(1)</sup>

(1) Dpto. de Ingeniería Civil, Materiales y Fabricación. Universidad de Málaga  
agh@uma.es

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

---

*El modelado numérico por elementos finitos es una herramienta de gran utilidad para el estudio del comportamiento del oído humano. Sin embargo, la gran dificultad a la hora de conocer y estimar las propiedades mecánicas de los distintos elementos componentes del sistema introduce una gran incertidumbre en los resultados.*

*En este trabajo se presenta un amplio estudio sobre el efecto que tienen diversas desviaciones en la estimación de dichos parámetros en los resultados finales. Se han analizado un gran número de parámetros cubriendo todos los rangos de variación recogidos en la diversa bibliografía. Con ello se ha identificado aquellos parámetros cuya determinación experimental exige mayor precisión. Parámetros como el espesor del tímpano o el módulo de Young, resultan críticos en determinados rangos de frecuencia. Otros en cambio su estimación puede realizarse de manera menos precisa no afectando en gran medida a los resultados.*

*Para la realización del trabajo se han utilizado varios tipos de modelos de elementos finitos. El estudio se realiza apoyado fundamentalmente en un modelo numérico parametrizado del oído medio. Dicho modelo ha sido reducido y simplificado con el fin de poder realizar una gran cantidad de cálculos sin un coste computacional excesivo. Ha sido desarrollado y validado en base a los resultados obtenidos con otro modelo con un mayor nivel de detalle. En dicho modelo se incluía el canal auditivo y una cóclea aproximada. Ambos modelos están validados con resultados experimentales publicados.*

---

### 1. INTRODUCCIÓN

Actualmente se están desarrollando una gran cantidad de trabajos orientados hacia el correcto modelado numérico del sistema auditivo humano, en particular por medio del método de los elementos finitos [1-9]. Sin embargo, el gran problema con que se enfrentan estos trabajos es la dificultad a la hora de conocer y estimar las propiedades mecánicas de los distintos elementos que componen el sistema.

Aunque habitualmente se suelen validar dichos modelos con resultados experimentales, sigue existiendo una gran incertidumbre en torno a cómo afectan dichas estimaciones. Con el presente trabajo se pretende abordar el problema evaluando las desviaciones que se producen en los resultados en función de los distintos valores con los que se estimen dichas propiedades. Para ello, a partir de la experiencia adquirida en el modelado detallado del sistema auditivo humano [8], se ha desarrollado un modelo numérico simplificado [9] que permita realizar cálculos de manera masiva a un coste computacional aceptable, variando los valores de dichas propiedades, cubriendo todos los rangos de variación recogidos en la bibliografía.

Con todo ello se ha identificado aquellos parámetros cuya determinación experimental exige mayor precisión. Es el caso del espesor del tímpano o el módulo de Young, que resultan críticos en determinados rangos de frecuencia. Igualmente se ha observado como otros en cambio, pueden estimarse de manera menos precisa, no afectando en gran medida a los resultados.

## 2. MODELADO DEL OÍDO MEDIO

Para la realización del trabajo se han utilizado varios tipos de modelos de elementos finitos (figura 1). El estudio se realiza apoyado fundamentalmente en un modelo numérico parametrizado del oído medio, figura 1b [9]. Dicho modelo ha sido reducido y simplificado con el fin de poder realizar una gran cantidad de cálculos sin un coste computacional excesivo. El modelo simplificado está basado en uno más desarrollado (figura 1a [8]) en el que se incluía el canal auditivo y una cóclea aproximada. Ambos modelos están validados con resultados experimentales publicados.

El modelo reducido ha sido desarrollado haciendo una serie de simplificaciones que si bien limitan los resultados obtenidos, son aceptables para los objetivos establecidos. En el caso del sistema oscular se han considerado los siguientes aspectos:

- Simplificación de los huesecillos, que han sido modelados como vigas
- Todos los ligamentos y tendones se han modelado como vigas
- No se ha incluido la junta yunque-estribo (incudostapedial)
- A la junta martillo-yunque (incudomalleolar) se le han asignado las propiedades de rigidez de los huesecillos que conecta

El tímpano ha sido modelado de forma similar al de referencia [8], considerando muchos de los aspectos ya validados en el modelo, tales como:

- Propiedades del tímpano isótropas
- Espesor constante
- Utilización de elementos placa

