

**ANÁLISIS EXPERIMENTAL Y NUMÉRICO DE RADIACIONES
DE ORIGEN RADIAL EN APLICADORES TERAPÉUTICOS AF Y
SUS EFECTOS ESPURIOS EN EL CAMPO ACÚSTICO EFECTIVO**

PACS 43.35.Zc

A. Azbaid¹; A. Ramos¹; R. Pérez-Valladares²; H. Calas¹; L. Leija²

1 Dpto. Señales, Sistemas y Tecnol. Ultrasónicas – CSIC. Serrano 144, 28006, Madrid, España. Phone : 34 915 618 806; Fax: 34 914 117 651. E-mail: aramos@ia.cetef.csic.es

2 Dpto. Bioelectrónica, CINVESTAV

Av. Instituto Politécnico Nal. 2508. México 07000 DF

Phone : 5257 473 850; Fax.: 52-57477080. E-mail: rperez@cinvestav.mx

ABSTRACT

The effective radiation of ultrasonic fields in therapeutic applicators is evaluated. Experimental patterns detected in commercial devices are shown, where not ideal contributions appear, due to re-radiation, across the casing cover, of peripheral vibrations from the vibrant piezoelectric element, originated in radial modes. It can influence considerably the thermal patterns really applied to patients and can also expose the sanitary personnel to certain radiation level.

A theoretical hypothesis is proposed to model this complex radiation, by means of multi-aperture diffraction based on several radiating rings at different depths, which reasonably approach the axial distribution of field measured in real applicators.

RESUMEN

Se evalúa la radiación acústica efectiva en aplicadores terapéuticos de campos ultrasónicos. Se muestran algunos patrones experimentales detectados en dispositivos comerciales, con aportaciones no ideales por re-radiación, a través del encapsulado y la carcasa, de vibraciones periféricas del elemento piezoeléctrico vibrante debidas a modos radiales. Ello puede influenciar considerablemente los patrones térmicos efectivamente aplicados al paciente y puede exponer al personal sanitario a cierta radiación.

Se propone una hipótesis teórica para modelar esa radiación compleja, mediante difracción multi-apertura basada en múltiples anillos a distintos planos de profundidad, que aproxima razonablemente la distribución axial de campo medida en los aplicadores reales.

INTRODUCTION

El uso de los ultrasonidos en medicina está muy extendido y con resultados satisfactorios. Su campo de actuación se dirige fundamentalmente hacia dos áreas: el diagnóstico y la terapia. Los primeros trabajos sobre la utilización del ultrasonido (US) para el diagnóstico médico fueron los realizados por Dussik (1938), que trató de usar una técnica de transmisión para visualizar los ventrículos cerebrales a través del cráneo intacto [1]. En los años 40 se aplican por primera vez los ultrasonidos en actividades terapéuticas. Alrededor de los años 50 ya se

conocía la aplicación real de la técnica del US en la medicina, y desde entonces las técnicas basadas en ultrasonidos han evolucionado de forma espectacular gracias a los avances tecnológicos en los equipos, especialmente en los aspectos electrónicos y de tratamiento de señal.

En la actualidad, los tratamientos terapéuticos con ultrasonidos son muy utilizados debido sobretodo a su bajo costo, su portabilidad y sus características no ionizantes. Además, la energía se transmite fácilmente al cuerpo humano mediante los aplicadores ultrasónicos de AF, con valores frecuenciales de trabajo que suelen oscilar entre 1 y 3 Megahercios para terapia, y que están diseñados para emitir radiaciones ultrasónicas eficazmente con el fin de aplicar energía calorífica en zonas de tratamiento específicas.

Para cada uso se debe utilizar la frecuencia de ultrasonidos adecuada. Sin embargo, su implementación tecnológica para tratar específicamente, con precisión y seguridad para el paciente, áreas muy delimitadas (por ejemplo para terapia selectiva de tumores pequeños por hipertermia) y extremar la seguridad para el personal sanitario, precisa de nuevos esfuerzos de I+D. De hecho, existen aún algunas dificultades para concentrar energía ultrasónica con cierta eficiencia sobre la zona que se desea insonificar. Además, es deseable eliminar o reducir posibles daños secundarios.

