

Determinación y Evaluación del Campo Acústico de Transductores Ultrasonicos para Fisioterapia

M. I. Gutiérrez, L. Leija y A. Vera.

Centro de Investigación y de Estudios Avanzados, Instituto Politécnico Nacional
Av. Instituto Politécnico Nacional 2508, Col. San Pedro Zacatenco, 07360, Distrito Federal, México.
migutierrez@cinvestav.mx

RESUMEN

El ultrasonido médico es conocido por sus aplicaciones de baja intensidad en el diagnóstico médico, sin embargo, existen aplicaciones donde se usa ultrasonido en mediana intensidad en la terapéutica de tejidos. Estos equipos deben trabajar en un intervalo de intensidad segura para evitar efectos indeseables en el paciente; cuando se conocen las características ultrasónicas del campo acústico del transductor se está en la capacidad de prevenir estos efectos. En este trabajo se presenta el método C-scan con microsonda usado para obtener el campo acústico de un transductor ultrasónico de fisioterapia y así determinar la seguridad del tratamiento [1].

1. INTRODUCCIÓN

La terapia que usa la energía ultrasónica para producir cambios en los tejidos mediante sus efectos mecánicos y térmicos recibe el nombre de ultrasonido terapéutico [2]. Las aplicaciones de este tratamiento van desde dolores musculares ligeros hasta fracturas de hueso o daños musculares severos. Para tratar cada padecimiento y debido a esta variedad de usos, se crearon diferentes protocolos que difieren, entre otras cosas, en la frecuencia, la potencia y el ciclo de trabajo. En un equipo US normal las frecuencias se pueden encontrar de 700 kHz a 3 MHz las cuales están limitadas por la profundidad de penetración en los tejidos. En general, por seguridad, la potencia de trabajo no debe ser mayor que 3 W/cm^2 (según la Organización Mundial de la Salud [3]), y la Razón de No-uniformidad del Haz (BNR) debe estar entre dos y seis [4]. El ciclo de trabajo indica el tiempo en que el transductor emite periódicamente; esta magnitud se mide en porcentaje y los tiempos de emisión y de no-emisión están en el orden de milisegundos.

Diferentes tipos de artefactos fueron construidos desde que se descubrieron los efectos de la energía ultrasónica sobre los tejidos [5]. Éstos utilizan el ultrasonido para reparar tejidos, pero cada uno tiene sus propias características: transductores, sensores y protocolos de tratamiento. Cada aparato posee un transductor que trabaja adecuadamente con el circuito interno, por lo tanto, realizar cambios en cualquiera de éstos no es una tarea sencilla. Hay diferentes tipos de aplicadores para diversos usos: transductores con varias caras, diferentes formas y con potencias específicas. También, cada transductor tiene una estructura del haz diferente, es decir, una propia distribución de las presiones

acústicas a lo largo del haz ultrasónico. Por lo tanto, se requiere un conocimiento completo de los parámetros característicos del transductor si el equipo será usado para investigación; la mayoría de estas magnitudes pueden ser obtenidas con el estudio del campo acústico.

El C-scan con microsonda es una de las técnicas utilizadas para la caracterización de transductores ultrasónicos. Este nombre se originó debido a que utiliza un elemento sensor pequeño para medir puntualmente los valores de intensidades acústicas (o algún otro parámetro relacionado) a lo largo del haz ultrasónico [6]. Con este método es posible determinar la mayoría de los parámetros característicos de los transductores, tales como: el Área de Radiación Efectiva (ERA, *Effective Radiating Area*), la Razón de No-uniformidad del Haz (BNR, *Beam Non-uniformity Ratio*), el foco, el ángulo de divergencia, etc. Éstos, por convención, tienen una definición que indica la forma en que deben calcularse:

Área de Radiación Efectiva (ERA): área donde la intensidad del ultrasonido medida a 10 mm del transductor es el 50 % de la máxima intensidad medida a la misma distancia [7].

Razón de No-uniformidad del Haz (BNR): relación entre la presión acústica cuadrática media máxima y la media espacial de las presiones acústicas cuadráticas medias tomadas en el área de radiación efectiva [8].

