

Monitorización acústica con cerámicas piezoeléctricas en aplicaciones médicas con haces de protones



Jorge Otero¹, Ivan Felis², Alicia Herrero³, Miguel Ardid¹

¹ Institut d'investigació per a la Gestió Integrada de les Zones Costaneres (IGIC), Universitat Politècnica de València (UPV), València, España.

² Centro Tecnológico Naval y del Mar (CTN), Fuente Álamo, Murcia, España.

³ Institut de Matemàtica Multidisciplinar, Universitat Politècnica de València (UPV), València, España

jrotve@upv.es

PACS: 43.35.Zc

Resumen

En este artículo se presenta la monitorización acústica del uso de partículas pesadas en tratamientos oncológicos con haces de protones a partir del estudio de la señal de presión generada por el efecto termoacústico debido a la incidencia de un haz de protones con una energía de 100 MeV para un caso específico de ependioma. El perfil espacial de la deposición de energía ha sido simulado empleando el método Monte Carlo en la herramienta de cálculo Geant4 junto con las librerías disponibles para incluir la interacción de las partículas con el tejido cerebral y la estructura ósea del cráneo. La señal termoacústica resultante es obtenida discretizando una solución particular de la ecuación de ondas termoacústica. Con esto, la fase de propagación y transmisión se ha simulado empleando el método de elementos finitos (FEM). Finalmente, se ha reconstruido la posición de la fuente de energía depositada evaluando el tiempo de llegada (TOA) a un conjunto de puntos sobre la superficie del cráneo.

Palabras clave: Geant4, termoacústica, método de elementos finitos, localización acústica.

Abstract

This article presents the acoustic monitoring of the use of heavy particles in oncological treatments with proton beams from the study of the pressure signal generated by the thermoacoustic effect due to the incidence of a proton beam with an energy of 100 MeV for a specific case of ependyoma. The spatial profile of the energy deposition has been simulated using the Monte Carlo method in the Geant4 calculation tool together with the available libraries to include the interaction of the particles with the brain tissue and the bone structure of the skull. The resulting thermoacoustic signal is obtained by discretizing a particular solution of the thermoacoustic wave equation. With this, the propagation and transmission phase has been simulated using the finite element method (FEM). Finally, the position of the deposited energy source has been reconstructed by evaluating the time of arrival (TOA) at a set of points on the surface of the skull.

Keywords: Geant4, thermoacoustic, finite element method, acoustic localization.

1. Introducción

El uso de nuevas técnicas de radiación empleando partículas pesadas (hadronterapia), tales como protones o iones de carbono, ha presentado en los últimos años ventajas evidentes respecto a la radiación clásica con rayos gamma. La mayor ventaja que presenta la radiación con protones sobre la radiación con rayos gamma es la posibilidad de distribuir la dosis de manera eficiente en la región precisa del tumor, minimizando el daño biológico al tejido circundante y depositando la mayor parte de la energía al final del recorrido del haz, lo que se conoce como región del pico de Bragg [1, 2]. Esta deposi-

ción es particularmente importante en aquellas condiciones médicas en las que la posibilidad de daño por radiación ionizante en el tejido aumenta debido al tamaño de la propia masa a radiar y la localización de esta, tales como melanoma del ojo o tumores cerebrales (Ependioma, Germinoma, Craneofaringioma, entre otras), especialmente en edades infantiles, donde son más comunes este tipo de tumores.

En la actualidad, instrumentos como los aceleradores de protones, ciclotrones o sincrociclotrones permiten emitir un haz cuyas características están preestablecidas por el plan de tratamiento propuesto por el equipo oncológico

y para los cuales se emplean sistemas activos de emisión y posicionamiento del haz como los sistemas giratorios (Gantry). En la monitorización de cada tratamiento se emplean técnicas de resonancia magnética, tomografía computarizada, tomografía por emisión de positrones o análisis de ADN tumoral circundante entre otras. Estas técnicas son aplicadas al paciente antes y después de cada sesión de radiación con el fin de verificar el éxito de la correcta deposición de energía sobre el tejido a tratar. Sin embargo, tienen algunas desventajas relacionadas con efectos secundarios debido al campo magnético intenso, o a los efectos en la salud por una constante radiación con rayos X, entre otros [3, 4].