Existen algunos estudios preliminares acerca de la radiación de campos ultrasónicos focalizados, orientados a aplicadores de terapia, a través de arrays piezoeléctricos [2-4]. En ellos se asume una excitación eléctrica del tipo de banda estrecha, y vienen a ser una extensión, al terreno de la terapia ultrasónica, de algunas técnicas previas utilizadas en el área de la ecografía médica de alta resolución. Sin embargo, todavía no se cuenta en general con un conocimiento suficiente acerca de los patrones realmente radiados, de sus orígenes, de sus condiciones de propagación, y de los efectos de calentamiento provocados por ellos mediante su absorción por los tejidos biológicos. Este hecho, y la no disponibilidad de configuraciones radiantes alternativas a las clásicas, reducen la precisión obtenible actualmente mediante el uso de este tipo de terapia.

Algunos aplicadores ultrasónicos de tipo convencional, usados para tratamientos de diatermia, a pesar de cumplir perfectamente con la normativa metrológica vigente, pueden presentar ciertas limitaciones a la hora de suministrar sus dosis energéticas terapéuticas con precisión y uniformidad sobre la zona que se desea tratar. Además, puede suceder que estos aplicadores envíen alguna energía fuera de la zona de tratamiento provocando la radiación anómala de los tejidos colindantes. De hecho, los transductores ultrasónicos utilizados convencionalmente para estos fines están alimentados mediante la clásica excitación eléctrica en "onda continua" o con pulsos de larga duración, lo cual origina unos patrones de campo radiado, tanto en la zona cercana como en la lejana, con notables irregularidades y que contienen además lóbulos secundarios, incluso en condiciones de funcionamiento ideal [5].

En la práctica, resulta difícil aplicar energía ultrasónica de una manera uniforme sobre la zona de tratamiento completa con los aplicadores de diatermia convencionales, a causa de las irregularidades asociadas a los campos ultrasónicos de banda estrecha [6,7]. Estas condiciones clásicas de radiación también son el origen de problemas asociados a lóbulos de radiación secundarios presentes en radiadores tipo array, a causa de la compleja estructura multi-lobular asociada [4,8]. Además, las radiaciones procedentes del encapsulado y la carcasa, aunque débiles, pueden provocar en la práctica perturbaciones en las radiaciones efectivas de algunos aplicadores terapéuticos.

En este trabajo se presentan y analizan algunos patrones de radiación acústica procedentes de aplicadores de diatermia comerciales en el rango de 1 MHz, obtenidos experimentalmente en dos laboratorios diferentes (IA-CSIC y CINVSTAV-México). Se han observado patrones de radiación con aportaciones no ideales en las zonas del campo cercano y distorsiones en las distribuciones axiales de la presión ultrasónica de los dos aplicadores comerciales.

Un análisis preliminar de las irregularidades observadas en algunos patrones de radiación muestra que su origen podría ser, entre otros, de la influencia de las radiaciones procedentes

de la carcasa y el encapsulado de los dispositivos en el campo acústico efectivo. Por ello, se ha computado el campo acústico generado por un pistón circular (que simula la cara radiante del aplicador) junto a una multi-apertura circundante de aquel, basada en múltiples anillos situados hipotéticamente en distintos planos de profundidad (lo que simula el efecto de la carcasa) lo que aproxima razonablemente el campo acústico medido en los aplicadores reales. Y se han contrastado finalmente los resultados obtenidos en los dos laboratorios con los simulados.

METODOLOGÍA E INSTRUMENTACIÓN

Nuestro principal objetivo en este trabajo era encontrar la fuente de radiación que causa algunas irregularidades observadas experimentalmente en los patrones de radiación de dos aplicadores de diatermia convencionales, de geometría circular (modelos Carin Lot 1 y Lot 2, ambos con aperturas de 32 mm de diámetro y frecuencia de trabajo próxima a 1 MHz), fabricados por la empresa española Electromedicarin S.A., para lo cual se programaron experimentos específicos en dos laboratorios diferentes, especializados en ultrasonidos (LAREMUS / CINVESTAV-México y VIDEUS / Dpto.SSTU-CSIC-Madrid).

En primer lugar, se han realizado las mediciones y la representación de distribuciones espaciales de presión ultrasónica generadas por los dos aplicadores de diatermia mencionados arriba, los cuales presentaron distintos niveles de irregularidad en la radiación. En segundo lugar se han desarrollado una versión "ad hoc" para la simulación numérica del proceso de radiación bajo estudio, usando el método Zemanek [6] para calcular las presiones puntuales del campo acústico generado por una apertura compuesta por un disco circular plano acoplado a una multi-apertura circundante basada en múltiples anillos radiantes situados en distintos planos de profundidad por detrás del disco circular, lo que se comprobó aproximaba razonablemente bien el campo acústico realmente medido en los aplicadores reales.