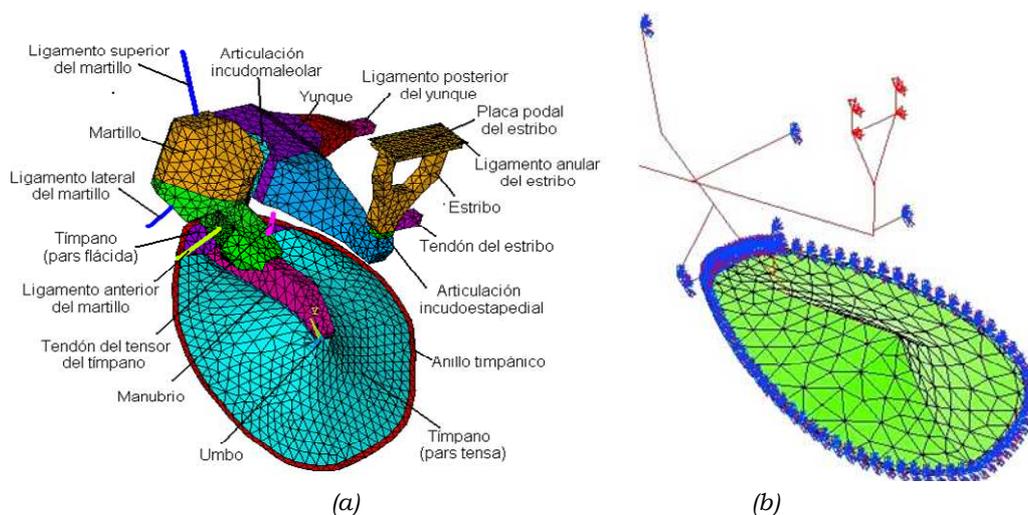


Figura 1. Modelos de elementos finitos: (a) modelo de referencia completo (b) modelo reducido

De todos los objetivos nombrados anteriormente, el principal de ellos es la reducción del coste computacional y poder de esta manera realizar numerosos cálculos, todo ello ayudado con la completa parametrización del modelo que nos da la posibilidad de estar haciendo variaciones en las propiedades y en la geometría. Esta última característica es imposible o muy difícil en la mayoría de los modelos numéricos. Gracias a esto, podremos adaptar el modelo a cualquier caso específico o acoplarle otra parte modelada del oído fácilmente.

El modelado geométrico del tímpano se ha realizado ubicando una serie de puntos característicos a partir de los cuales se definen líneas y áreas, para luego ser mallado con los respectivos elementos placa. Se han considerado tres parámetros de entrada: Diagonal1, Diagonal2 y altura del umbo, H (ver figura 2). La introducción de estos tres parámetros hace que automáticamente se ubiquen una serie de puntos en función de las ecuaciones de cuatro tramos de elipse conectadas entre sí (contorno del tímpano, anillo timpánico), así como otros puntos importantes (umbo, puntos pars flácida y pars tensa). Estos puntos

fueron unidos mediante líneas y splines. La línea correspondiente a la parte superior de la Diagonal2, que une el umbo con la pars flácida, fue empleada para modelar el mango del martillo, haciendo uso de elementos viga. El número total de áreas que consolidaron el tímpano fueron 12. Las propiedades del tímpano son mostradas en la tabla 1. El espesor de referencia es de 50 micras aunque es uno de los parámetros objeto de estudio.

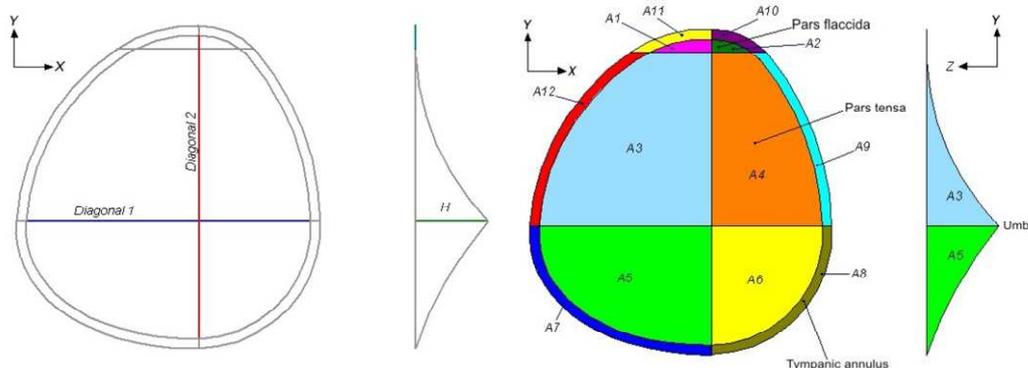


Figura 2. Modelo parametrizado de la geometría del tímpano

Componente	Densidad (Kg/m <sup>3</sup> )	Módulo de Young (N/m <sup>2</sup> )	Coef. de Poisson's
Tímpano:			
pars tensa	1.2x10 <sup>3</sup> [1]	3.2x10 <sup>7</sup> [2]	0.3 [4]
pars flaccida	1.2x10 <sup>3</sup> [1]	1x10 <sup>7</sup> [4]	0.3 [4]
Anillo Timpánico	1.2x10 <sup>3</sup> [1]	6x10 <sup>5</sup> [4]	0.3 [4]

