



MX0500394

VIII Conferencia Internacional/XVIII Congreso Nacional sobre Dosimetría de Estado Sólido  
7-9 Septiembre de 2005, Zacatecas, Zac. México

## ATENUACIÓN DE LOS RAYOS GAMMA EN TEJIDOS

Areli Arcos-Pichardo<sup>a</sup>, Salvador Rodríguez-Neri<sup>a,b</sup>, Araceli Pinedo-Solís<sup>a,c</sup>, Paulina Amador-Valenzuela<sup>a</sup>, Alejandro Chacón-Ruiz<sup>a,d</sup> y Héctor René Vega-Carrillo<sup>a,d</sup>

<sup>a</sup>Unidad Académica de Estudios Nucleares  
C. Ciprés 10, Fracc. La Peñuela, 98068, Zacatecas, Zac.

<sup>b</sup>Unidad Académica de Ciencias Químicas.

Km. 0.5 Carr. A Cd. Cuahutémoc, Guadalupe, Zac.

<sup>c</sup>Hospital General de Zona No. 1 del IMSS, Alameda 45, 98920 Zacatecas, Zac.

<sup>d</sup>Unidad Académica de Ingeniería, Av. López Velarde s/n, 98068 Zacatecas, Zac.

Buzón electrónico: [fermineutron@yahoo.com](mailto:fermineutron@yahoo.com)

### Resumen

Se calculó el coeficiente de atenuación másico y lineal de tejido hepático, muscular, óseo y de cerebro ante rayos gamma de  $10^{-3}$  a  $10^5$  MeV. Para el caso del tejido óseo el cálculo se hizo para el cartílago, el tejido cortical y la médula ósea. Durante los cálculos se utilizó la composición elemental de los tejidos de origen humano. Los cálculos incluyen por separado el Efecto Fotoeléctrico, la Dispersión de Compton y la Producción de Pares, así como el total. Para establecer una comparación con las capacidades de atenuación también se calcularon los coeficientes del agua, el aluminio y el plomo. El estudio se complementó midiendo el coeficiente de atenuación de tejido hepático de bovino ante rayos gamma de 0.662 MeV de una fuente de  $^{137}\text{Cs}$ . La medición se hizo a través de un experimento de transmisión de fotones a través de muestras congeladas de tejido hepático y con un detector Geiger-Mueller.

**Palabras clave:** Tejidos, radiación gamma, atenuación, Cs-137

### INTRODUCCIÓN

El descubrimiento, por serendipia, de los rayos X por Röntgen en 1895, marcó la introducción de un fenómeno natural inesperado: “la radiactividad”.<sup>(1)</sup>

El uso de la radiación en diversas aplicaciones como la biología, agricultura y medicina requiere de la determinación de las características de la interacción de la radiación con la materia.<sup>(2)</sup> entre estas características está el coeficiente de atenuación, que ha sido medido para fotones de diversas energías y para varios materiales.<sup>(3,4)</sup> El coeficiente de atenuación másico de elementos, moléculas y materiales ha sido ampliamente utilizado en la física espacial, la dosimetría, la física del plasma y diversos estudios.<sup>(5)</sup> Para fotones de baja energía ( $E < 5$  keV), diversos factores hacen que el estudio de la atenuación de los rayos gamma aún sea un problema por estudiarse. Entre estos factores están la incertidumbre en las intensidades de emisión, la auto absorción de la fuente y las limitaciones discretas.<sup>(6)</sup> El coeficiente de atenuación lineal,  $\mu$ , el cual rige la penetración de rayos X y los rayos gamma monoenergéticos, es la suma de los coeficientes de tres tipos de interacción:

1. Efecto Fotoeléctrico, proceso en el cual un fotón que incide con una energía  $h\nu$  es absorbido por un átomo, el fotón desaparece y un electrón es arrancado del átomo. Este tipo de interacción es el que predomina en fotones con bajas energías (varias decenas o cientos de KeV, dependiendo del número atómico del átomo absorbedor). Conforme la energía aumenta su influencia disminuye rápidamente.<sup>(1)</sup>
2. Dispersión de Compton. Si un fotón de energía  $h\nu$  colisiona con un electrón libre, el fotón es dispersado en un ángulo  $\theta$  y con una energía  $h\nu'$  que es menor que  $h\nu$ . La energía que pierde el fotón es cedida al electrón que a su vez es dispersado en un ángulo  $\phi$ . La energía cinética del electrón es igual a la energía que perdió el fotón. La dispersión de Compton es el modo de interacción dominante para fotones de energía media.<sup>(7)</sup>
3. Producción de Pares. Un fotón con energía  $h\nu \geq 1.022$  MeV al interactuar con el campo del núcleo atómico desaparece, y en su lugar aparece un par de partículas: el electrón y el positrón.<sup>(1)</sup>

Si la densidad del medio con la que interactúa el fotón es  $\rho$ , la penetración también puede ser caracterizada por el coeficiente de atenuación másico ( $\mu/\rho$ ).

