



CALCULO DE DOSIS EN BRAQUITERAPIA OCULAR CON HILOS DE Ir- 192 UTILIZANDO LA INTEGRAL DE SIEVERT Y CORREGIDA POR ATENUACIÓN Y DISPERSIÓN CON LOS POLINOMIOS DE MEISBERG

M. Giselle Bernui de V.^{a*}, Augusto Cárdenas R.^b

^a Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas, Físico Medico, Radioterapia, Lima - Perú.

^b UNI, Tesista, Maestría en Ciencias, Mención en Física Medica; Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas - Radioterapia. Lima - Perú.

Resumen

La braquiterapia ocular, muchas veces única alternativa para conservar el órgano visual en pacientes de cáncer ocular, se viene realizando en el Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas utilizando hilos de Ir 192; los cuales, se colocan en forma radial sobre la superficie interior de un casquete esférico de oro de 18 K; el casquete permanece en el ojo hasta alcanzar la dosis prescrita por el médico.

El objetivo principal de este trabajo es poder calcular de una manera correcta y práctica el tiempo que debe durar el tratamiento de braquiterapia ocular para alcanzar la dosis prescrita por el médico. Para alcanzar este objetivo se ha utilizado la integral de Sievert corregida por efectos de atenuación y dispersión (polinomios de Meisberg); calculándola por el método de Simpson. En los cálculos mediante la integral de Sievert no se toma en cuenta la dispersión producida por el casquete de oro ni la variación de la constante de frecuencia de exposición con la distancia.

Los cálculos mediante integral de Sievert son comparados con los obtenidos utilizando el código de simulación Monte Carlo Penélope, donde se observa que concuerdan a distancias de la superficie del casquete mayores o iguales a 2mm.

Palabras claves: Física Medica, Radioterapia, Braquiterapia, Baja Tasa de Dosis

Abstract

The ocular brachytherapy, some times the only alternative to conserve the visual organ in patients of ocular cancer, comes making in the Instituto Nacional de Enfermedades Neoplasicas using threads of Ir 192; which, are placed in radial form on the inner surface of a spherical gold cap of 18 K; the cap remains in the eye until reaching the dose prescribed by the doctor.

The primary target of this work is to be able to calculate of a correct and practical way the time that must last the treatment of ocular brachytherapy to reach the dose prescribed by the doctor. In order to reach this objective, it is use the integral of Sievert corrected by attenuation effects and dispersion (polynomials of Meisberg); calculating it by the method of Simpson. In the calculations using integral of Sievert the dispersion produced by the gold cap and the variation of the constant of dose rate with the distance is not taken into account.

The calculations by means of integral of Sievert are compared with the obtained ones using the simulation code Monte Carlo Penélope, where it is observed that both calculation are agree to distances greater than 2mm from the surface cap.

PACS: 28.70.+y; 42.62.Be; 87.53.Xd; 87.53.Jw

keywords: Medical Physics, Radiotherapy, Brachytherapy, LDR

1. Introducción

El tratamiento de braquiterapia ocular en el Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas

(INEN) es realizado utilizando alambres de Ir 192 fabricados por el Instituto Peruano de Energía Nuclear (IPEN). La parte activa del alambre está constituido por una aleación Ir-192 20% y Pt 80% y

* Corresponding author. e-mail: gisellebdv@yahoo.com

tiene un radio de 0.5 mm; el blindaje es de Pt y tiene un grosor de 1mm. La longitud de los alambres utilizados está entre 2.5mm y 5mm. Los alambres son colocados en forma radial, con uno de los extremos de la fuente a las orillas del casquete, igualmente espaciados y sobre la superficie interna de un casquete de oro (ver figura 2). El casquete de oro utilizado tiene un radio interno (R) de 13.5 mm, un grosor aproximado de 1 mm y una profundidad (p) de 2.7 mm.

El casquete con las fuentes es colocado sobre el globo ocular cubriendo al tumor, la dosis se prescribe en el apex del tumor.

El Ir 192 tiene un espectro complicado de energía [4], en el cual se producen fotones y electrones. En este trabajo no se toma en cuenta la dosis producida por los electrones del Ir-192. La energía máxima de los electrones producidos es del alrededor de 0.6 MV; lo cual les da una muy limitada capacidad de contribución a la dosis más allá de las zonas en contacto con la fuente (6).

2. Método de Cálculo de Dosis en Braquiterapia Ocular

La integral de Sievert [1], es un método antiguo que nos permite calcular en forma aproximada la exposición producida por una fuente lineal ubicada dentro de un volumen de aire. La exposición se puede convertir en kerma de colisión en agua multiplicándola por el cociente de los coeficientes de absorción agua-aire y la energía promedio requerida para producir una ionización en aire. El kerma es equivalente a la dosis si existe equilibrio de partículas cargadas.

