



Optimización de la función de transferencia de emisión en transductores de terapia diseñados con piezocompuestos de estructura 2-2 mediante ajuste de la fracción volumétrica

Orlando Rodríguez,*
J. Enrique Chong-Quero,**
L. Leija,*** A. Vera,***
J. Antonio Otero,* Reinaldo
Rodríguez-Ramos,****
Julián Bravo-Castillero****

* Instituto de Cibernética, Matemáticas y Física, La Habana, Cuba.

** Departamento de Ingeniería Eléctrica y Electrónica, Tecnológico de Monterrey, Estado de México, México.

*** Departamento de Ingeniería Eléctrica, Sección de Bioelectrónica, Centro de Investigación y de Estudios Avanzados del Instituto Politécnico Nacional, México D.F., México.

**** Facultad de Matemáticas y Computación, Universidad de La Habana, La Habana, Cuba.

Correspondencia:
Orlando R. Rodríguez Rúa
Calle 15 Núm. 551 e/ C y D, 10400. La Habana, Cuba. Teléfono: (537) 8320771 / Fax: (537) 333373.
E-mail: reyrua@icmf.inf.cu

Artículo recibido: 17/febrero/2006
Artículo aceptado: 31/mayo/2006

RESUMEN

El diseño del transductor de ultrasonidos para las aplicaciones de terapia se realiza generalmente con el propósito de maximizar su respuesta al estímulo eléctrico. Sin embargo, los corrimientos introducidos por la dispersión y los efectos de temperatura en los parámetros de los elementos que conforman al sistema generador de ondas ultrasónicas, deben ser considerados. Con tal propósito diferentes aproximaciones han sido sugeridas en la literatura. Entre éstas se encuentra el uso de materiales piezocompuestos de bajas pérdidas para la fabricación del transductor. De tal forma, se logra aumentar el ancho de banda de la función de transferencia de emisión (FTE), trayendo como resultado una mayor tolerancia a los mencionados corrimientos. Adicionalmente, se logra un campo de radiación más uniforme lo cual es fundamental en muchas aplicaciones de terapia. Este trabajo presenta una nueva aproximación sobre la optimización de la FTE de transductores de terapia, donde se emplea como elemento activo materiales piezocompuestos de estructura 2-2. El estudio relaciona las características homogeneizadas del piezocompuesto en función de su fracción volumétrica, con la etapa de estimulación eléctrica mediante su impedancia interna R_g . Los resultados obtenidos sugieren una relación inversamente proporcional de la fracción volumétrica óptima del piezocompuesto y la impedancia R_g , para un máximo de la FTE.

Palabras clave:

Ultrasonido, transductor, terapia, materiales piezocompuestos.

ABSTRACT

The design of ultrasound transducer for therapy applications is generally made with the purpose of maximizing its response to the electric stimulation. However, the drifts introduced by the dispersion and the temperature effects in the parameters of the elements that conform the generating system of ultrasonic waves, should be considered. With this purpose different approaches have been suggested in the literature. Among them is the use of piezocomposite materials of low losses for the fabrication of the transducer. In this way it is possible to increase the bandwidth of the transmission transfer func-

tion (TTF) of the transducer, resulting in a wider tolerance to the mentioned drifts. Additionally, a more uniform ultrasound radiation field is achieved which is fundamental in many therapy applications. This work presents a new approach for the optimization of the TTF of therapy transducers, where the active material is a piezocomposite of 2-2 structure. The study considers the homogenized characteristics of the transducer in function of its volumetric fraction and the interrelation of these parameters with the electric stimulation output stage by means of its internal impedance R_g . The obtained results suggest a relationship inversely proportional of the optimal volumetric fraction of the piezocomposite and the impedance R_g , for a maximum of the TTF.

Key Words:

Ultrasound, Transducer, Therapy, Piezocomposite materials.

