

UNIVERSIDAD NACIONAL MAYOR DE SAN MARCOS

Fundada en 1551

FACULTAD DE CIENCIAS FISICAS

E.A.P. DE FISICA



Tesis

Digitales UNMSM

“CALCULO DE LA MATRIZ DE DOSIS ALREDEDOR DE UNA FUENTE DE IR192 PARA BRAQUITERAPIA UTILIZANDO EL FORMALISMO TG - 43”

MONOGRAFÍA

Para optar el Título Profesional de :

LICENCIADO EN FISICA

AUTOR

AUGUSTO CARDENAS RETUERTO

**LIMA – PERÚ
2005**

INDICE

Introducción

Capitulo I.- Introducción a la Braquiterapia

Capitulo II.- Cantidades que describen la interacción
de la radiación con la materia

Capitulo III.- Especificación de las fuentes en Braquiterapia

Capitulo IV.- Distribución de dosis alrededor de fuentes de
Braquiterapia según el actual formalismo TG 43

Capitulo V.- Descripción, parámetros y cálculo de las funciones
de la fuente de Ir-192 de alta tasa

Conclusiones

Bibliografía

INTRODUCCIÓN

El cáncer actualmente es una de las enfermedades más comunes y una de las causas más altas del fallecimiento de los seres humanos; debido a la no detección a tiempo, descuido, mal tratamiento, mal calculo de la dosis, entre otros factores.

Una de las formas de tratamiento del cáncer es extirpar el tumor maligno mediante cirugía radical o parcial esto dependiendo del estadio en que se encuentre el tumor, conjuntamente con otras técnicas o formas de impartir terapia. Cuando el tumor maligno es detectado a tiempo este puede ser tratado de distintas maneras dependiendo de que tan grave este el tumor, pueden ser tratamientos de quimioterapia, teleterapia o braquiterapia, que es a donde va dirigida este trabajo monográfico.

En el caso de que el tratamiento sea por braquiterapia, este tratamiento tiene varias fases y una de ellas es el planeamiento de la distribución de dosis debida a diferentes arreglos de fuentes en el tumor, para así poder obtener la mejor distribución de dosis para tratar el tumor. Hay métodos de calculo y simulación previos al tratamiento del paciente, mediante la utilización de diferentes algoritmos y formalismos de calculo, que son utilizados por los sistemas de planificación tales como el formalismo TG 43 [9, 10] dada por la Asociación Americana de Física Medica; Física Medica, puede considerarse como una de las aplicaciones de la Física que mayor y más directa incidencia tiene sobre las personas, porque incide de forma directa sobre la Salud.

Este trabajo tiene por finalidad describir las bases para el cálculo de distribuciones de dosis debida a diferentes arreglos de fuentes, partiendo del cálculo de las distribuciones o matrices de dosis alrededor de una fuente de braquiterapia.

CAPÍTULO I

INTRODUCCIÓN A LA BRAQUITERAPIA

1. BRAQUITERAPIA

Braquiterapia (curie terapia o endocurie terapia; que en ingles se escribe brachytherapy donde brachy proviene del griego corto [3]) este termino es usado para describir tratamientos de cáncer con radiación a corta distancia [2]. Braquiterapia es un método de tratamiento en donde fuentes radiactivas selladas son usadas para impartir radiación a cortas distancias; con este modo de terapia, una alta dosis de radiación puede ser impartida localmente al tumor con una rápida caída de dosis en el tejido normal circundante [1].

Hay dos formas principales de impartir braquiterapia [1, 2, 3]:

- Intracavitaria: las fuentes son aplicadas en cavidades cerradas cerca al volumen del tumor.
- Intersticiales: donde las fuentes son implantadas dentro del volumen del tumor.

Existen muchos tipos de implantes entre los cuales tenemos [2]:

Tipo de inplate	Descripción
Intracavitario	Las fuentes son colocadas dentro de cavidades cerradas del cuerpo cerca del volumen tumoral.
Intersticial	Las fuentes son implantadas quirúrgicamente dentro del volumen tumoral.
Superficial (con molde)	Las fuentes son colocadas encima del tejido a ser tratado.
Intraluminal	Las fuentes son aplicadas en un lumen.
Intraoperatorio	Las fuentes son implantadas en el tejido blanco durante la cirugía.
Intravascular	Una simple fuente es aplicada en una arteria pequeña o larga.

2. CLASIFICACIÓN DE LOS TRATAMIENTOS EN BRAQUITERAPIA [2]

- Con respecto a la duración del tratamiento:

Tipo de implante	Descripción
Temporales	La dosis es dada en un periodo corto de tiempo y luego las fuentes son removidas al alcanzar la dosis prescrita.
Permanentes	La dosis es impartida en el tiempo de vida de la fuente hasta su completo decaimiento.

- Con respecto a la carga de la fuente:

Método de carga	Descripción
Carga caliente	El aplicador es pre-cargado y contiene las fuentes radiactivas al mismo tiempo que estas son introducidas al paciente.
De carga diferida o de posterior carga	El aplicador es colocado primero en la posición blanco y la fuente radiactiva es cargada después, de forma manual o por una maquina.

- Con respecto a la tasa de dosis[4]:

Tasa de dosis	Valor numérico de la tasa de dosis en el punto(s) especificado de dosis
Baja tasa de dosis (LDR)	Entre 0.4 y 2 Gy/h
Mediana tasa de dosis (MDR)	Entre 2 y 12 Gy/h
Alta tasa de dosis (HDR)	Mayores que 12 Gy/h

En la práctica, se dan los tratamientos de HDR con una proporción de dosis substancialmente más alta que la dada por el bajo límite de 12 Gy/h.

3. CARACTERÍSTICAS FÍSICAS DE LOS RADIONUCLEIDOS USADOS EN BRAQUIETERAPIA [3]

Isótopo	Energía Beta max.	Energía Efectiva o del Foton Dominante	Vida Media	Constante de Exposición Especifica	HVL	Actividad especifica teórica
	[MeV]	[MeV]		[RCm ² /mCihr]	[mmPb]	[Ci/g]
Ra-226	3.17/1.17	0.83eff (0.5mmPt) 1.2eff (1.0mmPt)	1622yr	8.25 [Rcm ² /mghr] 7.71 [Rcm ² /mghr]	12	1(Definition)
Co-60	0.31(99%) 1.5(0.1%)	1.33&1.17	5.26yr	13	12	1,100
Cs-137	0.51(93%) 1.18(7%)	0.662(85%)	30yr	3.26	6	100
Ir-192	0.67(46%) 0.24(8%) 0.54(41%) 0.39	0.38eff dep. on jacket	73.8d	4.66or4.60 dep. on jacket c. 4.8 neked	3	9000
Am-241	0.054/0.022	0.06	432yr	0.12	0.13	3
Rn-222	0.97	0.83eff	3.83d	8.35	12	150000
Au-198	0.97	0.412	2.70d	2.32	3	250000
I-125	0.03(90%)	0.035(7%) 0.027eff	60d	1.45normal 1.32compen.	0.025	17000
Pd-103	0.017/0.037	0.021eff	17d	1.48	0.008	75000
Yb-169	0.298	0.093eff	32d	1.8	0.2	24000
Ru-106	0.039/3.5	*	368d	*		3,400
Re-186	1.07	0.137(9%)	3.8d	*		180000
Sr-90,Y-90	0.6,2.27	*	28yr	*		140
Y-90	2.27	*	64.2hr	*		540000
I-131	0.61(8%)	0.364	8d	2.23	3	120000
P-32	1.71	*	14.3d	*		300000
Sr-89	1.46	*	52.7	*		28000
Cf-252	*	2(capture)	3.65y			390

CAPÍTULO II

CANTIDADES QUE DESCRIBEN LA INTERACCIÓN DE LA RADIACIÓN CON LA MATERIA

[1, 2, 3, 5, 6, 7]

1. KERMA (K)

Es el valor esperado de la energía transferida a partículas cargadas por unidad de masa en un punto de interés, incluyendo energías por pérdida radiativa y excluyendo la energía que pasa de una a otra partícula cargada. Esta describe el primer paso en la disipación de la energía por radiación indirectamente ionizante.

$$K = \frac{d(\epsilon_{tr})_e}{dm} \equiv \frac{d\epsilon_{tr}}{dm} \quad (1)$$

Donde $(\epsilon_{tr})_e$ es el valor esperado de la energía transferida en el volumen finito V durante un intervalo de tiempo, $d(\epsilon_{tr})_e$ es dado para el volumen infinitesimal dv para el punto interno P , y dm es la masa en dv . Las unidades en las que se expresa el kerma:

$$1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/Kg} = 10^2 \text{ rad} = 10^4 \text{ erg/g} \quad (2)$$