Diversos materiales han sido caracterizados determinando su capacidad para atenuar la radiación gamma, sin embargo para el caso de materiales biológicos esta caracterización no es frecuente<sup>[8-10]</sup> esta carencia ha motivado investigaciones tendientes a determinar las propiedades atenuadoras de diversos materiales.<sup>(11-15)</sup>

Para algunos tipos de tumores se utilizan fotones gamma con el fin de reducir el tamaño del tumor o bien para erradicarlo. En este tipo de tratamiento un haz de fotones gamma es dirigido hacia el tumor con la intención de depositar la mayor cantidad de energía sobre el tumor intentando reducir la dosis al tejido sano; por tanto es importante conocer la capacidad de atenuación que presentan diversos tejidos. La medición del coeficiente de atenuación de los tejidos humanos ante los rayos gamma es difícil debido al problema que implica obtener muestras suficientes de tejido de origen humano, sin embargo una alternativa es utilizar tejido de origen animal, siempre que la composición elemental de éstos sea similar al del humano.

El propósito de este estudio fue determinar los coeficientes de atenuación, lineal y másico, de algunos tejidos humanos de mediante cálculos. El coeficiente de atenuación lineal se comparó con el del agua, el aluminio y el plomo. Con el fin de explorar la posibilidad de utilizar tejidos de origen animal, como sustituto para estudios de atenuación, además se midió el coeficiente de atenuación lineal de tejido hepático de bovino ante fotones de 0.662 MeV.

## MATERIALES Y MÉTODOS

### Cálculos

El coeficiente de atenuación másico fue calculado mediante el código WinXCOM<sup>(14, 15)</sup>. A este código, se le proporcionó la concentración elemental de tejido humano de cerebro, muscular, hepático y óseo. El tejido óseo estudiado incluye el cartílago, el cortical y la médula ósea, cuyas composición elemental se obtuvo de ICRU 44<sup>(16)</sup>. Estos tejidos tienen en común H, C, N, O, Na, P, S y Cl. La concentración elemental de los tejidos se muestra en la tabla 1.

Tabla 1.- Fracción en peso [o/w], de los elementos de los tejidos.

Tejido	H	C	N	O	Na	P	S	Cl	K	Ca	Fe
Cerebro	10.7	14.5	2.2	71.2	0.2	0.4	0.2	0.3	0.3	0	0
Hígado	10.2	13.9	3.0	71.6	0.2	0.3	0.3	0.2	0.3	0	0
Músculo	10.2	14.3	3.4	71.0	0.1	0.2	0.3	0.1	0.4	0	0
Cartílago	9.6	9.9	2.2	74.4	0.5	2.2	0.9	0.3	0	0	0
Cortical	3.4	15.5	4.2	43.5	0.1	0.2	10.3	0.3	0	22.5	0
Médula	10.5	41.4	3.4	43.9	0	0.1	0.2	0.2	0.2	0	0.1

En la tabla 2 se muestran las densidades de los tejidos.

Tabla 2.- Densidad de los tejidos

Tejido	Densidad [g-cm <sup>-3</sup> ]
Cerebro	1.04
Hígado	1.06
Músculo	1.05
Cartílago	1.10
Cortical	1.92
Médula	1.03

La mayoría de los tejidos tiene una densidad similar a la del agua, excepto el tejido óseo cortical que es el tejido más compacto de los huesos. En la figura 1 se muestra la médula y el tejido cortical o compacto.

Con los valores de los coeficientes de atenuación másico y las densidades se calculó el coeficiente de atenuación lineal de los tejidos. Con el fin de hacer una comparación con materiales comunes, estos mismos cálculos se realizaron para el agua, el aluminio y el plomo.

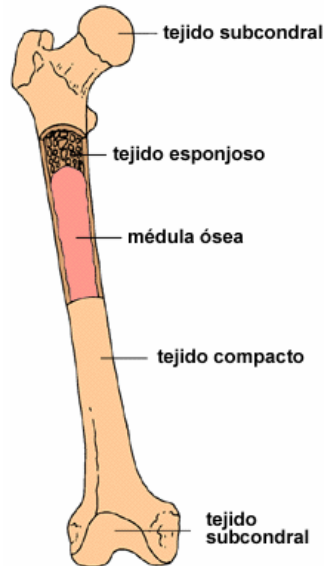


Figura 1.- Tipos de tejido en el hueso.