INTRODUCCIÓN

En la actualidad existe una gran cantidad de especialidades en la medicina en las cuales se emplea el ultrasonido como un agente terapéutico¹⁻⁴. Una de ellas es ortopedia y traumatología donde este tipo especial de energía es usada para la estimulación de la reparación del tejido óseo⁵⁻⁸. En esta aplicación, la intensidad del ultrasonido típicamente se encuentra entre 30 y 50 mW/cm²⁵⁻⁸.

En el otro extremo del rango de intensidades empleadas se sitúan las aplicaciones de hipertermia, donde los niveles de energía ultrasónica pueden llegar a los 4,000 W/cm² para producir entre otros efectos, la ablación del tejido³.

En la mayoría de las aplicaciones médicas de terapia usualmente se emplea como elemento activo para la generación de las ondas ultrasónicas, cerámicas piezoeléctricas del tipo PZT-4⁹.

Sin embargo, una tolerancia menor de un 7% en la frecuencia de resonancia en espesor para las cerámicas que comercialmente se ofertan, es comúnmente muy costosa de poder obtener. Debe tenerse en cuenta que si la frecuencia de operación del equipo es fija, una variación de la frecuencia de resonancia de la cerámica de un 5%, puede disminuir a la mitad aproximadamente la función de transferencia de emisión (FTE), pudiendo afectar además otros parámetros de operación de gran importancia como es la eficiencia de conversión de energía eléctrica a ultrasónica. Esto es debido al gran desbalance entre la impedancia acústica de estos materiales ($z_c = 33 \text{ MRayl}$) y el cuerpo humano ($z_l = 1,5 \text{ MRayl}$), por lo que la Q_m del sistema de transducción es más bien alta, trayendo como consecuencia un ancho de banda estrecho en la FTE⁹.

Además, la frecuencia operativa para estas cerámicas varía un 5% aproximadamente, para una variación de la temperatura de 100°C¹⁰.

Teniendo en cuenta estos factores, han sido propuestas en la literatura varias aproximaciones para mejorar el desempeño del transductor de ultrasonidos^{9,11}.

No obstante, la combinación de un elevado coeficiente de acoplamiento electromecánico y una impedancia acústica relativa baja en el material empleado como elemento activo que permita un gran ancho de banda, es difícil de obtener en los materiales de una sola fase.

Adicionalmente, en los transductores de arreglos faseados el acoplamiento entre modos laterales y el modo espesor cuando se emplean materiales de una sola fase, frecuentemente provoca efectos de "cross-talk" significativos entre los distintos elementos, lo que conlleva no sólo a pérdidas de energía, sino también, a dificultar el enfoque del haz ultrasónico cuando se pretende impactar un volumen pequeño¹².

De igual forma, el mencionado acoplamiento puede hacer que las magnitudes fase y módulo de la impedancia eléctrica del transductor en función de la frecuencia, puedan tener variaciones abruptas entre las frecuencias de resonancia y de antirresonancia en el modo espesor del resonador¹³. Las variaciones de estos parámetros con la carga acústica son usadas para medir la eficiencia del contacto acústico entre el transductor y el medio externo. La medición del contacto acústico es de suma importancia en terapia, para poder garantizar una dosis precisa al paciente¹⁴. Estas variaciones abruptas de las magnitudes fase y módulo de la impedancia eléctrica con la frecuencia pueden dificultar

considerablemente la implementación del mencionado método.

Teniendo en cuenta estos factores, una alternativa puede ser el empleo de materiales piezocompuestos.

Entre las ventajas de estos materiales están sus elevados coeficientes de acoplamiento electromecánico, así como una baja impedancia acústica, lo cual facilita la transferencia de energía al medio externo disminuyendo la Q_m del sistema. Esto implica que sea posible aumentar el ancho de banda del espectro de la FTE, disminuyendo como consecuencia el impacto de los corrimientos introducidos en el sistema de generación de ondas ultrasónicas debido a la dispersión y a los efectos de temperatura en los elementos que lo conforman¹⁵.

De igual forma, los transductores construidos con materiales piezocompuestos tienen un modo de oscilación en espesor más limpio, con menor interferencia con modos laterales, disminuyendo por lo tanto los efectos de "cross-talk" y las variaciones abruptas de la fase y el módulo de la impedancia eléctrica en las condiciones antes especificadas¹².