Para fotones mono energéticos el kerma para un punto P es relacionado a la fluencia de energía por el coeficiente masico de transferencia de energía $(\mu_{tr}/\rho)_{E,Z}$ que es caracterizado por la energía de los fotones y por el numero atómico Z de el material en P .

$$K = \Psi \cdot \left(\frac{\bar{m}_{tr}}{\rho} \right)_{E,Z} \quad (3)$$

2. EL COEFICIENTE DE ABSORCIÓN DE ENERGÍA (\bar{m}_{en})

es definido como el producto del coeficiente de transferencia de energía y $(1 - g)$ donde "g" es la fracción de la energía de las partículas cargadas secundarias que es perdida por procesos radiativos y en especial por bremsstrahlung en el material.

$$\left(\frac{\bar{m}_{en}}{\rho} \right) = \left(\frac{\bar{m}_{tr}}{\rho} \right) \cdot (1 - g) \quad (4)$$

Entonces el kerma puede ser expresado en términos del coeficiente de absorción de energía:

$$K = \frac{\bar{m}_{en} \mathbf{r}}{(1-g)} \quad (5)$$

3. COMPONENTES DEL KERMA

Una gran parte de la energía cinética de los electrones (partículas cargadas) en materiales de bajo número atómico (aire, agua, tejido blando) es gastada por colisiones inelásticas (ionización y excitación) con electrones atómicos. Y una pequeña parte es gastada en colisiones radiativas con el núcleo atómico (bremsstrahlung). Entonces el kerma puede ser dividido en 2 partes:

$$K = K^{col} + K^{rad} \quad (6)$$

Donde K^{col} y K^{rad} son el kerma de colisión y radiación respectivamente; para fotones monoenergéticos K^{col} es relacionado con la fluencia de energía por coeficiente masico de absorción de energía algo parecido a la ecuación (3):

$$K^{col} = \mathbf{r} \left(\frac{\bar{m}_{en}}{\mathbf{r}} \right) \quad (7)$$

De la ecuación (6) se obtiene:

$$K^{rad} = \mathbf{r} \left(\frac{\bar{m}_{en}}{\mathbf{r}} \right) \cdot \left(\frac{\bar{g}}{1-g} \right) \quad (8)$$

4. EXPOSICION (X)

Es una medida de la ionización producida en aire por los fotones. La carga total, dQ , de los iones de un solo signo producidos en aire, cuando todos los electrones liberados por los fotones en un elemento de volumen, de masa dm , sean detenidos por completo en el seno del aire.

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (9)$$

Este caracteriza el poder ionizante en aire de fotones X o gamma. Las unidades en las que se expresa la exposición:

$$\text{Culombio / Kilogramo (C / Kg)} = 1 \text{ C / Kg} = 3876 \text{ R} \quad (10)$$

La unidad antigua es el *Röntgen (R)* que es “la cantidad de radiación que produce la unidad electrostática de carga en 1 cm³ de aire en condiciones normales de presión y temperatura”.

5. DOSIS ABSORBIDA (D)

Es el valor esperado de la energía impartida a la materia por unidad de masa en un punto. Esta es la energía impartida por la radiación ionizante a la materia de masa m en un volumen finito V; nosotros podemos definir la dosis absorbida D en un punto P en V como:

$$D = \frac{d\bar{e}}{dm} \quad (11)$$

La dosis absorbida es una magnitud puntual. Cuando se habla de dosis absorbida en un órgano o tumor nos referimos al valor promedio, y las unidades en la que se expresa son:

$$1 \text{ Gray} = 1 \text{ Julio / Kilogramo} = 1 \text{ Gy} = 100 \text{ rad} \quad (12)$$

La unidad antigua es el rad (*Radiation Absorbed Dose*), En Radioterapia, la tasa de dosis absorbida suele llamarse Rendimiento.

6. RELACIÓN ENTRE EXPOSICIÓN (X) Y KERMA (K)

Nosotros podemos escribir que la exposición en un punto debido a la fluencia de energía ψ de fotones monoenergéticos de energía E y haciendo uso de la ecuación (7), es dada por:

$$X = \mathbf{y} \left(\frac{m_{eh}}{r} \right)_{E, \text{aire}} \left(\frac{e}{W} \right)_{\text{aire}} = (K^{col})_{\text{aire}} \left(\frac{e}{W} \right)_{\text{aire}} = \frac{(K^{col})_{\text{aire}}}{33.97} \quad (13)$$

Donde \bar{W} es la energía media requerida para producir un par iónico en aire seco, esta energía es constante para todas las energías de los electrones y esta toma un valor de $\bar{W} = 33.97 \text{ eV/ par iónico}$, si “e” es la carga eléctrica del electrón ($=1.60210^{-19} \text{ C}$),

entonces $\left(\frac{\overline{W}}{e}\right) = 33.97$ J/C es la energía media requerida por unidad de carga de ionización producida.

7. RELACIÓN ENTRE DOSIS ABSORBIDA (D) Y EXPOSICIÓN (X)

En presencia de equilibrio de partículas cargadas (CPE), la dosis en un punto para un medio es igual a la parte del kerma de colisión; la dosis en aire (D_{aire}) bajo estas condiciones es dada por:

$$D_{\text{aire}} = (K^{\text{col}})_{\text{aire}} = X \left(\frac{\overline{W}}{e}\right)_{\text{aire}} \quad (14)$$

Todo esto bajo las condiciones de equilibrio electrónico.

8. CONSTANTE DE LA TASA DE EXPOSICIÓN (G_d)

La constante de la tasa de exposición puede ser definida como:

$$\Gamma_d = \frac{l^2}{A} (\dot{X})_d \quad (15)$$

Donde \dot{X}_d es la tasa de exposición para fotones de mayor energía que δ (esta es una apropiada fracción o corte de el espectro de energía; esto se refiere a la pequeña fracción o corte de energía perdida que en el protocolo TG 43 este parámetro es usado para la evaluación de la tasa de kerma en aire, donde es de 5 keV para este protocolo) a una distancia l de un punto de la fuente de actividad A .

CAPÍTULO III

ESPECIFICACIÓN DE LAS FUENTES EN BRAQUITERAPIA

[2, 3, 7, 9, 10]

Braquiterapia ha estado en el uso casi desde el descubrimiento de radioactividad. Sin embargo, las propiedades de radiación no se definieron inicialmente bien de las fuentes más antiguas de radio, ni cuales eran los efectos clínicos. Preguntas como que cantidad de radio a usar y cuánto tiempo exponer los tejidos eran difíciles de contestar. Normalmente, el tratamiento terminaba con el enrojecimiento de la piel y la exposición era definida como una dosis del eritema en piel. Los adelantos en la medida de radioactividad y el desarrollo de nuevos radionucleidos, sobre todo después de segunda guerra mundial, llevaron a mejoras en la especificación de dosis y braquiterapia clínica. La especificación fue cambiando para relacionar la fuerza en términos de radio para que en las prácticas pueda incorporarse fácilmente las nuevas fuentes en los servicios clínicos.

Conforme a Williamson, la fuerza de la fuente tiene tres funciones importantes:

- La descripción cuantitativa de la radiación emitida de una fuente
- estandarización de las fuentes para uso en cálculos de dosis
- prescripción de tratamientos

1. ESPECIFICACIÓN DE FUENTES DE RAYOS GAMMA [2, 9, 10]

Son numerosas las recomendaciones internacionales que indican la conveniencia de especificar las fuentes en unidades de la magnitud de tasa de kerma en aire, tanto en los certificados de los Laboratorios de Calibración, como en los sistemas de planificación, así como en datos de matrices de dosis publicados en la literatura y en la prescripción y documentación en los tratamientos.

La cantidad recomendadas para la especificación de las fuentes gamma es la *tasa de kerma en aire a una distancia de referencia* ($\dot{K}_{aire}(d_{ref})_{aire}$) definida por la Comisión Internacional en Unidades y Medidas de Radiación (ICRU) como la *la tasa de kerma en aire* a una distancia de referencia de 1 metro, corregida para los efectos de atenuación y dispersión; que tiene como unidades $Gy.s^{-1}$, que es mas conveniente usar $\mu Gy.h^{-1}$ para LDR y $mGy.h^{-1}$ para HDR.

La asociación americana de física médica (AAPM) recomienda especificar la emisión de fotones de una fuente en términos de la *fuerza o intensidad de kerma en aire (air-kerma strenth)* S_K la relación entre ($\dot{K}_{aire}(d_{ref})_{aire}$) y S_K es dada por:

$$S_K = (\dot{K}_{aire}(d_{ref}))_{aire} d_{ref}^2 \quad (16)$$

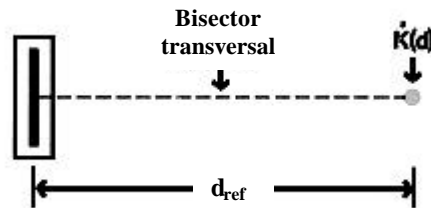


Figura 1, posicionamiento para el calculo S_k donde $d = 1m$ [2, 3]

Donde d_{ref} es la distancia de referencia para donde la *tasa de kerma en aire* es definida (1m).