### **Medición del coeficiente de atenuación lineal de tejido hepático.**

Las muestras de tejido hepático se obtuvieron de bovino. El hígado se molió para formar una mezcla homogénea que se utilizó para llenar 9 cilindros de 5.0 cm de diámetro por 5.0 cm de longitud, los cilindros son de cobre de 0.2 cm de espesor. Las muestras se congelaron a  $-95\text{ }^{\circ}\text{C}$  para manejarlas como piezas sólidas y estables durante el proceso de medición. En la figura 2 se muestra el proceso de llenado de los cilindros con el tejido molido.



Figura 2.- Llenado de los cilindros con el tejido Hepático.

En la figura 3 se presentan las muestras congeladas.



Figura 3.- Muestras congeladas.

Para medir la densidad del tejido hepático se tomó una muestra de 25 ml del tejido molido y su peso se midió en una balanza analítica.

Para la medición del coeficiente de atenuación las muestras se colocaron a lo largo del eje axial de los cilindros, éstos fueron expuestos ante un campo angosto de radiación gamma proveniente de una fuente de  $^{137}\text{Cs}$  de 725.7 MBq.

Las muestras se colocaron en forma sucesiva y para cada arreglo se registraron las cuentas debidas a los fotones que no interactuaron con el tejido. En la figura 4 se muestra el arreglo experimental. Las cuentas se midieron con un detector Geiger-Mueller. Para cada muestra se hicieron 5 mediciones de 20 segundos y el fondo se midió en 10 ocasiones.

Las cuentas medidas para cada muestra se promediaron y se corrigieron por la contribución del fondo que a su vez se obtuvo promediando los diez valores medidos. Con los valores corregidos se hizo una regresión por mínimos cuadrados ponderados <sup>(17)</sup> a una función exponencial.



Figura 4.- Arreglo experimental

## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

### Cálculos.

En la figura 5 se muestra el coeficiente de atenuación másico del tejido cerebral.

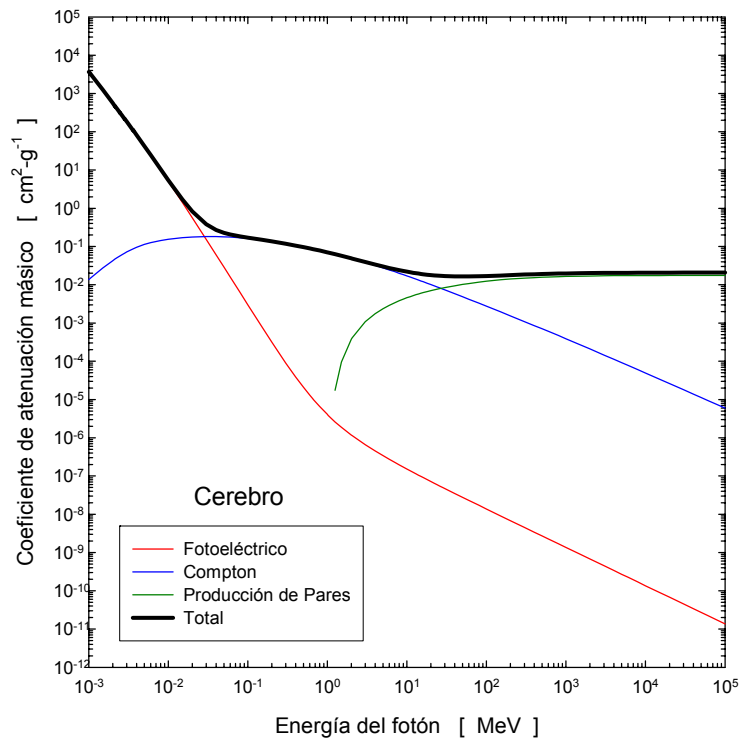


Figura 5.- Coeficiente de atenuación másico del tejido cerebral.

En esta figura se observa la influencia de los tres procesos más importantes de la interacción de los rayos gamma con la materia. Se puede observar que para energías menores a  $2 \times 10^{-2}$  MeV el fenómeno más importante es el efecto fotoeléctrico. Entre  $2 \times 10^{-2}$  y aproximadamente 30 MeV la dispersión de Compton supera al efecto fotoeléctrico. La producción de pares ocurre para fotones cuya energía es superior a 1.022 MeV y a partir de 30 MeV la producción de pares se vuelve el proceso más importante. Esta situación reviste especial importancia en el caso de estudios dosimétricos ya que la producción de pares genera un par de partículas cargadas (negatrón y positrón) cuya energía es depositada en puntos vecinos al sitio donde se generan, situación similar se produce en el efecto fotoeléctrico donde la energía de fotón es cedida para desprender al electrón y conferirle cierta cantidad de energía cinética. La atenuación másica total es la suma de los tres fenómenos. En la figura 6 se muestra el coeficiente de atenuación másico del tejido muscular y en la figura 7 se muestra el del tejido hepático.