En este artículo, se presenta la monitorización acústica como una alternativa eficiente al tratamiento de tumores cerebrales con partículas pesadas. La publicación se basa en el estudio del pulso de presión (producida por el haz de protones) que es capturado por un conjunto de sensores piezoeléctricos cuya geometría ha sido optimizada en términos de la sensibilidad y ancho de banda para una aplicación específica. Para ello, se han realizado estudios de simulación de la distribución de dosis para un conjunto de energías típicamente empleadas en este tipo de tratamiento con herramientas basadas en métodos Monte Carlo que han sido validados con un modelo numérico y medidas experimentales [5, 6, 7]. Con el modelo termoacústico se calcula la distribución espacial de presión, con la cual se realiza la optimización de las cerámicas piezoeléctricas, que han sido evaluadas con modelos FEM, para finalmente ser localizada la fuente del pulso de presión por medio de un conjunto de sensores piezoeléctricos en la superficie craneal. En este proceso se ha considerado la propagación de la señal en el tejido cerebral, la transmisión de esta a través de las capas de adaptación en el cráneo y la aceleración recibida por el dispositivo piezoeléctrico.

2. Modelos y métodos

2.1. Simulaciones Monte Carlo

Para calcular la energía depositada debido al pico de Bragg, el método Monte Carlo ha sido empleado utilizando la herramienta de simulación Geant4 [8] con las librerías necesarias para simulaciones en hadronterapia. Esta interfaz provee un complejo conjunto de procesos físicos para modelar el comportamiento de partículas y materiales empleados, siendo posible simular complicados procesos en geometrías complejas. Las simulaciones consisten en un haz de protones monoenergéticos primarios con energías entre 80 MeV y 150 MeV. El material absorbente es agua con una densidad de 1003 kg/m³ y 10⁶ protones por pulso. El volumen de simulación consiste en un sólido con un diferencial espacial de 1 mm. Además, con el fin de deter-

minar la influencia del tejido óseo en un caso específico en el cráneo, se ha empleado el modelo antropomórfico disponible en las librerías de Geant4 [9]. En general, en aplicaciones médicas, los resultados de Geant4 son evaluados en términos de dosis depositada por unidad de área, sin embargo en este estudio los resultados son evaluados de acuerdo con la energía depositada por el haz en el tejido [8, 10]. Con esto, es posible emplear el perfil del pico de Bragg en el modelo termoacústico para determinar la presión generada en cualquier punto del espacio en un tiempo determinado.

2.2. Modelo termoacústico

De acuerdo con el modelo termoacústico [11, 12, 13] la deposición de energía de una partícula que pasa a través de un líquido produce un calentamiento global en el medio que puede ser considerado instantáneo con respecto a la escala de tiempo hidrodinámica. Debido al cambio de temperatura el medio se expande y se contrae según su coeficiente de expansión volumétrica α . El movimiento acelerado del medio calentado forma un pulso de presión que se propaga a través del fluido. Esto se modeliza mediante la ecuación (1) y la solución particular dada por la ecuación (2).

$$\nabla^2 p(\vec{r}, t) - \frac{1}{c_s^2} \frac{\partial^2 p(\vec{r}, t)}{\partial t^2} = - \frac{\alpha}{C_p} \frac{\partial^2 \epsilon(\vec{r}, t)}{\partial t^2} \quad (1)$$

$$p(\vec{r}, t) = \frac{1}{4\pi} \frac{\alpha}{C_p} \int_V \frac{dV'}{|\vec{r} - \vec{r}'|} \frac{\partial^2 \epsilon(\vec{r}', t - \frac{|\vec{r} - \vec{r}'|}{c_s})}{\partial t^2} \quad (2)$$

donde $p(\vec{r}, t)$ es la presión en cualquier instante temporal t y posición espacial \vec{r} , c_s representa la velocidad del sonido en el medio, C_p es el calor específico, $\epsilon(\vec{r}, t)$ la densidad de energía depositada en el medio (debido a los protones) y α el coeficiente de expansión térmica. Cuando un pulso de protones irradia en un volumen homogéneo, crea una fuente de presión proporcional a la deposición de energía $\epsilon(\vec{r}, t)$. Cada elemento diferencial de volumen de la presión de la fuente irradiada emite una onda de presión micro bipolar. La presión medida en el sensor es la suma de las ondas de micro presión emitidas por cada elemento diferencial del volumen. Debido a la velocidad del sonido en el medio, desde la perspectiva del sensor, la presión que llega al cabo de cierto tiempo t está relacionada con las ondas de presión emitidas en un radio común r , así los picos de presión se traducen en ondas de presión bipolar en la superficie del sensor.