INSTRUMENTACION EN LAB-LAREMUS DEL CINVESTAV-MEXICO

El laboratorio dispone de un equipo de exploración tridimensional de Specialty Engineering Associates (SEA), que consta de un tanque con dimensiones (380 x 760 x 457) mm, un sistema posicionador tridimensional automatizado, con una resolución de 1 mm, controlado desde un ordenador para desplazar el hidrófono en tres direcciones diferentes. Para la medición precisa de las presiones acústicas se usó un hidrófono miniatura con 0.1 mm de diámetro eficaz, Modelo PVDF-0400, con sensibilidad de -260 dB, referida a (1 Volt/ μ Pa). El hidrófono y el aplicador de terapia estaban ambos sumergidos en agua desionizada contenida en el tanque como medio de acoplamiento y propagación.

Para la excitación de los aplicadores de terapia se usó una tarjeta generadora de trenes pulsados de AT, MATEC TB1000, ajustada para producir ondas semi-continuas de 1 MHz, con 26 μ s de ancho, que emula una excitación próxima a las condiciones de onda continua, como sucede en el régimen de trabajo habitual de estas unidades de terapia. Con el propósito de minimizar el ruido eléctrico inducido sobre las señales de medida, se ha colocado un filtro capacitivo (1 nF) en paralelo con la salida de la señal de excitación.

INSTRUMENTACION EN LAB-VIDEUS / SSTU-CSIC

El equipo de inspección 3D por ultrasonidos y para medida de campos acústicos pulsados, desarrollado en dicho laboratorio, consta de un tanque de (500 x 700 x 300) mm, un sistema de posicionamiento mecánico de precisión con tres grados de libertad de movimiento, con una resolución de 0.05 mm, motorizado y controlable desde un ordenador, capaz de hacer barridos 3D con un hidrófono, un sistema de generación/recepción de señales ultrasónicas y un entorno software desarrollado específicamente.

Para la medición del campo acústico generado por los aplicadores de terapia sumergidos en el agua contenida en tanque, se usó un hidrófono miniatura de 0.6 mm de diámetro, con sensibilidad de -127 dB, referidas a 1 Volt/Pa y con respuesta cuasi-plana en la gama

frecuencial de interés. Para emular una excitación próxima a las condiciones de onda continua, se alimentaron los aplicadores de terapia con pulsos de 7 μ s conteniendo señal de 1 MHz.

SIMULACION NUMERICA DEL CAMPO ACUSTICO RADIADO POR LOS APLICADORES

El campo de presiones producido por un emisor acústico puede ser estudiado a partir de las ecuaciones de Rayleigh y Sommerfeld [9], que están expresadas en forma de integral. A partir de ellas, se han desarrollado diferentes métodos de cálculo del campo acústico que pueden estar basados en algoritmos exactos, o bien incorporar algunas aproximaciones para reducir la complejidad de la computación y del análisis [6,10-14]. Algunos de estos métodos se basan en aprovechar ciertas características geométricas de la superficie radiante (p.e. la Integral de King desarrollada para perfiles de simetría circular) [9].

En este trabajo hemos elegido el método numérico propuesto por Zemanek [6], adaptado a nuestro caso para computar la distribución espacial de presión ultrasónica generada por una cara radiante circular acoplada a varios anillos a distintos planos de profundidad, suponiendo en todos los casos una excitación armónica simple normal a las superficies radiantes. Este método se basa en el cálculo de la magnitud de la presión ultrasónica relativa en cada punto del espacio a través de la doble suma de la contribución de cada área infinitesimal de la superficie del pistón circular y de las superficies de los anillos descritos anteriormente, que representan el efecto radiante de una parte de la carcasa delantera de nuestros aplicadores de terapia, cuya periferia presenta una estructura en chaflán.

El radio de la apertura radiante es R , mientras el radio interior R^{1int} del primer anillo es R y el radio exterior R^{1ext} del primer anillo es $R+dr$, donde $dr=1mm$, y que está a una profundidad $z^1=-dz$, donde $dz=1mm$; así, los radios interior R^{iint} y exterior R^{iext} del i -ésimo anillo serán R^{1ext} y $R^{1ext}+dr$, respectivamente. Y dichos anillos están distribuidos en distintos planos de profundidad, donde el i -ésimo plano está a $z^i = -i \times dz$.

