

ESTUDIO DE LA RESPUESTA DINÁMICA DE UNA AUDIOPRÓTESIS COCLEAR

PACS: 43.38.Fx

García-González, Antonio⁽¹⁾; González-Herrera, Antonio⁽¹⁾; López-García, Javier⁽²⁾; Urquiza, Rafael⁽³⁾;

(1)Departamento de Ingeniería Civil, de Materiales y Fabricación, Universidad de Málaga, 29013 Málaga, Spain, Teléfono 952 131 371. E-mail: agh@uma.es

(2)Departamento de Electrónica, E.T.S.I. Informática, Campus de Teatinos Universidad de Málaga, 29071 Málaga, Spain. Teléfono: 952 132 782. E-mail: javierlg@ctima.uma.es.

(3) Laboratorio de Otología Experimental, Institutos Universitarios de Investigación. Universidad de Málaga, Spain. E-mail: rurquiza@uma.es.

ABSTRACT

Design of a MEMS for a new audioprosthesis implantable in the oval window, formed by a passive membrane and a sandwich-like structure of one piezoelectric film between two electrode layers. In this paper a parametric study of different configurations is made in order to balance the static response (increased by the global flexibility of the vibratory device) and the dynamic (the first natural frequency drops). Numerical studies have been carried out by means of a finite element approach with different combinations of materials (piezoelectric and passive layer), the diameter of the passive membrane and the piezoelectric layer and the thicknesses of the different layers.

Keywords: MEMS, audioprosthesis, piezoelectric actuator.

RESUMEN

Diseño de un actuador MEMS, para una audioprótesis implantable en la cóclea, formado por una membrana pasiva y una estructura tipo sándwich con una lámina piezoeléctrica entre dos capas de electrodos. En este trabajo se realiza un estudio paramétrico de las diferentes configuraciones con el objetivo de encontrar una solución de compromiso entre la respuesta estática (mejora con la flexibilidad del actuador) y la dinámica (la primera frecuencia natural baja con la flexibilidad), se han realizado estudios numéricos mediante elementos finitos con diferentes combinaciones de materiales, diámetros y espesores de la membrana pasiva y de la lámina del piezoeléctrico.

Palabras Clave: MEMS, audioprótesis, actuador piezoeléctrico.

1.- Introducción

Entre la membrana timpánica y la cóclea existe una unión mecánica ósea denominada cadena osicular, cuya misión es adaptar los movimientos que producen las ondas sonoras sobre el tímpano, y transmitirlo al fluido de la cóclea. El estribo es el hueso que está en contacto con la cóclea a través de la ventana oval. A efectos prácticos, el movimiento del estribo se puede considerar como el de un pistón que actúa sobre los líquidos de la cóclea, el movimiento de estos líquidos excita a las células ciliadas de la cóclea enviando la información al cerebro. En muchas enfermedades auditivas hay que eliminar quirúrgicamente esta cadena osicular, y la única opción para reconstruir el proceso de

audición es el implante coclear. Normalmente dos tipos de implantes del oído medio se han investigado, electromagnéticos y piezoeléctricos [1-3]. En este artículo se describe un actuador piezoeléctrico como el primer paso para el desarrollo de la audioprótesis final, cuyo objetivo es sustituir el sistema tímpano-oscicular humano completo. El actuador se implantará en la ventana oval en contacto directo con el líquido de la cóclea, y transformará la energía eléctrica en vibraciones, los impulsos eléctricos serán emitidos por un audio-procesador.