Tabla 1. Propiedades de los materiales del tímpano

Para la cadena osicular, a excepción del mango, se hizo un modelado directo, se ubicaron todos los nodos que forman los respectivos elementos vigas (figura 3). Estos nodos quedan fijados en el espacio mediante la introducción de los tres parámetros de entrada del tímpano, su ubicación también puede ser alterada individualmente en función de unos parámetros de longitud, orientación y sección. Los parámetros de longitud y orientación tienen por defecto los valores del modelo de referencia, mientras que la sección fue tomada considerando la masa real de cada uno de los huesecillos, quedando la masa de los huesecillos ajustada mediante la densidad y la sección del respectivo huesecillo. Las propiedades mecánicas del martillo, yunque y estribo son las mismas para los tres: densidad 1.9x10<sup>3</sup> Kg/m<sup>3</sup> [3], modulo de Young 1.41x10<sup>10</sup> N/m<sup>2</sup> [7] y coeficiente de Poisson 0.3. En la figura 3 se muestran los diversos huesecillos y su proceso de simplificación.

Para el modelado de ligamentos y tendones se siguió la misma metodología que para la cadena de huesecillos (modelado directo), su ubicación dependería de los tres parámetros de entrada del tímpano, pero a su vez también quedarían parametrizados con tres parámetros individuales para cada ligamento y tendón. Estos son los parámetros de longitud, de orientación y de sección. Para los cálculos los parámetros de longitud y orientación tomaron los valores del modelo de referencia, y la sección fue calculada teniendo en cuenta la masa real de cada uno de los ligamentos y tendones. La masa dependerá por lo tanto de la densidad y la sección del ligamento o tendón. Sus propiedades mecánicas y físicas se resumen en la tabla 2.

En cuanto a las condiciones de contorno, se impusieron de forma similar a como se realizó en el modelo de referencia. Se restringieron los 6 grados de libertad en el contorno del anillo timpánico, así como en el nacimiento de todos los tendones y ligamentos. La carga coclear se simuló con amortiguadores. Para ello se emplearon dos elementos muelle-amortiguador, con la carga equivalente a la cóclea, situados en los dos nodos que forman la placa podal del estribo.

