

ANÁLISIS DEL COMPORTAMIENTO DINÁMICO DEL SISTEMA TÍMPANO OSICULAR HUMANO

PACS : 43.64. Bt

Caminos Gámez, Luis¹; García-González, Antonio²; Urquiza de la Rosa, Rafael³; González-Herrera Antonio⁴

^{1,2 y 4} Departamento de Ingeniería Civil, Materiales y Fabricación, Universidad de Málaga
Plaza el Ejido, s/n 29071 Málaga España, Tel: + 34 952132967

E-Mail: lcaminos@unet.edu.ve; tolino@gmail.com; agonzalezh@uma.es⁴

³ Laboratorio de Otolología Experimental, Institutos Universitarios de Investigación. Universidad de Málaga, C/ Severo Ochoa, 4, Tel: + 34 952 134179

E-Mail: rurquiza@uma.es³

ABSTRACT

This paper study the dynamic response of the human tympanic ossicular system (HTOS) using the Finite Element Method (FEM). The model HTOS includes the tympanic membrane, a chain of small bones (malleus, incus and stapes), the tendons and ligaments that support chain. A harmonic analysis is performed considering the effect of cochlear fluid and a sound pressure of 90 dB_{SPL}, acting on the outer side of the eardrum. The effect of some parameters that govern the dynamic behaviour is analyzed. The model is validated with previous experimental results.

RESUMEN

En este artículo se estudia la respuesta dinámica del sistema tímpano osicular humano (STOH) por medio del Método de los Elementos Finitos (MEF). El modelo del STOH incluye la membrana timpánica, cadena de huesecillos (martillo, yunque y estribo), los tendones y ligamentos que sirven de sostén a la cadena. Se hace un análisis modal y armónico considerando el efecto del fluido de la cóclea y una presión de sonido de 90 dB_{SPL}, actuando sobre la cara externa del tímpano. Se analiza el efecto de algunos parámetros que rigen el comportamiento dinámico. El modelo se valida con resultados experimentales anteriores.

1. INTRODUCCIÓN

El uso de la simulación numérica en estructuras de geometrías complejas, como el oído humano, ha permitido un gran avance en el área de la biomecánica, específicamente la aplicación del método de los elementos finitos (MEF), es conocido desde los trabajos de Lesser y Williams (1982), sobre la membrana timpánica pasando por el modelado tridimensional del oído medio de Wada et al. (1992), hasta la simulación de la transmisión de sonido desde el canal auditivo externo hasta la cóclea realizado por Gan et al. (2007). Los aportes de estas investigaciones son fundamentales en la comprensión y estudio del fenómeno

de transmisión de sonido así como el diseño de prótesis auditivas para aquellas personas que presentan niveles de audición por debajo de lo normal generado por algún tipo de patología.

El desarrollo de un modelo tridimensional del sistema tímpano oscicular humano (STOH), y la simulación del comportamiento dinámico, surge de la necesidad de poseer herramientas que permitan en un futuro, lograr simulaciones del oído medio en su totalidad de una manera confiable y al mismo tiempo poder evaluar a través de estos modelos, el comportamiento de nuevos diseños de prótesis con la finalidad de mejorar los ya existentes; así como también poder conocer el desempeño de la prótesis una vez implantada y sus posibles efectos sobre el oído del paciente.

2. METODOLOGÍA

El modelo geométrico del STOH se divide en tres partes: la membrana timpánica o tímpano, la cadena oscicular (martillo yunque y estribo) y el sistema de ligamentos-tendones; este último incluye los ligamentos superior, lateral y anterior del martillo, ligamento posterior del yunque, tendón del tensor del tímpano, tendón estapedial, ligamento anular del tímpano y ligamento anular del estribo. Para conseguir el modelo de cada parte, se usa una metodología distinta debido a las diferencias en cuanto a la anatomía, fisiología y comportamiento.