2.- Necesidades y restricciones de diseño

Como se ha descrito con anterioridad el actuador debe simular el movimiento del estribo, para ello las fuerzas que debemos aplicar son muy pequeñas, por lo que el voltaje debe limitarse a 1 V. Estas fuerzas son las equivalentes a las que produce el estribo, que en el caso de una respuesta a una presión sonora de 80dB_{SPL} se corresponde a una presión aproximada de 1 dina/cm^2 para 1 kHz , con un movimiento de 0.3 nm [4]. Para un sonido elevado de $100\text{ dB}_{\text{SPL}}$ (cerca del umbral del dolor) el desplazamiento es menor a $1\mu\text{m}$, fijándose este parámetro como desplazamiento máximo de diseño. Las fuerzas para la estimulación mecánica del estribo están entre 0.16 y $16\mu\text{N}$, y la amplitud del movimiento entre 0.1 y 10 nm para un rango de frecuencias de 100 Hz a 7 kHz , suficiente para una audición humana inteligible. La otra restricción importante de diseño afecta al comportamiento dinámico del dispositivo. Para asegurar una respuesta lineal del actuador en el rango de audición humana, la primera frecuencia natural del dispositivo debería situarse por encima de los 20 kHz . Esta restricción se contrapone a la maximización del desplazamiento de la respuesta estática, por lo que debe tomarse una solución de compromiso en el diseño final.

3- Descripción del dispositivo

El diseño del actuador se hará con tecnología MEMS (micro electro mechanical system), técnicas de micro integración, adaptadas a la fabricación de micro máquinas. Estas reducen los costes de fabricación y posibilitan la creación de dispositivos pequeños y precisos para su inserción en el oído, con un gasto de energía muy bajo. En la Figura 1 se muestra el dispositivo. El componente principal es el material piezoeléctrico, se estudian dos opciones: PZT (Lead zirconate titanate $\text{PbZr}_x\text{Ti}_{1-x}\text{O}_3$), muy usado en actuadores por su buen comportamiento y facilidad para depositarse en finas capas sobre sustratos de silicio, creando membranas flexibles con alta eficiencia energética; y el Nitruro de Aluminio AlN .

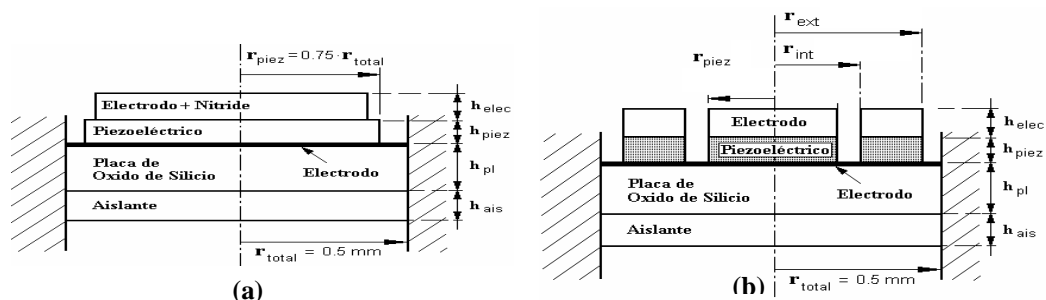


Figura 1. Esquema del dispositivo en configuración (a) EPS (b) EPC

Se han diseñado dos dispositivos MEMS utilizando la aplicación CoventorWare. Denominaremos Estructura Piezoeléctrica Simple (EPS) a la primera configuración y Estructura Piezoeléctrica Compleja a la segunda (EPC). La configuración EPS se dispone a modo de sándwich con una lámina activa de piezoeléctrico entre dos electrodos. Debajo del electrodo inferior, la placa de óxido de silicio debe permitir la movilidad manteniendo la integridad estructural del dispositivo, además del SiO_2 se han estudiado otros materiales como Titanio o Silicio. Cuando se aplica una diferencia de potencial entre los electrodos, la lámina de piezoeléctrico se deforma en la dirección axial. La configuración EPC está formada por dos estructuras tipo sándwich, una con forma de disco y otra de anillo que serán activadas con polaridades inversas para maximizar el desplazamiento. En ambos casos la estructura doble se

justifica por tres razones. La primera, poder usar un actuador para comprobar el funcionamiento del otro, actuando como sensor. La segunda es poder adaptar la potencia sonora a cada paciente. Y la tercera, disponer de un sistema redundante, que en caso de mal funcionamiento de uno, evite una nueva intervención.