Por lo tanto, es cada vez más frecuente en la literatura las propuestas del empleo de materiales piezocompuestos para la implementación de transductores de terapia, entre otros usos¹⁵⁻¹⁸.

Sin embargo, las pérdidas intrínsecas en estos materiales son normalmente mayores que en los piezoeléctricos de una sola fase. No obstante, la eficiencia de conversión de energía eléctrica a mecánica puede ser superior en sistemas de generación de ultrasonidos que empleen materiales piezocompuestos en transductores de arreglos faseados¹³.

Cuando se trabaja en modo continuo de operación (CW) y es empleado el método de medición de la fase de la impedancia eléctrica del transductor para detectar el contacto acústico con la carga externa, las pérdidas en los sistemas de transducción diseñados con materiales piezocompuestos pueden ser menores que en aquellos que empleen piezoeléctricos de una sola fase. Esto se puede lograr por un mejor acoplamiento eléctrico entre el transductor y la etapa de estimulación eléctrica para valores de su impedancia interna cercanos al valor estándar de 50Ω ¹⁵.

Por otra parte, con el empleo de materiales piezocompuestos es posible obtener un menor índice de no-uniformidad (BNR) en el campo de radiación emitido por el transductor¹³. Esto es realmente fundamental en las aplicaciones de terapia

donde es necesario garantizar una uniformidad en la intensidad del ultrasonido que es suministrada al paciente, como lo es la estimulación de la reparación ósea.

Una característica de los materiales piezocompuestos que puede ser planteada como un factor desfavorable, es su relativa poca capacidad para manejar altas potencias de salida de energía mecánica. Sin embargo, recientes estudios demuestran la posibilidad de manejar intensidades tan altas como 15 W/cm^2 por tiempos prolongados en CW, sin afectación estructural de estos materiales¹².

De cualquier forma, estas intensidades de energía ultrasónica están bien por encima de muchas de las intensidades empleadas en diversas aplicaciones de terapia por ultrasonidos, como lo es la estimulación de curación de fracturas óseas⁶. Por lo tanto el empleo de materiales piezocompuestos puede resultar muy ventajoso en muchas de las aplicaciones de terapia, así como en otras médicas y en la industria.

Como es conocido, uno de los parámetros de mayor incidencia en las características de un material piezocompuesto (y por lo tanto en el transductor de ultrasonidos fabricado mediante su empleo) es el de su fracción volumétrica (FV). Este parámetro es definido como la fracción del volumen de material piezocerámico en relación al volumen del material inerte, constituido generalmente por un epóxico.

No obstante en el diseño del transductor de ultrasonidos con el empleo de materiales piezocompuestos una interrogante fundamental a responder es qué valor de la FV emplear para un transductor optimizado en cuanto a su respuesta al estímulo eléctrico, no solamente teniendo en cuenta las características intrínsecas del transductor mismo, sino además, las del sistema completo de generación de ondas ultrasónicas.

El presente trabajo realiza un estudio del espectro de frecuencia del $|FTE|$, frente a variaciones en la FV para piezocompuestos de estructura 2-2, donde se tiene en cuenta además la impedancia interna de la etapa de estimulación eléctrica, con vistas a optimizar el $|FTE|$.

CONSIDERACIONES TEÓRICAS

La FTE, puede ser definida como

$$FTE = F_L / V_3 \quad (1)$$

donde F_L es la fuerza en la carga acústica externa y V_3 es el voltaje a.c. aplicado al transductor⁹.

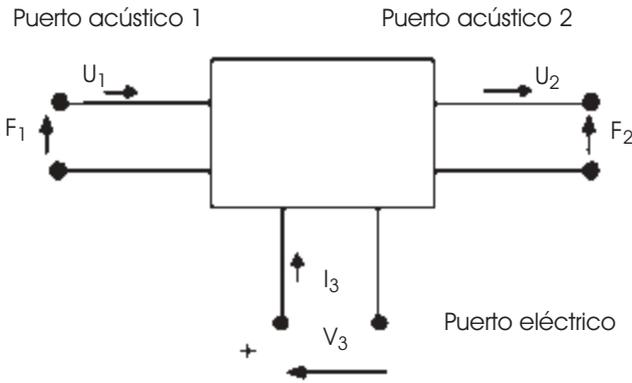


Figura 1. El transductor piezoeléctrico como una red de tres puertos.