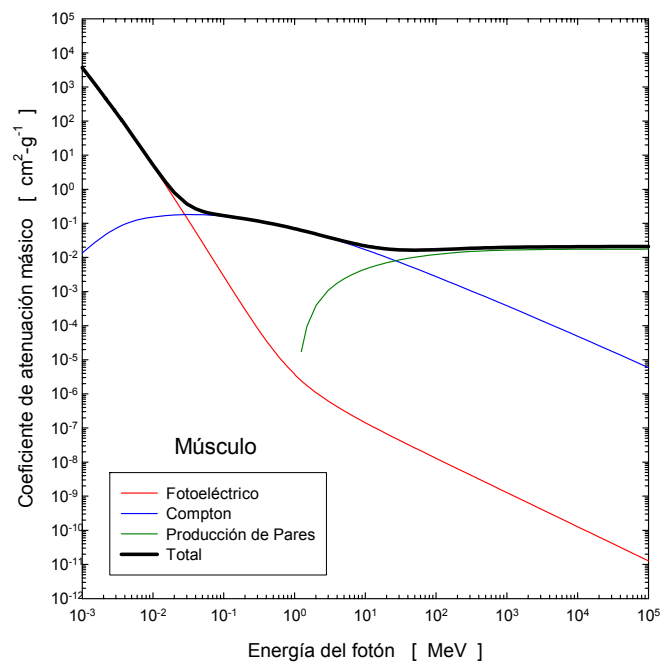


Figura 6. Coeficiente de atenuación másico del tejido muscular.

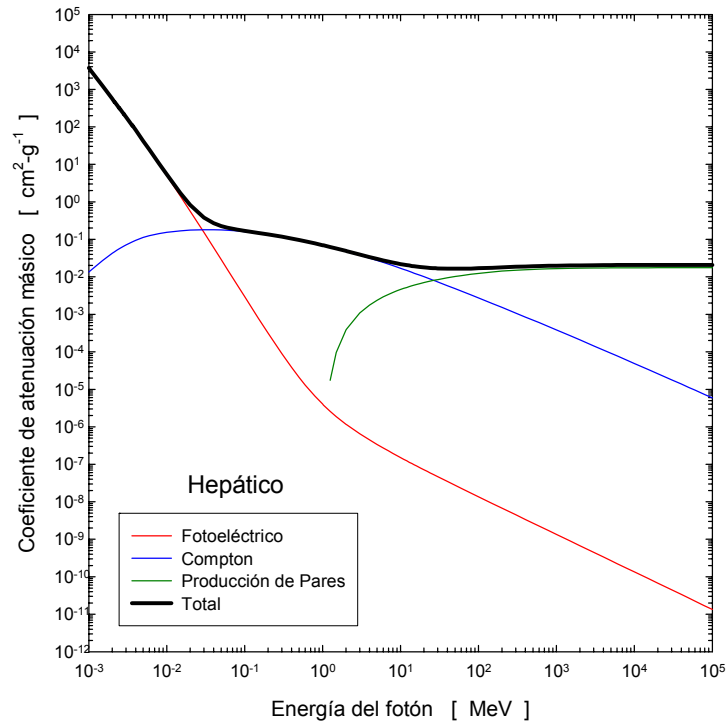


Figura 7.- Coeficiente de atenuación másico del tejido hepático.

En las figuras 8, 9 y 10 se muestran los coeficientes de atenuación másico del tejido cartílago, médula ósea y cortical respectivamente.

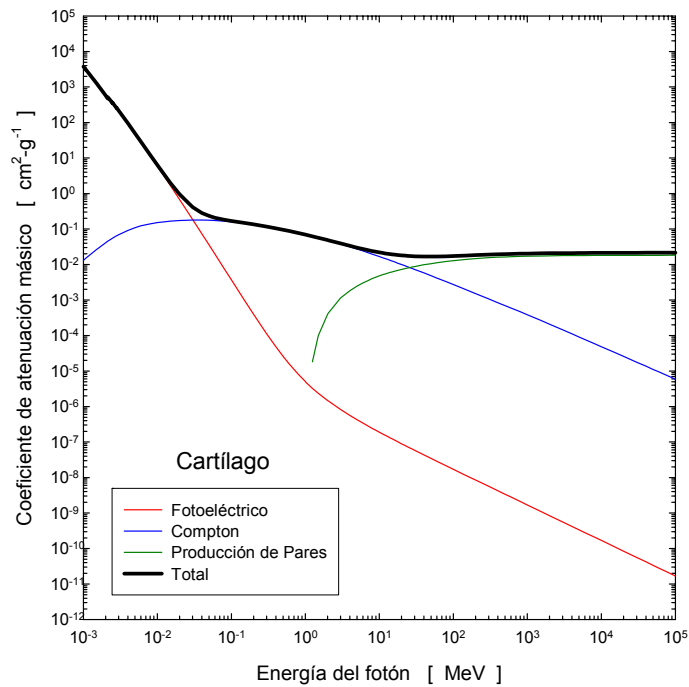


Figura 8.- Coeficiente de atenuación másico del cartílago.