Foco: este valor indica el punto donde la intensidad acústica es máxima. En transductores de terapia no-focalizados, la distancia del transductor al foco indica la longitud del campo cercano y el punto

donde inicia el campo lejano y por lo tanto el punto donde el haz empieza a divergir [6]:

$$F = \frac{D/2}{\tan\left(\arcsin\left(\frac{1,22\lambda}{D}\right)\right)} \quad (1)$$

Ángulo de divergencia: valor que depende de las dimensiones del elemento emisor y de la longitud de onda del ultrasonido emitido [6]. En este caso, debido a que el diámetro D del transductor es mayor a 10 veces la longitud de onda λ , el ángulo de divergencia θ puede calcularse con:

$$\sin \theta = 1,22 \frac{\lambda}{D} \quad (2)$$

2. METODOLOGÍA

Actualmente nuestro grupo está trabajando con el modelado del calentamiento producido la radiación ultrasónica en sustitutos de tejidos biológicos. La caracterización de un transductor ultrasónico debe hacerse con la técnica más adecuada para los objetivos planteados. En la primera fase del trabajo que se está realizando se utiliza el patrón de radiación para determinar las características de la emisión de los transductores y tener un conocimiento más claro del área irradiada [9]. Para las fases siguientes se utilizarán, además del patrón de radiación del transductor, las magnitudes de presión acústica presentes en cada punto del haz para relacionarlas con el incremento de temperatura medido. Hay diversas técnicas que pueden ser utilizadas, pero cada una de ellas tiene sus limitantes con respecto a las otras. En este trabajo se presenta el método de caracterización utilizando un C-scan con microsonda para la determinación del patrón de radiación de un transductor de fisioterapia; por lo pronto no se muestran datos cuantitativos de las magnitudes medidas ya que se requieren adaptaciones adicionales: ajuste de impedancias entre los bloques del sistema de medición, curva de calibración de los equipos, etc.

2.1. C-scan con Microsonda

Esta técnica consiste en mover una pequeña sonda dentro del campo acústico con el objetivo de medir la energía puntualmente [1]. La microsonda puede ser de diferentes características que dependen del objetivo de la medición. Puede ser un termistor cubierto de un material absorbente US para medir el promedio de intensidades acústicas en un periodo

de tiempo; un material reflector pequeño para medir la intensidad del eco recibido en el mismo transductor que emite (pulso-eco), o puede ser también un hidrófono para medir los niveles de presiones acústicas dentro del campo US. En este trabajo se utiliza como microsonda un hidrófono de banda ancha PZT44-0400.

Las mediciones del C-scan se realizan dentro de un tanque de acrílico lleno de agua desgasificada. Tanto el transductor como el hidrófono se encuentran inmersos en el tanque y deben estar sujetos firmemente; para esto, el transductor es fijado en un soporte universal con pinzas mecánicas adaptables. El hidrófono es sujeto al sistema posicionador XYZ que se encargará de moverlo en todo el volumen de interés. El material acrílico del tanque absorbe parte de la energía ultrasónica para disminuir las reflexiones y por lo tanto, la interferencia [10]. El agua del tanque debe ser desgasificada debido a que las vibraciones ultrasónicas generan burbujas en la cara emisora del transductor, las cuales pueden ocasionar reflexiones de la onda hacia el mismo transductor; estas ondas reflejadas reducen la energía transmitida (Fig. 1).

Después del montaje del sistema, se deben realizar una serie de mediciones para la detección del centro del elemento piezoeléctrico [11]. Cabe aclarar que el elemento piezoeléctrico es la parte del transductor que transforma la energía eléctrica en energía mecánica. La alineación de este elemento no se relaciona con la alineación de la superficie exterior del transductor, por lo tanto, la detección del centro es importante para alinear el transductor y lograr una emisión paralela a la dirección de movimiento del hidrófono.