Para nuestro caso del globo ocular, podemos considerar al ojo una esfera de agua, gracias a que el humor vítreo esta constituido de mas de un 90% de agua. La radiación producida por la fuente va a sufrir atenuación y dispersión originada por el agua; este efecto puede ser considerado en la integral de Sievert si la corregimos con los polinomios de Mesigber [2].

Calculo de dosis en braquiterapia ocular utilizando la integral de Sievert corrigiendo los efectos de atenuación y dispersión con los polinomios de Meisberg

La tasa de dosis D(x,y) producida por una fuente lineal en un medio agua se puede obtener a partir de la integral de Sievert [1] corregida por atenuación y dispersión:

$$D(x,y) = \frac{A\Gamma}{Ly} \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{aire}^{agua} \int_{\theta_1}^{\theta_2} e^{-\mu' \cdot l \cdot \sec\theta} \varphi(r) d\theta \quad (1)$$

donde A y Γ son la actividad y la constante de frecuencia de exposición de la fuente, μ', es el coeficiente de atenuación efectivo para el filtro, φ(r) = A + Br + Cr² + Dr³ es el polinomio de Meisberg [2] del elemento activo de la fuente,

$\left(\frac{\mu}{\rho} \right)_{aire}^{agua}$ es la razón de coeficientes de absorción

másico agua-aire, L es la longitud de la fuente, t es el espesor del blindaje de la fuente. Las otras variables son definidas en la Fig. 1.

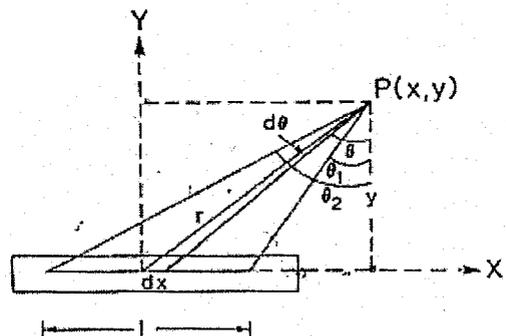


Fig. 1. Esquema del calculo de Dosis de una fuente lineal

Williamson [3] da la siguiente expresión para μ' como función del grosor del filtro d:

$$\mu'(d) = -\left(\frac{1}{d} \right) \ln \left[\frac{\sum_i p_i E_i (\mu_{en} / \rho)_i^{aire} e^{\mu'_{in} d}}{\sum_i p_i E_i (\mu_{en} / \rho)_i^{aire}} \right] \quad (2)$$

donde p_i es el número de fotones con energía E_i emitidos por desintegración, y (μ_{en} / ρ)_i^{aire} es el coeficiente másico de absorción de energía en aire para fotones de energía E_i. El valor de μ'(d) hallado, para d = 1mm de Pt según la fórmula (2) y el espectro de energía dado por [4] es 303 mm⁻¹.

En nuestro caso nuestro interés es calcular la dosis en puntos sobre el eje Z (ver Fig. 2). La tasa total de dosis total en cada punto del eje Z D_T(z) estará dada por la contribución de cada fuente colocada en el casquete a la tasa de dosis:

$$D_T(z) = \sum_{j=1}^f \left[\frac{A(j)\Gamma}{L(j)y(j)} \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{aire}^{agua} \int_{\theta_1(j)}^{\theta_2(j)} e^{-\mu' \cdot l \cdot \sec\theta} \varphi(r) d\theta \right] \quad (3)$$

Donde f es el número total de fuentes.

Aplicando el método de Simpson para resolver la integral (1) tenemos la siguiente expresión para hallar la tasa de dosis total (2):

$$D_T(z) = \sum_{j=1}^n \left(\frac{h}{3} \right) \frac{A(j)\Gamma}{L(j)\rho(j)} \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{aire}^{agua} \dots \quad (4)$$

$$\dots \left[f(\theta_1(j)) + f(\theta_2(j)) + 2 \sum_{i=1}^{n-1} f(\theta_{2i}) + 4 \sum_{i=1}^n f(\theta_{j,2i-1}) \right]$$