Es claro que la de la ecuación (16) que la *fuerza de kerma en aire* y la *tasa de kerma en aire* son numéricamente iguales; La única diferencia entre estas dos cantidades es la unidad en que la fuerza de la fuente se expresa. Entonces si la tasa de kerma en aire se expresa en $1 \mu Gy \cdot h^{-1}$, la fuerza denominada la fuerza de kerma en aire viene dado por $1 \mu Gy \cdot m^2 \cdot h^{-1}$, que es representado como $1U = 1 \mu Gy \cdot m^2 \cdot h^{-1} = 1 cGy \cdot cm^2 \cdot h^{-1}$ recomendada por el TG 43 [9, 10].

En el pasado, la fuerza de una fuente en braquiterapia era dada en términos de la *actividad*; La medida de actividad de la fuente presentó problemas, en particular para las fuentes con material de filtración que rodeaba la fuente, debido a los efectos de atenuación y dispersión. Otras cantidades alternadas que se introdujeron para especificar la fuerza de la fuente, pero ya no se recomienda el uso, es la *actividad aparente* (A_a) y el *miligramo de radio equivalente* (M_{eq}). En el caso de que sólo aparezca A_a , el error que se puede cometer es importante: la selección por parte del usuario de un valor de la constante de tasa de exposición Γ_{δ} para el cálculo en el sistema de planificación puede ser diferente de la que ha utilizado el fabricante. La disparidad de valores de estas constantes de tasa de exposición en la literatura y las diferentes condiciones de su especificación (con y sin efecto de la filtración incluida) pueden conducir a errores considerables. Otras cantidades utilizadas para especificar la fuerza de la fuente son:

1.1. La Tasa de Exposición Nominal [6] (\dot{X}_N): se define como la tasa de exposición de la fuente considerada a una distancia de referencia de 1 metro, corrigiendo por la atenuación y dispersión en el aire. Se expresa habitualmente en $mR \cdot h^{-1}$ a 1m, ver figura (1).

1.2. La Tasa de Kerma Normal o de Referencia en Aire [6] (\dot{K}_R), se define como la tasa de kerma en aire en el seno de aire a una distancia de referencia de 1 metro, corrigiendo por atenuación y dispersión en aire. Para fuentes lineales, la dirección desde el centro de la fuente al punto de referencia debe ser perpendicular al eje longitudinal de la fuente, ver figura (1).

2. LAS RELACIONES ENTRE ESTAS DISTINTAS MAGNITUDES DE ESPECIFICACIÓN [6]

Las relaciones que existen son:

$$\dot{X}_N = A_a \Gamma_d \quad (17)$$

$$\dot{K}_R = 8.73 \dot{X}_N \quad (18)$$

$$\dot{K}_R = 7.23 M_{eq} \quad (20)$$

Siendo Γ_δ ($\text{mRh}^{-1}\text{m}^2\text{MBq}^{-1}$) la Constante de la Tasa de Exposición y utilizando unidades para \dot{X}_N (mRh^{-1}), \dot{K}_R (μGyh^{-1}) y A_a (MBq). La utilización cada vez menos frecuente de M_{eq} se debe, no sólo al desuso del Ra - 226 en Braquiterapia, sino también a los errores asociados a esta magnitud. La ventaja de la especificación en \dot{X}_N o \dot{K}_R es evidente, ya que incluye el efecto del filtrado y auto absorción en el plano meridiano y no lleva asociada ningún error en la elección de la constante de tasa, además de ser cantidades directamente medibles. Con la adopción del Sistema Internacional de Unidades, se ha abandonado \dot{X}_N en favor de \dot{K}_R .

CAPÍTULO IV

DISTRIBUCIÓN DE DOSIS ALREDEDOR DE FUENTES DE BRAQUITERAPIA SEGÚN EL ACTUAL FORMALISMO TG 43 [9, 10]

1. FORMALISMO TG 43

El formalismo supone una fuente con simetría cilíndrica, sobre la que se define un sistema de coordenadas polares con origen en el centro de la fuente y origen de ángulos en el eje longitudinal de ésta, como se muestra en la Figura (2) y (3). En él se establece que la dosis absorbida en un punto $P(r,\theta)$ en agua se expresa de la siguiente manera:

$$D(r, \mathbf{q}) = S_k \Lambda t \frac{G(r, \mathbf{q})}{G(r_0, \mathbf{q}_0)} g(r) F(r, \mathbf{q}) \quad (21)$$

$$\dot{D}(r, \mathbf{q}) = S_k \Lambda \frac{G(r, \mathbf{q})}{G(r_0, \mathbf{q}_0)} g(r) F(r, \mathbf{q}) \quad (22)$$

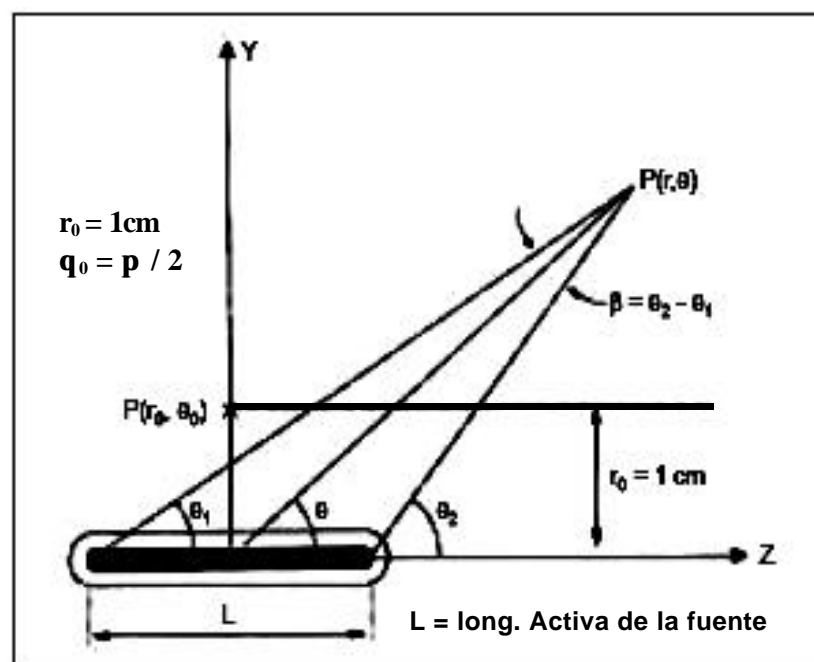


Figura 2 posicionamiento y parámetros en 2D para el cálculo [6].

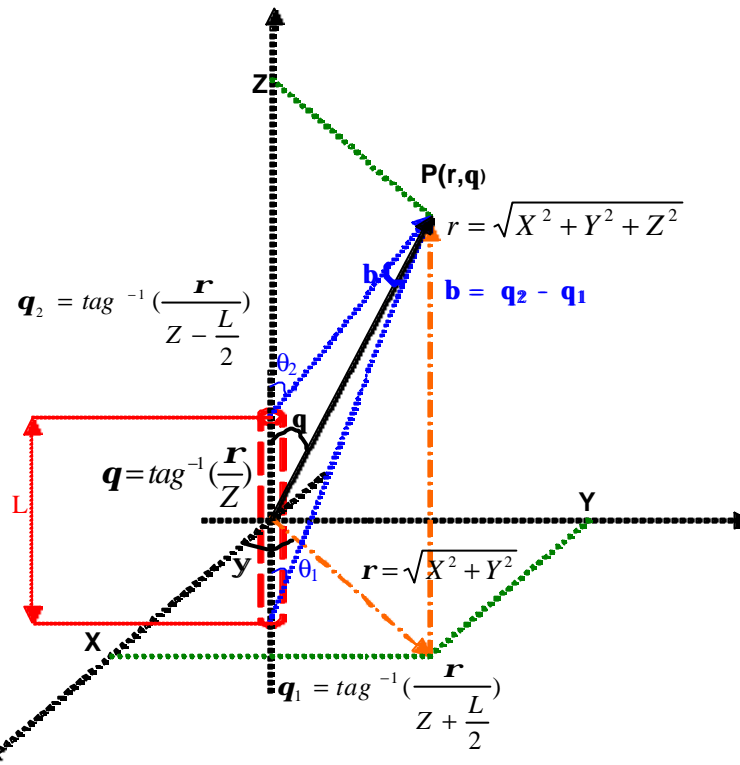


Figura 3 que describen el posicionamiento y parámetros en 3D para el cálculo [6].