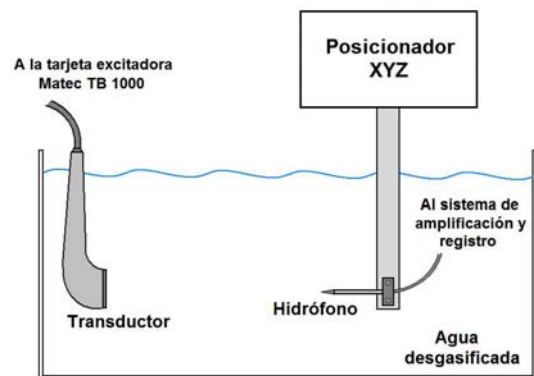


Fig. 1. C-scan con microsonda implementado.

Durante el centrado, se realizan mediciones de las presiones acústicas en los ejes principales del transductor. La mayoría de éstas se hacen en los planos XY, perpendiculares a la dirección de propagación, a diferentes distancias Z del transductor. Se realizan barridos individuales en el eje X y en el eje Y para encontrar el punto máximo de presión acústica que debe estar en el centro de la emisión. Éstos barridos se hacen inicialmente tanto a la menor distancia posible del transductor como a la mayor que el montaje permita; el objetivo es encontrar el ángulo de inclinación del elemento piezoeléctrico para realizar ajustes mecánicos respectivos. La toma de datos en cada plano de interés se realiza después del centrado.

2.2. Sistema Posicionador XYZ

Para mover y posicionar el hidrófono puntualmente en cada región del haz ultrasónico se utiliza un posicionador electromecánico (Fig. 2). Este sistema consta de un conjunto de rieles controlados por motores a pasos cuyo control se puede realizar manualmente con una botonera o por medio de la computadora a través de una interfaz GPIB. Dentro del software del sistema (Scan 340) se pueden configurar los parámetros a capturar: tensión eléctrica pico a pico, tensión eléctrica máxima, tensión eléctrica efectiva, tiempo de retardo de la señal, etcétera. Cuando se requiere la señal completa del hidrófono se utiliza un programa hecho en MATLAB (MathWorks, USA) para la captura y el almacenamiento de los datos. Las señales recibidas son almacenadas ya sea en código ASCII o en una matriz de datos para su posterior procesamiento.

Las mediciones de la presión acústica se realizaron cada milímetro en algunos planos de interés; el programa es configurable para mover el sensor sólo en espacios bidimensionales. El diámetro del elemento piezoeléctrico reportado es de 3,5 cm, así que para abarcar toda el área de emisión se registraron secciones transversales de 7 cm por lado que fueron tomadas cada milímetro. Estos registros permiten conocer el comportamiento de la energía ultrasónica en la región de interés aún cuando la emisión sea levemente divergente. La distancia focal reportada se encuentra entre 27 cm y 40,6 cm debido a la tolerancia de los valores característicos del transductor. Sin embargo, la captura de datos de las secciones transversales se extendió hasta 25,5 cm que es el valor máximo que el posicionador XYZ permitió con el montaje realizado.

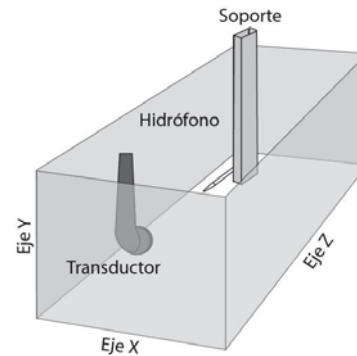


Fig. 2. Vista 3D del C-scan con microsonda. Se muestra la convención de ejes considerada.

La resolución del sistema posicionador se expresa en pasos. Cada paso equivale a 6,37 μm lo cual proporciona una excelente resolución para un sistema mecánico; cuando se tienen 157 pasos, el sistema se desplaza aproximadamente 1 mm en alguna de las tres direcciones. Hay que hacer notar que este desplazamiento no es exacto por lo que se necesita una corrección para tener una lectura correcta. El programa se encarga de dar órdenes a los motores de girar 156 pasos ó 157 pasos según corresponda para tener una mejor aproximación al desplazamiento requerido. Por la naturaleza del trabajo, estos errores en la ubicación espacial no son significativos. A pesar de que la resolución del sistema mecánico es muy buena, la resolución completa del sistema de medición se limita por el diámetro de apertura del hidrófono.