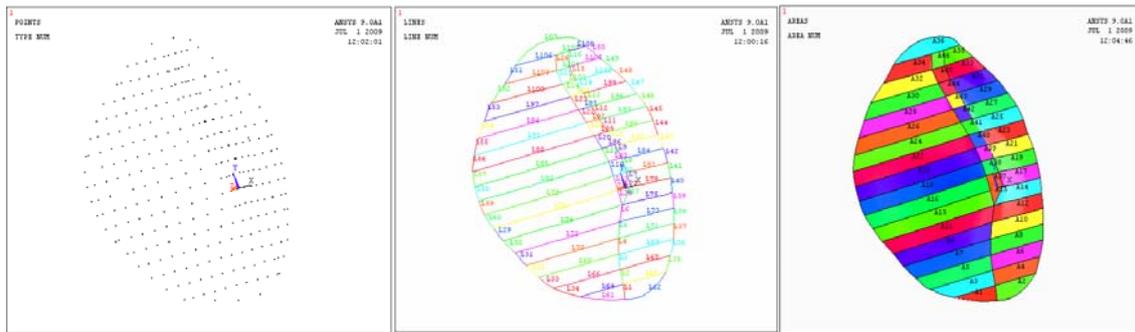


Figura 1. Secuencia de pasos para generar la geometría de la membrana timpánica.

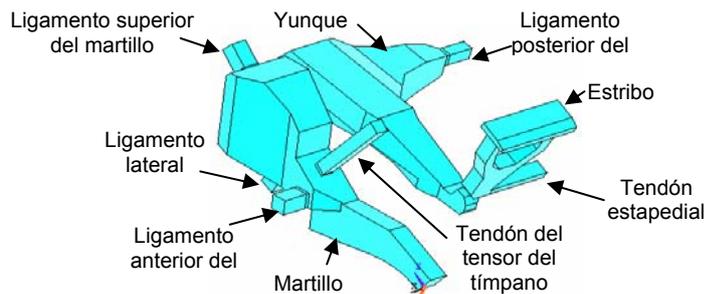


Figura 2. Modelo 3D de la cadena oscicular y ligamentos suspensorios

Para generar la superficie de la membrana, se toma como referencia el trabajo de Decraemer, Dirckx y Funnell (1991), los cuales consiguieron la ubicación de los puntos de la superficie de una membrana timpánica humana, utilizando interferometría moiré. Con la ayuda de herramientas CAD se generan los puntos superficiales y luego se unen a través de curvas splines, en dirección transversal al tímpano formando 46 áreas que se acoplan para formar la superficie total de la membrana timpánica, como se muestra en la Figura 1

La cadena oscicular se construye a partir de tres vistas ortogonales de cada uno de los huesos y usando operaciones booleanas se genera un modelo tridimensional como se observa en la Figura 2. Las vistas utilizadas se consiguieron a partir del trabajo de Weistenhöfer y

Hudde (1999). Los ligamentos superior, lateral y anterior del martillo, ligamento posterior del yunque, tendón del tensor del tímpano y el tendón estapedial, se modelan como barras de sección rectangular (ver Figura 2) de acuerdo a las dimensiones usadas por Chia et al. (2006).

En la Figura 3 se muestra el modelo en elementos finitos del STOH generado por medio del programa ANSYS. La membrana timpánica se modeló con elementos triangulares shell de 6 nodos y de espesor uniforme igual a 0.1mm. Para la cadena osicular, ligamentos y tendones se usaron elementos tetraédricos de 10 nodos.

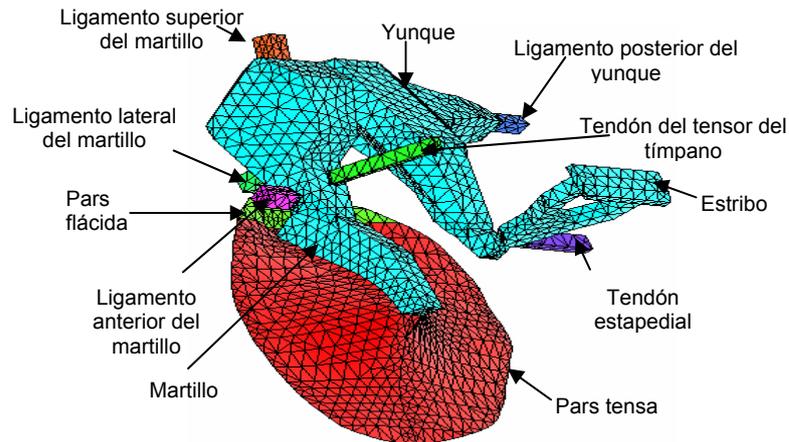


Figura 3. Modelo en elementos finitos del STOH generado en ANSYS.