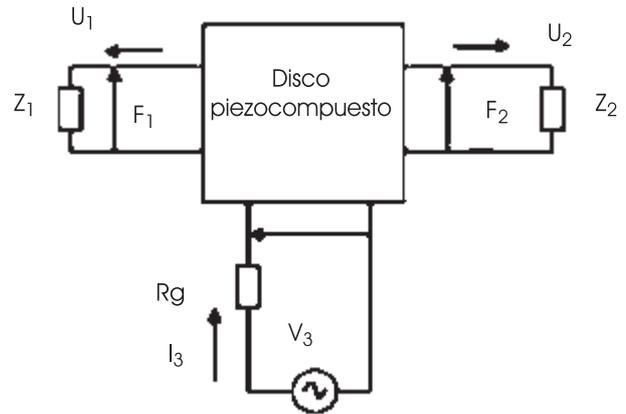


Figura 2. Sistema de transducción.

Cuadro 1. Valores de los parámetros mecánicos de los materiales que componen al piezocompuesto.

Material	C_{11} 10^{10} N/m ²	C_{12} 10^{10} N/m ²	C_{13} 10^{10} N/m ²	C_{33} 10^{10} N/m ²	C_{44} 10^{10} N/m ²	ρ 10^3 kg/m ³	U m/s
Piezocerámica PZT-4	13.9	7.78	7.43	11.5	2.56	7.5	4,600 ¹
Material epóxico	0.54	0.29	0.29	0.54	0.128	1.17	2,160

Nota: ¹ Velocidad longitudinal en el material a D constante.

Cuadro 2. Valores de los parámetros piezoeléctricos y dieléctricos de los materiales que componen al piezocompuesto.

Material	e_{31} 10^{10} N/m ²	e_{33} 10^{10} N/m ²	e_{15} 10^{10} N/m ²	ϵ_{11}/ϵ_0	ϵ_{22}/ϵ_0	ϵ_{33}/ϵ_0
Piezocerámica PZT-4	-5.2	15.1	12.7	730	730	635
Material epóxico	0	0	0	7	7	7

En este estudio el transductor piezoeléctrico es interpretado como una red de tres puertos, dos mecánicos y uno eléctrico (Figura 1).

U_1 , U_L , F_1 y F_L representan las velocidades y fuerzas en ambas caras externas del transductor. V_3 e I_3 se corresponden con el estímulo eléctrico aplicado al mismo.

Considerando al transductor posteriormente cargado y definiendo a

$$Z_1 = \frac{F_1}{U_1} \quad (2)$$

como la impedancia acústica acoplada a la cara posterior de éste, el comportamiento de un disco piezoeléctrico puede ser descrito en el dominio de las frecuencias mediante el sistema de ecuaciones dado por

$$\begin{bmatrix} V_3 \\ I_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{1}{h_{33} C_0} & \frac{h_{33}}{j\omega} \\ \frac{j\omega}{h_{33}} & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos^{-a} t_p & j \frac{Z_1}{Z_p} \sin^{-a} t_p \\ \cos^{-a} t_p & j \frac{Z_1}{Z_p} \sin^{-a} t_p \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 \\ 1 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \frac{1}{h_{33} C_0} & \frac{h_{33}}{j\omega} \\ \frac{j\omega}{h_{33}} & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos^{-a} t_p & j \frac{Z_1}{Z_p} \sin^{-a} t_p \\ \cos^{-a} t_p & j \frac{Z_1}{Z_p} \sin^{-a} t_p \end{bmatrix} \begin{bmatrix} F_1 \\ F_2 \end{bmatrix}$$

