

## DISEÑO DE TRANSDUCTORES DE TERAPIA CON DETECCIÓN DE CONTACTO

REFERENCIA PACS: 43.35.Yb, 43.38.Fx

Moreno Eduardo <sup>1,2</sup>, Castillo Martha <sup>2</sup>, Rodríguez Orlando <sup>2</sup>, Fuentes Martín <sup>1</sup>.

1 DISCA, IIMAS, UNAM.

Apdo Postal 20-726 Admon No 20 Delegación Alvaro Ogregon,  
México D.F.

Tel 525 622 3571, Fax 525 616 0176

2 Centro de Ultrasonica, ICIMAF

Calle 15 No 551

Vedado, La Habana, Cuba.

Tel: 537 32 0771, Fax: 537 33 3373

E-Mail: moreno@cidet.icmf.inf.cu

### ABSTRACT

Usually the design of ultrasono-therapy transducers are made with a protection layer of  $\lambda/2$ , in which resonance condition is considered. In practice, we need a transducer with electronic control for skin detection with no heating. This can be done using the inductive zone of the transducer. In this paper we describe a study of the variation of the admittance with the thickness of the transducer layer. Simulation with a matrix model and experimental results are presented.

### RESUMEN

Normalmente los transductores terapia se diseñan a partir de una cerámica piezoeléctrica junto con la capa metálica de protección del orden  $\lambda/2$ , donde solo se consideran condiciones de resonancia. En la práctica es necesario tener un transductor que permita un control electrónico para la detección de contacto con la piel humana, para evita un calentamiento del mismo. Esto puede realizarse colocando el punto de operación del transductor en la zona inductiva a partir de la fase de su impedancia. En este trabajo se plantea un estudio de la variación de la fase de la impedancia (admitancia) con diferentes espesores de capas de acoplamiento. Se aplica un modelo matricial para simular el proceso junto a resultados experimentales.

### INTRODUCCIÓN

En los transductores ultrasónicos de terapia se emplean generalmente cerámicas piezoeléctricas del tipo PZT-4 debido al gran valor de Q mecánica que presentan, lo cual le permiten poder tener grandes amplitudes de vibración. Junto con estas cerámicas se emplean capas de acoplamiento que cumplen una doble función de acoplar y además de proteger la acción de la cerámica sobre la piel humana en este tipo de aplicación. El espesor de estas capas se ajustan a valores enteros de  $\lambda/2$ , de acuerdo a un criterio de obtener la máxima amplitud de vibración a diferencia del criterio de  $\lambda/4$  utilizado en los transductores de pulso. En este caso de  $\lambda/2$  no se obtiene un coeficiente de transmisión igual a uno, pero tiene la ventaja de que la impedancia

acústica de la capa no está sujeta a las restricciones de las impedancias de la cerámica y la carga, como es el caso de  $\lambda/4$  [1].

Ahora bien el empleo de transductores con capas  $\lambda/2$  presentan el problema de un estrecho ancho de banda, lo cual implica que la sintonía de los mismos sea muy crítica y puede verse afectada por el proceso de calentamiento que surge durante su empleo en terapia. Una solución a este problema fue presentada por Lamberti et al. [2] mediante el uso de capas de  $\lambda/3$ , lo cual implica un aumento del ancho de banda sin tanto sacrificio de la eficiencia. En esto se asume un sistema electrónico de potencia el cual maneja el transductor a una frecuencia fija.

Una variante usada en sistemas industriales es el empleo de transmisores con un control automático del corrimiento de frecuencia. En el caso médico sin embargo es conveniente controlar tanto el corrimiento como el calentamiento de los transductores, esto último necesario para la seguridad del paciente. Una solución es diseñar un sistema electrónico el cual controla los cambios de impedancia del transductor con el contacto (carga) de la piel humana. Para esto se debe definir un punto de operación dentro del lazo de admitancia del transductor, siendo posible el ubicado en la zona de mínima fase de la admitancia. Mediante este mecanismo se evita electrónicamente que el transductor emita en el aire con el consecuente aumento de temperatura. Este punto de operación ubicado en la zona de fase mínima admitancia, es afectado por las propiedades de la cerámica, así como por el espesor de la capa de acoplamiento. Por tanto es objetivo del presente trabajo presentar un estudio de la influencia de dicha capa en la fase de los transductores de este tipo, atendiendo al proceso de detección de contacto.