2.3. Simulación FEM

La propagación acústica a través del tejido cerebral y teniendo en cuenta la estructura ósea ha sido realizada

con el método de elementos finitos (FEM) empleando la interacción acústico-estructura, la cual combina las interfaces de presión acústica y mecánica de sólidos para enlazar la vibración de presión en el dominio del fluido con la deformación de la estructura en el dominio del sólido. En esencia, el comportamiento se rige por la ecuación (3).

$$\frac{1}{\rho_0 c_s^2} \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} + \nabla \cdot \left(-\frac{1}{\rho} (\nabla p - q_d) \right) = Q_m \quad (3)$$

donde p es la presión, ρ_0 representa la densidad y Q_m la fuente de dominio monopolar que corresponde con una fuente de masa a la derecha de la ecuación de continuidad. La combinación de $\rho_0 c_s^2$ es vista en general a través del módulo de volumen adiabático, denotado comúnmente por β , de manera que el módulo de volumen adiabático es el inverso del coeficiente de compresibilidad $\beta = 1/K_s = 1/\rho_0 c_s^2$ [14]. La presión generada por el modelo termoacústico es distribuida en una esfera dentro del cerebro en una zona común para ependimioma, un tumor maligno dentro del tejido cerebral que es más común en la infancia y para el cual la terapia con protones es la más recomendada [15, 16].

Para reconstruir la posición de la fuente de energía, se usan un conjunto de puntos en la superficie del cráneo (que representan los sensores) en donde se evalúa la aceleración para determinar así los tiempos de llegada (TOA) de la señal. La Figura 1 muestra el conjunto de puntos donde se han tomado las señales en función del tiempo.

2.4. Cerámicas piezoeléctricas

La señal de presión evaluada con el modelo termoacústico es propagada en el tejido cerebral y transmitida por el cráneo produciendo variaciones de aceleración en la superficie de este. Estas variaciones son medidas por un conjunto de sensores piezoeléctricos de geometría optimizada a partir del análisis en impedancia de la frecuencia de reso-

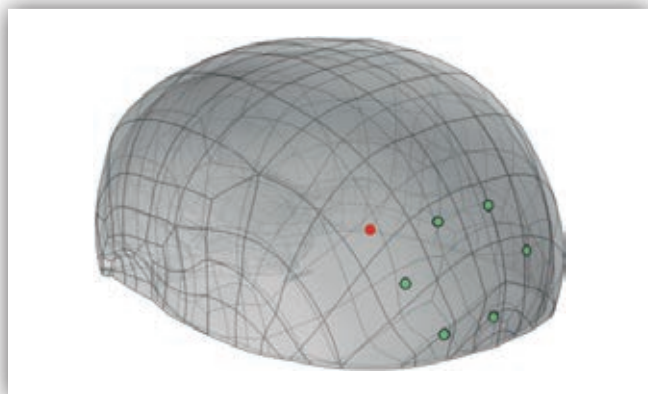


Figura 1. Posición de los sensores piezoeléctricos en la superficie del cráneo. Se representa además la fuente de presión.

nancia y antiresonancia para el primer y segundo modo de vibración radial. El método de optimización aplicado se muestra en diferentes estudios donde se describen los procesos implementados [17, 5] a partir de los resultados experimentales y simulaciones paramétricas con el método de elementos finitos en Comsol Multiphysics. Así, para un ancho de banda determinado la geometría de una cerámica piezoeléctrica PZT puede ser mejorada en términos de su sensibilidad en recepción (RVR) a partir de la evaluación del coeficiente de acoplamiento electromecánico (k) en vibración radial para los dos primeros modos.

2.5. Método de localización

Para la reconstrucción de la posición del pico de Bragg se ha utilizado un método de localización de fuentes acústicas basado en la medida del TDOA (Time Difference of Arrival) de la señal acústica entre cada par de receptores. Este análisis ha sido implementado siguiendo estudios previos [17] donde se explican las técnicas de procesamiento para detectar el tiempo de llegada en cada señal, detalles del algoritmo de localización y los principios del método de resolución de sistemas de ecuaciones no lineales empleando una versión más robusta del método de Newton-Rapson que asegura la convergencia del método [5].

3. Resultados

3.1. Deposición de energía

Empleando el método Monte Carlo en Geant4 y dando como argumentos de entrada valores típicos en tratamiento con partículas pesadas de 100 MeV, un ancho de haz de 1 mm y 10^6 protones por pulso [18], es posible determinar el comportamiento del perfil espacial que describe el pico de Bragg por el recorrido del protón. En el modelo se ha implementado además una interfaz sólida de hueso craneal de 1 cm de acuerdo con los valores de densidad y velocidad de propagación de tejido óseo en edades infantiles [19]. La Figura 2 muestra el perfil de Bragg en función del rango de profundidad en agua teniendo en cuenta la influencia del tejido óseo en el recorrido de la partícula.

3.2. Señal termoacústica

La señal de presión en un punto del espacio se calcula discretizando y evaluando la ecuación (2) en cualquier punto del espacio en función del tiempo. La Figura 3 muestra la presión producida por el pico de Bragg a una distancia aproximada de 20 mm para este caso específico.