Se parte de la hipótesis de que todos los materiales componentes tienen un comportamiento de sólido elástico lineal. Esta aproximación obedece a los pequeños desplazamientos obtenidos en pruebas experimentales (Ferrazzinni, 2003; Gan et al., 2004), los cuales resultan menores a una micra. Adicionalmente en el modelo se considera que todos los materiales tienen un comportamiento isótropo. En la Tabla 1 se muestran los valores de las propiedades mecánicas de la membrana timpánica, cadena osicular, ligamentos y tendones que se usan en el modelo.

Tabla 1. Propiedades de los materiales que se usan en el modelo

Material	Densidad (Kg/m ³)	Módulo de Young (N/m ²)	Coefficiente de Poisson
Tímpano (pars tensa)	1200	1x10 ⁷ – 3.2x10 ⁷	0.3
Tímpano (pars flácida)	1200	1x10 ⁷	0.3
Martillo yunque y estribo	1900	1.41x10 ¹⁰	0.3
Ligamento superior del martillo	1200	4.9x10 ⁴	0.3
Ligamento lateral del martillo	1200	6.7x10 ⁴	0.3
Ligamento anterior del martillo	1200	2.1x10 ⁶	0.3
Ligamento posterior del yunque	1200	6.5x10 ⁵	0.3
Tendón del tensor del tímpano	1200	2.6x10 ⁶	0.3
Tendón estapedial	1200	2.0x10 ⁵	0.3

Tomados de: Chia et al. (2006); Fay et al. (2005); Sun et al. (2002); Weistenhöfer y Hudde (1999).

Las condiciones de contorno incluyen los ligamentos suspensorios y tendones de la cadena osicular, los cuales se unen en un extremo con los nodos coincidentes en la intersección de cada hueso y el otro extremo se fija para simular la unión con la cavidad timpánica. El ligamento anular del tímpano se modela como una aro 0.2 mm de ancho y 0.2 mm de espesor alrededor de la membrana timpánica (Sun et al., 2002), usando elementos triangulares shell de 6 nodos como se observa en la Figura 4(a). La densidad se tomó de 1200

kg/m^3 , módulo de Young de $6.0 \times 10^5 \text{ N/m}^2$ y una relación de Poisson de 0.3. Los nodos del borde externo del ligamento anular se fijan para simular la unión a la cavidad del oído medio.

El ligamento anular del estribo y la carga del fluido de la cóclea sobre la placa podal del estribo se modelan según la aproximación conseguida por Sun et al. (2002). El ligamento anular del estribo se simula usando 20 resortes uniformemente espaciados alrededor del borde externo de la placa podal, como se observa en la Figura 4(b). La constante de cada resorte se tomó de 9 N/m . Un extremo se une al nodo de intersección de la placa y el otro se fija.

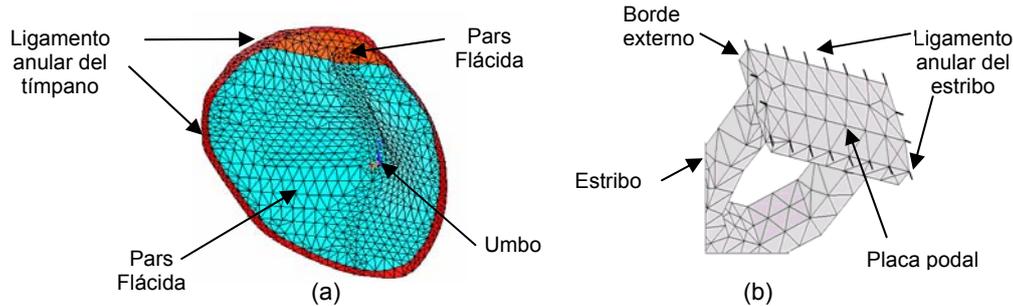


Figura 4. (a) Ligamento anular del tímpano y la membrana timpánica. (b) Ligamento anular del estribo.

La carga del fluido se supone de comportamiento viscoelástico usando 34 elementos resorte-amortiguador, colocados perpendicularmente al plano de la placa podal. La rigidez total se tomó de 60 N/m y un coeficiente de amortiguamiento igual a 0.054 N-s/m .

