

UNIVERSIDAD DE EL SALVADOR  
FACULTAD DE CIENCIAS NATURALES Y MATEMÁTICA  
ESCUELA DE FÍSICA



**TRABAJO DE GRADUACION**

“CALIBRACIÓN DE UNA FUENTE RADIATIVA DE IRIDIO-192, EXPRESADA EN TÉRMINOS DE INTENSIDAD DE KERMA EN AIRE PARA SER IMPLEMENTADA EN EL SERVICIO DE BRAQUITERAPIA DEL INSTITUTO DEL CÁNCER DE EL SALVADOR”

PRESENTADO POR:  
Br. ROSA EMILIA SORIANO VENTURA  
CARNET SV94009

PARA OPTAR AL GRADO DE  
LICENCIADA EN FÍSICA

DOCENTE DIRECTOR  
LIC. MELVYN JOSÉ HERNÁNDEZ CAMPOS

CIUDAD UNIVERSITARIA, SEPTIEMBRE 2016.

# ***AUTORIDADES UNIVERSITARIAS***

**RECTOR INTERINO:**

**Lic. Luis Argueta Antillón**

**VICERRECTOR ACADEMICO INTERINO:**

**Master Roger Armando Arias**

**SECRETARIA GENERAL:**

**Dra. Ana Leticia Zavaleta de Amaya**

**FISCAL GENERAL:**

**Lic. Nora Beatriz Meléndez**

**DECANO DE LA FACULTAD DE CIENCIAS NATURALES Y MATEMATICA:**

**Lic. Mauricio Hernán Lovo Córdova**

**DIRECTOR DE LA ESCUELA DE FISICA**

**M.Sc. Cesar Alvarado Batres**

**Ciudad Universitaria, Septiembre 2016**

UNIVERSIDAD DE EL SALVADOR

FACULTAD DE CIENCIAS NATURALES Y MATEMÁTICA

ESCUELA DE FÍSICA



## TRABAJO DE GRADUACION

“CALIBRACIÓN DE UNA FUENTE RADIATIVA DE IRIDIO-192, EXPRESADA EN TÉRMINOS DE INTENSIDAD DE KERMA EN AIRE PARA SER IMPLEMENTADA EN EL SERVICIO DE BRAQUITERAPIA DEL INSTITUTO DEL CÁNCER DE EL SALVADOR”

Lic. Oscar Armando Amaya M.

TRIBUNAL CALIFICADOR:

Dr. Alexander Molina Martínez

DOCENTE ASESOR:

Lic. Melvyn José Hernández Campos

CIUDAD UNIVERSITARIA, SEPTIEMBRE 2016.

## ***AGRADECIMIENTOS***

A TI DIOS por encontrarme sola en el desierto, tomarme entre tus brazos, por protegerme y cuidarme como a la niña de tus ojos.

A las grandes mujeres en mi vida: Digna, mi madre, Katherine y Michelle.

A Letty por que fuiste amiga y compañera de clases a la vez.

A todas las mujeres que día a día se involucran en mi camino que con solo ser mujeres son grandes.

# **INDICE DE CONTENIDOS**

Agradecimientos	iv
Índice de Figuras	vii
Índice de tablas	ix
Lista de Símbolos	x
1. Introducción	1
2. Marco Teórico	4
2.1 Radiactividad	4
2.1.1 Ley de desintegración radiactiva	5
2.1.2 Actividad	5
2.2 Interacción de la radiación con la materia.	6
2.2.1 Absorción de energía.	6
2.2.2 Ionización	7
2.2.3 Atenuación del haz de fotones	8
2.2.4 Efecto fotoeléctrico	9
2.2.5 Efecto Compton.	10
2.2.6 Producción de pares	10
2.3 Caracterización y especificación de una fuente de Iridio-192	12
2.4 Cámara de Ionización tipo pozo	13
2.4.1 Propiedades de una cámara de Pozo	14
2.5 Algoritmo de Cálculo de Dosis	17
2.5.1 Formalismo de Dosimetría TG-43	18
2.5.2 Intensidad de Kerma en aire $S_K$	21
2.5.3 Constante Tasa de Dosis ( $\Lambda$ ).	21
2.5.4 Función Geométrica $G(r,\theta)$	21
2.5.5 Función Radial $g(r)$	23