A partir del campo termoacústico en campo libre se obtienen las características de una fuente acústica equivalente que generara dicho campo, esta se corresponde

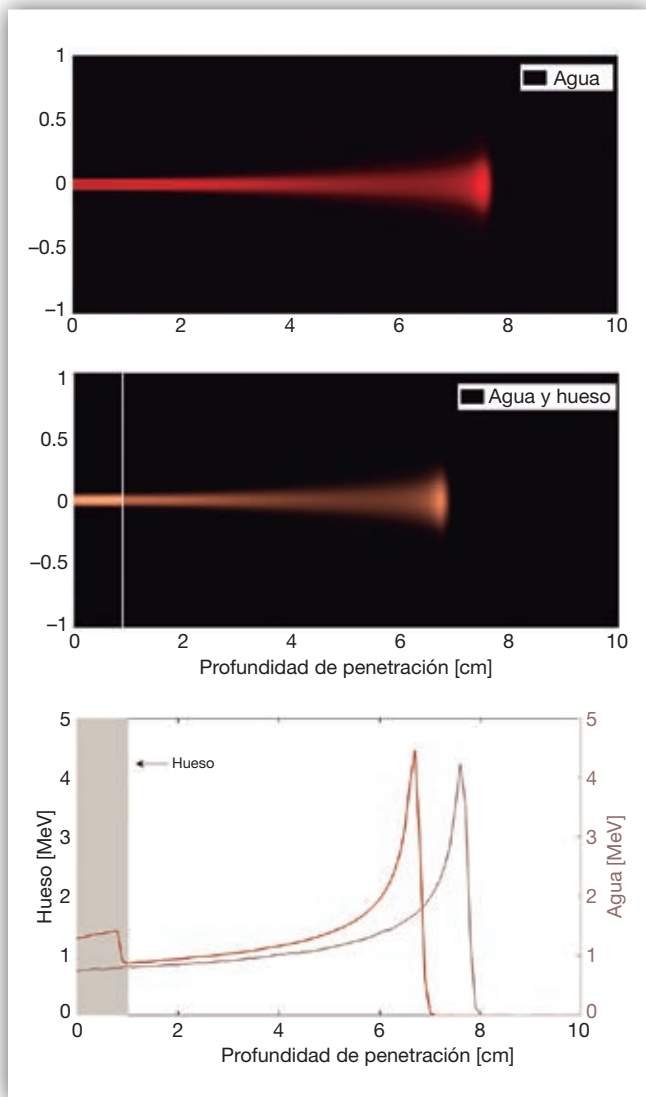


Figura 2. Deposición de energía para un haz de protones con un ancho de haz de 1 mm y 10^6 protones por pulso. Se muestra la simulación con y sin la influencia del tejido óseo.

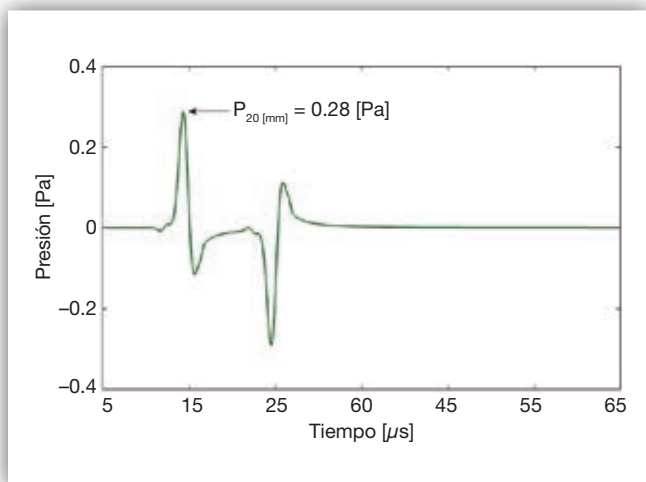


Figura 3. Presión recibida a 20 mm desde el máximo del pico de Bragg en el eje del haz de protones.

con una esfera de 2 mm centrada en el pico de Bragg. Teniendo en cuenta esto, se puede, posteriormente, propagar la señal termoacústica en el interior del cerebro considerando las reflexiones/refracciones que se producen por los cambios de impedancia del cráneo.

3.3. Propagación acústica

Con el perfil oscilatorio de la fuente acústica equivalente calculado anteriormente, la propagación acústica de la señal de presión en el interior del cerebro se calcula empleando el modelado FEM. Para ello, se ha definido de manera uniforme la densidad dentro del cerebro con un valor de 1003 kg/m^3 , pues los valores entre el tejido cerebral y el líquido cefalorraquídeo son similares [20], y velocidad del sonido de 1510 m/s ; para el cráneo, se emplea una densidad de 1600 kg/m^3 y velocidades de propagación de las ondas longitudinales y transversales de 2850 m/s y 1400 m/s , respectivamente [21]. La Figura 4 muestra la propagación dentro del tejido cerebral y la transmisión de la onda en la superficie ósea sólida a partir de una fuente de presión en el instante temporal de simulación de $53 \mu\text{s}$ respecto a la deposición de energía.