donde $\frac{1}{h_{33} C_0}$ es la constante de propagación y u_l^D la velocidad de propagación de la onda ultrasónica en el medio piezoeléctrico en modo espesor a D constante, $\omega = 2\pi f$ es la frecuencia angu-

lar, t_p es el espesor del disco, z_1 y z_p se corresponden con las impedancias acústicas específicas del medio externo acoplado a la cara posterior del transductor y del elemento piezoeléctrico respectivamente, h_{33} es la constante piezoeléctrica que relaciona campo eléctrico/deformación a D constante, o esfuerzo/densidad de carga a deformación constante, C_0 es la capacidad "clamped" del elemento (9).

No obstante, el modelo unidimensional anterior presupone un elemento piezoeléctrico homogéneo. Los parámetros mecánicos, dieléctricos y piezoeléctricos homogeneizados para el material piezocompuesto, fueron obtenidos a partir de los parámetros de las dos fases que conforman al elemento compuesto, empleando el sistema de ecuaciones dado por Bravo-Castillero et al.¹⁹ para una estructura 2-2.

SIMULACIONES

El transductor estudiado fue calculado para una frecuencia de trabajo de alrededor de 1 MHz, con un diámetro de 25 mm. Los valores de los parámetros relativos a los materiales piezoeléctrico y epóxico para la conformación del piezocompuesto son relacionados en los Cuadros 1 y 2.

En la Figura 2 se representa el sistema transducción, donde se muestra la fuente de estimulación eléctrica V_3 con una impedancia interna equivalente R_g .

Según el procedimiento descrito en (9) del sistema de ecuaciones (3) se puede obtener una expresión para el $|FTE|$ en el dominio de las frecuencias para el sistema de transducción representado en la Figura 3.

Si en esta expresión hacemos depender los parámetros piezoeléctricos, dieléctricos y mecánicos del material activo, que en nuestro caso es un piezocompuesto y por lo tanto de la FV, se puede obtener el espectro de frecuencia del $|FTE|$ en dependencia de este parámetro del piezocompuesto. Para el mencionado procedimiento es necesario hacer depender la expresión obtenida en (9) de las relaciones dadas por (19).

El programa para la implementación de las simulaciones en el cual se tiene en cuenta lo expresado anteriormente, fue escrito utilizando el Sistema de Cálculo Simbólico Maple (V). Fue empleada una computadora personal compatible Pentium IV para las corridas del "software" con tiempos de ejecución de sólo algunos segundos.

Podría resultar interesante apuntar que aunque los modelos equivalentes de Mason, KLM y Redwo-

od²⁰⁻²³ son potentes herramientas de análisis y simulación para el estudio de transductores piezoeléctricos, en nuestro caso no resultan útiles. En la implementación los mismos se presupone un material piezoeléctrico cuyas características internas son constantes en el proceso de simulación. No obstante en nuestro trabajo, los parámetros que caracterizan al elemento piezocompuesto están en función de su fracción volumétrica, la cual es una variable del sistema. Es por esta razón, que el empleo de estos circuitos equivalentes no resultan factibles de emplear en nuestros análisis.

Para una mayor generalización fueron empleados los siguientes valores para R_g : 0, 10, 20 y 50 Ohm.

En las Figuras 3-6 se observa una representación del espectro del $|FTE|$ para los mencionados valores de R_g del sistema de transducción estudiado, emitiendo en una carga externa de agua de longitud infinita.

Es necesario señalar que el valor máximo del $|FTE|$ para el diseño clásico del transductor de terapia no depende de la capa empleada para proteger al material activo del medio externo como es conocido⁹, por lo que este elemento no fue considerado en el presente estudio.

DISCUSIÓN

Como puede verse en las Figuras 3-6, existe una fuerte dependencia del espectro de frecuencia del $|FTE|$ con respecto a la FV. Además, esta dependencia está marcadamente relacionada con los valores de R_g . Esto pone de manifiesto otra de las ventajas de los materiales piezocompuestos, el poder realizar diseños flexibles en dependencia del sistema de que se trate, en este caso, la impedancia interna de la etapa de estimulación eléctrica.