2.5.6	Función de Anisotropía	23
2.5.7	IAEA-TECDOC 1274: Calibración de fuentes usadas en Braquiterapia	24
3.	Etapa Experimental	26
3.1	Equipo a utilizar	28
3.2	Montaje experimental	29
3.3	Adquisición de datos	29
3.4	Eficiencia del detector: Cámara de Pozo	30
3.5	Población a medir	32
4.	Resultados.	33
4.1	Identificación de la fuente radiactiva	33
4.2	Punto de máxima eficiencia de la Cámara de pozo	35
4.3	Determinación de la actividad $S_k$ .	38
4.4	Relación del Formalismo TG-43 y la actividad $S_k$ medido	44
5.	Conclusiones y recomendaciones.	45
6.	Referencias Bibliográficas	47
7.	Anexos	50
7.1	Glosario	53

## ***Índice de Figuras***

- Figura 1. Grafica de distribución de casos egresados por cáncer, según tipo y por año, hospitales del Ministerio de Salud, El Salvador, 2009 – 2013.....pag. 2
- Figura 2. Grafica de distribución proporcional de casos egresados por diagnóstico de cáncer en los hospitales del Ministerio de Salud, El Salvador 2009 – 2013.....pag. 3
- Figura 3. El coeficiente de atenuación lineal depende tanto de la energía de los fotones, del número atómico promedio y el espesor del atenuador ( $x$ ).....pag. 8
- Figura 4. Efecto fotoeléctrico, donde el número de electrones expulsados es proporcional a la intensidad del fotón incidente, este predomina en bajas energías y aumenta con el número atómico..... pag 9
- Figura 5. Esquema del efecto compton, en donde los fotones de baja energía transfieren su mayor parte de energía a los fotones dispersados, mientras que los de alta energía lo hacen al electrón compton.....pag 11
- Figura 6. Producción del par electrón-positrón, ambos tiene una energía en reposo de 511 keV, para poder generar partículas.....pag 11
- Figura 7. Grafica del rango de valores de energías gamma del Ir-192 con sus respectivas intensidades.....pag 12
- Figura 8. Esquema interno de cámara de pozo..... pag. 13
- Figura 9. Partes que corresponden a una cámara de ionización tipo pozo.....pag 14
- Figura10. Posición de la fuente de Ir-192, utilizada en Braquiterapia respecto al eje de la cámara paralela a los electrodos colectores. ....pag.18
- Figura 11. Plano en coordenadas polares que es utilizado en el Task Group 43, en donde los puntos de referencia ( $r_0, \theta_0$ ) deben estar en el bisector transverso de la fuente a una distancia de 1 cm desde su centro, es decir,  $r_0=1\text{cm}$  y  $\theta_0=\pi/2$ .....pag. 19

Figura 12. Una fuente activa de forma cilíndrica $S$ de volumen $V_s$ y el punto de interés $P$ en el vacío.....	pag. 21
Figura 13. Fuente de Ir-192 paralela al plano $Z$ en donde se obtienen los parámetros utilizados para obtener la expresión analítica de la función geometría para la aproximación a una fuente lineal.....	pag 22
Figura 14. Esquema del espectro del Iridio-192. ....	pag. 26
Figura 15 a) Fuente de Iridio Microselectron V2 y su encapsulamiento con dimensiones en milímetros. b) Adaptada a un cable cilíndrico de acero AISI 316L de 0.7 mm .....	pag. 26
Figura 16. El Primer montaje el día de la calibración.....	pag 28
Figura 17. Esquema del proceso de adquisición de datos.....	pag 29
Figura 18. El Segundo montaje. muestra el electrómetro que va conectado a la cámara de ionización y es ahí que se capturan los datos.....	pag 30
Figura 19. Muestra la fuente dummy con sus respectivas dimensiones (iguales a la fuente real) comparándola con un grano de arroz. ....	pag 34
Figura 20. Cámara de pozo PTW-Freiburg y electrómetro PTW UNIDOS UNIVERSAL utilizado en las calibraciones para la determinación de la actividad de una fuente de Ir-192.....	pag 35
Figura 21. Resultado de la respuesta relativa de la cámara con respecto la posición de la fuente.....	pag 36
Figura 22. Temperatura y presión atmosférica a la hora de la adquisición de datos en la calibración.....	pag. 39