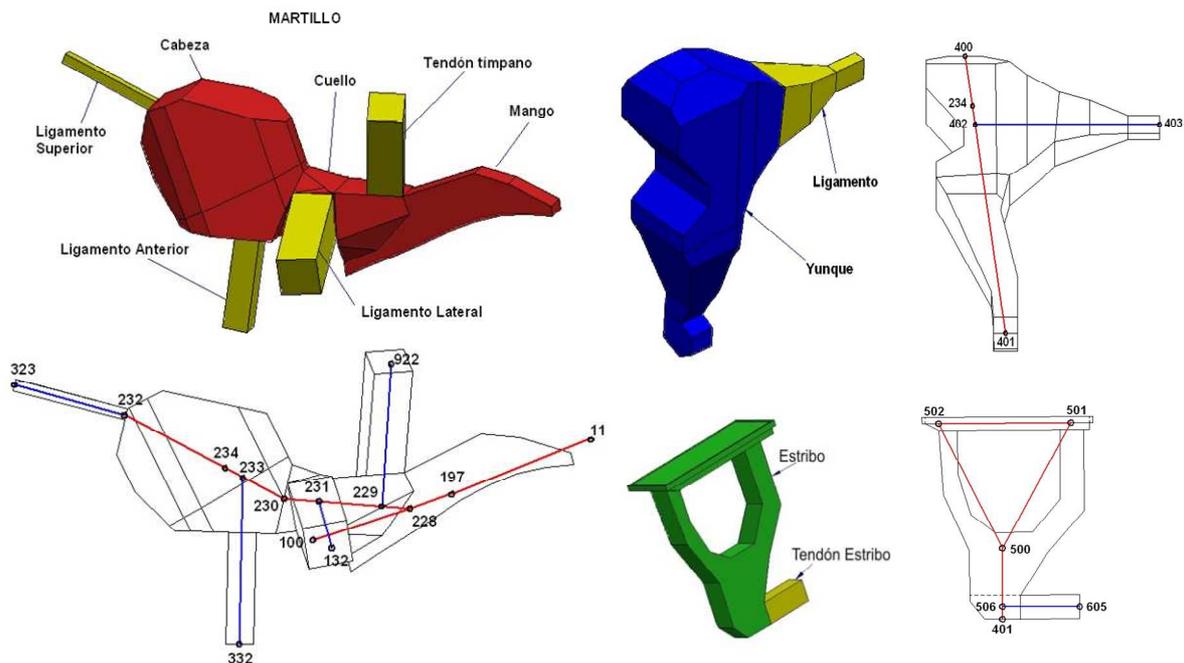


Figura 3. Modelos simplificados de los huesecillos

Componente	Densidad (Kg/m <sup>3</sup> )	Módulo de Young (N/m <sup>2</sup> )	Coef. de Poisson's
Tendón tensor del timpano	1.2x10 <sup>3</sup> [5]	7.8x10 <sup>6</sup> [5]	0.3
Ligamento lateral del martillo	1.2x10 <sup>3</sup> [5]	9.8x10 <sup>4</sup> [4]	0.3
Ligamento anterior del martillo	1.2x10 <sup>3</sup> [5]	6.1x10 <sup>6</sup> [4]	0.3
Ligamento superior del martillo	1.2x10 <sup>3</sup> [5]	4.9x10 <sup>4</sup> [4]	0.3
Ligamento posterior del yunque	1.2x10 <sup>3</sup> [5]	6.5x10 <sup>6</sup> [5]	0.3
Tendón del estribo	1.2x10 <sup>3</sup> [5]	5.2x10 <sup>5</sup> [5]	0.3

Tabla 2. Propiedades de los materiales de los ligamentos y tendones

Con todo ello se consigue un modelo numérico parametrizado donde el tiempo de cálculo pasa del orden de horas a minutos. El modelo completo del oído medio simplificado se muestra en la figura 1, en él se puede observar la forma bastante aproximada del tímpano, así como el tipo de mallado realizado.

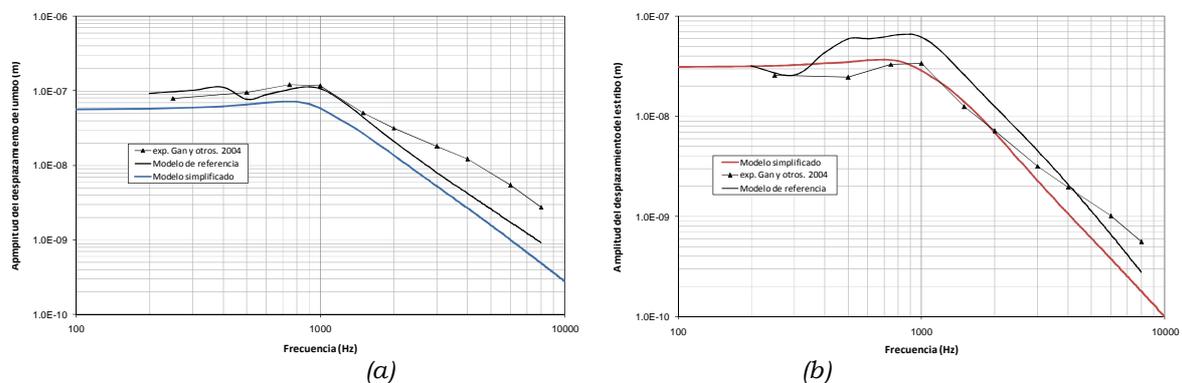


Figura 4. Validación del modelo simplificado

Con objeto de validar el modelo se ha realizado un cálculo de comprobación con los mismos parámetros que el modelo de referencia. En la figura 4 se muestran los resultados comparados con los resultados experimentales publicados por Gan et al. [10]. Se representa

el desplazamiento de un punto característico del extremo del umbo (figura 4a) y el del centro de la placa podal del estribo (figura 4b) en un rango de frecuencias de 100 Hz a 10 kHz. Todas las respuestas han sido obtenidas por medio de un análisis armónico para 90 dB<sub>SPL</sub> aplicado en la superficie exterior del tímpano. Se puede considerar que el comportamiento del oído medio es lineal. Como se observa, el comportamiento es similar existiendo pequeñas diferencias debidas por un lado a las simplificaciones realizadas y por otro a que la posición del punto de referencia en el umbo es ligeramente diferente al del modelo de referencia. Estas diferencias no influyen en las conclusiones que se persiguen con este trabajo por lo que se considera suficientemente válido el modelo reducido.