Donde $f(\theta) = e^{-\mu' \sec \theta} \varphi(r)$, $n = (\theta_2 - \theta_1) / 2h$, h es la longitud de paso, $r = y \sec \theta$. Los ángulos θ_1 y θ_2 están dados por (ver figura No 2): $\theta_1 = \cos^{-1} \left(\frac{R_3 \cdot \hat{d}}{\|\hat{R}_3\|} \right)$ y $\theta_2 = \cos^{-1} \left(\frac{R_3 \cdot \hat{d}}{D_2} \right)$; donde:

$$\begin{aligned} R_3 &= \bar{R} - z, \\ \hat{d} &= \cos \alpha_3 \hat{i} + \text{sen} \alpha_3 \hat{k}, \\ D_2 &= R_4 - z, \\ \bar{R} &= R \cos \alpha \hat{i} + R \text{sen} \alpha \hat{k}, \\ \alpha_3 &= \frac{\pi}{2} - \cos^{-1} \left(\frac{L}{2R} \right) + \alpha, \\ \alpha &= \cos^{-1} \left(\frac{RP}{R} \right), \\ \alpha_4 &= \frac{\pi}{2} - \cos^{-1} \left(\frac{L}{2R} \right) + \alpha_3, \\ R_4 &= R \cos(\alpha_4) \hat{i} + R \text{sen}(\alpha_4) \hat{j} \end{aligned}$$

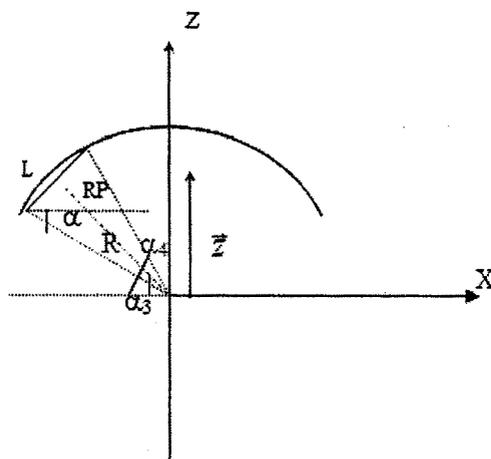


Fig. 2. Esquema del calculo de dosis sobre el eje Z

Los coeficientes A, B, C, D del polinomio de Meisberg para el Ir-192 son 1.0128 , 5.019×10^{-3} , 1.178×10^{-3} , 2.008×10^{-5} . El Γ del Ir 192 [4] es $4.69 \text{ Rcm}^2 \text{h}^{-1} \text{mCi}^{-1}$, el coeficiente de absorción másico agua-aire $\left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{aire}^{agua}$ para la energía promedio del Ir-192 (0.38 MV) es 1.1 [5].

La integral (1) nos da el valor de la tasa de dosis producida por una fuente lineal, en nuestro caso de braquiterapia ocular en que se utilizan varias fuentes, la tasa de dosis total producida viene a ser la suma de contribuciones a la tasa de dosis de cada una de las fuentes.

La Dosis total recibida durante un tiempo t-to ($D_{TT}(z)$) estará dada por:

$$D_{TT}(z) = \int_{t_0}^t D(t) dt = \frac{D(t)}{\lambda} (1 - e^{-\lambda(t-t_0)}) \quad (5)$$

λ es la constante de desintegración, para nuestro caso es la del Ir 192 que es 74.2 días .

El tiempo necesario para impartir una dosis total D_{TT} en una posición z dada está dada por:

$$t = -\frac{1}{\lambda} \ln \left(1 - \frac{D_{TT}(z)}{D_T(z)} \right) + t_0 \quad (6)$$

3. Comprobación de la validez del calculo de dosis en braquiterapia ocular utilizando la integral de sievert corrigiendo los efectos de y dispersión con los polinomios de meisberg mediante el codigo de simulación Monte Carlo PENELOPE

Para verificar la validez del cálculo anterior, se realizó la simulación Monte Carlo utilizando el código Penélope 2001 del modelo utilizado para el cálculo mediante integral de Sievert, adicionando el casquete de oro, para que haya una mayor concordancia con el tratamiento real.

El casquete utilizado en la simulación tiene un espesor de 1mm, un radio interno $R = 13.5 \text{ mm}$ y un $RP = 8.1 \text{ mm}$ similar al casquete utilizado en el hospital.

Las fuentes de Ir 192 son consideradas como cilindros de platino de 1.5 mm de radio, los fotones son producidos en la zona activa de la fuente dentro de un cilindro de 0.5 mm de radio. El volumen de simulación en Penélope fue una esfera de agua de 1.5 cm en cuyo interior se encontraban la placa de oro y las fuentes.

Se simularon 2 alambres de Ir 192 ubicados radialmente sobre el borde interior del casquete. Cada alambre generó 5 millones de fotones según el espectro de energía del Ir 192 [4]. Los parámetros utilizados en el código Penélope[5] fueron los siguientes para todos los materiales involucrados en la simulación:

$C1$ y $C2 = 0.2$, donde $C1$ es la deflexión angular promedio producida por la deflexión elástica múltiple a lo largo de una longitud de camino igual al camino

libre medio entre eventos consecutivos elásticos duros, y $C2$ es la máxima energía promedio perdida entre eventos consecutivos eventos duros elásticos.