## Índice de tablas

Tabla 1. Valores $\dot{D}(r, \theta) / S_K$ para una fuente de Iridio-192. Tomada del documento TG-43.....	pag. 25
Tabla 2. Especificaciones de la fuente radiactiva de Iridio-192.....	pag. 34
Tabla 3. Valores de máxima respuesta obtenida en calibración realizada el 1/09/2015.....	pag. 36
Tabla 4. Valores de máxima respuesta obtenida en calibración realizada el 1/10/2015.....	pag. 36
Tabla 5. Valores de máxima respuesta obtenida en calibración realizada el 3/11/2015.....	pag. 37
Tabla 6. Medidas realizadas en unidades de carga colectados en intervalos de 1min.....	pag. 39
Tabla 7. Medidas realizadas en unidades de carga colectados en intervalos de 1 min .....	pag. 41
Tabla 8. Medidas realizadas en unidades de carga colectados en intervalos de 1 min. ....	pag. 42
Tabla 9. Comparación entre los valores de la actividad para una misma fuente de Ir-192 en términos de intensidad de kerma calculado teóricamente y medido.....	pag. 43
Tabla 10. Muestra los valores de tasa de dosis $\dot{D}$ en coordenadas ortogonales (x,y). Resultado del producto de los valores de la tabla 1 por la actividad $S_K = 4.070 [cGy \cdot \frac{m^2}{h}]$ , obtenida para el día 01/09/15.....	pag. 45

## ***LISTA DE SÍMBOLOS***

<b>Símbolo</b>	<b>Significado</b>
$\lambda$	Constante de decaimiento
$\Lambda$	Constante de tasa de dosis
$\rho$	Densidad
$K_{\text{scatt}}$	Factor de corrección por radiación dispersa
$F_{\text{TP}}$	Factor de corrección por temperatura y presión
$\gamma$	Fotón gamma
$F(r,\theta)$	Función de anisotropía para fuente lineal o puntual
$g(r)$	Función radial para fuente lineal o puntual
$G(r,\theta)$	Función geométrica para fuente lineal o puntual
$K$	Kerma en aire de referencia
$\alpha$	Partícula alfa
$\beta$	Partícula beta
$T$	Período de semidesintegración
$\tau$	Vida media



# ***CAPITULO 1***

## ***INTRODUCCION***

El cáncer es un problema de salud pública a nivel mundial que afecta tanto a los países de bajos y medianos ingresos como a los países de altos ingresos; las estimaciones mundiales para 2012 realizadas por la International Agency for Research on Cancer (IARC) y la Organización Mundial de la Salud (OMS), indican una ocurrencia de 14.1 millones de casos nuevos de cáncer, 8.2 millones de muertes y 32.6 millones de personas viviendo con cáncer en todo el mundo.

La Organización Panamericana de la Salud (OPS) afirma que el cáncer es una de las principales causas de mortalidad en la región, asimismo que en 2012 causó 1.3 millones de muertes en el continente americano, que un 47 % de las cuales ocurrieron en Latinoamérica y el Caribe. Estima además que la mortalidad por cáncer en dicho continente se incrementara a 2.1 millones de muertes en el 2030.

En los países de Centroamérica se identifica un estimado de 176 000 casos nuevos al año y ocurren aproximadamente 108 000 muertes anuales por esta causa, siendo los tipos de cáncer más frecuentes: cérvix uterino, mama, próstata, estómago, colo-rectal y pulmón, observándose un patrón de comportamiento similar con lo que sucede a nivel mundial (OMS, 2014).

Para el Ministerio de Salud Pública actualmente el país se encuentra en un proceso de actualización y construcción de un nuevo registro de cáncer en base poblacional, por lo cual para conocer la situación y el perfil de la enfermedad a través de los mejores datos disponibles, fue necesario obtener la base de los egresos hospitalarios por diagnósticos de cáncer codificados según la Clasificación Internacional de Enfermedades, Décima Revisión (CIE-10) durante el período 2009 – 2013 del Sistema de Morbimortalidad en Línea (SIMMOW) que únicamente incluye los casos de pacientes atendidos en la red de hospitales del MINSAL (30 hospitales).

Se registró un promedio de 384 891 egresos por año por todas las causas en los treinta hospitales del MINSAL, con un promedio de fallecidos debido a todas las causas de 9,765 (2.5 % de mortalidad hospitalaria) por año; durante el mismo período ocurrieron un promedio de 7 087 egresos anuales por diagnósticos de cáncer (C00 – C97 según la CIE-10), que equivale al 1.8 % de los egresos por todas las causas. De estos 7 087 egresos por cáncer fallecieron en promedio 720 pacientes por año, que representa el 10 % del total de egresos por diagnósticos de cáncer.