## PARTE TEORICA

En la fig. 1 se muestra un esquema clásico de un transductor ultrasónico basado en un sistema de 3 puertos donde se han representado tanto la contramasa como la carga como impedancia eléctrica, mientras que la cerámica y la capa de acoplamiento mediante “cajas eléctricas” de tres y dos puertos respectivamente. Este esquema permite analizar teóricamente el transductor mediante un sistema matricial y aplicar conceptos de teorías de redes eléctricas.

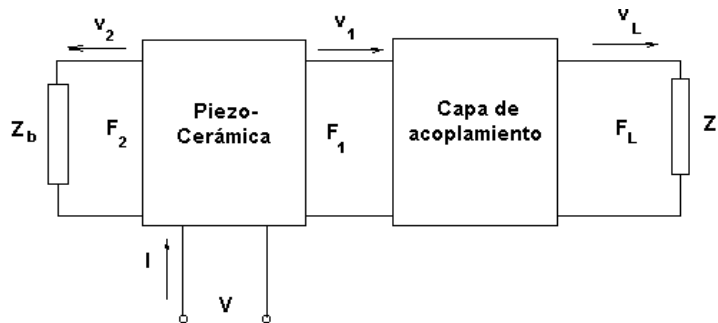


Fig. 1 Esquema de un transductor con capa de acoplamiento.  $Z_b$  contramasa,  $Z_l$  carga

La matriz que describe a la piezocerámica viene dada [3]

$$\begin{bmatrix} F_1 \\ F_2 \\ V \end{bmatrix} = -j \begin{bmatrix} Z_c \cot \mathbf{b}l & Z_c \csc \mathbf{b}l & \frac{h}{\mathbf{w}} \\ Z_c \csc \mathbf{b}l & Z_c \cot \mathbf{b}l & \frac{h}{\mathbf{w}} \\ \frac{h}{\mathbf{w}} & \frac{h}{\mathbf{w}} & \frac{1}{\mathbf{w}C_0} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} v_1 \\ v_2 \\ I \end{bmatrix} \quad (1)$$

En esta matriz  $h$  es la constante piezoeléctrica,  $C_0$  la capacidad (cero deformación),  $\omega$  la frecuencia angular,  $Z_c$  la impedancia de la cerámica dada por  $Z_c = Z_0/A$ ,  $Z_0$  impedancia acústica y  $A$  el área.

Finalmente  $\beta$  es el vector de onda dado por ( $\lambda$  longitud de onda)

$$\beta = 2\pi/\lambda \quad (2)$$

Por su parte la matriz que describe a la capa de acoplamiento viene dada por [3]:

$$\begin{bmatrix} F_1 \\ v_1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \mathbf{q} & jZ_m \sin \mathbf{q} \\ j \frac{\sin \mathbf{q}}{Z_m} & \cos \mathbf{q} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} F_l \\ v_l \end{bmatrix} \quad (3)$$

donde  $Z_m = z_m A$ , es la impedancia de la capa ( $z_m$  la impedancia acústica específica) y

$$\mathbf{q} = \frac{\omega l_m}{c_m} \quad (4)$$

siendo  $l_m$  el espesor de la capa de acoplamiento y  $c_m$  la velocidad del sonido.

Con estas expresiones es posible obtener la impedancia (o admitancia) eléctrica de entrada de todo el sistema asumiendo además que la impedancia de carga  $Z_l$  la cual viene dada por:

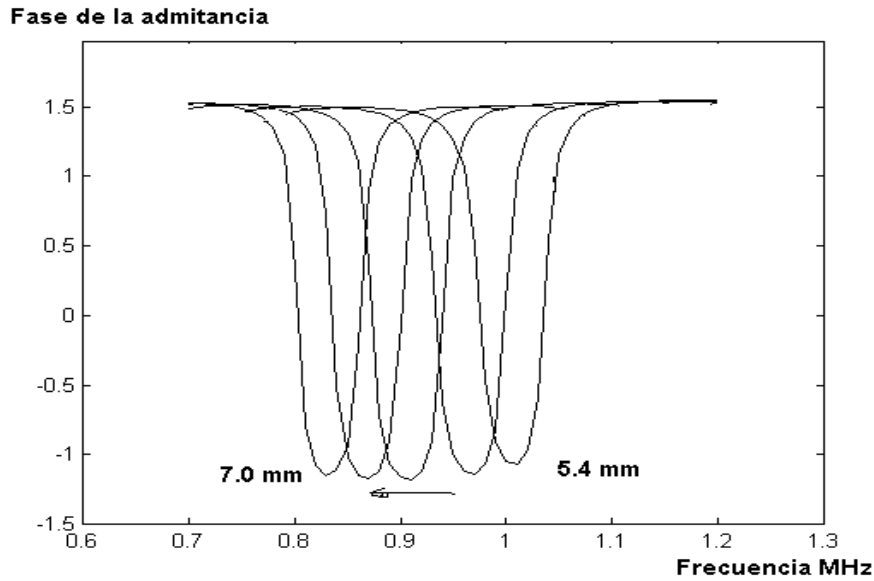
$$Z_l = -\frac{F_l}{v_l} \quad (5)$$

A partir del conocimiento de la impedancia eléctrica, es posible simular la variación de la fase y módulo con el espesor de la capa de acoplamiento, objetivo del presente trabajo.

## SIMULACIÓN

Las matrices y expresiones antes expuestas permitieron desarrollar un programa en Matlab que permite visualizar la fase y la magnitud de la impedancia y la admitancia eléctrica de entrada del transductor. Se asumió para dicha simulación una cerámica PZT-4, y una capa de acoplamiento de acero inoxidable con velocidad de 5800 m/s. Se asume una contramasa de aire. Se mostrará el resultado de la fase de la admitancia por corresponder a las condiciones experimentales.

En la fig. 1 se observa la variación de la fase de la admitancia con distintos espesores de la capa de acoplamiento alrededor de  $\lambda$ . La misma muestra que para espesores de 5.4 a 7.0 existe una zona donde la fase se mantiene en un valor aproximadamente igual, tanto en el mínimo de la curva como en el ancho de la misma. Esto demuestra que en este tipo de transductores el ajuste del espesor de la placa es importante dentro de los marcos señalados, pero que es posible cierta tolerancia.



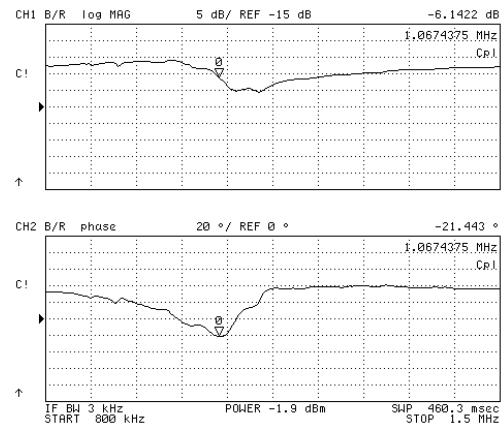
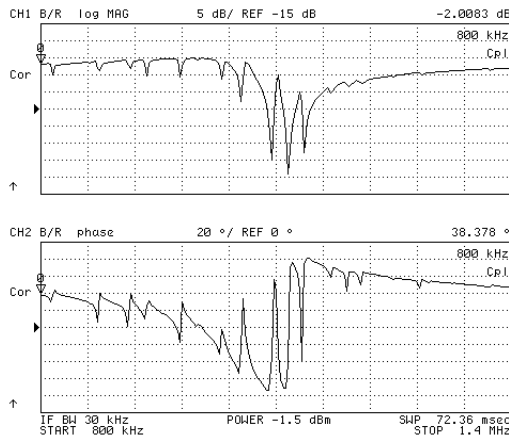
**Fig. 1. Fase de la admitancia en función de la frecuencia. La flecha indica el crecimiento del espesor de la capa de acoplamiento**

### MÉTODOS EXPERIMENTALES

Se confeccionaron capas de acoplamiento de acero inoxidable ( $v=5800$  m/s) con diferentes espesores de 4.4, 5.3 y 5.9 mm, lo cual implica un estudio alrededor de una longitud de onda  $\lambda=5.8$  mm., asumiendo una frecuencia de diseño de 1 MHz. Además se utilizó una cerámica PZT-4 de 1 MHz, de la Morgan Matroc.