La señal propagada puede estudiarse desde varios puntos de vista, sin embargo, y con el fin de obtener la localización de la fuente, es necesario analizar la aceleración sobre las posiciones de los sensores en la superficie del cráneo. La Figura 5 muestra por una parte la presión producida en la superficie interna del cráneo sobre el tejido blando y la aceleración sobre la superficie externa del cráneo obtenida en una de las salidas en el módulo de mecánica de sólidos de Comsol Multiphysics.

La señal recibida es evaluada en tiempo y correlada con la señal emitida por la fuente para obtener los diferentes tiempos de llegada (TDOA) en cada punto evaluado.

3.4. Cerámicas piezoeléctricas

El ancho de banda de la señal de presión de la Figura 3 depende principalmente de las características del

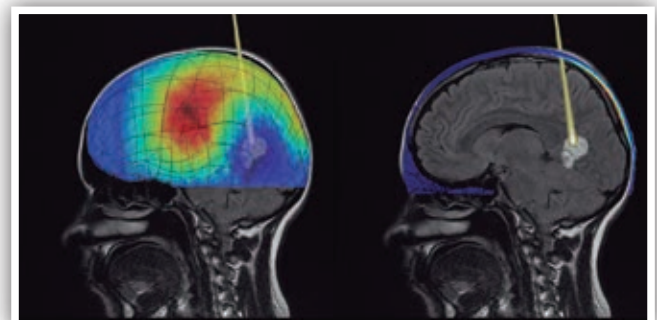


Figura 4. Propagación acústica de la onda de presión en el tejido cerebral y en el tejido óseo.

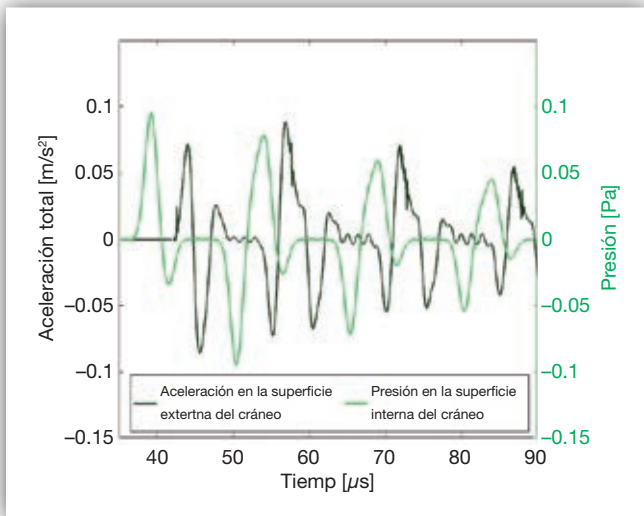


Figura 5. Señal de presión evaluada en la superficie interna del cráneo y la señal de aceleración registrada por uno de los sensores piezoeléctricos.

acelerador (perfil temporal y espacial, energía e intensidad del haz). Para el caso evaluado en este artículo y de acuerdo con los valores de ancho de banda más comunes en aplicaciones médicas con haces de protones [18, 7], la Figura 6 muestra los resultados entre la relación del coeficiente de acoplamiento electromecánico para el primer y segundo modo para variaciones en espesor y diámetro de una cerámica PZT entre 5 y 40 mm. La región sombreada representa los valores para los cuales el ancho de banda es el más indicado. Así, tomando el máximo de la relación k_1/k_2 en dicha región, la mejor opción para optimizar la sensibilidad de una cerámica piezoeléctrica será una cerámica que cumpla con los valores de un diámetro de 20 mm y un espesor de 12 mm y/o un diámetro de 15 mm y un espesor de 9 mm.

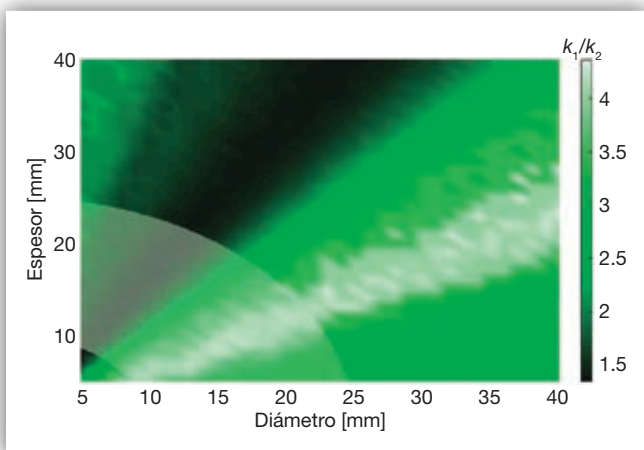


Figura 6. Relación k_1/k_2 para los dos primeros modos de vibración. La zona sombreada representa la relación entre el diámetro y el espesor que optimiza la sensibilidad y la respuesta en frecuencia de la cerámica piezoeléctrica.