Los datos de egresos hospitalarios por cáncer en los hospitales del Ministerio de Salud, muestran que las principales causas de cáncer atendidos son: cáncer de cuello uterino (11 %), cáncer de mama (10.5 %), leucemia (10 %) y cáncer gástrico (9.5 %). Una proporción importante de causa de egresos la constituye los diagnósticos inespecíficos de cáncer, lo que ocurre principalmente por la falta de calidad en el llenado de los formularios de ingreso-egreso de los pacientes, además de contener el reporte de casos de metástasis y primarios desconocidos.

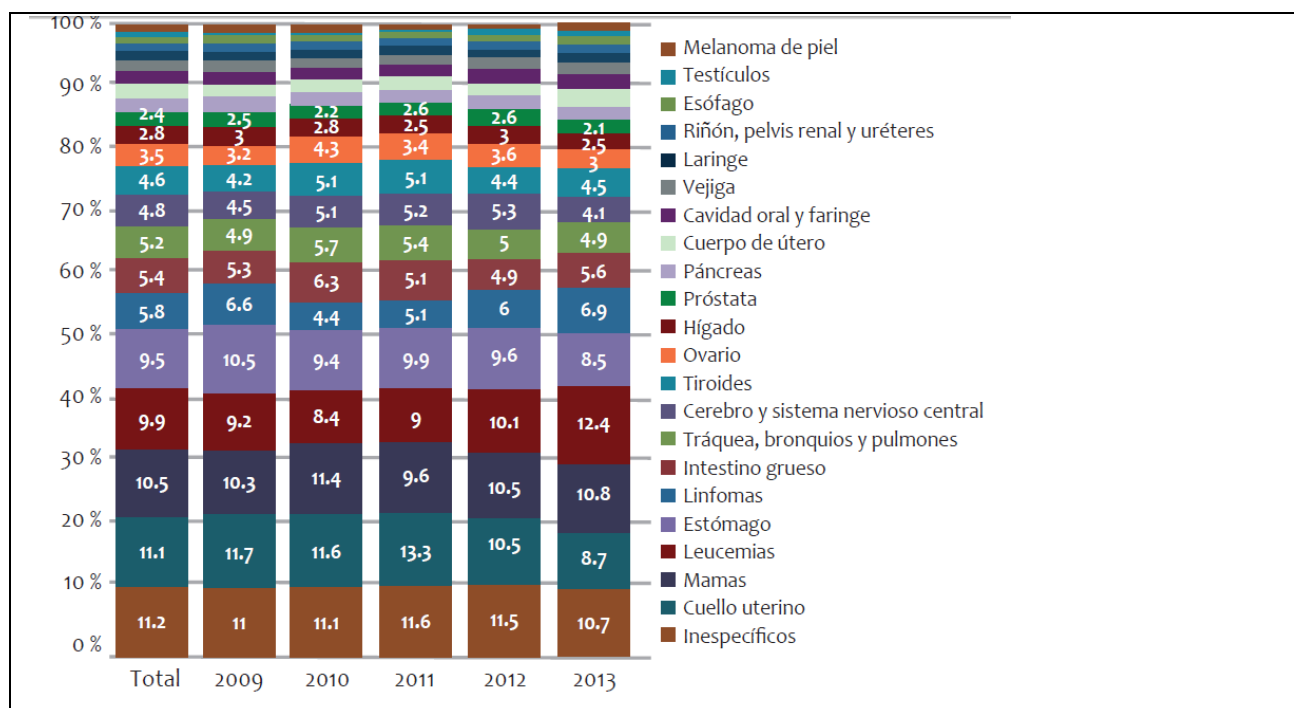


Figura 1. Grafica de distribución de casos egresados por cáncer, según tipo y por año, hospitales del Ministerio de Salud, El Salvador, 2009 – 2013.

Fuente: Ministerio de Salud. Sistema de Información de Morbi – Mortalidad SIMMOW 2009-2013. El Salvador.