La ecuación que modela el comportamiento del STO es:

$$[M]\{\ddot{u}\} + [C]\{\dot{u}\} + [K]\{u\} = \{F\} \quad (1)$$

donde $[M]$, $[C]$ y $[K]$ son las matrices globales de masa, amortiguamiento y rigidez respectivamente. El vector $\{F\}$ es el vector de fuerzas nodales debidas a cargas exteriores. Los vectores $\{u\}$, $\{\dot{u}\}$ y $\{\ddot{u}\}$, están referidos al desplazamiento, velocidad y aceleración de los nodos del sistema.

El tipo de amortiguamiento a utilizar en esta investigación es de Rayleigh, que viene dado como una combinación lineal de las matrices de rigidez y de masa:

$$[C] = \alpha[M] + \beta[K] \quad (2)$$

α como 0 s^{-1} y el valor de β se considera dentro de un rango comprendido entre $2.5 \times 10^{-5} \text{ s}$ y $7.5 \times 10^{-5} \text{ s}$ para poder analizar su influencia en la respuesta del sistema.

3. RESULTADOS

La Figura 5 muestra el desplazamiento del umbo del modelo propuesto, comparado con los resultados experimentales de Gan et al., sobre el promedio tomado de diez cadáveres humanos. Los valores del módulo de Young de la pars tensa y el coeficiente de amortiguamiento β utilizados en la simulación son $2.0 \times 10^7 \text{ N/m}^2$ y $7.5 \times 10^{-5} \text{ s}$ respectivamente. El ajuste es lo suficientemente bueno como para dar por válido el modelo.

La Figura 6(a) muestra la amplitud de desplazamiento del umbo para diferentes valores del módulo de Young en la pars tensa del tímpano con un coeficiente β de $7.5 \times 10^{-5} \text{ s}$. Se puede observar como la variación en la rigidez de la membrana timpánica se refleja de manera directa en la posición del pico de máxima amplitud. La influencia del coeficiente β se muestra en la Figura 6(b), considerando un módulo de Young de la pars tensa del tímpano igual a $2.0 \times 10^7 \text{ N/m}^2$. En este caso su única influencia es en la amplificación de los valores máximos. Se puede decir que el valor utilizado en el resto del estudio es apropiado.

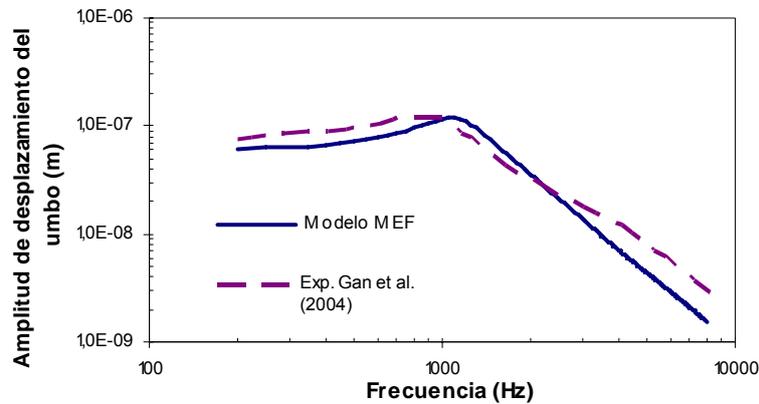


Figura 5. Amplitud de desplazamiento del umbo vs. frecuencia a un presión de sonido de 90 dB_{SPL}. La línea continua son los valores obtenidos del MEF y la línea a trazos los valores experimentales promedios de Gan et al. (2004).