Para valores muy pequeños de R_g la mejor respuesta al estímulo eléctrico se obtiene para una FV cercana a 0.9. En este caso el empleo de materiales piezocompuestos puede resultar controversial y su uso debe ser analizado en función del resto de las ventajas que son sugeridas en este trabajo para estos materiales, y no teniendo en cuenta la respuesta al estímulo eléctrico. Debe realizarse una valoración costo/desempeño en relación a un elemento piezocerámico uniforme. Además la ventaja introducida por el empleo del material piezocompuesto en esta proporción no redundará en un notable mayor ancho de banda dada la alta proporción de material piezocerámico en el compuesto, y por lo tanto una alta impedancia acústica también del transductor.

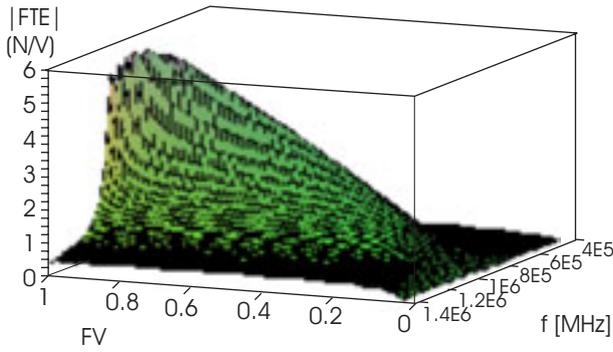


Figura 3. Módulo de la función de transferencia en emisión. $R_g = 0 \Omega$

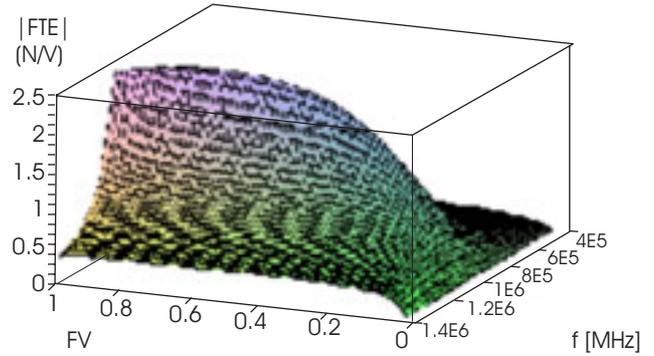


Figura 5. Módulo de la función de transferencia en emisión 20. $R_g = 20 \Omega$

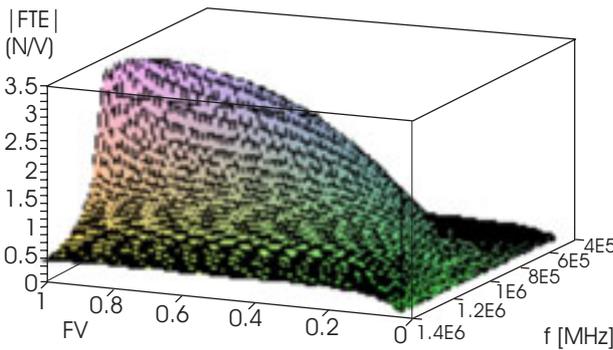


Figura 4. Módulo de la función de transferencia en emisión. $R_g = 10 \Omega$

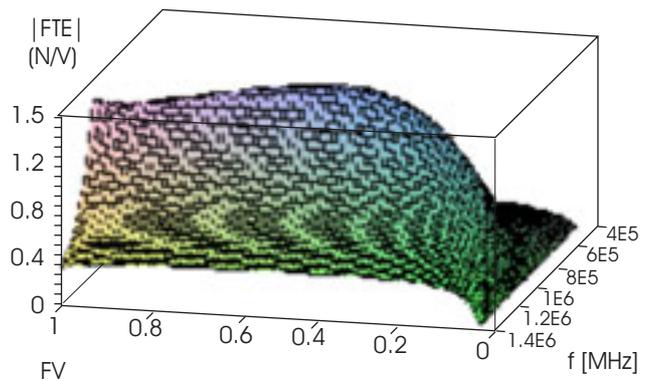


Figura 6. Módulo de la función de transferencia en emisión. $R_g = 50 \Omega$

No obstante, también debe considerarse la factibilidad de poder obtener valores para R_g cercanos a los 0Ω .