Las principales causas de egreso por cáncer en mujeres se relacionan con cánceres del sistema reproductivo y son: cuello uterino (17 %), seguido de mama (16 %) y leucemias (8 %). En los hombres, las principales causas de egreso por cáncer son: estómago (15 %), leucemias (14 %) y linfomas (9 %).

El cáncer de cuello uterino y de mama se presenta con la misma tendencia que describe la literatura, incrementándose en edades fértiles desde los 25 años y su descenso posterior en los 65 años.

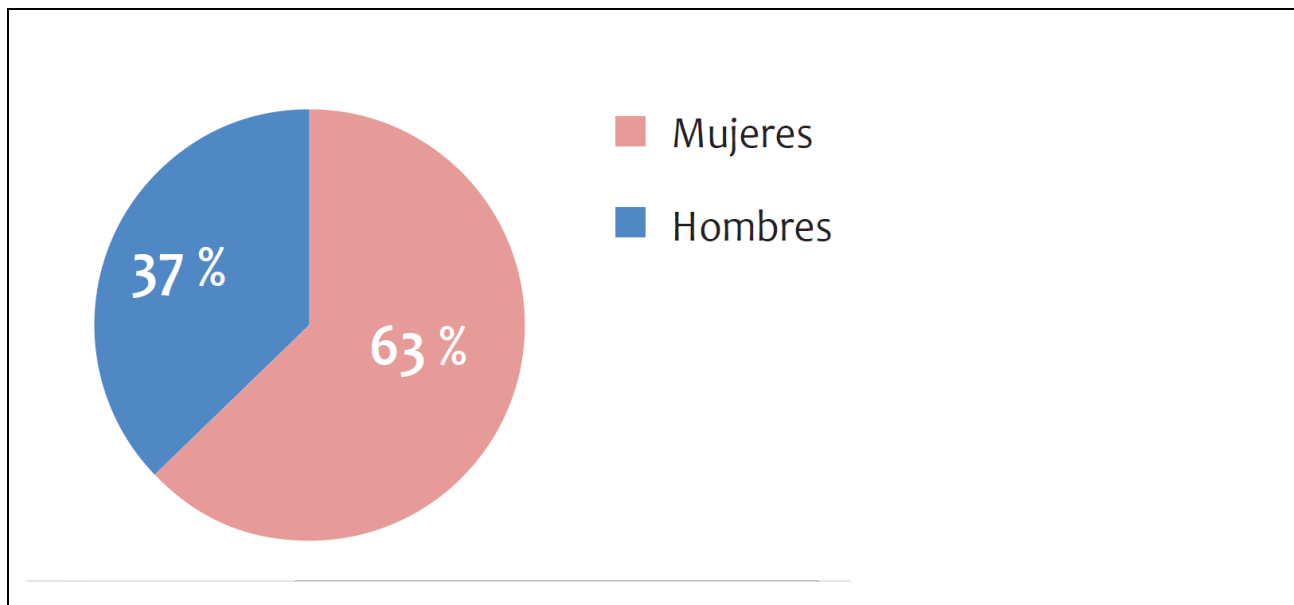


Figura 2. Gráfica de distribución proporcional de casos egresados por diagnóstico de cáncer en los hospitales del Ministerio de Salud, El Salvador 2009 – 2013.

Fuente: Ministerio de Salud. Sistema de Información de Morbi – Mortalidad SIMMOW 2009-2013. El Salvador.

Con el presente trabajo se logrará contribuir de manera directa en el manejo multidisciplinario del cáncer en nuestro país, primordialmente el cáncer cervico-uterino. Al realizar la calibración y determinar la actividad de la fuente en términos de intensidad de kerma en aire, se minimizan los errores en el tratamiento adecuado que se brinda a las pacientes, garantizando el desempeño del personal ocupacionalmente expuesto y elevando la calidad de vida en las pacientes.

## **CAPITULO 2**

### **MARCO TEORICO**

#### **2.1 Radiactividad**

La radiactividad descubierta por Henry Becquerel en 1896, es una propiedad de ciertos elementos químicos cuyos núcleos atómicos son inestables, con el tiempo, para cada núcleo llega un momento en que alcanza su estabilidad al producirse un cambio interno, llamado *decaimiento* o *desintegración radiactiva*, que es un proceso en el que se libera energía, conocido de forma general como **radiación**, generando núcleos de menor masa. Esta energía puede ser emitida en forma de partículas, radiación electromagnética o ambas.