2.3. Hidrófono

Para la medición de las presiones acústicas puntuales, un hidrófono PZT244-0400 fue usado; su diámetro efectivo de recepción es de 0,40 mm y tiene una sensibilidad de -250 dB referida a 1 $\text{V}/\mu\text{Pa}$; el diámetro indica la resolución del sistema completo. La señal del hidrófono es amplificada 17 dB antes de ser enviada al osciloscopio el cual tiene un ancho de banda de 150 MHz y una frecuencia de muestreo de 100 MS/s (TDS-340, Tektronix, USA). La magnitud de la señal registrada por el sistema no tiene los ajustes necesarios que permitan determinar la proximidad del valor medido con el valor convencionalmente verdadero debido al objetivo de la primera fase del trabajo.

La excitación del transductor se puede realizar ya sea con su propio equipo generador para fisioterapia o con una tarjeta amplificadora/receptora TB 1000 (Matec Instruments, USA). En este artículo se presentan resultados cuando se usó esta última con los siguientes parámetros: intervalo de

repetición de 13 ms, frecuencia de trabajo de 1 MHz, ancho del pulso de 26 μ s y una tensión eléctrica de salida de 160 V_{p-p} .

3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

La caracterización se hizo tomando en cuenta las necesidades de los experimentos que se realizarán posteriormente. En estos, la energía ultrasónica se va a aplicar sobre un sustituto de tejido biológico (phantom) para producir calor. La acumulación de calor obtenida depende principalmente de la absorción del ultrasonido en el medio y se relaciona directamente con la intensidad acústica puntual. Por esto, debido a que los cambios en la temperatura del phantom son más lentos que la velocidad de conducción térmica del medio, errores en la medición, ya sea de posición o incertidumbres causadas por la conversión energética no-determinada del hidrófono, son despreciados. Los datos técnicos del transductor se muestran en la Tabla 1.

Tabla 1. Características principales del transductor.

Fabricante	Mettler Electronics, USA
Modelo	MET7310
Frecuencia	1 MHz (+/- 10%)
ERA	10 cm ² (+/- 20%)
Potencia de salida	0,1 a 2 W/cm ² (+/- 20%)
BNR	<6:1 (+/- 30%)

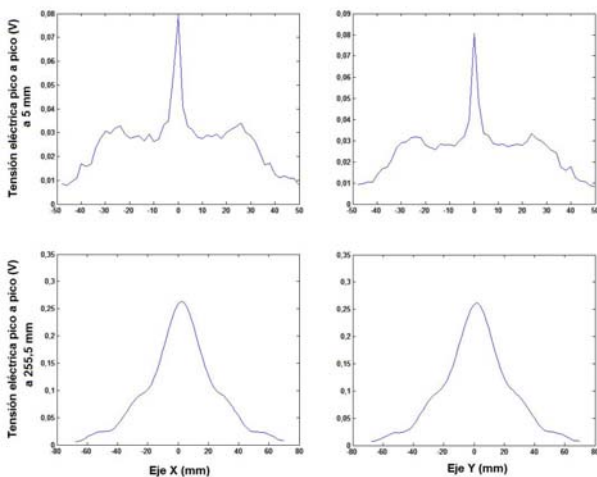


Fig. 3. Barridos en X y Y a diferentes distancias del transductor. El pico máximo se encuentra en el centro de la emisión.

Las secuencias de centrado sirven para determinar cuando el elemento piezoeléctrico (no el aplicador)

está correctamente direccionado. En la Fig. 3 se muestran las gráficas en los ejes X y Y del transductor en las que se puede observar que el punto de mayor tensión eléctrica (que equivale a presión acústica) se encuentra exactamente al centro de la emisión ultrasónica. Con múltiples repeticiones es posible ubicar el centro antes de realizar la captura de datos en los planos de interés.

3.1. Patrón de Radiación

La mayoría de los parámetros de interés se pueden obtener a través del patrón de radiación del transductor. Con el C-scan se pueden obtener planos transversales a diferentes distancias del transductor, o planos paralelos a la dirección de propagación. En la Fig. 4 se muestra el plano XZ medido en el centro del transductor donde se puede observar la distancia focal real. En base a los datos técnicos y las tolerancias indicadas por el fabricante, se calculó el foco de la radiación usando la Ec. (1). Si se considera el área efectiva nominal de 10 cm², el foco teórico es de 33,8 cm. En la Fig. 4, la región de mayor intensidad acústica está a los 25 cm del transductor.