El dimensionamiento del dispositivo es el objetivo principal de este trabajo. Se han realizado numerosos cálculos con diferentes configuraciones que están resumidas en la tabla 1. Otras dimensiones como el espesor de los electrodos también han sido analizados concluyendo que no son parámetros críticos.

Tabla 1. Dimensiones Geométricas.

	Radio Placa SiO ₂ r _{pl} (mm)	Radio Piezoelectrico r _{piez} /r _{pl} (%)	Espesor Placa h _{pl} (μm)	Espesor Piezoelectrico h _{piez} (μm)	Radio int y ext del anillo (sólo CPS, %)
Rango	0.3 - 0.8	40 - 90	1 - 20	0.5 - 4	
EPS	0.5	75	2-4	1	
EPC	0.5	60	2-4	1	65 - 100

En los actuadores, las láminas de PZT tienen mejores propiedades electromecánicas que el Óxido de Zinc (ZnO) o Nitruro de Aluminio (AlN). Se obtienen mayores desplazamientos con igual voltaje de excitación. En este trabajo también se ha estudiado el AlN por su buen comportamiento como sensor así como su buena respuesta dinámica con altas frecuencias naturales. La tabla 2 muestra propiedades de los dos materiales piezoeléctricos.

Tabla 2. Propiedades de materiales piezoeléctricos.

Propiedad	PZT	AlN
Modulo deYoung, E (GPa)	7860	300
Coficiente de Poisson,	0.3	0.35
Densidad (Kg/m ³)	7800	3260
Coficiente Transversal de Carga d ₃₁ (10 ⁻¹² m/V)	-274	-3
Coficiente Longitudinal de Carga, d ₃₃ (10 ⁻¹² m/V)	593	6.3

4.- Modelo de Elementos Finitos (MEF)

El análisis numérico del problema se ha realizado por medio de un Análisis de Elementos Finitos. Se ha utilizado el programa comercial ANSYS FE. Se han realizado Varios cálculos con dos tipos de modelos: un modelo bidimensional simplificado con condiciones de simetría axial y otro tridimensional completo para validar al primer modelo y considerar aspectos que no tengan simetría axial como es el caso de algunos modos de vibración.

El **modelo bidimensional** corresponde a un corte radial de la sección circular de la placa que se ha mallado con elementos sólidos bidimensionales (elementos isoparametricos de cuatro nodos) con capacidad de simetría axial. En la fig. 2, se muestran dos modelos, uno para la configuración EPS (Fig. 2a) y la otra correspondiente a la EPC (Fig. 2b). La importancia de estos modelos es que ofrece la posibilidad de obtener una gran cantidad de información con una serie de cálculos relativamente rápidos.

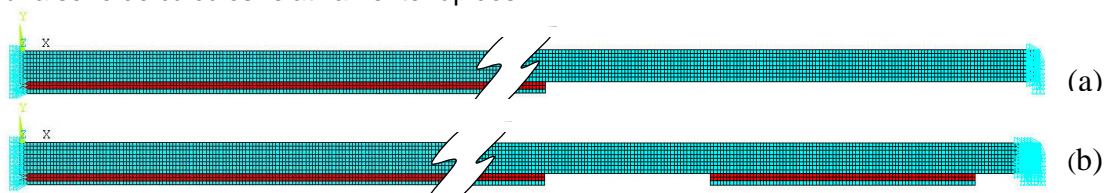


Figura 2.- Modelo de elementos finitos bidimensional (a) EPS (b) EPC

El **modelo tridimensional** (Fig. 3) es un modelo sólido de toda la placa y de la capa de piezoeléctrico. No se han incluido las capas (como electrodos) que presentan una influencia

irrelevante. Como se puede observar en la fig. 3, un gran esfuerzo numérico es necesario, con una malla más fina y una mayor precisión. Este enfoque sólo se justifica con el fin de obtener la forma y las frecuencias naturales de los modos no simétricos.