Un núcleo radiactivo tiene exceso de energía que está constantemente redistribuyéndose entre los nucleones por colisiones mutuas. Como una cuestión de probabilidad, una de las partículas puede obtener energía suficiente para escapar del núcleo, permitiendo así que el núcleo logre un estado de menor energía. Además, la emisión de una partícula puede dejar el núcleo en un estado excitado. En ese caso, el núcleo seguirá bajando a los estados de menor energía mediante la emisión de partículas o rayos  $\gamma$  hasta llegar al estado base.

La radiactividad se clasifica en natural y artificial; la primera es aquella que existe en la naturaleza sin intervención humana, puede provenir de materiales existentes en la tierra desde su formación. La radiactividad artificial, también llamada radiactividad inducida, se produce cuando se bombardean ciertos núcleos estables con partículas apropiadas. Si la energía de estas partículas tiene un valor adecuado, penetran el núcleo bombardeando y forman un nuevo núcleo que, en caso de ser inestable, se desintegra después radiactivamente.

### 2.1.1 Ley de desintegración radiactiva

Las desintegraciones radiactivas de los núcleos son procesos espontáneos y aleatorios y por tanto se rigen por las leyes estadísticas. La matemática de la desintegración radiactiva se basa en el simple hecho de que el número de átomos de desintegración por unidad de tiempo ( $\Delta N/\Delta t$ ) es proporcional al número de átomos radiactivos ( $N$ ) presentes. Simbólicamente se define como:

$$\frac{\Delta N}{\Delta t} = -\lambda N \quad \text{Ec. 2.1}$$

Donde  $\lambda$  es una constante de proporcionalidad llamada constante de decaimiento. El signo menos indica que el número de átomos radiactivos decrece con el tiempo.

El número de núcleos que se desintegran en un determinado tiempo ( $N$ ) dependerá del número de núcleos radiactivos que existan ( $\Delta N$ ), del tiempo que lleve desintegrándose ( $\Delta t$ ), y del tipo de núcleo radiactivo que sea ( $\lambda$ ). Si  $\Delta N$  y  $\Delta t$  son tan pequeños que pueden ser reemplazado por sus correspondientes diferenciales,  $dN$  y  $dt$ , entonces la ecuación 2.1 se convierte en una diferencial y de su solución se obtiene la siguiente ecuación:

$$N = N_0 e^{-\lambda t} \quad \text{Ec. 2.2}$$

Donde  $N_0$  es el número inicial de átomos radiactivos.

Esta ecuación muestra que el número de núcleos radiactivos de una muestra disminuye exponencialmente con el tiempo.

### 2.1.2 Actividad

La tasa de decaimiento se conoce como la actividad de un material radiactivo. Si  $\Delta N/\Delta t$  de la ecuación 2.1 es reemplazado por  $A$ , el símbolo de la actividad, entonces:

$$A = -\lambda N \quad \text{Ec. 2.3}$$

De manera similar, la ecuación puede ser expresada en términos de la actividad:

$$A = A_0 e^{-\lambda t} \quad \text{Ec. 2.4}$$

Donde  $A$  es la actividad remanente en el tiempo, y  $A_0$  es la actividad original igual a  $\lambda N_0$ .

La unidad de la actividad es el Curie (Ci), definida como:



$$1\text{Ci} = 3.7 \times 10^{10} \text{ desintegraciones/segundo (dps)}$$

En el SI la unidad para la actividad es el Becquerel (Bq).

## **2.2 Interacción de la radiación con la materia.**

Cuando la radiación incide sobre la materia se producen una serie de fenómenos que dependen del tipo de radiación (directa o indirectamente ionizante), de la energía con la que incide y del tipo de materia, dejando en forma completa o parcial una transferencia de energía del fotón gamma a través de diferentes procesos.

Los rayos X y gamma, al no tener carga, solo pueden perder energía al transferirla a medida que la van depositando con el medio que interactúan. Sufren otros mecanismos como atravesar varios centímetros de un sólido, o muchos metros de aire (en dependencia de la energía), que al final los pueden hacer desaparecer.

Cuando la radiación hace contacto con un sistema biológico (aplicándolo al cuerpo humano) el paso inicial en el proceso es la colisión entre el fotón y los electrones del cuerpo, obteniendo una radiación primaria que es directa en la zona irradiada dando paso a la dispersión de algunos fotones que interactúan con otro conjunto de electrones en movimiento a una gran velocidad que producen una radiación secundaria.