Para las mediciones eléctricas se utilizó un analizador de redes HP-4395, (con agradecimiento al Instituto Mexicano del Petróleo) trabajando en régimen de cuádrupolo a través del transductor, formado por la cerámica acoplada con grasa sobre la superficie de la capa de acoplamiento. Este esquema permitió hacer un estudio con la misma cerámica y eliminar así el factor de variación experimental por este motivo. No obstante fue necesario tener mucho cuidado en el montaje experimental cerámica/capa de acoplamiento, para lo cual se diseñó un portamuestra específico. Este portamuestra fue colocado dentro de un recipiente que al cual se le introducía agua que solo mojaba la cara de la capa dirigida a la carga para ver el efecto de la misma.

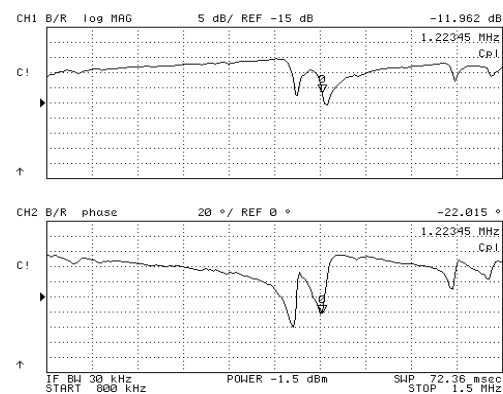
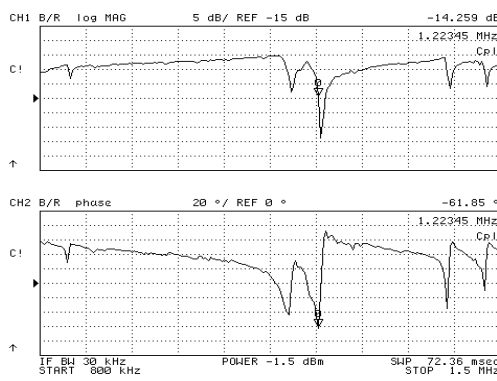
## RESULTADOS



**Aire**

**Agua**

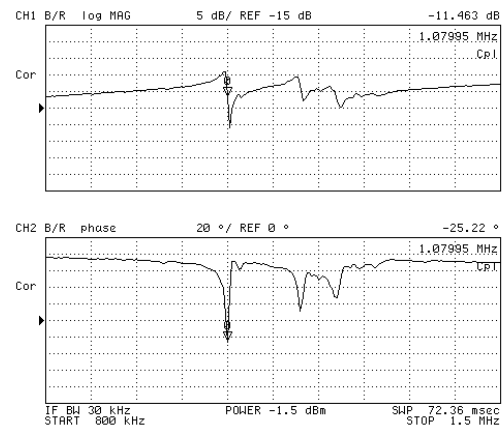
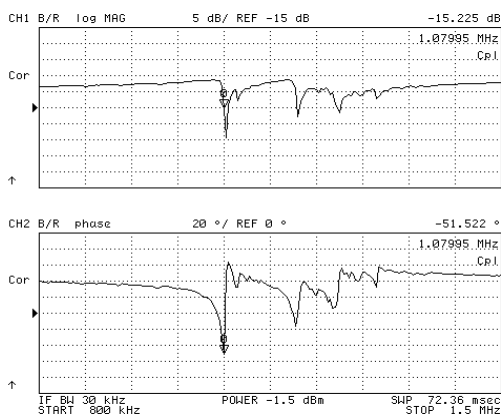
**Fig. 2. Cerámica PZT-4 con carga de aire y de agua. Arriba módulo de la impedancia, Debajo Fase de la Admitancia.**