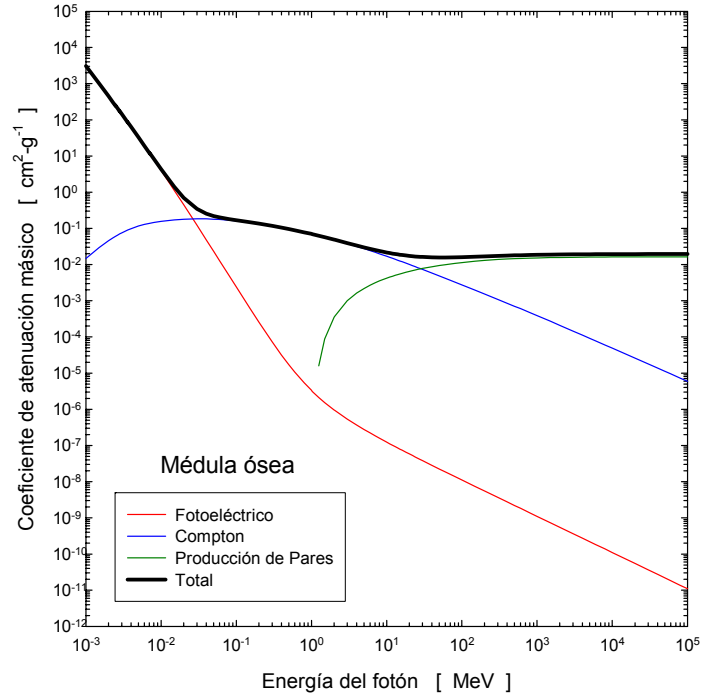


Figura 9.- Coeficiente de atenuación másico de la médula ósea.

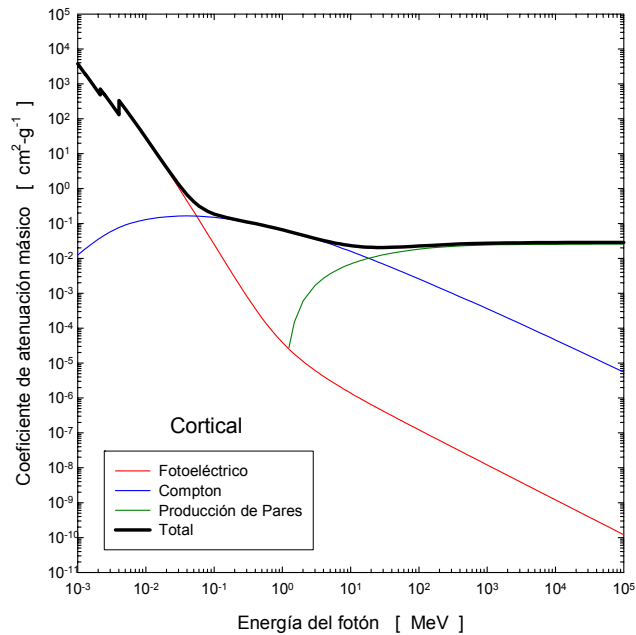


Figura 10.- Coeficiente de atenuación másico del tejido cortical.

A diferencia del resto de los tejidos, el tejido cortical muestra resonancias en los coeficientes de atenuación másico. Estas resonancias se generan por la presencia significativa del S y el Ca. En la figura 11 se muestran los coeficientes de atenuación lineal de los tejidos de origen óseo y se comparan con el Al y el Pb.

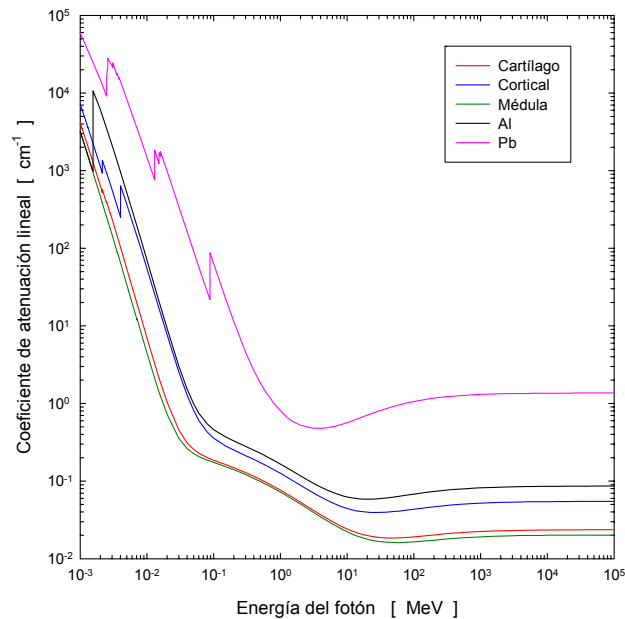


Figura 11.- Coeficiente de atenuación lineal de los tejidos óseos, el Al y el Pb.