### **2.2.1 Absorción de energía.**

Cuando un haz de radiación (por ejemplo un haz de fotones) pasa a través de un medio absorbente tal como es el tejido del cuerpo, la energía se transfiere parcial o completamente al medio donde puede producir daño biológico. Los átomos o moléculas del medio que absorben esa energía pasan a un nivel energético superior (estado excitado) o son ionizados cuando la energía de radiación incidente es lo suficientemente alta que supere el límite energético inferior de ionización de las moléculas de medio dado.

### 2.2.2 Ionización

El proceso en el cual un átomo neutro adquiere una carga negativa o positiva es conocido como *ionización*. La eliminación de un electrón orbital deja al átomo cargado positivamente, dando lugar a un par de iones. El electrón despojado, en este caso, es el ion negativo y el átomo residual es el ion positivo. En algunos casos, un electrón puede ser adquirido por un átomo neutro y el átomo cargado negativamente se convierte en el ion negativo.

Partículas cargadas como electrones, protones y partículas  $\beta$  se conocen como radiación directamente ionizante, siempre que tengan suficiente energía cinética para producir ionización por colisión en la medida que penetran en la materia. Si por el contrario, la energía perdida por la partícula incidente no es suficiente para expulsar un electrón del átomo, pero se utiliza para elevar los electrones a niveles de energía más alta, el proceso se llama *excitación*.

Las partículas no cargadas como los neutrones y los fotones son radiación indirectamente ionizante ya que ella libera partículas con energía ionizante de la materia cuando interactúa con ella.

Durante todo el proceso a través del tejido, provocado por la alta velocidad de los electrones, existe excitación de los átomos, mucha de la energía depositada se convierte en calor, algunos de los fotones interactúan con la superficie de otros núcleos produciendo radiación dispersa conocida como bremsstrahlung, y las cadenas moleculares se rompen, resultando todo esto en un daño biológico que se conoce como *ionización* [3].

La energía depositada por unidad de masa en el medio es conocida como *dosis absorbida* y es una cantidad muy utilizada para evaluar los daños biológicos provocados por la interacción de fotones en el tejido humano. En general cuando un fotón interacciona con la materia puede ocurrir cualquiera de los procesos descritos anteriormente.

### 2.2.3. Atenuación del haz de fotones

Como resultado de la interacción entre fotones y la materia, la intensidad del haz (flujo de fotones), es decir, el número de fotones en el haz, decrece con relación al paso del haz a través de la materia, como en la figura 3. Esta pérdida de fotones se conoce como atenuación y la materia a través de la cual pasa el haz es referida como atenuador.

$$\frac{I_{salida}}{I_{entrada}} = e^{-(\mu x)} \quad \text{Ec. 2.5}$$

Donde:

$I_{salida}$ : es la atenuación es la razón de la intensidad del haz en el punto de salida del atenuador,

$I_{entrada}$ : es la intensidad que tenía cuando entro.

$\mu$  : es el coeficiente de atenuación lineal, una propiedad del atenuador.

X: es el tamaño el espesor en centímetros.

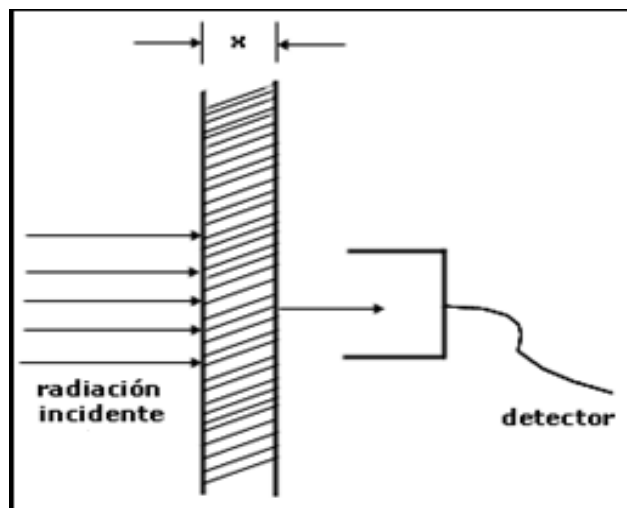


Figura 3. El coeficiente de atenuación lineal depende tanto de la energía de los fotones, del número atómico promedio y el espesor del atenuador ( $x$ ). Fuente: Faiz M. Khan. "The Physics of Radiation Therapy", 2003.