A partir de valores para R_g de alrededor de los 10Ω , el empleo de estos novedosos materiales puede ser una propuesta ventajosa teniendo en cuenta las ventajas ya señaladas anteriormente y la respuesta al estímulo eléctrico que es posible obtener.

Para valores de R_g de 10Ω o superior se obtienen valores muy aceptables del $|FTE|$ pudiendo inclusive ser superiores a los que se obtendrían con un elemento uniforme de una sola fase ($FV = 1$).

Para el valor estándar de $R_g = 50 \text{ Ohm}$, el valor óptimo para la FV es 0.4 obteniéndose una clara mejor respuesta al estímulo eléctrico que para un elemento uniforme. De esta forma es posible bajar considerablemente la impedancia acústica del transductor y por lo tanto aumentar su ancho de banda notablemente¹⁵.

En el Cuadro 3 se relacionan los valores óptimos de la FV , así como los correspondientes valores máximos del $|FTE|$ para los distintos valores de R_g estudiados.

Cuadro 3. Valores sugeridos de la fracción volumétrica para maximizar el $|FTE|$.

	VF	$ FTE $ (N/V)
$R_g 0 =$	0.9	5.9
$R_g 10 =$	0.8	3.44
$R_g 20 =$	0.7	2.5
$R_g 50 =$	0.4	1.6

Los resultados obtenidos sugieren una relación inversamente proporcional entre una fracción volumétrica óptima y la impedancia R_g para el transductor analizado.

CONCLUSIONES

El empleo de materiales piezocompuestos puede ser una alternativa provechosa para la fabricación

de transductores de ultrasonidos para muchas de las aplicaciones de terapia, en relación a los implementados con elementos piezocerámicos de una sola fase. Esto se refiere fundamentalmente a un mayor ancho de banda de la función de transferencia en emisión, una variación más uniforme de las magnitudes fase y módulo de la impedancia eléctrica las que son empleadas en la medición del contacto acústico del transductor con el medio externo, un coeficiente de no uniformidad del haz ultrasónico (BNR) menor, así como una mayor eficiencia de conversión de energía eléctrica a ultrasónica cuando la impedancia interna del generador de potencia eléctrica esté en valores alrededor de los 50Ω .

Sin embargo, es fundamental realizar una adecuada selección de la FV con el objetivo de poder maximizar la respuesta al estímulo eléctrico en función de la impedancia interna de la etapa de estimulación eléctrica.

El estudio realizado demuestra la estrecha vinculación de la FV con las características de la etapa de estimulación eléctrica, y pone de manifiesto la necesidad de considerar el sistema de transducción como un todo con vistas a poder obtener una respuesta optimizada al estímulo eléctrico del transductor y el mejor desempeño de éste mediante el ajuste de su FV.

Para el sistema de transducción estudiado, se sugiere una FV de 0.4 para la impedancia estándar de 50Ω en la etapa de estimulación eléctrica.