En la figura 12 se muestran los coeficientes de atenuación lineal de los tejidos de cerebro, hepático, muscular, hueso cortical y el agua. Aquí se puede observar que todos los tejidos, excepto el cortical, tienen aproximadamente las mismas características de atenuación de los rayos gamma que el agua.

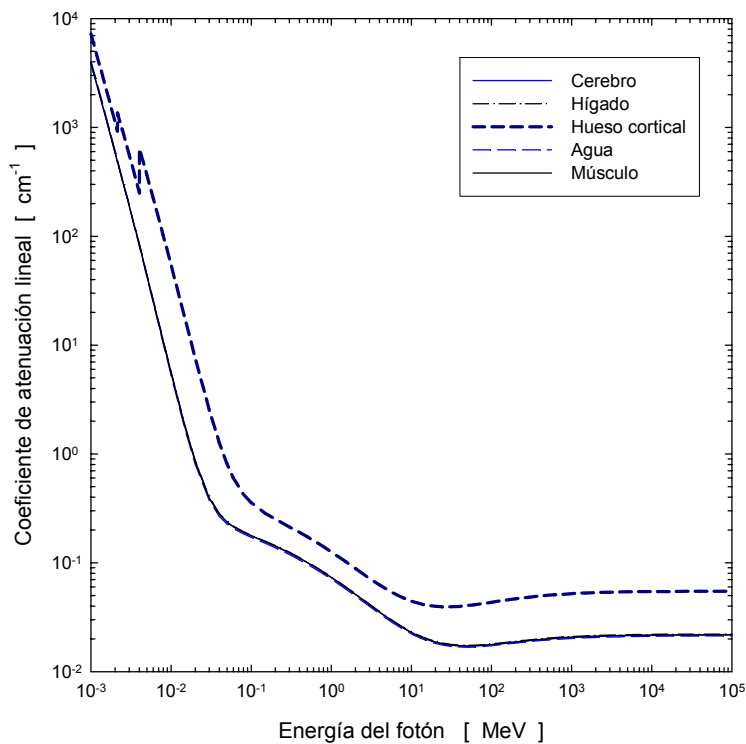


Figura 12.- Coeficiente de atenuación lineal del tejido cerebral, hepático, muscular, cortical y agua.

La distribución de los coeficientes másicos, parciales y el total, es similar a la reportada por El-Kaleb y Abdul-Hamid<sup>(2)</sup> y por Hubbel<sup>(8)</sup>.

### Coefficiente de atenuación lineal de tejido hepático.

De la determinación de la densidad se encontró que el tejido hepático de bovino utilizado tiene un valor de  $1.0393 \pm 2\% \text{ g-cm}^{-3}$ , este valor es inferior al reportado para el tejido hepático humano ( $1.06 \text{ g-cm}^{-3}$ ), sin embargo el valor es muy próximo al de la densidad del agua.

En la tabla 3 se muestran las tasas de conteo medidas en función del número de muestras alineadas, así como las cuentas debidas a la radiación de fondo. Aquí se observa que la tasa de conteo disminuye conforme se incrementa el número de muestras, lo que implica que conforme agregamos una mayor cantidad de tejido el número de fotones que no colisiona disminuye.

Tabla 3.- Resultados experimentales

Muestra	Tasas de conteo [cuentas/20seg]										Promedio	
0	2516	2438	2439	2464	2370							2445 ± 52
1	1550	1534	1580	1584	1557							1561 ± 20
2	1030	1006	1000	982	1070							1018 ± 34
3	680	714	660	675	680							682 ± 20
4	453	439	449	400	429							434 ± 21
5	285	286	315	323	299							302 ± 17
6	208	207	177	223	206							204 ± 17
7	167	175	160	137	143							156 ± 16
8	138	113	107	126	115							120 ± 12
9	69	81	96	93	99							88 ± 12
Fondo	24	15	24	10	17	17	24	15	15	15		18 ± 5

En tabla 4 se muestran los promedios de las tasas de conteo corregidas por el fondo en función del espesor de las muestras.

Tabla 4.- Relación entre las tasas de conteo y el espesor de las muestras.