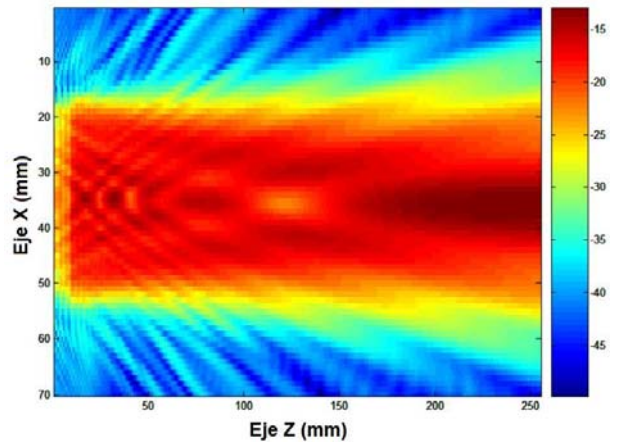


Fig. 4. Patrón de radiación del transductor US en dBmV obtenido con el C-scan. Dirección de propagación (eje Z); posición del transductor (eje X).

3.2. Área de Radiación Efectiva (ERA)

Ésta fue calculada usando la definición dada anteriormente. Si se analiza el vector de datos del que se obtuvo la imagen de la Fig. 5, se tiene que la amplitud de voltaje de salida máximo (que equivale en forma lineal con un valor de presión acústica) es de 0,136 7 V. Al revisar la matriz de datos, se obtuvo una región circular donde la amplitud de la tensión eléctrica es del 50 % de la máxima indicada. Esta región corresponde a la ERA y tiene un valor

de $8,04 \text{ cm}^2$ que es menor al valor indicado por el fabricante.

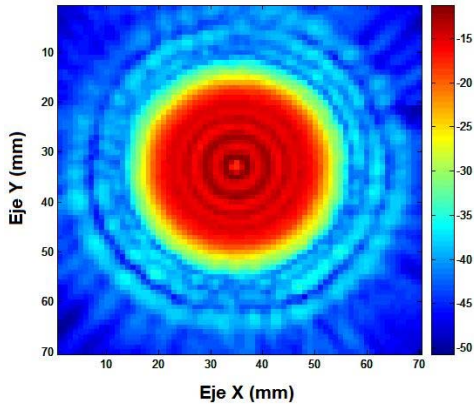


Fig. 5. Patrón de radiación del transductor (dBmV) a 10 mm del transductor para calcular el área efectiva de radiación ERA.

3.3. Razón de No-uniformidad del Haz (BNR)

Para este cálculo también se usó la definición mencionada anteriormente. De los mismos datos de donde calculó la ERA, se obtiene el promedio de los valores de tensión eléctrica efectiva en esa región y se calcula la razón entre el máximo valor encontrado y el promedio de las tensiones eléctricas. De aquí, el valor máximo en la ERA es de $0,1367 \text{ V}$ y el valor promedio es de $0,09483 \text{ V}$. El BNR del transductor es de $1,4415$, el cual está en el intervalo de seguridad de $6:1$.

3.4. Foco y Ángulo de Divergencia

El foco real del transductor que se observa en la Fig. 2 está a los 25 cm del transductor. Si se recalcula este valor con la magnitud medida de la ERA, el resultado es más aproximado. El valor del foco usando la ERA medida es de $27,2 \text{ cm}$, muy cercano a la distancia observada en las mediciones, Ec. (1).

El ángulo de divergencia se calcula con la Ec. (2) el cual es de $3,36^\circ$. Desafortunadamente, el montaje inicial del sistema no permitió desplazar el hidrófono más allá del valor reportado, por lo que el ángulo de divergencia no pudo ser determinado experimentalmente.