RESULTADOS Y DISCUSION

Mediante espectroscopia de impedancias, se han determinado previamente las condiciones de resonancia en los dos transductores de diatermia y se han encontrado la frecuencia de trabajo nominal alrededor de 1.15 MHz; con la que, hemos alimentado los dos dispositivos de diatermia durante los experimentos.

Para analizar y estudiar los patrones de radiación generados por los dos aplicadores de diatermia Lot1 y Lot2, modelos Carin, se han realizado barridos transversales que muestran distribuciones espaciales de campo en varias profundidades de la zona del campo cercano que corresponde a donde se realiza el tratamiento por el terapeuta, y también se generaron perfiles axiales de presión para analizar sus comportamientos a lo largo del eje de propagación.

En el laboratorio del CINVESTAV, se realizaron exploraciones transversales a profundidad de $z= 2.5$ mm en un campo de (75 x 75) mm y distribuciones axiales de tensión (pico a pico) hasta $z=200$ mm. Los dos aplicadores fueron excitados por un tren de ondas de 1.15 MHz con 26 μ s de ancho. La figura 1 (a) y (b) representa las distribuciones transversales de campo acústico en tres dimensiones medidas para ambos aplicadores comerciales Lot1 y Lot2.

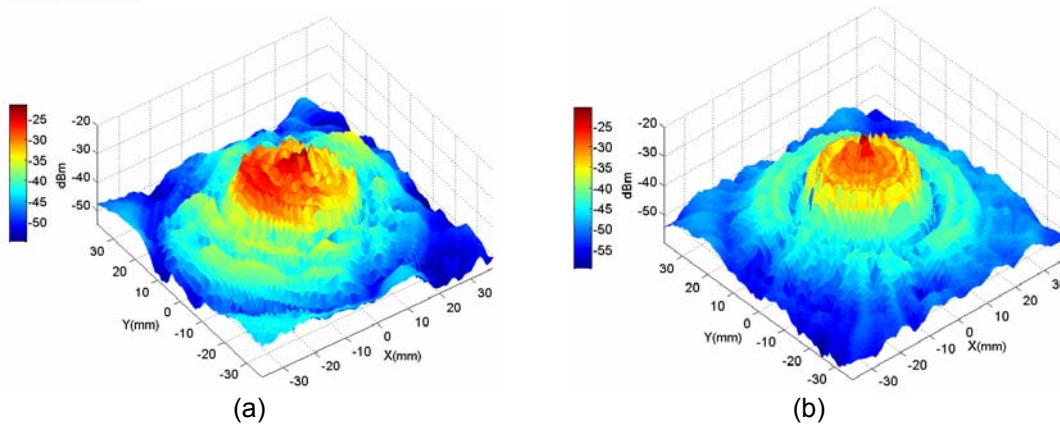


Figura 1. Patrones transversales en 3D, medidos a 2.5 mm de la superficie emisora. La frecuencia de excitación fue $f=1.15$ MHz, y el ancho del tren de ondas es de 26 μ s; Filtro = 1 nF. (a) Lot1; (b) Lot2. (Medidas en laboratorio CINVESTAV).

Se pueden observar en la representación de Lot1, Figura 1 (a), irregularidades del campo acústico recién emitido y una diferencia apreciable entre los niveles de radiación en distintas zonas de la apertura radiante nominal (irregularidades de hasta ≈ 13 dBm); y por fuera de la cara del emisor (carcasa), se presentan, en este caso, lóbulos deformados e incompletos de patrones de radiación con anchura e intensidad considerables. Las amplitudes de esos lóbulos alcanzan valores notables (a unos ≈ -35 dBm del máximo). Por otra parte, el dispositivo Lot2, Figura 1 (b) también, presenta una menor falta de uniformidad en su radiación en la zona de la apertura radiante nominal; y por fuera de ésta zona (carcasa), la radiación es mas uniforme que en el caso anterior, y solo aparece una corona circular con un nivel de radiación pequeño que desciende ya hasta los -42 dBm.

La figura 2 (a) y (b) muestra las distribuciones axiales de presión normalizadas, medidas para los dos aplicadores, Lot1 y Lot2, respectivamente. Se puede observar como las distribuciones de máximos y mínimos difieren para los dos aplicadores, aunque pertenecen al mismo modelo y a la misma serie de fabricación. Un posible motivo de ello es que la construcción de estos dispositivos transductores incluye etapas de pegado entre sus secciones y también de ajuste en sus capas de adaptación acústica, que no son perfectamente industrializables en serie, por lo que puede resultar a veces difícil conseguir resultados totalmente repetitivos. Así, el aplicador Lot2 presenta más máximos y mínimos que Lot1, y el último máximo, que corresponde a la transición entre campo cercano y lejano, resulta diferente en ambos dispositivos. Otra observación importante para los dos casos, es que el comportamiento de las dos distribuciones es completamente diferente a lo predicho por la teoría del pistón circular ideal.