Para validar las simulaciones y los resultados de la optimización se han tomado medidas experimentales con una cerámica PIC255 de 25 mm de diámetro y 2 mm de espesor. La Figura 7 muestra los resultados de RVR, tanto los valores experimentales medidos en laboratorio como los de la simulación, para la cerámica de validación y para las cerámicas optimizadas según el modelo simulado.

Con esto, los resultados de RVR en la medida experimental para la cerámica de validación muestran un valor de -210 dB re V/μPa, mientras que para las geometrías optimizadas este valor se incrementa a -185 dB re V/μPa para el caso de diámetro 20 mm y espesor 12 mm y -190 re V/μPa para un diámetro de 15 mm y un espesor de 9 mm.

3.5. Localización acústica

Los tiempos de llegada para cada señal se han obtenido empleando la correlación cruzada. Con las diferencias de tiempos de llegada (TDOA) a los 6 puntos de recepción se puede plantear un sistema de ecuaciones no lineales que permite localizar la posición de la fuente. La Tabla 1 muestra la posición de la fuente (máximo del pico de Bragg de la deposición de energía), los puntos evaluados (posición de los sensores) y la posición de la posición reconstruida (PR) por el algoritmo de localización.

En la Tabla 1 se observa que la desviación entre la posición simulada y la posición reconstruida es menor a 1 mm. Esta posición reconstruida tiene en cuenta además la corrección de la velocidad del sonido en el cráneo con respecto a la velocidad en el agua, y la corrección temporal debida a las ondas transversales y longitudinales propagadas dentro del sólido [22].

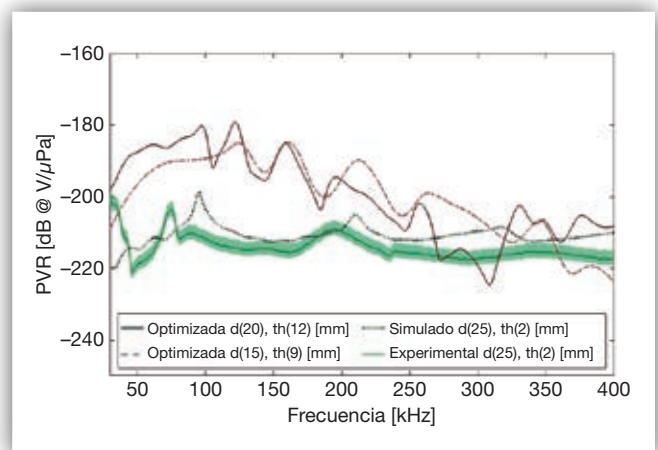


Figura 7. Sensibilidad en recepción (RVR) para una cerámica piezoeléctrica PIC255 con distintos diámetros y espesores. Se contrasta una medida experimental (línea verde sólida) con la simulación (línea verde punteada).

Tabla 1. Posición reconstruida del pico de Bragg junto con las posiciones de los sensores y la fuente emitida.

| | 100 MeV | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | PR |
|---|---------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|
| X | 70.0 | 108.7 | 108.3 | 108.7 | 108.9 | 108.7 | 108.9 | 108.9 | 70.03 |
| Y | 20.0 | -5.0 | -15.0 | -5.0 | 10.0 | 20.0 | 10.0 | 10.0 | 20.06 |
| Z | 14.0 | 2.5 | 4.0 | 5.5 | 5.5 | 4.0 | 2.5 | 2.5 | 14.04 |

4. Conclusiones

Se han realizado estudios relacionados con la deposición de energía en el tejido cerebral empleando simulaciones con el método Monte Carlo para haces de protones con una energía de 100 MeV, un tiempo de haz de 1 μ s y un total de 10^6 protones por pulso. Esta energía está relacionada con un caso clínico específico de tumores cancerígenos cerebrales en edades infantiles (ependioma) donde los métodos tradicionales de radiación y monitorización presentan dificultades a nivel biológico y algunos efectos secundarios para la salud del paciente. Se ha implementado en Matlab una solución particular al modelo termoacústico, con el fin de determinar el pulso de presión en un punto del espacio producido por el haz de protones. Esta señal se ha evaluado en propagación con métodos FEM para determinar las características de transmisión en una interfase líquido-sólido a través del cráneo. Finalmente, la posición de la fuente de energía ha sido reconstruida a partir de la evaluación de la señal recibida en un conjunto de 6 puntos sobre el cráneo empleando métodos numéricos basados en el método de Newton-Raphson para resolución de sistemas de ecuaciones no lineales, consiguiendo reconstruir la posición de la fuente (pico de Bragg) con una resolución submilimétrica. Así pues, sería posible la monitorización de la radiación en hadronterapia con técnicas acústicas.