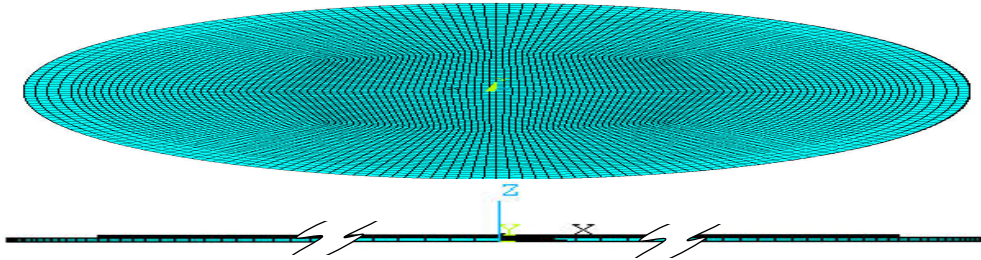


Figura 3.- Modelo de elementos finitos tridimensional. Configuración EPS

5.- Análisis Estático

En la primera simulación estática los cálculos fueron realizados con el fin de evaluar el desplazamiento de cada configuración con una señal de entrada de 1 V. El espesor de la película piezoeléctrico (h_{piez}) y la placa circular (h_{pl}) son parámetros críticos, cuanto mayor es el espesor de la membrana, mayor rigidez tendrá el sistema. El parámetro evaluado ha sido el máximo desplazamiento transversal (u_{max}) de la membrana en su punto central para las dos configuraciones EPS y EPC. El valor máximo de este parámetro se ha fijado en $1\mu m$. En la configuración EPS el parámetro principal a determinar es el r_{piez} / r_{pl} óptimo. En la Fig. 4a se muestran los resultados obtenidos con cuatro configuraciones diferentes con PZT. En la Fig. 4b se repiten los cálculos usando como piezoeléctrico el Nitruro de Aluminio (AlN). Aunque el desplazamiento es más bajo en el último caso, la tendencia general es la misma y está en conformidad con los estudios teóricos anteriores [5,6]. Hay una banda con valores máximos que van del 65% al 80% y este punto depende de la particular combinación de capas de espesor y debe evaluar en cada caso particular.

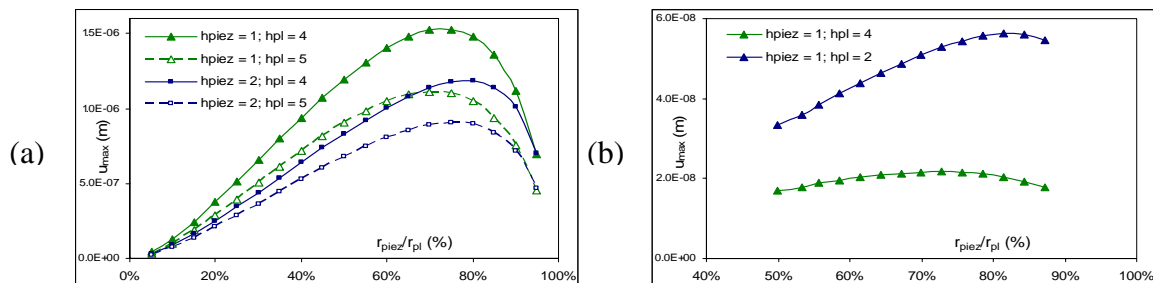


Figura 4. Configuración EPS ($r_{pl} = 0.5$ mm), análisis estáticos, u_{max} en función de r_{piez} (a) 2D MEF (PZT, placa de SiO_2) (b) 3D MEF (AlN, placa de Si)

El mismo análisis se hizo en la configuración de EPC con dos parámetros más para evaluar, los radios interior y del exterior del anillo [7].