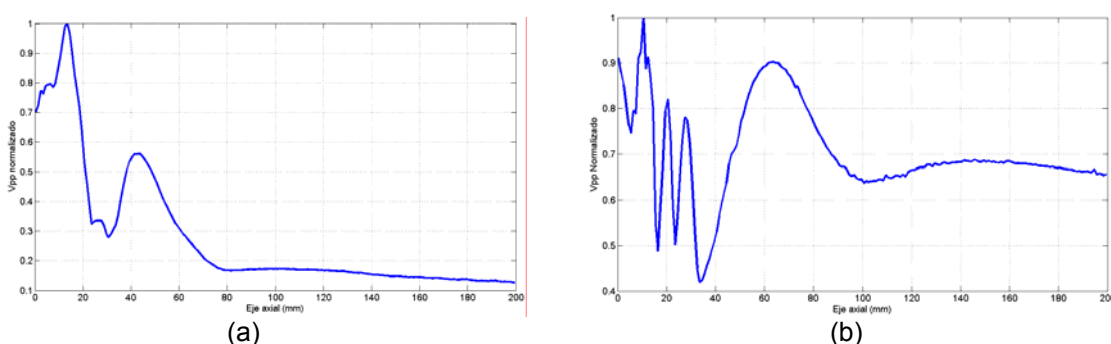


Figura 2. Distribución axial de presión V_{pp} normalizada. La frecuencia de excitación $f=1.15$ MHz, ancho de tren de ondas es de 26 μ s; Filtro = 1 nF. (a) Lot1; (b) Lot2. (laboratorio CINVESTAV).

A efectos comparativos, se puede ver el comportamiento de la distribución axial de presión de un pistón ideal del mismo tamaño (para excitación en onda continua) en la figura 5. Estas anomalías parecen deberse, bien a la influencia de radiaciones procedentes de la zona

periférica del elemento radiante, o bien a causa de posibles vibraciones inducidas en la estructura de la carcasa del aplicador, entre otras causas.

Por otra parte, en el laboratorio del Dpto. SSTU-CSIC fueron realizados barridos transversales a una profundidad muy cercana a la cara radiante del emisor, $z = 1\text{ mm}$, (para verificar si en las inmediaciones de la apertura desaparecían las coronas observadas en el laboratorio del CINVESTAV. Se midieron secciones en un campo de $(75 \times 75)\text{ mm}$ y también perfiles axiales de presión hasta $z = 200\text{ mm}$. En este caso, en el que se necesitó situar el hidrófono muy cerca de la apertura radiante, los aplicadores fueron alimentados con pulsos de tan solo $7\ \mu\text{s}$ de ancho, conteniendo señal de 1.15 MHz . De esta forma, se buscaba reducir al mínimo el ruido eléctrico inducido por vía electromagnética sobre las señales de medida de campo. En la figura 3 (a) y (b) se muestran los resultados obtenidos para ambos dispositivos Lot1 y Lot2, normalizados a 0 dB .

Se puede apreciar, en ambas representaciones de la Figura 3 (a) y (b), la no-uniformidad del campo acústico frente a la apertura nominal, ya desde su inicio, así como la presencia de radiaciones anómalas en forma de coronas circulares muy marcadas, alrededor de las caras radiantes en los dos aplicadores. La distribución de los patrones de radiación en Lot1 es diferente que en Lot2 y parece que la corona del Lot2 es más ancha que Lot1. Aunque habíamos situado el hidrófono muy cerca de las caras emisoras de los dos dispositivos, siguen apareciendo estas coronas alrededor de las aperturas "nominales". Esto nos dice, que cierta radiación extra, procedente de la carcasa de los dos aplicadores, proyecta coronas alrededor de los patrones de radiación de los radiadores nominales y ello causa las irregularidades antes observadas en las distribuciones transversales de campo acústico en el campo cercano.