Espesor [cm]	Tasas de conteo promedio corregidas por fondo [cuentas / 20 seg]
0.0 ± 0.5	2427 ± 132
5.0 ± 0.5	1543 ± 82
10.0 ± 0.5	1000 ± 55
15.0 ± 0.5	664 ± 36
20.0 ± 0.5	416 ± 24
25.0 ± 0.5	284 ± 16
30.0 ± 0.5	186 ± 11
35.0 ± 0.5	138 ± 8
40.0 ± 0.5	102 ± 6
45.0 ± 0.5	70 ± 4

En esta tabla la incertidumbre asociada al espesor de las muestras se fijó en 0.5 cm debido a que por el proceso de congelación el tejido se expandió en la parte central formando en el eje central del cilindro una superficie convexa. Las incertidumbres asociadas a las tasas de conteo se obtuvieron mediante,

$$\sigma = \sqrt{\sigma_C^2 + \sigma_B^2} \quad (1)$$

donde  $\sigma$  es la incertidumbre de las tasas de conteo corregidas por fondo,  $\sigma_C$  es la desviación estándar de las cuentas sin corregir por fondo y  $\sigma_B$  es la desviación estándar del fondo.

En la figura 13 se muestra el resultado del ajuste, a una función exponencial, por mínimos cuadrados ponderados de los datos experimentales de la tabla 4.

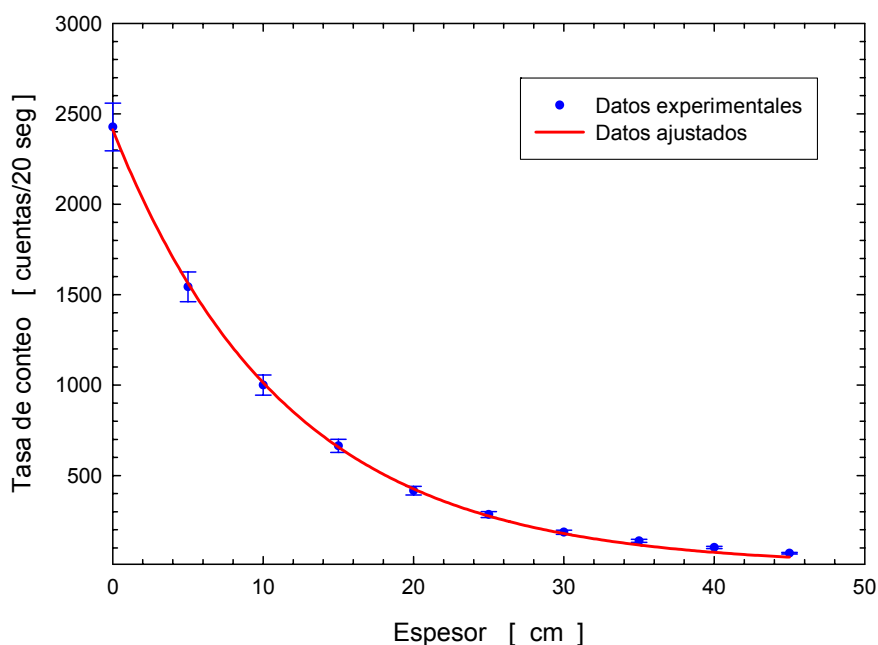


Figura 13.- Datos experimentales y ajuste.

Durante el ajuste el factor de ponderación utilizado fue el recíproco de la suma de las varianzas de los valores del espesor y del promedio de las tasas de conteo corregidas por el fondo. La función ajustada es  $I(x) = (2412 \pm 17) \text{Exp} [ - (0.0867 \pm 0.0011) x ]$ . En el argumento de la función exponencial se encuentra el valor medido del coeficiente de atenuación total lineal que es  $\mu = 0.0867 \pm 0.0011 \text{ cm}^{-1}$  para fotones de 0.662 MeV.

De los valores calculados se obtuvo el coeficiente total másico de atenuación para rayos gamma de 0.662 MeV, que resultó de  $\mu/\rho = 0.0853 \text{ g}\cdot\text{cm}^{-3}$ . Utilizando el valor de la densidad medida del tejido, el coeficiente total lineal calculado es  $\mu = 0.0887 \pm 0.0018 \text{ cm}^{-1}$ . Este valor se comparó con el medido ( $\mu = 0.0867 \pm 0.0011 \text{ cm}^{-1}$ ), mediante la prueba de t-student de dos colas y se encontró que las diferencias no son estadísticamente significativas.

## CONCLUSIONES

El H, C, N y O aparecen en forma importante en la mayoría de los tejidos y la presencia de estos elementos determina su capacidad de atenuar la radiación gamma. Por lo tanto en estudios de atenuación de los rayos gamma los tejidos blandos se pueden sustituir por tejidos de origen animal o bien por agua.

En el caso del tejido óseo cortical o compacto presenta un comportamiento diferente al resto de los tejidos ya que en éste el S y el Ca aparecen en una concentración mayor que en los otros tejidos. El coeficiente de atenuación másico presenta dos resonancias, una a  $2.472 \times 10^{-3}$  MeV, que corresponde al S y otra a  $4.038 \times 10^{-3}$  MeV que corresponde al Ca. Al compararlo con el agua y el aluminio, el comportamiento del tejido cortical es mas similar al del Al que al resto de los tejidos, por lo tanto en estudios de atenuación de la radiación gamma se podría utilizar tejido óseo de origen animal cuya concentración de S y Ca sea similar al del humano.