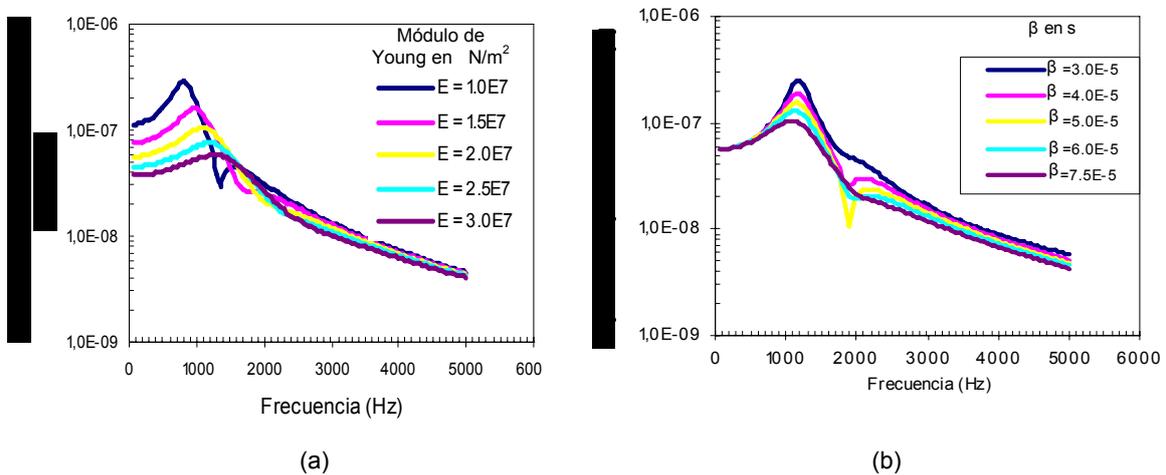


Figura 6. Amplitud de desplazamiento del umbo vs. frecuencia a 90 dB_{SPL} (a) para diferentes valores de módulo de Young de la pars tensa del tímpano. (b) para diferentes valores de coeficiente amortiguamiento β .

4. CONCLUSIONES

El desarrollo de esta investigación, permitió obtener el modelo numérico y la simulación del comportamiento dinámico del sistema tímpano oscilar humano (STOH).

La validación del modelo numérico usando el MEF se hizo considerando la amplitud de desplazamiento del umbo para una presión de sonido de 90 dB_{SPL} comparada con las respuestas experimentales de Gan et al. (2004) donde se pudo corroborar que los valores obtenidos se mantienen dentro del intervalo de la curva de referencia entre 100 y 8000 Hz.

Se generó un modelo geométrico de la membrana timpánica a partir de la superficie conseguida por Decramer et al. (1991), y el de la cadena oscilar tomando como referencia las vistas ortogonales de los huesecillos desarrollados por Weistenhofer y Hudde (1999).

Se comprobó la mayor influencia que ejerce la variación del módulo de Young de la pars tensa del tímpano en la respuesta del sistema, al modificar el desplazamiento del umbo en mayor medida para frecuencias entre 100 y 1750 Hz, comparada con el efecto que genera la variación del factor de amortiguamiento de Rayleigh (β).

5. REFERENCIAS

Chia, L., Peir, C., Wen, L., Jyh, C., Tien, L. Computer aided three-dimensional reconstruction and modeling of middle ear biomechanics by high-resolution computed tomography and finite element analysis. *Biomedical Engineering-Applications, Basis & Communications.*, Vol 18 no.5, pp. 214-221, 2006.

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.*, Vol 51 no.1, pp. 107-122, 1991.

Fay, J., Puria, S., Decraemer, W., Steele, C. Three approaches for estimating the elastic modulus of the tympanic membrane. *Journal of Biomechanics.*, Vol 38 no.9, pp. 1807-1815, 2005.

Ferrazzini, M. Virtual middle ear: dynamic mathematical model based on the finite element method. Phd Thesis at Swiss Federal Institute of Technology (ETH), Zurich, no 15294, 2003.

Gan, R., Fen, B., Sun, Q. Three-dimensional finite element modeling of human ear for sound transmission. *Annals of Biomedical Engineering.*, Vol. 32, no. 6, pp. 847–859, 2004.

Gan, R., Reeves, B., Wan, X. Modeling of sound transmission from ear canal to cochlea. *Annals of Biomedical Engineering.*, Vol. 35, No. 12, pp. 2180–2195, 2007.

Lesser, T., Williams, K. The tympanic membrane in cross section: a finite element analysis. *Journal of Laryngology and Otology.*, Vol 102 no.3, pp. 209-214, 1988.

Sun, Q., Gan, R., Chang, K., Dormer, K. Computer-integrated finite element modeling of human middle ear. *Biomechan Model Mechanobiol.*, Vol 1, pp 109– 122, 2002.

Wada, H., Metoki, T., Kobayashi T. Analysis of dynamic behavior of human middle ear using a finite element method. *Journal of the Acustical Society of America.*, Vol 92 no.6, pp. 3157-3168, 1992.

Weistenhöfer, C., Hudde, H. Determination of the Shape and Inertia Properties of the Human Auditory Ossicles. *Audiology & Neuro-Otology.*, Vol 4 no.3-4, pp. 192-196, 1999.