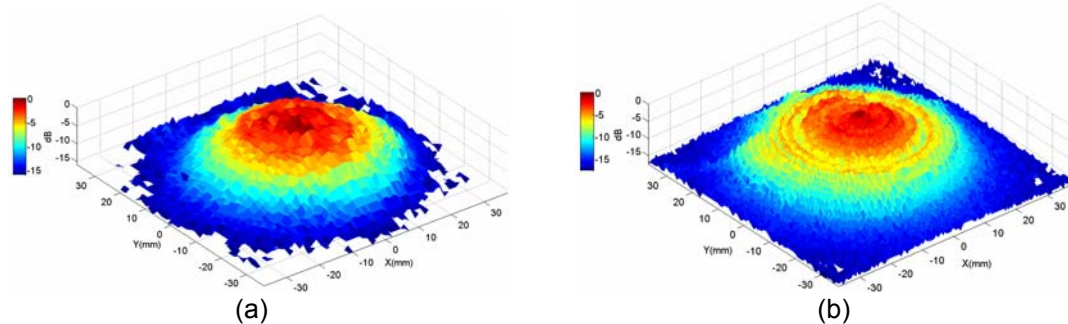


Figura 3. Patrones transversales en 3D normalizados a 0 dB , medidos a 1 mm de la superficie emisora. La frecuencia de excitación es $f = 1.15\text{ MHz}$, el ancho de tren de ondas de $7\ \mu\text{s}$. (a) Lot1; (b) Lot2. (medidos en laboratorio SSTU-CSIC)

En la Figura 4 se muestran los resultados obtenidos para las distribuciones axiales de presión normalizadas en los dos aplicadores. También aquí, se puede observar que los máximos y mínimos de Lot1 y Lot2 están situados en posiciones diferentes y que se presentan distintos comportamientos de las distribuciones axiales. Aunque hemos trabajado en dos laboratorios con sistemas experimentales muy distintos, los resultados obtenidos son más o menos parecidos y presentan comportamientos radiantes muy similares.

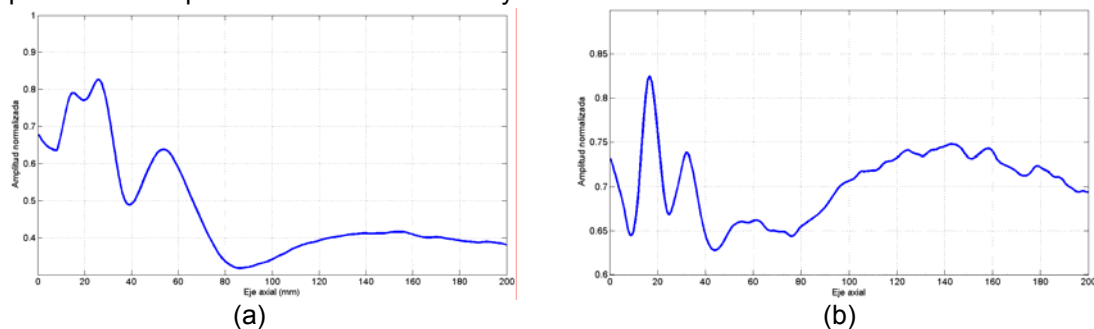


Figura 4. Distribuciones axiales de presión normalizada. La frecuencia de excitación fue de $f = 1.15\text{ MHz}$, y el ancho de tren de ondas es ahora de $7\ \mu\text{s}$. (a) Lot1; (b) Lot2. (Laboratorio SSTU-CSIC).

Para estudiar y confirmar de una forma rigurosa el origen real de estos aspectos radiantes anómalos o no-ideales, observados experimentalmente, se ha desarrollado una nueva versión numérica para simular la difracción compleja presente en estos aplicadores, usando para computación el método de Zemanek. Así se pudo calcular la distribución axial de la presión ultrasónica a lo largo del eje de propagación generada por la combinación de la de un pistón de radio $R=16$ mm (igual al radio de la cara radiante de los aplicadores de diatermia Lot1 y Lot2) junto a las de varios anillos, de anchura $dr = 1$ mm y de radios interiores y exteriores diferentes, colocados en distintos planos de profundidad, con $dz=1$ mm de separación.

Con ello, se simula razonablemente la distribución axial de la presión medida en los aplicadores reales. La frecuencia nominal usada para estos cálculos fue $f = 1.15$ MHz, y la velocidad del sonido en agua, $c = 1500$ m/s.

En primer lugar, se muestra la distribución axial de la presión normalizada generada por un pistón ideal sin anillos adosados. En la Figura 5 se muestran dichos resultados simulados.