**Aire**

**Agua**

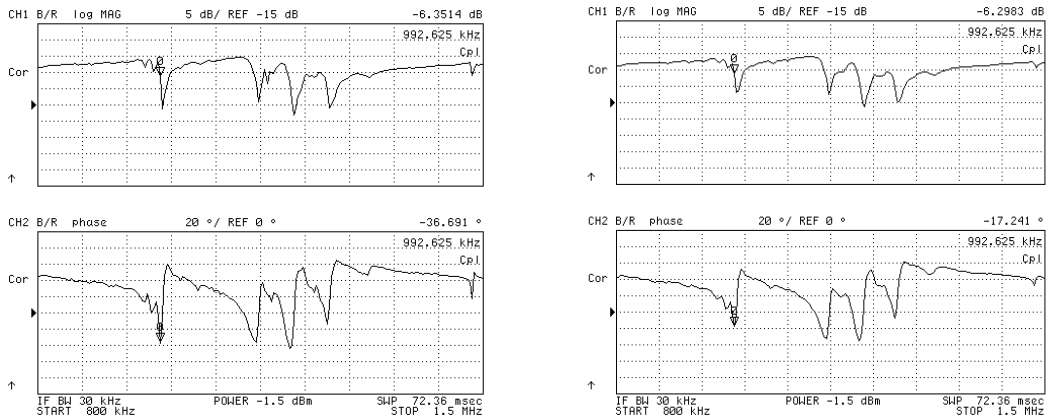
**Fig. 3. Cerámica con capa de acoplamiento de espesor de 4.4 mm con carga de aire y de agua**



**Aire**

**Agua**

**Fig. 4. Cerámica con capa de acoplamiento de 5.3 mm con carga de aire y de agua.**



**Aire**

**Agua**

**Fig. 5. Cerámica con capa de acoplamiento de 5.9 mm con carga de aire y de agua.**

En la fig. 2 se observa la cerámica aislada en dos condiciones de frontera. Con carga de aire en su parte frontal (se asume siempre contramasa de aire), se presentan los múltiples “picos” típicos de la mezcla de modos de vibración. Sin embargo con carga de agua estos picos se “filtran” definiendo un solo modo de vibración que a nuestro criterio debe ser usado para el diseño de estos transductores. De la fig. 3 a la fig. 5 se observan tres casos con diferentes capas de acoplamiento donde la letra  $\theta$ , nos da la posición del mínimo de la fase de admitancia, con condiciones de aire y agua. Se observa que este mínimo se desplaza a la izquierda con el cambio de espesor de la capa de acoplamiento. . El cambio de condición de frontera del aire al agua nos revela la existencia de otros mínimos que son asociados a la piezocerámica que en forma independiente los refuerza. Esto contradice el modelo matricial o cualquier otro modelo como el Mason que asuma la misma corriente mecánica entre la piezocerámica y la capa de acoplamiento. De alguna forma el modo espesor de la cerámica se impone al modo de la capa de acoplamiento, siendo además mas fuerte la variación de la fase con el cambio de aire a agua, cuando la frecuencia de la capa se aleja de la cerámica. Esto es fundamental en un sistema que requiera la mayor variación de la fase de la admitancia con el cambio de la impedancia de carga.

## CONCLUSIONES

Se presentó un modelo de diseño de transductores de terapia que para el control del contacto mediante el cambio de la fase de la admitancia. Se manifiesta la presencia del modo de espesor de la cerámica, que compite contra el modo de la capa, siendo necesario para un mejor desempeño en la detección de la piel humana cierto corrimiento de la frecuencia de la capa de acoplamiento con respecto a la cerámica.

## REFERENCIAS

- [1] Wells. P.N.T. Physical Principles of Ultrasonic Diagnosis. Academic Press. 1969.
- [2] Lamberti et al. A New Approach for the Design of Ultrasono-Therapy Transducers. IEEE Transactions on Ultrasonic, ferroelectric and frequency Control. Vol 44., No.1 January 1997.
- [3] Kino G. Acoustic Waves: Devices, Imaging, and Analog Signal Processing, Prentice-Hall 1987.