BIBLIOGRAFÍA

- Pigozzi F, Moneta MR, Giombini A, Giannini S, Cesare D, Fagnani F, Mariani PP. Low-intensity pulsed ultrasound in the conservative treatment of pseudoarthrosis. *Sports Med Phys Fitness* 2004; 44(2): 173-8.
- Bly NN, McKenzie A, Wong T, West T, Hunt TK. Incisional wound healing: a controlled study of low and high ultrasound. *J Orthop Sports Phys Ther* 1993; 18(5): 619-28.
- Tachibana K. Emerging technologies in therapeutic ultrasound: thermal ablation to gene delivery. *Hum Cell* 2004; 7(1): 7-15.
- Young SR, Dayson M. The effect of therapeutic ultrasound on angiogenesis. *Ultrasound Med Biol* 1990; 16: 261-9, 1990.
- Duarte LR. The stimulation of bone growth by ultrasound. *Arch Orthop Trauma Surg* 1983; 101: 153-59.
- Heckman JD, Ryaby JP, McCabe J, Frey JJ, Kilcoyne RF. Acceleration of tibia fracture-healing by non-invasive, low intensity pulsed ultrasound. *J Bone Joint Surg [Am]* 1994; 76: 26-34.
- Klug W, Franke WG, Knoch HG. Scintigraphic control of bone-fracture healing under ultrasonic stimulation: an animal experimental study. *Eur J Nucl Med* 1986; 11: 496-7W.
- Rodríguez ROR, Monreal R, Chong-Quero JE. Ultrasonido de baja intensidad para el tratamiento de fracturas óseas con retardo en la curación. *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica* 2005; 25(1): 52-56.
- Lamberti N, Caliano G, Iula A, Pappalardo M. A New approach for the design of ultrasonotherapy transducers. *IEEE Trans Ultrason, Ferroelect, Freq Cont*, 1997; 44(1): 77-84.
- Berlincourt DA, Curran DR, Jaffe H. Piezoelectric piezomagnetic materials and their function in transducers. In *Physical Acoustics, Principles and Methods*, Ed. W.P. Mason. Academia Press, New York. 1964; 1(A): 169-270.
- Turó A, Salazar J, Chávez JA, Ortega JA, García MJ. Performance improvement of ultrasound therapy equipment by modifying the classical transducer design. *IEE Pro-Sci Means Technol*, 1999; 146(2): 9.
- Geng X, Ritter TA, Shung KK. 1-3 Piezoelectric Composites for High Power Ultrasonic Transducer Applications. *IEEE Proceeding* 1999; 1191-1194.
- Kluiwstra JU, McGough RJ, Cain CA. Therapeutic ultrasound phased arrays: practical consideration and design strategies. *IEEE Proceeding* 1996; 177-1180.
- Moreno E, González G, Leija L, Rodríguez O, Castillo M, Fuentes M. Performance analysis of ultrasonotherapy transducer with contact detection. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control* 2003; 50(6): 743-47.
- Rodríguez OR, Hernández JA, Rodríguez-Ramos R, Castillero JB. Improved low-intensity ultrasound therapy transducer design by means of piezocomposites. *Proceedings of the Ninth Annual International Conference on Composites Engineering (ICCE/9)*, San Diego, California, 2002: 667-668.
- Chapelon JY, Cathignol D, Cain C, Ebbini E, Kluiwstra JU, Sapozhnikov OA, Fleury G, Berriet R, Chupin L, Guey JL. New piezoelectric transducers for therapeutic ultrasound. *Ultrasound Med Biol* 2000; 26(1): 153-9.
- Esnault O, Franc B, Monteil JP, Chapelon JY. High-intensity focused ultrasound for localized thyroid-tissue ablation: preliminary experimental animal study. *Thyroid* 2004; 14(12): 1072-6.
- Sferruzza JP, Birer A, Chavrier F, Cathignol D. Damping, amplitude, aging tests of stacked transducers for shock wave generation. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*. 2002; 49(10): 1453-60.
- Castillero JB, Otero JA, Rodríguez-Ramos RR, Bourgent A. Asymptotic homogenization of laminated piezocomposite material. *Int J Solids Structure* 1998; 35(5-6): 537-4.
- Mason WP. *Electromechanical Transducers and Wave Filters*. Princeton, NJ: Van Nostrand, 1948.
- Krimholtz [2] R, Leedom DA, Matthaei GL. New equivalent circuit for elementary piezoelectric transducers. *Electron. Lett.*, 1970; 6(13): 398-399.
- Redwood [3] M. Transient performance of a piezoelectric transducer. *J Acoust Soc Am* 1961; 33(4): 527-536.
- Morris[4] SA, Hutchens CG. Implementation of Mason's model on circuit analysis programs. *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.*, 1986; 33(3): 295-298.