Se puede observar como coinciden la posición de los dos últimos máximos y el último mínimo de la figura 6 (a) con lo de la figura 2 (b) obtenida experimentalmente del aplicador Lot2. Y en la figura 6 (b) y figura 2 (a) del aplicador Lot1, se puede observar alguna ligera similitud del comportamiento de la distribución axial de la presión. En cualquier caso, estas simulaciones permiten confirmar la hipótesis que habíamos planteado respecto al origen de las radiaciones anómalas observadas.

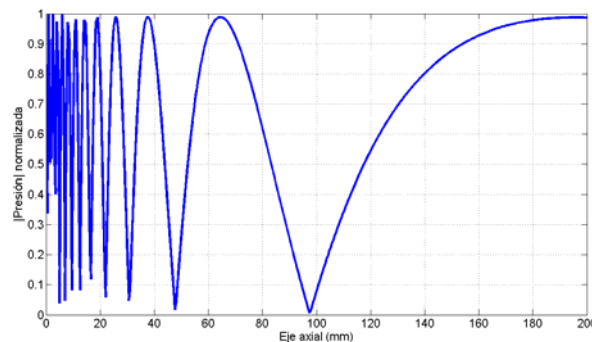


Figura 5. Simulación numérica de la presión axial normalizada, calculada para un pistón ideal de radio $R= 16$ mm. ($f = 1.15$ MHz, $c = 1500$ m/s).

En la Figura 6 (a) y (b), se muestra la simulación de las distribuciones axiales de presión normalizada, generadas por el pistón y varios anillos a distintos planos de profundidad. Figura 6 (a): para dos anillos y Figura 6 (b): para cinco anillos.

Se puede observar, como la radiación procedente de los anillos influye muy notablemente en la radiación efectiva del pistón, y al agregar más anillos, el comportamiento de la distribución axial simulada se ve afectado por el número de los anillos añadidos. Se ha realizado varias simulaciones con más anillos añadidos, y se ha constatado que, al aumentar el número de anillos colocados en distintos planos de profundidad, el comportamiento de la distribución axial se deteriora y se aleja de la forma ideal del pistón, en una forma bastante similar a la observada experimentalmente. De los resultados mostrados puede concluirse que, como ya suponíamos, a) efectivamente la carcasa de estos aplicadores emite radiaciones que afectan al campo finalmente detectado y que son las principales responsables de la distribución anómala del campo ultrasónico generado por las aperturas de los aplicadores reales, y b) el dispositivo Lot1, parece tener más problemas de radiaciones anómalas que el dispositivo Lot2.

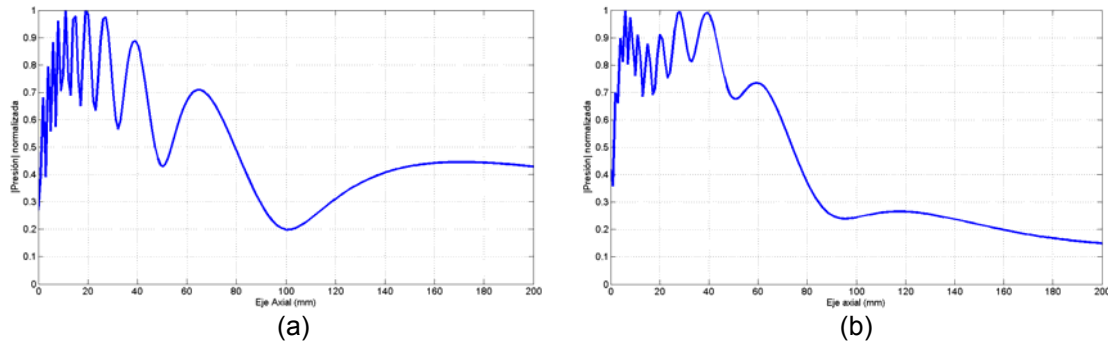


Figura 6. Simulación de la presión axial normalizada, generada por una apertura compleja formada por un pistón de radio $R=16$ mm y varios anillos de anchura $dr=1$ mm, en distintos planos de profundidad $dz=1$ mm. $f=1.15$ MHz, $c=1500$ m/s. (a) dos anillos, (b) cinco anillos.

CONCLUSIONES

Se han detectado y analizado en detalle patrones de radiación acústica en campo cercano correspondientes a dos aplicadores comerciales de diatermia del mismo modelo, con aspectos anómalos o no-ideales distintos en cada caso, que podrían producir, en el paciente, puntos caliente perjudiciales dentro y fuera de la zona tratada, e incluso afectar al personal sanitario. Por tanto, estos aplicadores, aunque cumplen la normativa metrológica vigente, presentan radiaciones inesperadas en algunas zonas del campo cercano, y también a través de las carcassas, lo que debería ser considerado y analizado en los protocolos de seguridad futuros.