5. Referencias

- [1] A. Brown y H. Siut, «The centenary of the discovery of the Bragg peak,» *Radiotherapy and Oncology*, vol. 73, pp. 265-268. DOI:10.1016/j.radonc.2004.09.008, 2004.
- [2] C. Greco y S. Wolden, «Current Status of Radiotherapy With Proton and Light Ion Beams,» *American Cancer Society*, vol. 109, n° 7, pp. 1227 - 1238, 2007.
- [3] M. Boerma y e. al., «Effects of ionizing radiation on the heart,» *Mutation Research/Reviews in Mutation Research*, vol. 770, n° B, pp. 319-327. <https://doi.org/10.1016/j.mrrev.2016.07.003>, 2016.
- [4] D. Hladik y S. Tapio, «Effects of ionizing radiation on the mammalian brain,» *Mutation Research/Reviews in Mutation Research*, vol. 770, n° B, pp. 219-230, 2016.
- [5] J. Otero, I. Felis, A. Herrero, J. Merchán y M. Ardid, «Bragg Peak Localization with Piezoelectric Sensors for Proton Therapy Treatment,» *Sensors*, vol. 20, n° 10, p. DOI: <https://doi.org/10.3390/s20102987>, 2020.
- [6] W. Assmann y e. al, «Sonoacoustic characterization of the proton Bragg peak with submillimeter accuracy,» *Medical Physics*, vol. 42, n° 2, pp. 567 - 574, 2015.
- [7] K. C. Jones y e. al, «Proton beam characterization by proton-induced acoustic emission: simulation studies,» *Physics in Medicine and Biology*, vol. 59, n° 21, pp. 6549 - 6563, 2014.
- [8] S. Agostinelli y e. al, «Geant4 - A simulation toolkit,» *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research*, vol. 506, pp. 250 - 303, 2003.
- [9] M. Martins y e. al, «Anthropomorphic phantoms and Geant4-based implementations for dose calculation,» de *IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record (NSS/MIC)*, Orlando, FL, USA, 2009.
- [10] D. Bolst y e. al, «Validaion of Geant4 fragmentation for Heavy Ion Therapy,» *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research, A.*, vol. 869, pp. 68-75. <https://doi.org/10.1016/j.nima.2017.06.046>, 2017.
- [11] E. A. Vallicelli y e. al, «Mixed-Signal Sonoacoustic Analog Front-End for Proton Range Verification with 24 μ m Precision at 0.8 Gy Bragg Peak Dose,» de *2019 26 th IEEE International Conference on Electronics, Circuits and Systems (ICECS)*, Genoa, Italy, 2019, pp. 811 - 814.
- [12] A. Tominaga, «Thermodynamic aspects of thermoacoustic theory,» *Cryogenics*, vol. 35, n° 7, pp. 427-440. DOI: [https://doi.org/10.1016/0011-2275\(95\)93576-L](https://doi.org/10.1016/0011-2275(95)93576-L), 1995.

- [13] G. A. a. e. Pablo C, «Hadrontherapy: a Geant4-Based Tool for Proton/Ion-Therapy Studies,» *Progress in Nuclear Science and Technology*, vol. 2, pp. 207-212. DOI: 10.15669/pnst.2.207, 2011.
- [14] G. U. Documents, «www.cern.ch,» 2019. [En línea]. Available: <http://geant4-userdoc.web.cern.ch/geant4-userdoc/Welcome/IntroductionToGeant4/html/introductionToGeant4.html>. [Último acceso: 03 12 2018].
- [15] R. Abolfath, C. Peeler, D. Mirkovic, R. Mohan y D. Grosshans, «A DNA damage multiscale model for NTCP in proton and hadron therapy,» *Medical Physics*, vol. 47, n° 4, pp. 2005-20012. DOI: <https://doi.org/10.1002/mp.14034>, 2020.
- [16] T. Yock y N. Tarbell, «Technology Insight: proton beam radiotherapy for treatment in pediatric brain tumors,» *Nature Clinical Practice Oncology*, vol. 1, pp. 97-103. DOI: 10.1038/ncponc0090, 2004.
- [17] J. Otero, I. Felis, M. Ardid y A. Herrero, «Acoustic Localization of Bragg Peak Proton Beams for Hadrontherapy Monitoring,» *Sensors*, vol. 19, n° 9, p. doi: 10.3390/s19091971, 2019.
- [18] M. Ahmad y e. al., «Theoretical detection threshold of the proton-acoustic range verification technique,» *Medical Physics*, vol. 42, n° 10, pp. 5735 - 5744, 2015.
- [19] T. W. Barber, J. A. Brockway y L. S. Higgins, «The density of tissues in and about the head,» *Acta Neurológica Scandinavica*, vol. 46, n° 1, pp. 85 - 92, 1970.
- [20] L. Palaniappan y V. Velusamy, «Ultrasonic study of human cerebrospinal fluid,» *Indian Journal of Pure & Applied Physics*, vol. 42, pp. 591-594, 2004.
- [21] P. White, G. Clement y K. Hynynen, «Longitudinal and shear mode ultrasound propagation in human skull bone,» *Ultrasound Medicine & Biology*, vol. 32, n° 7, pp. 1085-1096, 2006.
- [22] J. L. Rose y P. B. Nagy, «Ultrasonic Waves in Solid Media,» *The Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 107, p. DOI: 10.1121/1.428552, 2000.