Donde:

L longitud activa de la fuente

r es la distancia del origen al punto de interés P

q es el ángulo entre el radio r y el eje longitudinal de la fuente (es el ángulo polar)

S_k es el air-kerma strength de la fuente

t es el tiempo de exposición

L es la constante de tasa de dosis

G(r, q) es el factor geométrico que tiene en cuenta la distribución del material radiactivo

g(r) es la función radial de dosis que incluye la dependencia radial de la absorción y dispersión de los fotones en el medio a lo largo del eje transversal ($\theta = \pi / 2$).

F(r, q) es la función de anisotropía que tiene en cuenta la dependencia angular de la absorción y dispersión de fotones

2. LA CONSTANTE DE TASA DE DOSIS, **L**

se define como la tasa de dosis en agua a la distancia de 1 cm en el eje transversal de la fuente por unidad de S_k , siendo una magnitud absoluta.

$$\Lambda = \frac{\dot{D}(r_0, \mathbf{q}_0)}{S_k} \quad (23)$$

La Constante de tasa de dosis (Λ), se define para cada fuente; por tanto, incluye los efectos de la geometría, distribución espacial de radiactividad, encapsulado, autoabsorción y efecto del agua que rodea la fuente. Su relación con los términos tradicionales sería:

$$\Lambda = \left[\frac{\overline{m}_m}{\mathbf{r}_{aire}} \right] \mathbf{j}(r_0) G(r_0, \mathbf{q}_0) \quad (24)$$

Siendo $\left[\frac{\overline{m}_m}{\mathbf{r}_{aire}} \right]$ la razón de los coeficientes máxicos de absorción de energía promediados para los espectros existentes en el medio m y en el aire, y $\varphi(r)$ la función que tienen en cuenta la atenuación de los fotones primarios y el efecto de los fotones dispersos en el medio.

3. El propósito de la función de geometría ($G(r, \mathbf{q})$)

es mejorar la exactitud con la cual puede ser calculada la tasa de dosis por interpolación de datos tabulados en puntos discretos. Físicamente, la función de geometría no toma en cuenta efectos de atenuación y dispersión, y proporciona una efectiva corrección de la ley del inverso cuadrado ($1 / r^2$) basado en un modelo aproximado de la distribución espacial de la radiactividad dentro de la fuente. Debido a que la función de geometría es usada sólo para interpolar valores tabulados de tasa de dosis en puntos definidos, estas aproximaciones producen con exactitud para un tratamiento planeado. Este protocolo recomienda el uso de modelos de fuentes puntuales y lineales dando lugar a las siguientes aproximaciones de la función geometría:

$$G_p(r, \mathbf{q}) = \frac{1}{r^2} \quad \text{Aproximación para una fuente puntual} \quad (25)$$

$$G_L(r, \theta) = \begin{cases} \frac{\mathbf{b}}{Lr \text{seno } \mathbf{q}} & \text{si } \theta \neq 0^\circ \\ (r^2 - L^2/4)^{-1} & \text{si } \theta = 0^\circ \end{cases} \quad \text{Aproximación para una fuente lineal} \quad (26)$$

Donde \mathbf{b} es el ángulo subtendido entre los extremos de la longitud activa de la fuente y el punto de interés $P(r, \theta)$.

4. LA FUNCIÓN RADIAL DE DOSIS, $g(r)$

Tiene en cuenta la absorción y dispersión en el medio a lo largo del eje transversal de la fuente. Se define como:

$$g(r) = \frac{\dot{D}(r, \mathbf{q}_0)G(r_0, \mathbf{q}_0)}{\dot{D}(r_0, \mathbf{q}_0)G(r, \mathbf{q}_0)} \quad (27)$$

En ella se incluye lógicamente el efecto del filtrado y material de la fuente. Viene a ser la tradicional función de atenuación y dispersión en el tejido normalizada a 1cm:

$$g(r) = \frac{\mathbf{j}(r)}{\mathbf{j}(r_0)} \quad (28)$$

5. La función de anisotropía, $F(r, \mathbf{q})$

Es la que tiene en cuenta la anisotropía de la distribución de dosis alrededor de la fuente. Proporciona la variación de dosis a cada distancia r debida a la auto absorción, filtración oblicua, la atenuación y dispersión de fotones en el medio:

$$F(r, \mathbf{q}) = \frac{\dot{D}(r, \mathbf{q})G(r, \mathbf{q}_0)}{\dot{D}(r, \mathbf{q})G(r, \mathbf{q})} \quad (29)$$

CAPÍTULO V

DESCRIPCIÓN, PARÁMETROS Y CÁLCULO DE LAS FUNCIONES DE LA FUENTE DE Ir-192 DE ALTA TASA

[6, 8]

1. DESCRIPCIÓN DE LA FUENTE

Una de las pocas, que tenemos en nuestro país es la *microSelectron HDR* es una unidad de alta tasa de dosis para braquiterapia intersticial, intracavitaria, intraluminal e intraoperatoria, suministrada por *Nucletron Engineering BV*. Usa una fuente de Ir-192 de forma soldada a un cable de acero que la empuja de atrás hacia adelante, recorriendo unas posiciones de parada programadas dentro de los aplicadores en función de la distribución de dosis. La actividad de la fuente puede ser de 2 a 12 Ci. Sus dimensiones son $LA = 3,6$ mm, $\varnothing T = 0,9$ mm y $\varnothing A = 0,65$ mm y la distancia desde el extremo activo al final de la fuente es de 0,2 mm.

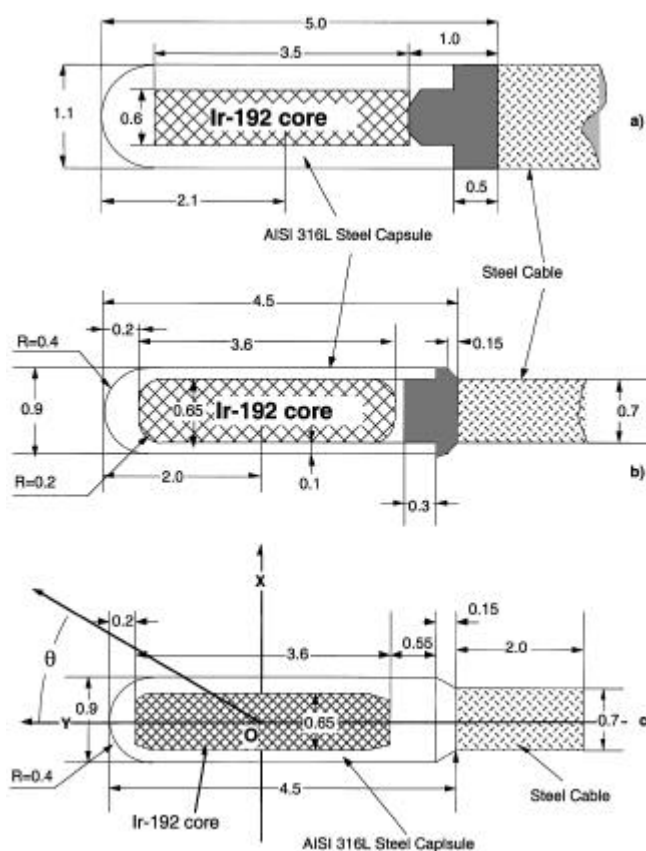


Figura 4, Diseño mecánico de la fuente de Ir - 192 *microSelectron-HDR* suministrada por *Nucletron Engineering*[8].

- la clásica fuente de HDR (1991 - No. 080950);
- la nueva fuente de HDR (No. 105.002);
- diseño de la fuente simulada por el código Monte Carlo MCPT [8] para obtener los parámetros “g” y “F” para el cálculo de la matriz de dosis

La fuente se mueve conducida por un motor eléctrico de pasos controlado por un microprocesador. Los aplicadores se pueden conectar a los 18 canales de la Unidad. Cada canal tiene 48 posiciones de parada accesibles. La distancia entre posiciones de parada puede ser de 2,5 ó 5,0 mm, de forma que la longitud máxima activada puede ser de 12cm o de 24cm para pasos de 2,5 ó 5,0 mm respectivamente. En cada posición de parada la fuente puede permanecer desde 0,1 a 999,9 s. Mediante la programación de tiempos y posiciones es posible realizar una optimización de la distribución de dosis, la cual se realiza en un sistema de planificación específico. La principal ventaja de este nuevo sistema es el tamaño reducido de la fuente, que lo hacen práctico para braquiterapia vascular, permitiendo que los diámetros de los aplicadores se hayan reducido oscilando entre 1,3 y 1,9 mm.