6.- Análisis Dinámico

El análisis dinámico de este dispositivo se hizo con el fin de determinar sus propiedades modales, con el fin de evitar que las frecuencias de resonancia del dispositivo se sitúen dentro del rango de la audición humana, y así garantizar un correcto funcionamiento. El análisis modal se hizo con los modelos de EF. En la fig. 5 se muestran los resultados correspondientes a un modelo 2D y en la fig. 6 para el modelo 3D, en ambos casos se utilizó el mismo material y configuración geométrica (AlN, placa de silicio, $r_{pl}=0,5mm$, $r_{piez}/r_{pl}=80\%$, $h_{piez}=1\mu m$, $h_{pl}=2\mu m$, configuración EPS). Resaltar de estos resultados la presencia de dos nuevos modos (a 94,4 y 163,5 kHz) en el modelo 3D a menor frecuencia que el segundo modo del modelo 2D (178,6 kHz). Esta es la razón principal para utilizar el modelo 3D. Como la primera frecuencia natural

es la limitación de la condición en el proceso de diseño, el modelo en 2D puede considerarse como el más apropiado. Es más rápido para calcular incluso con un menor tamaño de malla.

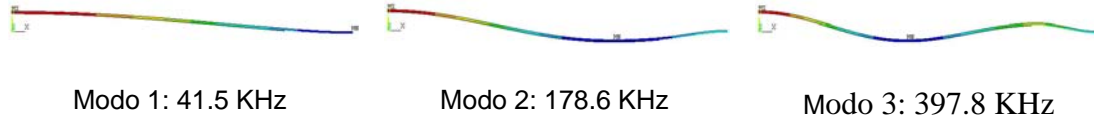


Figura 5. Deformación de los modos. 2D MEF

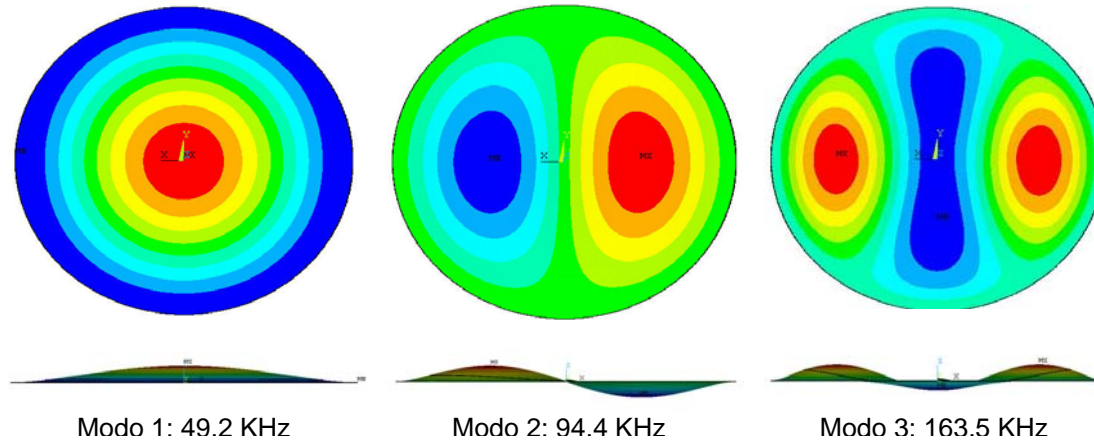


Figura 6. Deformación de los modos. 3D MEF

La cuestión fundamental es evaluar la dependencia de la primera frecuencia natural respecto de los diferentes parámetros de diseño (materiales, r_{pl} , r_{piez} , h_{pl} , h_{piez} , r_{int} ...). Se han realizado varias series de cálculos con el modelo 2D para evaluar esta influencia. En términos generales, se comprobó que el efecto en el caso estático es contrario al observado en el dinámico. Cuando la rigidez global del sistema aumenta la frecuencia natural también aumenta, pero el desplazamiento máximo se reduce.