A través de un experimento de atenuación de rayos gamma emitidos por el  $^{137}\text{Cs}$  se midió el coeficiente de atenuación lineal total de tejido hepático que se obtuvo de bovino. Este parámetro se calculó mediante el código WinXCom donde se utilizó la concentración elemental del tejido hepático humano. De los cálculos se encontró que el coeficiente de atenuación lineal del tejido hepático es de  $\mu = 0.0887 \pm 0.0018 \text{ cm}^{-1}$ , mientras que el valor experimental es de  $0.0867 \pm 0.0011 \text{ cm}^{-1}$ , este valor es 2.4 % inferior al calculado.

La capacidad de atenuación que ante los fotones gamma presenta el agua es similar al del tejido hepático. En éste, los elementos más abundantes son el oxígeno, carbono, hidrógeno y el nitrógeno, el resto de los elementos aparecen en concentraciones pequeñas que no influyen significativamente en la atenuación de los rayos gamma. Esto justifica el uso del agua como sustituto del tejido humano en estudios de dosimetría gamma.

## REFERENCIAS

1. Turner, J.E. *Interaction of ionizing radiation with matter*. Health Phys. **86**, 228-252. (2004).
2. El-Kaleb, A.H. and Abdul-Hamid, A.S. *Photon attenuation coefficients study for some materials containing hydrogen, carbon and oxygen*. Appl. Radiat. Isot. **42**, 303-307. (1991).
3. Kerur, B.R., Thontadarya, S.R. and Hanumaiah, B. *A novel method for the determination of x-ray mass attenuation coefficients*. Appl. Radiat. Isot. **42**, 571-575. (1991).
4. Akimoto, T., Yoshida, T., Nakamura, R., Sato, K., Murai, I. and Fujita, F. *Measurements of mass attenuation coefficients around the K absorption edge of semiconductors by parametric X-rays*. Radiat. Phys. Chem. **71**, 643-645, (2004).
5. Teli, M.T., Nathuram, R. and Mahajan, C.S. *Single-experiment simultaneous-measurement of elemental mass-attenuation coefficients of hydrogen, carbon*

- and oxygen for 0.123-1.33 MeV gamma rays. Radiat. Measurement. 32, 329-333, (2000).*
6. Lépy, M.Ch., Ferreux, L. and Plagnard, J. *A tunable monochromatic X-ray source for metrological studies in the 1-20 KeV energy range: application to the measurement of attenuation coefficients. Appl. Radiat. Isot. 60, 159-165, (2004).*
  7. Gopinath, D.V. and Gopala, K. *Analytical computation of the Compton continuum in gamma ray spectrometry. Radiat. Phys. Chem. 56, 525-534, (1999).*
  8. Hubbel, J.H. *Review of photon interaction cross section data in the medical and biological context. Phys. Med. Biol. 44, R1-R22, (1999).*
  9. Maughan, R.L., Chuba, P., Porter, A.T., Ben-Josef, E., Lucas, D.R. and Bjamgard, B.E. *Mass energy-absorption coefficients and mass collision stopping powers for electrons in tumors of various histologies. Med. Phys. 26, 472-477, (1999).*
  10. Castro, C.R.F., Barroso, R.C., Anjos, M. J., Lopes, R. T. and Braz, D. *Coherent scattering characteristics of normal and pathological breast human tissues. Radiat. Phys. Chem. 71, 649-651, (2004).*
  11. Bhanal, G.S. and Singh, K. *Study of photon attenuation coefficients of some multielement materials. Nucl. Sci. Eng. 116, 218-222, (1994).*
  12. Prasad, S.G., Parthasaradhi, K. and Bloomer, W.D. *Effective atomic numbers of composite materials for total and partial interactions processes for photons, electrons, and protons. Med. Phys. 24, 883-885, (1996).*
  13. Murthy, C.R., Rao, A.S.N. and Rao, G.K. *Z-dependence of photon interactions in simulate materials. Appl. Radiat. Isot. 51. 335-339, (1999).*
  14. Gerward, L., Guilbert, N., Jensen, K.B. and Levring, H. *X-ray absorption in matter. Reengineering XCOM. Radiat. Phys. Chem. 60, 23-24, (2001).*
  15. Gerward, L., Guilbert, N., Jensen, K.B. and Levring, H. *WinXCom-a program for calculating X-ray attenuation coefficients. Radiat. Phys. Chem. 71, 653-654, (2004).*
  16. ICRU. *Tissue substitutes in Radiation Dosimetry and Measurements. International Commission on Radiation Units and Measurements Report 44, (1989).*
  17. Vega-Carrillo, H.R. *Least squares for different experimental cases. Rev. Méx. Fís. 35, 597-602, (1989).*