2. PARÁMETROS Y CÁLCULOS DE LAS FUNCIONES [6, 8]

La referencia más interesante es la de Daskalov *et al* en la que presenta todas las constantes y funciones dosimétricas necesarias según el formalismo TG43 [9]; En sus cálculos se tiene en cuenta el efecto del cable de la fuente, figura 4 (c); estas constantes y tablas son confirmadas experimentalmente y por métodos de simulación Monte Carlo, tales como el desarrollado por J. F. Willianson simulación de transporte de fotones utilizando el método Monte Carlo (MCPT) y confirmados por otros códigos de simulación. A continuación se dan el valor de la constante de tasa de dosis Λ y las tablas correspondientes a la función radial de dosis $g(r)$ y a la función anisotropía $F(r,\theta)$ para una fuente de Ir-192 *microSelectron HDR* suministrada por *Nucletron Engineering*:

$$\Lambda = 1.108 \pm 0.13 \% \text{ cGy / h U} \quad (30)$$

**TABLA (1) DE LA
FUNCIÓN
RADIAL DE DOSIS [8]**

r (cm)	g(r)
0.10	1.004
0.20	1.000
0.30	1.001
0.50	1.000
1.00	1.000
1.50	1.003
2.00	1.007
2.50	1.008
3.00	1.008
4.00	1.004
5.00	0.995
6.00	0.981
7.00	0.964
8.00	0.940
9.00	0.913
10.00	0.882
11.00	0.844
12.00	0.799
13.00	0.747
14.00	0.681

**TABLA (2) DE LA FUNCIÓN ANISOTROPÍA
F(R,q) [8]**

q	r (cm)					
	0.25	0.50	1.0	2.0	3.0	5.0
0	0.729	0.667	0.631	0.645	0.660	0.696
1	0.730	0.662	0.631	0.645	0.661	0.701
2	0.729	0.662	0.632	0.652	0.670	0.709
3	0.730	0.663	0.640	0.662	0.679	0.718
4	0.731	0.664	0.650	0.673	0.690	0.726
5	0.733	0.671	0.661	0.684	0.700	0.735
6	0.735	0.680	0.674	0.696	0.711	0.743
7	0.734	0.691	0.687	0.708	0.723	0.753
8	0.739	0.702	0.700	0.720	0.734	0.763
10	0.756	0.727	0.727	0.745	0.758	0.782
12	0.777	0.751	0.753	0.769	0.781	0.804
14	0.802	0.775	0.778	0.791	0.802	0.822
16	0.820	0.797	0.800	0.812	0.822	0.840
20	0.856	0.836	0.839	0.846	0.854	0.872
24	0.885	0.868	0.869	0.874	0.877	0.888
30	0.920	0.904	0.902	0.907	0.906	0.911
36	0.938	0.930	0.929	0.931	0.934	0.933
42	0.957	0.949	0.949	0.955	0.956	0.954
48	0.967	0.963	0.965	0.965	0.969	0.965
58	0.982	0.982	0.982	0.982	0.983	0.978
73	0.994	0.997	0.997	0.998	0.996	0.985
88	0.997	1.001	1.000	1.000	1.000	1.001
90	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
103	0.995	0.995	1.001	0.999	1.000	0.995
118	0.987	0.987	0.987	0.989	0.989	0.983
128	0.974	0.972	0.976	0.976	0.980	0.979
133	0.969	0.961	0.966	0.965	0.973	0.973
138	0.957	0.949	0.952	0.952	0.959	0.960
143	0.942	0.933	0.935	0.935	0.944	0.941
148	0.924	0.912	0.914	0.915	0.924	0.926
153	0.899	0.886	0.887	0.889	0.899	0.905
158	0.873	0.850	0.850	0.856	0.863	0.870
165	0.806	0.779	0.778	0.791	0.801	0.816
169	-	0.725	0.723	0.741	0.754	0.785
170	-	0.710	0.707	0.727	0.742	0.774
172	-	0.678	0.675	0.697	0.714	0.748
173	-	0.662	0.657	0.682	0.700	0.733
174	-	0.642	0.640	0.667	0.686	0.720
175	-	0.623	0.624	0.652	0.672	0.707
176	-	0.605	0.608	0.637	0.658	0.695
177	-	0.606	0.594	0.624	0.645	0.686
178	-	0.608	0.586	0.612	0.634	0.675
179	-	0.609	0.585	0.604	0.624	0.665
180	-	0.609	0.585	0.603	0.622	0.662

Realizaremos los cálculos para una matriz de -7 a 7cm en el eje longitudinal y de 0 a 7cm en el eje transverso de la fuente.

En primer término calcularemos los valores para dicha matriz dados por *la función geométrica* $G(r, \theta)$ utilizando para ello la ecuación (26) para valores que se encuentran entre los intervalos $0 < \theta < \pi$; y haciendo un ajuste propuesto por Daskalov *et al* [8] y que posteriormente es corroborado por la actualización del protocolo TG 43 (*update TG 43 publicado en marzo del 2004 [10]*) para el calculo en los extremos longitudinales ($\theta = 0$ y $\theta = \pi$) para este tipo de fuentes; el factor geométrico puede estar dado por r^{-2} , con estas consideraciones nosotros obtenemos la matriz:

TABLA (3) CORRESPONDIENTE A LOS VALORES DEL FACTOR GEOMÉTRICO PARA LA MATRIZ

Y (cm)	X (cm)													
	0.00	0.10	0.15	0.25	0.35	0.50	0.75	1.00	1.50	2.00	2.50	3.00	5.00	7.00
7.00	0.0204	0.0206	0.0206	0.0206	0.0206	0.0205	0.0204	0.0202	0.0197	0.0191	0.0183	0.0174	0.0137	0.0103
6.00	0.0278	0.0281	0.0281	0.0281	0.0280	0.0279	0.0277	0.0273	0.0264	0.0253	0.0239	0.0225	0.0166	0.0119
5.00	0.0400	0.0405	0.0404	0.0404	0.0403	0.0401	0.0396	0.0389	0.0371	0.0349	0.0324	0.0297	0.0202	0.0137
4.00	0.0625	0.0633	0.0632	0.0630	0.0628	0.0623	0.0611	0.0596	0.0555	0.0506	0.0455	0.0405	0.0247	0.0155
3.00	0.1111	0.1126	0.1124	0.1119	0.1112	0.1096	0.1060	0.1014	0.0900	0.0779	0.0663	0.0562	0.0297	0.0174
2.50	0.1600	0.1623	0.1620	0.1609	0.1594	0.1562	0.1490	0.1399	0.1192	0.0988	0.0809	0.0663	0.0323	0.0183
2.00	0.2500	0.2541	0.2533	0.2507	0.2470	0.2395	0.2228	0.2031	0.1621	0.1265	0.0987	0.0778	0.0348	0.0191
1.50	0.4444	0.4537	0.4511	0.4430	0.4315	0.4089	0.3624	0.3128	0.2251	0.1618	0.1189	0.0898	0.0371	0.0197
1.00	1.0000	1.0334	1.0198	0.9787	0.9231	0.8241	0.6538	0.5081	0.3112	0.2021	0.1393	0.1010	0.0389	0.0202
0.75	1.7778	1.8686	1.8232	1.6926	1.5299	1.2733	0.9069	0.6488	0.3591	0.2213	0.1482	0.1056	0.0395	0.0204
0.50	4.0000	4.4042	4.1406	3.4914	2.8460	2.0633	1.2473	0.8071	0.4032	0.2374	0.1553	0.1092	0.0400	0.0205
0.25	-----	20.5391	14.9460	8.6602	5.5365	3.2072	1.6004	0.9439	0.4353	0.2482	0.1598	0.1114	0.0403	0.0206
0.10	-----	53.4135	29.3657	12.9331	7.2149	3.7573	1.7353	0.9906	0.4451	0.2514	0.1612	0.1120	0.0404	0.0206
0.00	-----	59.7271	32.7940	14.0157	7.6206	3.8806	1.7635	1.0000	0.4471	0.2520	0.1614	0.1122	0.0404	0.0206
-0.10	-----	53.4135	29.3657	12.9331	7.2149	3.7573	1.7353	0.9906	0.4451	0.2514	0.1612	0.1120	0.0404	0.0206
-0.25	-----	20.5391	14.9460	8.6602	5.5365	3.2072	1.6004	0.9439	0.4353	0.2482	0.1598	0.1114	0.0403	0.0206
-0.50	4.0000	4.4042	4.1406	3.4914	2.8460	2.0633	1.2473	0.8071	0.4032	0.2374	0.1553	0.1092	0.0400	0.0205
-0.75	1.7778	1.8686	1.8232	1.6926	1.5299	1.2733	0.9069	0.6488	0.3591	0.2213	0.1482	0.1056	0.0395	0.0204
-1.00	1.0000	1.0334	1.0198	0.9787	0.9231	0.8241	0.6538	0.5081	0.3112	0.2021	0.1393	0.1010	0.0389	0.0202
-1.50	0.4444	0.4537	0.4511	0.4430	0.4315	0.4089	0.3624	0.3128	0.2251	0.1618	0.1189	0.0898	0.0371	0.0197
-2.00	0.2500	0.2541	0.2533	0.2507	0.2470	0.2395	0.2228	0.2031	0.1621	0.1265	0.0987	0.0778	0.0348	0.0191
-2.50	0.1600	0.1623	0.1620	0.1609	0.1594	0.1562	0.1490	0.1399	0.1192	0.0988	0.0809	0.0663	0.0323	0.0183
-3.00	0.1111	0.1126	0.1124	0.1119	0.1112	0.1096	0.1060	0.1014	0.0900	0.0779	0.0663	0.0562	0.0297	0.0174
-4.00	0.0625	0.0633	0.0632	0.0630	0.0628	0.0623	0.0611	0.0596	0.0555	0.0506	0.0455	0.0405	0.0247	0.0155
-5.00	0.0400	0.0405	0.0404	0.0404	0.0403	0.0401	0.0396	0.0389	0.0371	0.0349	0.0324	0.0297	0.0202	0.0137
-6.00	0.0278	0.0281	0.0281	0.0281	0.0280	0.0279	0.0277	0.0273	0.0264	0.0253	0.0239	0.0225	0.0166	0.0119
-7.00	0.0204	0.0206	0.0206	0.0206	0.0206	0.0205	0.0204	0.0202	0.0197	0.0191	0.0183	0.0174	0.0137	0.0103