### 3. ESTUDIO DE PARÁMETROS

Se han estudiado un gran número de parámetros y calculado la respuesta del modelo variándolos en un amplio rango. En este apartado se resumen aquellos aspectos más significativos. En particular se va a comentar en detalle la influencia del módulo de Young y el espesor del tímpano (pars tensa) y del módulo de Young del tensor del tímpano. respecto a los demás parámetros analizados, en unos casos el sistema se muestra insensible a los mismo (es el caso de las propiedades mecánicas de los huesecillos) y en otros casos no se observa variación significativa para los rangos de valores aceptados actualmente (es el caso del resto de ligamentos incluidos en el modelo reducido).

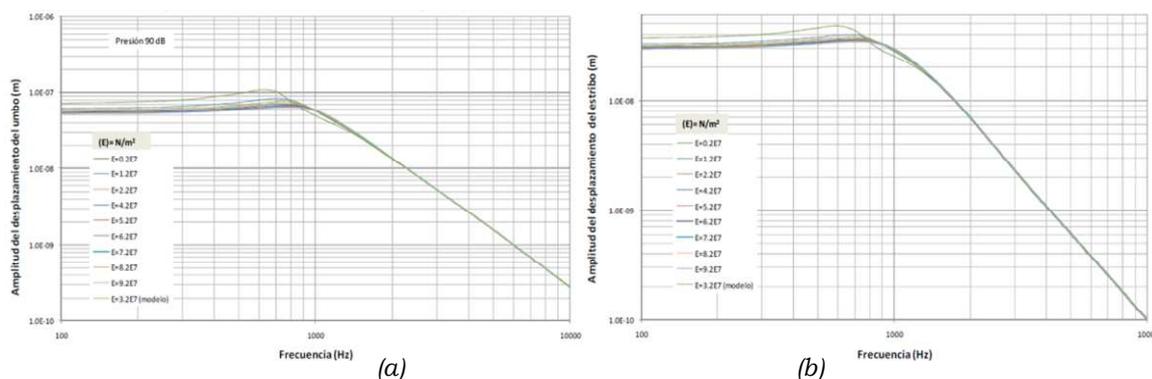


Figura 5. Influencia del módulo de Young del tímpano (pars tensa) (a) umbo (b) estribo

En la figura 5 se muestra la respuesta del sistema variando el rango de valores del módulo de Young de las pars tensa del tímpano. El valor característico utilizado comúnmente está en  $3.2 \times 10^7$  N/m<sup>2</sup> aunque hay autores que han sugerido valores del orden de 10 veces más [11]. La gran dificultad a la hora de estimar este parámetro radica en la propia microestructura de la membrana, con dos capas de fibras ortogonales y una distribución radial. Por otro lado, resulta muy compleja la realización de ensayos de tracción con muestras pequeñas y no es posible realizarlos de manera repetitiva [12]. Recientemente se han desarrollado técnicas de microindentación [13] que básicamente han acotado estos valores en un rango de  $1 \times 10^7$  N/m<sup>2</sup> a  $3.2 \times 10^8$  N/m<sup>2</sup>.

De los resultados mostrados, se puede observar como tiene una influencia significativa a bajas frecuencias no viéndose afectada la respuesta a altas frecuencias. En la figura 6, se hace una representación diferente de estos resultados. En este caso se ha representado la respuesta para diferentes frecuencias representativas en función del parámetro estudiado (eje horizontal). Este tipo de gráfica permite distinguir con mayor claridad el margen que se tiene a la hora de estimar la propiedad correspondiente. Se ha indicado el valor utilizado en el modelo de referencia (línea negra vertical). De estas gráficas se desprende que básicamente, en el rango de valores actualmente aceptados, los resultados son muy similares. Ello justifica en cierta medida la utilización de modelos de comportamiento isotropo cuando la membrana tiene por definición una estructura anisótropa.

Un parámetro muy relacionado con este, ya que define la rigidez a flexión de la membrana, es el espesor del tímpano. Aunque varía ligeramente a lo largo del tímpano, la mayoría de

las estimaciones sugieren un valor alrededor de 50 micras. En la figura 7 se representa la respuesta en función de este parámetro. Se puede observar que para frecuencias bajas, se presenta una importante dependencia de la respuesta, especialmente con espesores pequeños. Tanto en el umbo como en el estribo, la respuesta se reduce al aumentar el espesor. A altas frecuencias, aunque de una manera más reducida, también se observa el efecto de este parámetro. Habitualmente, la medición de este parámetro es más precisa que el anterior, obteniéndose valores en el entorno del valor de referencia, no obstante se pone aquí de manifiesto la necesidad de obtenerlo con precisión.