4. CONCLUSIONES

Los métodos para la caracterización de transductores son variados y la elección de uno u otro depende de las necesidades específicas del problema. El C-scan con microsonda facilita la

obtención presiones acústicas puntuales del campo acústico del elemento emisor (transductor ultrasónico terapéutico). Sin embargo, la caracterización se hace usando como medio de transmisión un medio líquido. Con esta técnica no es posible determinar ni las características de absorción, ni la profundidad de penetración en medios sólidos. Por lo tanto, para obtener estos parámetros, se debe realizar experimentación específica (ya sea con termografía IR, con cristales líquidos termocromáticos TLC, etc) y hacer algunos cálculos para determinar las características ultrasónicas de los medios requeridos. La absorción puede determinarse mediante la técnica pulso-eco [10].

El sistema de medición presentado en este trabajo puede permitir la obtención de valores puntuales de las presiones acústicas presentes en el volumen que ocupa el haz ultrasónico si se realizan cálculos adicionales para compensar los errores debidos a las interfaces eléctricas, a las curvas de calibración de los equipos e incluso a las interferencias electromagnéticas. Aquí sólo se presentó el uso del patrón de radiación ultrasónica (en niveles de tensión eléctrica) para la determinación de los parámetros característicos de un transductor para fisioterapia.

Los patrones de radiación corregidos serán de utilidad en los trabajos de modelado de la distribución de temperatura (y de los efectos de reflexión, refracción, atenuación, etc. presentes en los tejidos a simular) ya que estos datos serán los vectores de entrada del modelo que después serán validados con pruebas experimentales. Se trabajará en el desarrollo de modelos de calentamiento con diferentes condiciones, como: multicapa de diferentes materiales, dispersores, medios sólidos, etc., pero esto es parte de la segunda etapa del trabajo que se está realizando.

AGRADECIMIENTOS

Los autores agradecen a M.C Rubén Pérez por su valiosa asistencia técnica en las mediciones realizadas.

REFERENCIAS

- [1] E. P. Papadakis, Ultrasonic Instruments & Devices: Reference for Modern Instrumentation Techniques, and Technology: Academic Press, 1999.

- [2] Driller-J and Lizzi-FI, "Therapeutic applications of ultrasound: a review," *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, vol. 6, pp. 33-40, Dec. 1987.
- [3] M. Martínez Morillo, J. M. Pastor Vega, and F. Sendra Portero, *Manual de Medicina Física*, 1ª ed. Madrid, España: Harcourt Brace, 1998.
- [4] Hekkenberg-Rt, "Characterising ultrasonic physiotherapy systems by performance and safety now internationally agreed," *Ultrasonics*, vol. 36, pp. 713-20, Feb. 1998.
- [5] H. P. Schwan, E. L. Carstensen, and Li-Kam, "Electric and ultrasonic deep-heating diathermy," *Electronics*, vol. 27, pp. 172-175, March 1954.
- [6] C. d. Águila, "Ultrasonido Terapéutico," in *Electromedicina*, 2a ed: Hispano Americana S.A. Hasa, 1994, pp. 291-302.
- [7] J. W. Hand, J. J. W. Lagendijk, J. B. Andersen, and J. C. Bolomey, "Quality Assurance Guidelines for Esho Protocols," *International Journal of Hyperthermia*, vol. 5, pp. 421-428, Jul-Aug 1989.
- [8] ABNT, NBR IEC 1689 (Equivalente IEC 1689), *Ultra-som - Sistemas de fisioterapia - Prescrições para desempenho e métodos de medição na faixa de frequências de 0,5 MHz a 5 MHz.*, ABNT - Associação Brasileira de Normas Técnicas, 1998.
- [9] Leont'ev-Ap, Sheiman-VI, and Skabelkin-Nm, "Ultrasound therapeutic apparatus UZT-101," *Biomedical Engineering*, vol. 14, pp. 103-6, May-June 1980.
- [10] Selfridge-Ar, "Approximate material properties in isotropic materials," *IEEE Transactions on Sonics and Ultrasonics*, vol. SU-32, pp. 381-94, May 1985.
- [11] A. Vera, E. Moreno, L. Leija, and M. Vazquez, "Optimization of hydrophone centering in circular ultrasonic transducer during field characterization using edge waves: A feasibility study," *Japanese Journal of Applied Physics Part 1-Regular Papers Brief Communications & Review Papers*, vol. 46, pp. 4321-4323, Jul 2007.