Seguidamente pasamos a calcular los valores para dicha matriz dados por la **función radial de dosis $g(r)$** , estos valores pueden ser calculados por interpolación y extrapolación de los valores dados en la tabla (1) tal como lo menciona el protocolo TG 43, pero en la actualización de este protocolo [10] nos hace referencia a un ajuste de los puntos a una función polinomial de 5^{to} orden de tal manera los valores que esta nos arroje oscilen entre $\forall 2\%$, una manera fácil y practica para calcular la función, utilizando los valores de la tabla (1), es utilizando la ecuación y línea de tendencia que podemos calcular con los programas ORIGIN, MATLAB o EXCEL:

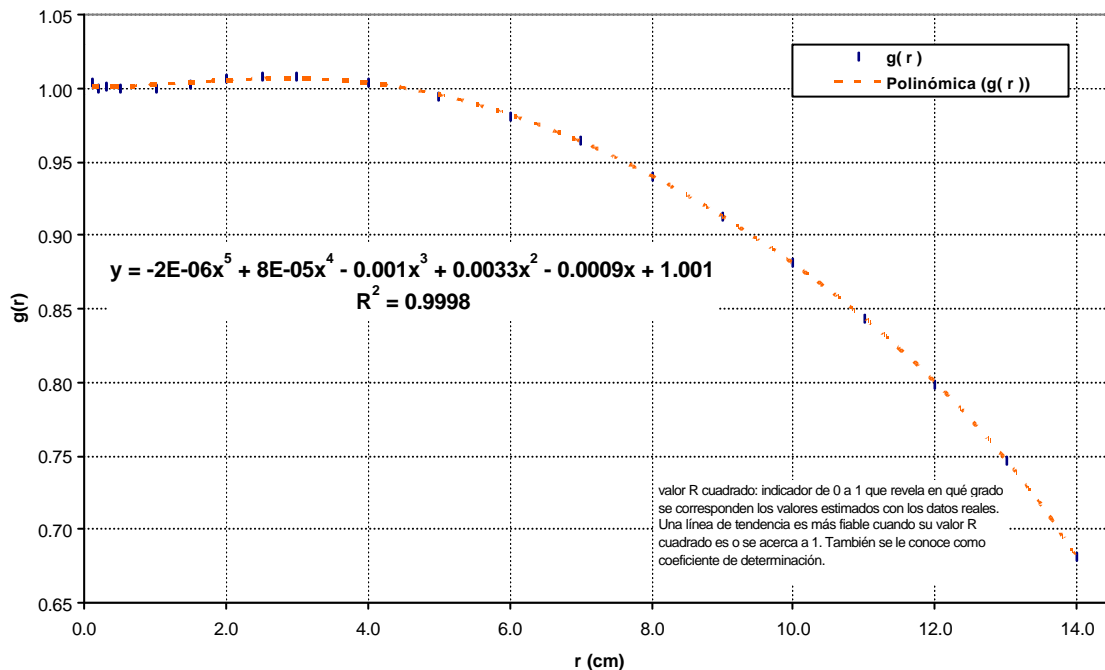


Figura (5) ecuación de una curva ajustada de la función radial de dosis $g(r)$

Para nuestro caso nosotros haremos uso de la sugerencia que nos hace Daskalov *et al* [8] para este tipo de fuentes donde nos recomienda la interpolación de los datos de la tabla (1), muy aparte de las reiteradas recomendaciones que nos da el TG 43:

TABLA (4) CORRESPONDIENTE A LOS VALORES DE LA FUNCIÓN RADIAL DE DOSIS $g(r)$

Y (cm)	X (cm)													
	0.00	0.10	0.15	0.25	0.35	0.50	0.75	1.00	1.50	2.00	2.50	3.00	5.00	7.00
7.00	0.9640	0.9640	0.9640	0.9639	0.9638	0.9636	0.9630	0.9623	0.9602	0.9573	0.9536	0.9492	0.9237	0.8851
6.00	0.9810	0.9810	0.9810	0.9809	0.9808	0.9806	0.9802	0.9796	0.9779	0.9755	0.9725	0.9690	0.9446	0.9062
5.00	0.9950	0.9950	0.9950	0.9949	0.9948	0.9947	0.9942	0.9936	0.9919	0.9896	0.9867	0.9834	0.9623	0.9237
4.00	1.0040	1.0040	1.0040	1.0039	1.0039	1.0037	1.0034	1.0029	1.0016	0.9998	0.9975	0.9950	0.9741	0.9383
3.00	1.0080	1.0080	1.0080	1.0080	1.0079	1.0078	1.0076	1.0074	1.0066	1.0056	1.0044	1.0018	0.9834	0.9492
2.50	1.0080	1.0080	1.0080	1.0080	1.0080	1.0080	1.0080	1.0080	1.0080	1.0072	1.0059	1.0044	0.9867	0.9536
2.00	1.0070	1.0070	1.0070	1.0070	1.0071	1.0071	1.0073	1.0075	1.0080	1.0080	1.0072	1.0056	0.9896	0.9573
1.50	1.0030	1.0030	1.0031	1.0032	1.0033	1.0036	1.0044	1.0054	1.0072	1.0080	1.0080	1.0066	0.9919	0.9602
1.00	1.0000	1.0000	1.0001	1.0002	1.0004	1.0007	1.0015	1.0025	1.0054	1.0075	1.0080	1.0074	0.9936	0.9623
0.75	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000	1.0004	1.0015	1.0044	1.0073	1.0080	1.0076	0.9942	0.9630
0.50	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000	1.0007	1.0036	1.0071	1.0080	1.0078	0.9947	0.9636
0.25	-----	1.0007	1.0009	1.0007	1.0003	1.0000	1.0000	1.0002	1.0032	1.0070	1.0080	1.0080	0.9949	0.9639
0.10	-----	1.0023	1.0008	1.0007	1.0007	1.0000	1.0000	1.0000	1.0030	1.0070	1.0080	1.0080	0.9950	0.9640
0.00	-----	1.0040	1.0020	1.0005	1.0008	1.0000	1.0000	1.0000	1.0030	1.0070	1.0080	1.0080	0.9950	0.9640
-0.10	-----	1.0023	1.0008	1.0007	1.0007	1.0000	1.0000	1.0000	1.0030	1.0070	1.0080	1.0080	0.9950	0.9640
-0.25	-----	1.0007	1.0009	1.0007	1.0003	1.0000	1.0000	1.0002	1.0032	1.0070	1.0080	1.0080	0.9949	0.9639
-0.50	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000	1.0007	1.0036	1.0071	1.0080	1.0078	0.9947	0.9636
-0.75	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000	1.0004	1.0015	1.0044	1.0073	1.0080	1.0076	0.9942	0.9630
-1.00	1.0000	1.0000	1.0001	1.0002	1.0004	1.0007	1.0015	1.0025	1.0054	1.0075	1.0080	1.0074	0.9936	0.9623
-1.50	1.0030	1.0030	1.0031	1.0032	1.0033	1.0036	1.0044	1.0054	1.0072	1.0080	1.0080	1.0066	0.9919	0.9602
-2.00	1.0070	1.0070	1.0070	1.0070	1.0071	1.0071	1.0073	1.0075	1.0080	1.0080	1.0072	1.0056	0.9896	0.9573
-2.50	1.0080	1.0080	1.0080	1.0080	1.0080	1.0080	1.0080	1.0080	1.0080	1.0072	1.0059	1.0044	0.9867	0.9536
-3.00	1.0080	1.0080	1.0080	1.0080	1.0079	1.0078	1.0076	1.0074	1.0066	1.0056	1.0044	1.0018	0.9834	0.9492
-4.00	1.0040	1.0040	1.0040	1.0039	1.0039	1.0037	1.0034	1.0029	1.0016	0.9998	0.9975	0.9950	0.9741	0.9383
-5.00	0.9950	0.9950	0.9950	0.9949	0.9948	0.9947	0.9942	0.9936	0.9919	0.9896	0.9867	0.9834	0.9623	0.9237
-6.00	0.9810	0.9810	0.9810	0.9809	0.9808	0.9806	0.9802	0.9796	0.9779	0.9755	0.9725	0.9690	0.9446	0.9062
-7.00	0.9640	0.9640	0.9640	0.9639	0.9638	0.9636	0.9630	0.9623	0.9602	0.9573	0.9536	0.9492	0.9237	0.8851