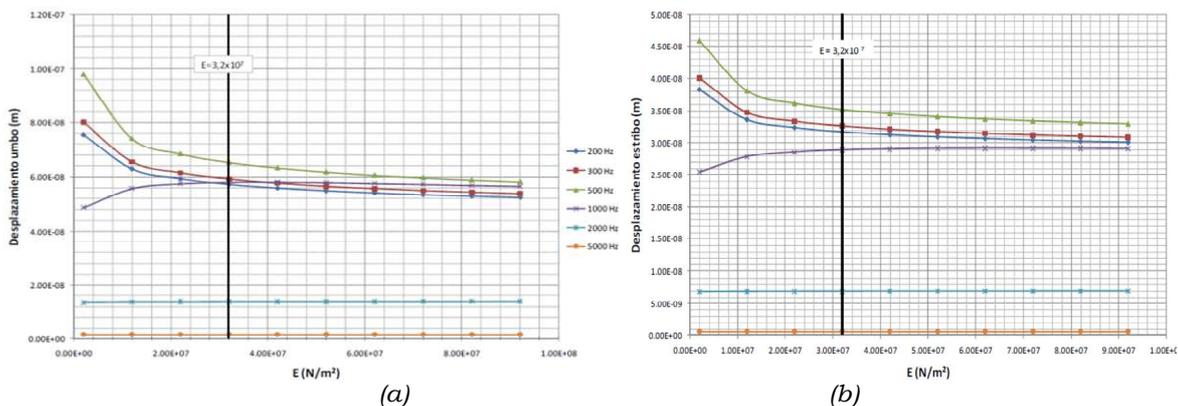


Figura 6. Influencia del módulo de Young del tímpano para diversas frecuencias (a) umbo (b) estribo

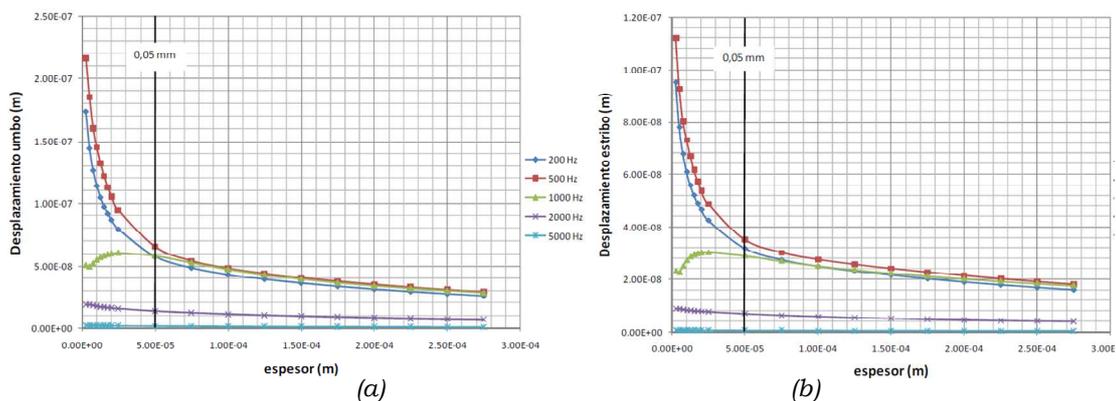


Figura 7. Influencia del espesor del tímpano para diversas frecuencias (a) umbo (b) estribo

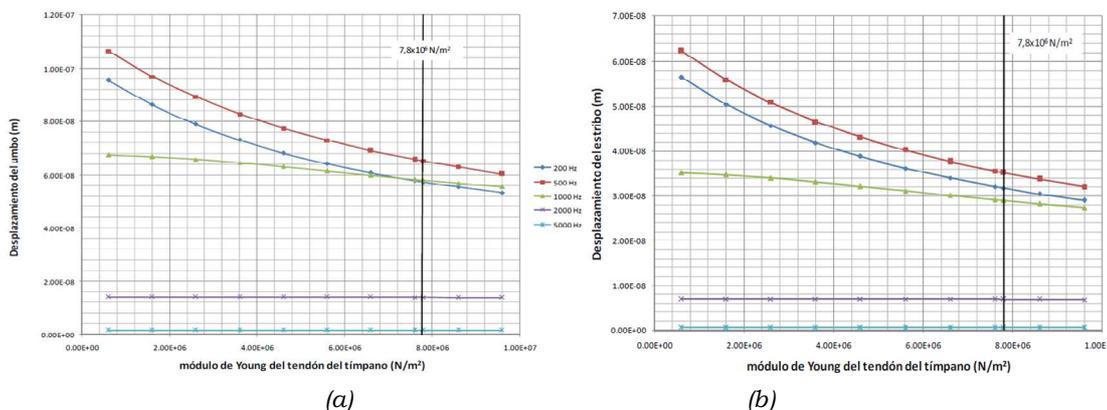


Figura 8. Influencia del módulo de Young del tensor del tímpano para diversas frecuencias (a) umbo (b) estribo