Esta situación se puede observar en la fig. 7, se presentan los resultados correspondientes a una placa de titanio con PZT como material piezoeléctrico ($r_{pl}=0,5$ mm, $r_{piez}/r_{pl}= 75\%$, $h_{piez}=1$ μ m, configuración EPS). Se evalúa el espesor de la placa de titanio (ejes horizontales, h_{pl}). En cuanto a la respuesta estática (fig. 7) se puede ver que con un h_{pl} por encima de 4 μ m, el desplazamiento máximo obtenido es inferior a la condición de diseño de $u_{max}=1\mu$ m. No obstante, teniendo en cuenta la respuesta dinámica (figura 8b) y la frecuencia mínima admisible (con la condición conservadora de 40 KHz, el doble del límite máximo del rango de la audición humana, 20 KHz), el valor de h_{pl} debe estar por encima de este límite (4 μ m).

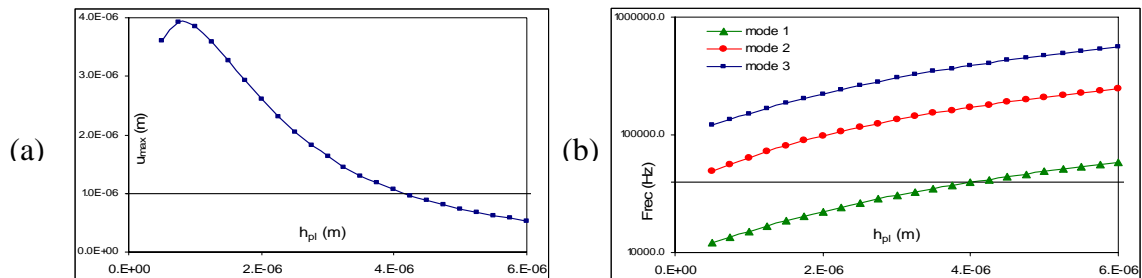


Figura 7. Placa de Titanio, PZT.(a) Respuesta estática (b) Frecuencias naturales

Un análisis similar puede hacerse si se evalúa la relación r_{piez}/r_{pl} (Fig. 8). En este caso, se estudia un dispositivo con AIN como material piezoeléctrico y una placa de silicio. Se representan gráficamente los resultados correspondientes al modelo 3D, la influencia es menor, pero también se puede observar la oposición a la tendencia que se muestra en la fig. 4b para el desplazamiento máximo en el mismo rango de valores.

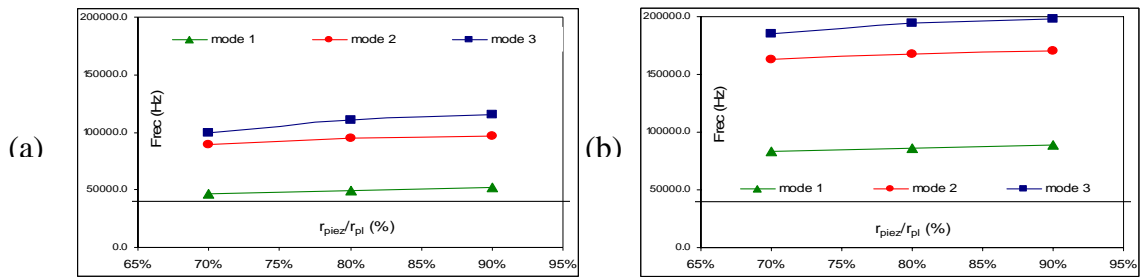


Figura 8. Frecuencias naturales configuración EPS, AIN, placa de Si, $r_{pl} = 0.5 \text{ mm}$, $r_{piez}/r_{pl} = 80 \%$, $h_{piez} = 1 \mu m$, (a) $h_{pi} = 2 \mu m$ and (b) $h_{pi} = 4 \mu m$

En la figura 9 se muestran los resultados obtenidos con un modelo 2D para una configuración doble variando el r_{piez} del disco y el r_{int} del anillo, fijando el r_{ext} del anillo a $0.985r_{pl}$. Se observa que cuanto menor es el anillo (mayor r_{int}/r_{pl} , menor rigidez) menor es la primera frecuencia natural. Para un mismo r_{int} , un aumento del disco (r_{piez}/r_{pl}), supondría una mayor rigidez, sin embargo se ve compensada por el aporte de masa por lo que la tendencia inicial es una disminución de la primera frecuencia natural. Este efecto es más claro en la membrana más gruesa (Fig.9b). Después (Fig 9a), la mayor rigidez domina y vuelve a subir la primera frecuencia natural.