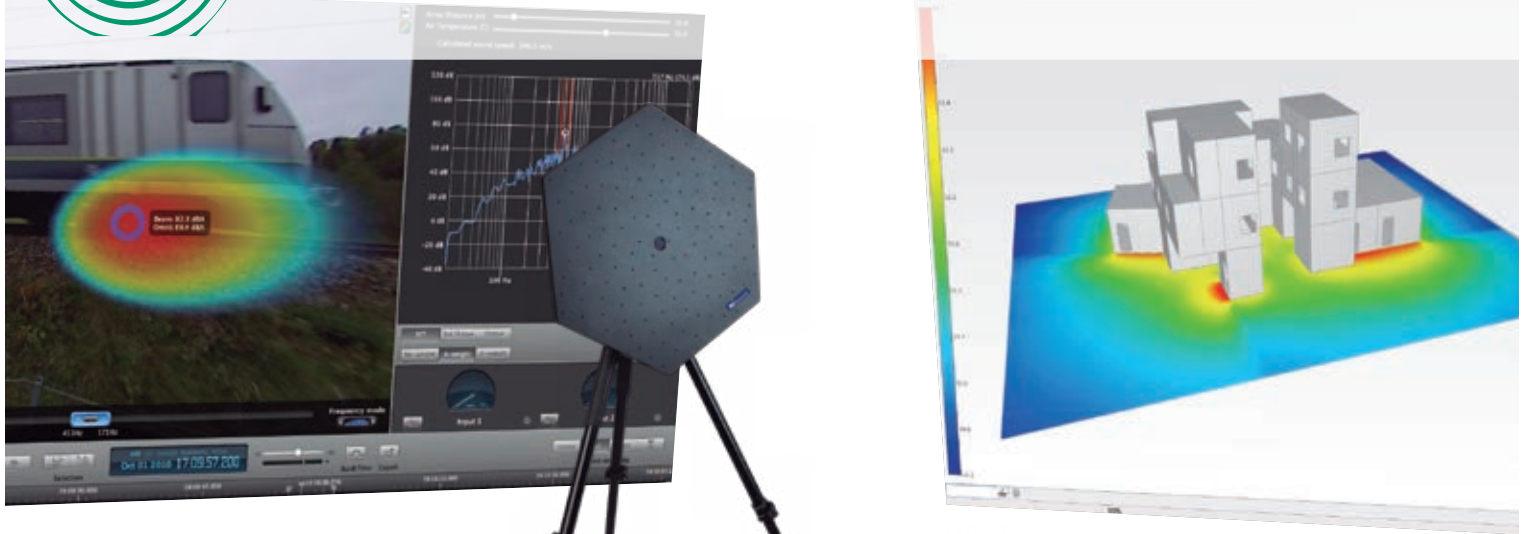
Índice de anunciantes

| | Pág. |
|----------------------------------------|--------------|
| Acousticware | 2 |
| Saint-Gobain Isover | 10 |
| Audiotec | 23 |
| AAC Centro de Acústica Aplicada | 30 |
| Brüel & Kjaer | 39 |
| Sto | 53 |
| Cesva Instruments | 60-61 |
| Decustik | 73 |
| Datakustik | 97 |



Acousticware

software and hardware for acousticians



Desarrolladores y proveedores de software y dispositivos para ingeniería acústica



WWW.ACOUSTICWARE.COM

arena APTA

ALTAS PRESTACIONES
TÉRMICAS y ACÚSTICAS

PYL 122/600(70)LM
53,1 R_A
(dBA)

34 λ
mW/m.K

A1 Euroclase
Totalmente
incombustible

Hasta
2,60 R_t
m².K/W

No hidrófilo
WS ≤ 1
Kg/m²