En la figura 8 se presenta la influencia del tendón tensor del tímpano. De nuevo se observa que a bajas frecuencias hay una influencia significativa. La respuesta se hace proporcional en el entorno del valor utilizado de referencia. Existen muy pocas estimaciones para este parámetro y tiene una influencia importante, en especial como mecanismo de protección del oído ante elevados estímulos sonoros.

#### 4. FACTOR DE AMORTIGUAMIENTO DEL OÍDO MEDIO.

En todos los cálculos anteriores se ha utilizado un coeficiente de amortiguamiento  $\beta=1 \times 10^{-4}$ s. Este corresponde a una estimación apropiada del comportamiento real. En este estudio, se ha utilizado el presente modelo reducido para evaluar la respuesta del sistema para un caso hipotético de coeficiente de amortiguamiento más bajo. Estos resultados no corresponden con la respuesta real del sistema pero aportan información en cuanto a sus características y funcionamiento. El coeficiente de amortiguamiento en los casos que se muestran a continuación es  $\beta=1 \times 10^{-5}$ s, 10 veces menor que el utilizado en el modelo de referencia.

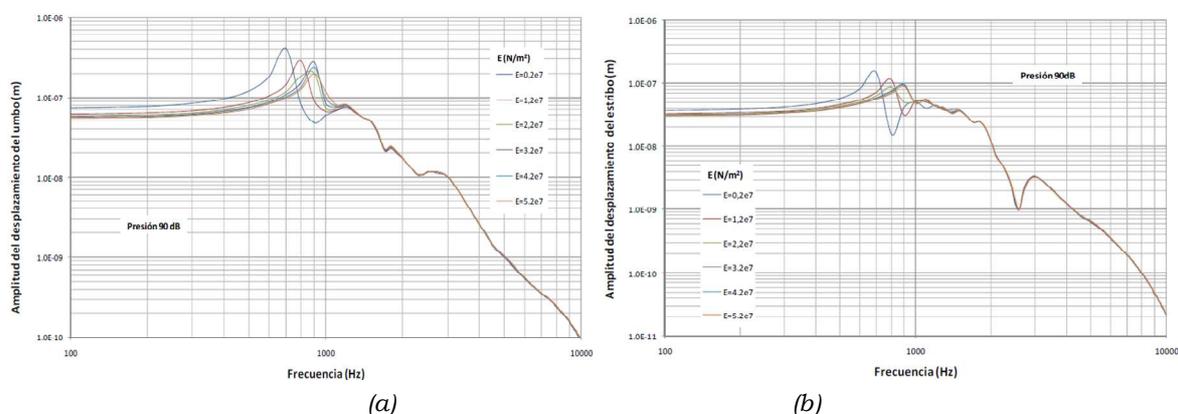


Figura 9. Influencia del módulo de Young del tímpano (pars tensa) con bajo amortiguamiento (a) umbo (b) estribo

En la figura 9 se muestra el resultado correspondiente al módulo de Young del tímpano y en la figura 10 la influencia del espesor. En el primer caso se puede observar que la variación fundamental se produce en el desplazamiento del pico que podíamos identificar como primer modo de vibración del sistema. Corresponde básicamente a la primera frecuencia natural de la membrana timpánica. El resto del sistema permanece prácticamente inalterado. El efecto en el estribo se limita prácticamente a la zona donde está el máximo.