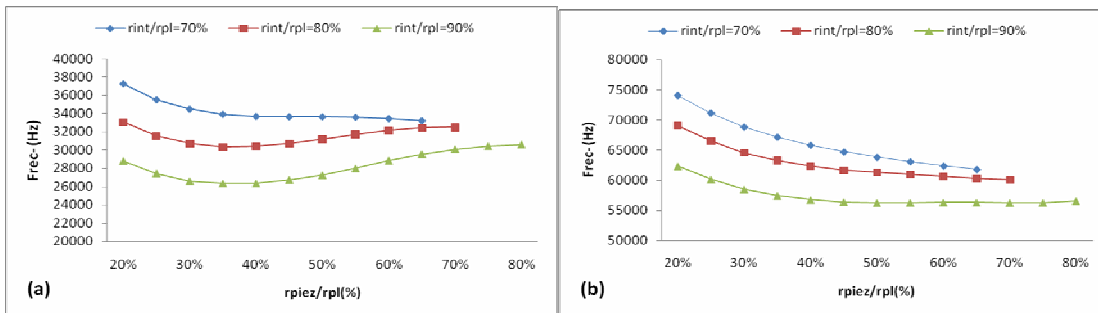


Figura 9. Primera Frecuencia natural, configuración EPC, AIN, placa de Si, $r_{pl} = 0.5 \text{ mm}$, $h_{piez} = 1 \mu m$, (a) $h_{pi} = 2 \mu m$ and (b) $h_{pi} = 4 \mu m$

7.- Conclusiones

En este documento se han descrito los principales aspectos del diseño de una nueva audioprótesis implantable. La influencia de cada parámetro de diseño se ha hecho mediante una amplia serie de cálculos realizados con un enfoque de Elementos Finitos.

Se ha establecido que la influencia de algunos parámetros es contraria en la respuesta estática y en la dinámica. Este tipo de análisis numérico es muy útil para ayudar a encontrar el punto de equilibrio en el diseño entre estas dos exigencias.

REFERENCIAS

- [1] A.J. Maniglia and D.W. Proops, Implantable electronic otologic devices: State of the art, *Otolaryngol. Clin. North Am.*, 34, 2, (2001), 1–220.
- [2] W. Ko, W. Zhu, and A. Maniglia, Engineering principles of mechanical stimulation of the middle ear, *Otolaryngol. Clin. North Am.*, 28, 1, (1995), 29–41.
- [3] R. Urquiza, J. López, A. Gonzalez-Herrera, V. Povedano and M. Ciges, Tympanicossicular prostheses and MEMS technology: whats and whys, *Acta Otolaryngologica*, in press. DOI: 10.1080/00016480802579033
- [4] P. Ferris, P.J. Prendergast, *Journal of Biomechanics*, 33, (2000), 581-590.
- [5] S. Li, S. Chen, Analytical analysis of a circular PZT actuator for valveless micropumps, *Sensor and Actuators A*, 104, (2003), 151-161.
- [6] C. Mo, R. Wright, W.S. Slaughter, W.W. Clark, Behaviour of a unimorph circular piezoelectric actuator, *Smart Mater. Struct.*, 15, (2006), 1094-1102.

- [7] J. López-García, D. Camas Peña, A. González-Herrera, R. Urquiza, Análisis del comportamiento mecánico óptimo de dos configuraciones de audioprótesis cocleares, *XVII Congreso Nacional de Ingeniería Mecánica*. (2008), 1015-1021.