WCC y $WCR = 10^4$, donde WCC es la pérdida de energía de corte para colisiones duras inelásticas, y WCR es la pérdida de energía de corte para la emisión de bremsstrahlung.

$EABS(1) = 10^5$ es la energía de corte de los electrones y $EABS(2) = 1E4$ es la energía de corte para fotones.

La Fig. 3 es una comparación de los resultados obtenidos mediante el código Penélope e integral de Sievert. El número de fuentes y su posición es el mismo en ambos casos.

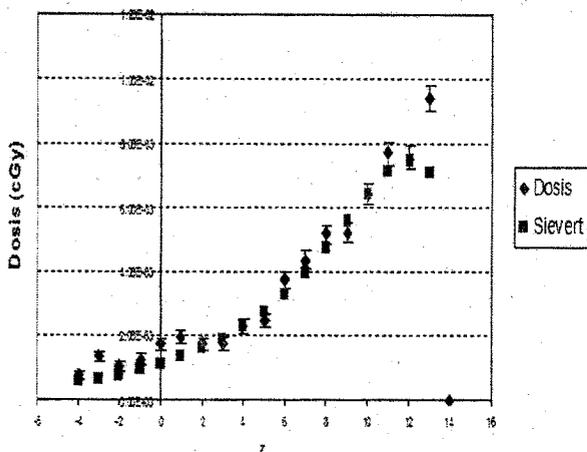


Fig. 3. Comparación entre la dosis calculada por la integral de Sievert corregida por absorción y atenuación con la obtenida utilizando el código Penélope para 2 alambres de Ir 192 de 1mCi de actividad, se simularon 5 millones de fotones.

4. Resultados

Los valores obtenidos mediante integral de Sievert pueden ser una estimación de la dosis solo en los casos en que existe equilibrio electrónico, la cercanía de la placa de oro rompe el equilibrio electrónico.

De la Fig. 3 se puede observar en las zonas del eje Z cercanas al casquete ($Z > 12\text{mm}$), el porcentaje de variación de la dosis obtenida mediante integral de Sievert con respecto a los de la simulación es de 24%.

Se deduce que esta diferencia es debido a la mayor dispersión producida por la placa del oro con respecto al agua. La probabilidad de interacción Compton por unidad de longitud para una energía de 0.38 MeV (energía promedio del Ir 192) es alrededor

de diecisiete veces mayor en el oro que en el agua; es el motivo en por el cual se genera una mayor cantidad de radiación dispersa en las zonas cercanas a la placa, consecuentemente hay un aumento de energía depositada en esas zonas cercanas a la placa de oro.

A distancia de la superficie del casquete mayores o iguales a 1.5mm se puede observar que los valores predichos por la simulación Monte Carlo y la integral de Sievert concuerdan.

5. Conclusiones

Los cálculos mediante integral de Sievert presentan buena concordancia con los obtenidos mediante el código de simulación Monte Carlo Penélope a distancias mayores o iguales a 1.5 mm de la placa de oro.

El cálculo mediante integral de Sievert es corregida por atenuación y dispersión es practico; por lo cual, recomiendo su utilización, pero siempre bajo la supervisión de un Físico Medico.

Referencias

- [1]. Sievert RM. Die Intensitätsverteilung der Primären γ -Strahlung in der Nähe medizinischer Radiumpräparate. Acta Radiol 1921;1:89.
- [2]. Meisberg LL, Keller R, Shalek RJ. The effective attenuation in water of the gamma rays of gold-198, iridium-192, cesium-137, radium-226 and cobalt-60. Radiology 1968;90:953.
- [3]. Williamson JF, Morín RL, Khan FM. Monte Carlo evaluation of the Sievert integral for brachytherapy dosimetry. Phys Med Biol 1983;28:1021.
- [4]. Glasgow GP, Dillman LT. Specific γ -ray constant and exposure rate constant of ^{192}Ir . Med Phys 1979;6:49.
- [5]. Francesc Salvat, José M. Fernández-Varea, Eduardo Acosta, Josep Sempau. Penelope - A Code System for Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport.
- [6]. Obtención de distribuciones de dosis producidas por diferentes arreglos de alambres de Ir 192 en tratamientos de braquiterapia ocular utilizando el método de Monte Carlo. Aprobada con Distinción. Tesis de Maestría en Física medica de Maria Giselle Bernui de V. Universidad Nacional de Ingeniería.