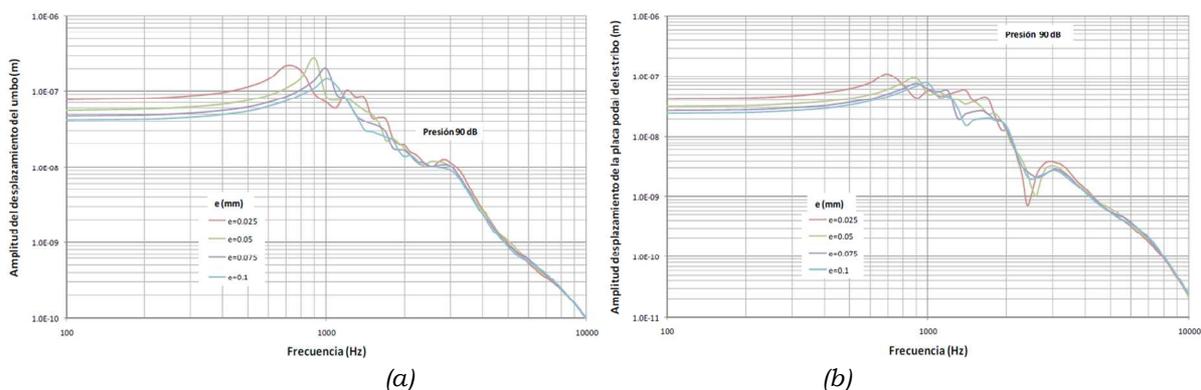


Figura 10. Influencia del espesor del tímpano (pars tensa) con bajo amortiguamiento (a) umbo (b) estribo

Sin embargo cuando lo que cambia es el espesor, podemos ver que afecta a todo el comportamiento del sistema, no solo al primer pico. Se produce una reestructuración de los

distintos modos de vibración hasta un rango de unos 4 KHz donde este parámetro no parece tener influencia. Este comportamiento está asociado a que al variar el espesor se está alterando no solo las propiedades de rigidez de la membrana, sino también la masa. Aunque en términos relativos esta variación es pequeña, su efecto se muestra significativamente.

## 5. CONCLUSIONES

Se observa una influencia del módulo de Young de la pars tensa del tímpano, sin embargo, dentro de un rango aceptable, la estimación del mismo no requiere mayor precisión, pudiendo aceptarse el rango de valores actualmente utilizado. Sin embargo, el espesor influye en mayor medida y debe ser estimado correctamente. Algo parecido ocurre con el tendón tensor del tímpano, en este caso su influencia sobre el comportamiento del sistema lo hace más crítico.

El cálculo del modelo con un menor amortiguamiento pone de manifiesto que mientras la variación del módulo de Young del tímpano tiene influencia fundamentalmente en el desplazamiento del primer modo de resonancia del sistema, la variación del espesor implica una alteración más compleja de la dinámica del oído medio, lo que incide en la necesidad de una precisa determinación.

El resto de parámetros del sistema incluidos en el presente modelo no muestran importantes influencias en los resultados.

## 6. REFERENCIAS

- [1] Williams,K., Lesser,T. *A finite element analysis of the natural frequencies of vibrations of human tympanic membrane*. Part I. British Journal of Audiology. 24 (1990), 319-327.
- [2] Wada,H., Metoki.T., Kobayashi,T. *Analysis of dynamic behavior of human middle ear using a finite element method*. J. Acoustical Society of America, 92 (1992), 3157-68.
- [3] Weistenhöfer,C, Hudde,H. *Determination of the Shape and Inertia Properties of the Human Auditory Ossicles*. Audiology & Neuro-Otology, 4(1999), 192-196.
- [4] Sun Q, Gan R, Chang K, Dormer K. *Computer-integrated finite element modeling of human middle ear*. Biomechanics and Modeling in Mechanobiology. 1(2002), 109-122.
- [5] Koike T, Wada H, Kobayashi T. *Modeling of the human middle ear using a finite element method*. J. of the Acoustical Society of America. 111(2002), 1306-1317.
- [6] Gan R, Reeves B, Wang X. *Modeling of sound transmission from ear canal to cochlea*. Annals of Biomedical Engineering. 35 (2007), 2180-2195.
- [7] Speirs,A, Hotz,M, Oxland,T, Häusler,R, Nolte,L. *Biomechanical properties of sterilized human auditory ossicles*. Journal of Biomechanics. 32 (1999), 485-491.
- [8] 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)
- [9] Bascuñana Pareja, J. *Modelo numérico parametrizado del oído medio humano*. P.F.C., E.T.S.I.I. U. de Málaga (2011)
- [10] Gan R, Wood M, Dormer K. *Human middle ear transfer function measured by double laser interferometry system*. Otology & Neurotology, 25 (2004), 423-435.
- [11] Fay,J., Puria,S., Decraemer,W.F., Steele,C., *Three approaches for estimating the elastic modulus of the tympanic membrane*. Journal of Biomechanics, 38 (2005), 1807-1815.
- [12] Decraemer,W.F., Maes,M.A., Vanhuyse,V.J., *An elastic stress-strain relation for soft biological tissues based on a structural model*. J. of Biomechanics 13 (1980), 463-468.
- [13] Daphalapurkar,N.P., Dai,C., Gan,R.Z., Lu,H., *Characterization of the linearly viscoelastic behavior of human tympanic membrane by nanoindentation*. J. of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials 2 (2009), 82-92.