A continuación calcularemos los valores para la matriz dados por **La función de anisotropía, $F(r, \rho)$** , estos valores pueden ser calculados por interpolación y extrapolación de los valores dados en la tabla (2) tal como lo menciona el protocolo TG 43, pero asiendo uso de las recomendaciones de Daskalov *et al* [8, 10] para $r < 0.25\text{cm}$ se asume $F(r, \rho) \cdot F(0.25\text{cm}, \rho)$, asi mismo para $r > 5\text{cm}$ se asume $F(r, \rho) \cdot F(5\text{cm}, \rho)$, para $r < 0.5\text{cm}$ se asume $F(r, \rho) \cdot F(0.5\text{cm}, \rho)$, así mismo para $r > 5\text{cm}$ se asume $F(r, \rho) \cdot F(5\text{cm}, \rho)$, estas aproximaciones nos llevan a incertidumbres $< 2\%$ para distancias mayores a 0.1cm y para valores que están entre $0.25 < r < 5\text{cm}$ y $0.5 < r < 5\text{cm}$ son calculados por simple interpolación lineal; estas recomendaciones son verificadas y actualmente dadas para otros modelos de fuentes por la actualización del protocolo TG

43 (update TG 43 publicado en marzo del 2004 [10]) teniendo estas consideraciones obtenemos:

TABLA (5) CORRESPONDIENTE A LOS VALORES DE LA FUNCIÓN ANISOTROPÍA $F(r, q)$

	X (cm)													
Y (cm)	0.00	0.10	0.15	0.25	0.35	0.50	0.75	1.00	1.50	2.00	2.50	3.00	5.00	7.00
7.00	0.6960	0.7001	0.7028	0.7094	0.7167	0.7268	0.7442	0.7643	0.8049	0.8395	0.8692	0.8848	0.9313	0.9595
6.00	0.6960	0.7008	0.7044	0.7125	0.7207	0.7329	0.7542	0.7769	0.8223	0.8595	0.8825	0.8978	0.9463	0.9668
5.00	0.6960	0.7021	0.7067	0.7167	0.7260	0.7407	0.7681	0.7964	0.8456	0.8792	0.8978	0.9145	0.9595	0.9734
4.00	0.6780	0.6847	0.6909	0.7041	0.7178	0.7398	0.7778	0.8136	0.8680	0.8956	0.9179	0.9360	0.9693	0.9791
3.00	0.6600	0.6692	0.6778	0.6978	0.7192	0.7521	0.8033	0.8429	0.8909	0.9236	0.9472	0.9606	0.9785	0.9821
2.50	0.6525	0.6638	0.6753	0.7004	0.7270	0.7675	0.8238	0.8626	0.9105	0.9436	0.9617	0.9702	0.9805	0.9838
2.00	0.6450	0.6606	0.6763	0.7097	0.7445	0.7921	0.8509	0.8884	0.9358	0.9621	0.9732	0.9792	0.9828	0.9861
1.50	0.6380	0.6596	0.6816	0.7294	0.7749	0.8289	0.8865	0.9211	0.9603	0.9749	0.9838	0.9864	0.9853	0.9902
1.00	0.6310	0.6704	0.7074	0.7788	0.8325	0.8837	0.9325	0.9582	0.9791	0.9878	0.9922	0.9939	0.9911	0.9945
0.75	0.6490	0.6961	0.7434	0.8225	0.8744	0.9189	0.9572	0.9737	0.9877	0.9940	0.9968	0.9964	0.9940	0.9966
0.50	0.6670	0.7428	0.8039	0.8834	0.9254	0.9564	0.9791	0.9875	0.9961	0.9983	0.9981	0.9979	0.9970	0.9988
0.25	-----	0.8676	0.9204	0.9595	0.9757	0.9874	0.9956	0.9976	0.9988	0.9993	0.9993	0.9993	1.0001	1.0010
0.10	-----	0.9620	0.9795	0.9903	0.9956	0.9985	0.9992	0.9993	0.9997	0.9999	0.9999	1.0000	1.0006	1.0004
0.00	-----	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000
-0.10	-----	0.9642	0.9796	0.9903	0.9934	0.9958	0.9989	1.0004	1.0000	0.9998	0.9999	1.0000	0.9996	0.9997
-0.25	-----	0.8693	0.9168	0.9609	0.9761	0.9878	0.9943	1.0000	1.0000	0.9995	0.9998	1.0000	0.9989	0.9992
-0.50	0.6090	0.7291	0.7962	0.8830	0.9250	0.9579	0.9803	0.9885	0.9956	0.9984	0.9996	0.9999	0.9978	0.9984
-0.75	0.5970	0.6696	0.7282	0.8135	0.8721	0.9207	0.9604	0.9773	0.9894	0.9940	0.9970	0.9990	0.9967	0.9976
-1.00	0.5850	0.6355	0.6838	0.7652	0.8226	0.8841	0.9345	0.9602	0.9814	0.9900	0.9934	0.9956	0.9957	0.9969
-1.50	0.5940	0.6201	0.6492	0.7091	0.7606	0.8189	0.8854	0.9216	0.9607	0.9792	0.9862	0.9890	0.9920	0.9953
-2.00	0.6030	0.6224	0.6415	0.6841	0.7264	0.7796	0.8436	0.8884	0.9390	0.9661	0.9790	0.9829	0.9880	0.9926
-2.50	0.6125	0.6264	0.6402	0.6726	0.7055	0.7519	0.8124	0.8591	0.9180	0.9488	0.9675	0.9772	0.9841	0.9897
-3.00	0.6220	0.6331	0.6435	0.6689	0.6955	0.7352	0.7905	0.8323	0.8970	0.9309	0.9521	0.9677	0.9818	0.9868
-4.00	0.6420	0.6488	0.6562	0.6720	0.6898	0.7188	0.7662	0.8003	0.8557	0.9004	0.9257	0.9406	0.9782	0.9823
-5.00	0.6620	0.6664	0.6722	0.6845	0.6951	0.7162	0.7549	0.7874	0.8291	0.8685	0.9020	0.9217	0.9678	0.9800
-6.00	0.6620	0.6649	0.6693	0.6792	0.6890	0.7042	0.7349	0.7670	0.8085	0.8425	0.8743	0.9020	0.9517	0.9759
-7.00	0.6620	0.6645	0.6673	0.6755	0.6845	0.6960	0.7215	0.7497	0.7935	0.8233	0.8519	0.8784	0.9366	0.9678

Y finalmente haciendo uso de las tablas (3), (4) y (5) si mismo haciendo uso de la igualdad (30) podemos calcular la tasa de dosis por unidad de air-kerma strength de la ecuación (22) tenemos que:

$$\frac{\dot{D}(r, \mathbf{q})}{S_K} = \Lambda \frac{G(r, \mathbf{q})}{G(r_0, \mathbf{q}_0)} g(r) F(r, \mathbf{q})$$

(31)

en unidades de (cGy h⁻¹ U⁻¹) dada por la matriz:

**TABLA (6) TASA DE DOSIS POR UNIDAD DE AIR-KERMA STRENGTH
(cGy h⁻¹ U⁻¹) [8]**

Y (cm)	X (cm)													
	0.00	0.10	0.15	0.25	0.35	0.50	0.75	1.00	1.50	2.00	2.50	3.00	5.00	7.00
7.00	0.0164	0.0163	0.0163	0.0164	0.0165	0.0167	0.0170	0.0169	0.0173	0.0172	0.0169	0.0164	0.0132	0.0097
6.00	0.0223	0.0222	0.0223	0.0225	0.0226	0.023	0.0234	0.0233	0.0238	0.0236	0.0228	0.0219	0.0165	0.0116
5.00	0.0318	0.0319	0.032	0.0324	0.0326	0.0333	0.034	0.0341	0.0345	0.0336	0.0319	0.0299	0.0208	0.0137
4.00	0.0483	0.0486	0.0488	0.0496	0.0502	0.0524	0.053	0.0538	0.0533	0.0504	0.0463	0.0419	0.0259	0.0159
3.00	0.0840	0.0852	0.0859	0.0879	0.0897	0.0926	0.0952	0.095	0.0899	0.0803	0.0698	0.0598	0.0319	0.0182
2.50	0.119	0.122	0.122	0.127	0.130	0.134	0.137	0.134	0.122	0.104	0.0864	0.0713	0.0349	0.0192
2.00	0.183	0.190	0.190	0.198	0.206	0.212	0.212	0.201	0.169	0.135	0.107	0.0846	0.0379	0.0201
1.50	0.324	0.334	0.343	0.360	0.372	0.377	0.358	0.320	0.239	0.176	0.130	0.0985	0.0406	0.0209
1.00	0.745	0.781	0.809	0.849	0.854	0.810	0.677	0.540	0.339	0.223	0.154	0.112	0.0427	0.0215
0.75	1.357	1.440	1.500	1.539	1.479	1.301	0.963	0.701	0.394	0.246	0.165	0.117	0.0435	0.0217
0.50	3.405	3.631	3.691	3.408	2.907	2.185	1.351	0.884	0.446	0.265	0.173	0.121	0.0441	0.0219
0.25	---	19.71	15.12	9.177	5.968	3.507	1.760	1.042	0.483	0.278	0.178	0.124	0.0445	0.0219
0.10	---	58.79	32.18	14.19	7.944	4.154	1.917	1.096	0.495	0.282	0.180	0.125	0.0446	0.0220
0.00	---	66.36	36.36	15.52	8.434	4.299	1.950	1.108	0.497	0.282	0.180	0.125	0.0446	0.0220
-0.10	---	58.79	32.23	14.20	7.952	4.151	1.918	1.097	0.495	0.282	0.180	0.125	0.0446	0.0220
-0.25	---	19.68	15.14	9.182	5.976	3.501	1.761	1.042	0.483	0.278	0.178	0.124	0.0445	0.0219
-0.50	3.127	3.559	3.655	3.402	2.909	2.179	1.350	0.883	0.446	0.265	0.173	0.121	0.0441	0.0219
-0.75	1.242	1.379	1.467	1.527	1.476	1.298	0.963	0.701	0.394	0.246	0.165	0.117	0.0435	0.0217
-1.00	0.668	0.739	0.783	0.837	0.848	0.806	0.677	0.539	0.339	0.223	0.154	0.112	0.0427	0.0215
-1.50	0.301	0.314	0.327	0.350	0.366	0.373	0.357	0.321	0.240	0.176	0.130	0.0987	0.0406	0.0209
-2.00	0.170	0.179	0.180	0.190	0.202	0.210	0.211	0.200	0.169	0.135	0.107	0.0847	0.0379	0.0201
-2.50	0.112	0.115	0.115	0.122	0.127	0.132	0.136	0.134	0.121	0.104	0.0861	0.0714	0.0349	0.0192
-3.00	0.0790	0.0803	0.0814	0.0840	0.0869	0.0904	0.094	0.0943	0.0896	0.0802	0.0695	0.0597	0.0319	0.0182
-4.00	0.0455	0.0470	0.0466	0.0473	0.0494	0.0509	0.0528	0.0532	0.0529	0.0502	0.0461	0.0418	0.0259	0.0159
-5.00	0.0303	0.0305	0.0307	0.0311	0.0316	0.0322	0.0333	0.0334	0.0342	0.0344	0.0318	0.0298	0.0207	0.0137
-6.00	0.0212	0.0213	0.0214	0.0216	0.0219	0.0222	0.0228	0.0229	0.0236	0.0234	0.0228	0.0217	0.0165	0.0116
-7.00	0.0156	0.0156	0.0157	0.0158	0.0160	0.0162	0.0165	0.0166	0.0171	0.0171	0.0168	0.0163	0.0132	0.0097

CONCLUSIONES

1. Como observamos en la matriz (tabla 6) el valor del punto $P(0,1\text{cm}) = 1.108$ que concuerda con el valor esperado de la ecuación (23) que viene ha ser la definición de la constante de tasa de dosis este es un primer indicativo que los cálculos realizados se ajustan a lo que se esperaba.
2. Como vemos este es un método practico y adecuado para el calculo de la dosis al rededor de fuentes para el uso en braquiterapia normalizada a valores en un plano transversal y un punto de referencia, y que además todos estos valores pueden ser calculado en los mismo centros de uso como lo son las clínicas y hospitales que tengan el equipo necesario para calcular los valores de air-kerma strength y no lleva asociado ningún error en la elección de la constante de tasa de exposición, además de ser cantidades directamente medibles.
3. Actualmente este método ha sido tan generalizado que se pueden encontrar prácticamente todos los valores de $g(r)$ y $F(r, \theta)$ para las distintas fuentes usadas en braquiterapia para así obtener las matrices de dosis para cada fuente.
4. Ya que por lo general se calcula solo valores de la matriz en términos del air-kerma strength es muy sencillo calcular $(S_K)_{actual}$ por la simple ley del decaimiento radiactivo, para calcular la tasa de dosis actual \dot{D}_{actual} ; $(S_K)_{actual} = (S_K)_0 * \text{Exp}(-\lambda t)$, donde $(S_K)_0$ es el valor del air-kerma strength dada por el fabricante en la ficha técnica del equipo a una fecha de calibración dada, o el valor correspondiente a la ultima calibración de la fuente , λ la constante de decaimiento radiactivo y t el tiempo transcurrido desde la fecha de calibración.

BIBLIOGRAFIA

- [1] the physics of radiation therapy, second edition FAIZ M. KHAN, 1994, professor university of Minnesota Medical School and Director Radiation Physics, University Hospitals Minneapolis, Minnesota.
- [2] Review of Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students Editor Ervin B. Podgorsak, Ph.D. Department of Medical Physics McGill University Health Centre Montréal, Québec, Canada INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY VIENNA, AUSTRIA May 2003
- [3] Brachytherapy Radionuclides, Dosimetry, and Dose Distributions Bruce R. Thomadsen, Ph.D., and Eric G. Hendee, M.S. University of Wisconsin, 2003.
- [4] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS (ICRU), "Dose and volume specification for reporting intracavitary therapy in gynecology", ICRU Report 38, ICRU, Bethesda, Maryland, U.S.A. (1985).
- [5] Introduction to radiological physics and radiation dosimetry, FRANK HERBERT ATTIX, 1986, professor of medical physics University of Wisconsin medical school Madison, Wisconsin.
- [6] Revista de Física Médica 2000; 1(0): 1-49, Calibración, Matrices de Dosis y Control de Calidad en Braquiterapia: Informe del Grupo de Trabajo de Braquiterapia de la SEFM J. Pérez Calatayud, R. Arrans Lara, J. M.^a De Frutos Baraja, A. Guisasola Berasategui, J. Macías Jaén, J. Valverde Morán, Hospital Carlos Haya, Málaga. Servicio Inspección y Acreditación Sanitaria, Madrid.
- [7] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY (IAEA), "Calibration of photon and beta ray sources used in brachytherapy", IAEA TECDOC-1274, IAEA, Vienna, Austria (2002).
- [8] Monte Carlo-aided dosimetry of a new high dose-rate brachytherapy source, Georgi M. Daskalov Radiation Oncology Center, Mallinckrodt Institute of Radiology, Washington University School of Medicine, Radiation Oncology Center, Mallinckrodt Institute of Radiology, Washington University School of Medicine.; accepted for publication 19 August 1998, 1998 American Association of Physicists in Medicine. [S0094-2405~98!00511-2]
- [9] Nath R, Anderson L, Luxton G, Weaver K, Williamson J, Meigooni, A. "Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: Recommendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 43". *Med Phys* 1995; 22: 209-234.
- [10] Update of AAPM Task Group No. 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations, Mark J. Rivard, Bert M. Coursey, Larry A. DeWerd, William F. Hanson, M. Saiful Huq, Geoffrey S. Ibbott, Michael G. Mitch, Ravinder Nath, Jeffrey F. Williamson *Chair, Low-energy Interstitial Brachytherapy Dosimetry subcommittee of the Radiation Therapy Committee*, Received 22 August 2003; revised 11 December 2003; accepted for publication 16 December 2003; published 27 February 2004