Los resultados experimentales medidos en dos laboratorios diferentes y los obtenidos por vía de una simulación numérica del hipotético origen de las anomalías, muestran la existencia de una radiación procedente de la carcassa de los dos aplicadores que influye en la morfología del haz ultrasónico efectivamente emitido, causando irregularidades en el campo acústico aplicado dentro de la zona de tratamiento y distorsiones en la distribución axial de presión.

Así se pudo comprobar también que la hipótesis que habíamos asumido, para la radiación compleja emitida por estos dispositivos, aproxima razonablemente bien el campo acústico realmente medido en los aplicadores de diatermia reales.

Por todo ello, si se desea aumentar los niveles de eficacia y seguridad en este tipo de terapias ultrasónicas, se necesitarían nuevos esfuerzos de investigación para corregir estos efectos detectados en nuestro análisis, y también deberían plantearse algunos diseños alternativos a los esquemas de los equipos existentes, y que incorporen algún procedimiento para evitar radiaciones no-deseadas y para mejorar la uniformidad de la distribución del campo ultrasónico en las zonas que se desean tratar.

REFERENCIAS

- [1] N. Bom et al., Report of a workshop on new diagnostic ultrasound techniques. In recent advances in ultrasound diagnosis III, A. Kurjak, A. Kratochwil; ed. Excerpta Medica ICS 553 Amsterdam, Oxford, Princeton 1981; 46 – 48.
- [2] H. Wang., E. Ebbini, and C. Cain. Effect of phase errors on fields patterns generated by an ultrasound phased array hyperthermia applicator, IEEE Trans. UFFC (1991) 38, pp.521-531.
- [3] M. Ibbini, E. Ebbini, C. Cain. Ultrasound phased arrays for hyperthermia: New techniques based on the field conjugation method, Proc. IEEE Ultrasonics Symp., (1987) pp.863-866.
- [4] R. Seip, P. VanBaren, E. S. Ebbini, Dinamic focusing in ultrasound hyperthermia treatments using implantable hydrophone arrays, IEEE Trans. UFFC (1994) 41, 5, pp.706-713.
- [5] Gonzalez G., Azbaid A., Leija L., Ramos A., Rami X., San Emeterio J.L., Moreno E. Experimental evaluation of some narrow-band ultrasonic transducers as therapy applicators. Acústica & Acta Acustica & CD-Rom Forum Acústicum 2002 (Acústica, Vol. XXXIII), Vol. 88, pp. ULT04012IP 1-6.

- [6] J. Zemanek, Beam behavior within the nearfield of a vibrating piston, J. Acoust. Soc. Am., (1971), Vol. 49, N. 1 part 2, pp. 181 – 191.
- [7] D. A. Hutchins, G. Hayward, Radiated fields of ultrasonic transducers. In Physical Acoustics (Ed. Thurston, R.N. and Pierce, A.D.), Vol. XIX, Academic Press, London (1990), pp. 1 – 80.
- [8] L. Gomez-Ullate, A. Ramos, J.L. San Emeterio, Analysis of the ultrasonic field radiated by time-delay cylindrically focused linear arrays, IEEE UFFC, (1994), Vol. 41, 5, pp. 749 – 760.
- [9] J.W. Goodman. Introduction to Fourier Optics. Physical and Quantum Electronics series. McGraw-Hill, New York, 1968.
- [10] P. R. Stepanishen, Transient radiation from pistons in an infinite planar baffle, J. Acoust. Soc. Am. (1971), Vol. 49 (5), pp. 1629 - 1638
- [11] G. E. Tupholme. Generation of acoustic pulses by baffled pistons. Mathematika, (1969) Vol. 16, pp. 209 – 224.
- [12] F. Oberhettinger. On transient solutions of the 'baffled piston' problem, Journal of Research of the National Bureau of Standards-B. Mathematics and Mathematical Physics, (1961) Vol. 65B (1), pp. 1-6.
- [13] J. C. Lockwood and J. G. Willette. High-speed method for computing the exact solution for the pressure variations in the nearfield of a baffled piston, J. Acoust. Soc. Am. (1973), Vol. 53 (3), pp. 735 – 741.
- [14] K. B. Ocheltree and L. A. Frizzell. Sound field calculation for rectangular sources, IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectric Freq. Contr. (1989), Vol. 36 (2), pp. 242 – 248.