### 2.2.4 Efecto fotoeléctrico.

Es un fenómeno en el que un fotón interactúa con un átomo y expulsa uno de los electrones orbitales del átomo. En el proceso toda la energía  $h\nu$  del fotón es primero absorbida por el átomo y luego se transfiere al electrón atómico. (Ver figura 4). La energía cinética del electrón expulsado (conocido como fotoelectrón) es igual a:

$$E_e = h\nu - E_s \quad \text{Ec. 2.6}$$

Donde  $E_s$  es la energía de ligadura del electrón. Este tipo de interacciones pueden tomar lugar con electrones en las capas K, L, M o N.

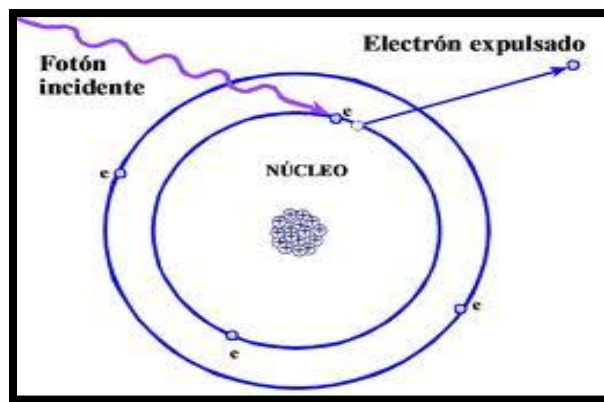


Figura 4. Efecto fotoeléctrico, donde el número de electrones expulsados es proporcional a la intensidad del fotón incidente, este predomina en bajas energías y aumenta con el número atómico.

Después que el electrón ha sido expulsado del átomo, se crea una vacante en la órbita, dejando al átomo en estado excitado. Esta vacante puede ser ocupada por un electrón orbital exterior con la emisión de rayos x característicos.

También existe la posibilidad de emisión de electrones Auger, que son electrones monoenergéticos producidos por la absorción de rayos x característicos internamente por el átomo. Para fotones de alta energía los rayos característicos son de mayor energía y pueden depositar la energía a grandes distancias.

### 2.2.5 Efecto Compton.

En este proceso, el fotón interactúa con un electrón atómico como si se tratara de un electrón libre. El término libre significa que la energía de enlace del electrón es mucho menor que la energía del fotón incidente (que lo colisiona). En esta interacción, el electrón recibe poca energía de los fotones y se emite con un ángulo  $\theta$  determinado. El fotón, con energía reducida, se dispersa en un ángulo  $\phi$ . El proceso de Compton se puede analizar en términos de una colisión entre dos partículas: un fotón y un electrón (como se ve en la figura 5). Mediante la aplicación de las leyes de la conservación de la energía y el impulso, se pueden derivar las siguientes relaciones:

$$E = hv_0 \frac{\alpha(1-\cos\phi)}{1+\alpha(1-\cos\phi)} \quad \text{Ec. 2.7}$$

$$hv' = hv_0 \frac{1}{1 + \alpha(1 - \cos\phi)}$$

$$\cos \theta = (1 + \alpha) \tan \frac{\phi}{2}$$

Donde  $hv_0$ ,  $hv'$  y  $E$  son las energías del fotón incidente, fotón dispersado y electrón respectivamente y  $\alpha = \frac{hv_0}{m_0c^2}$  es la energía en reposo del electrón (0.511 MeV). Si  $hv_0$  es expresado en MeV, entonces  $\alpha = hv_0/0.511$ .

### 2.2.6 Producción de pares.

Cuando un fotón energético se acerca al campo eléctrico intenso puede provocar una *producción de pares*. En este caso el fotón se transforma en un par electrón-positrón. Como la suma de las masas del par es 1.02 MeV, no puede suceder si la energía del fotón es menor que esta cantidad. Si la energía del fotón original es mayor que 1.02 MeV, el excedente se lo reparten el electrón y el positrón como energía cinética, pudiendo ionizar el material. La vida del positrón es muy corta: del orden de  $10^{-8}$  segundos.

Al final de su periodo se combina con un electrón libre. Toda la masa de estas dos partículas se convierte entonces en dos fotones gamma de 0.511 MeV de energía, cada uno.

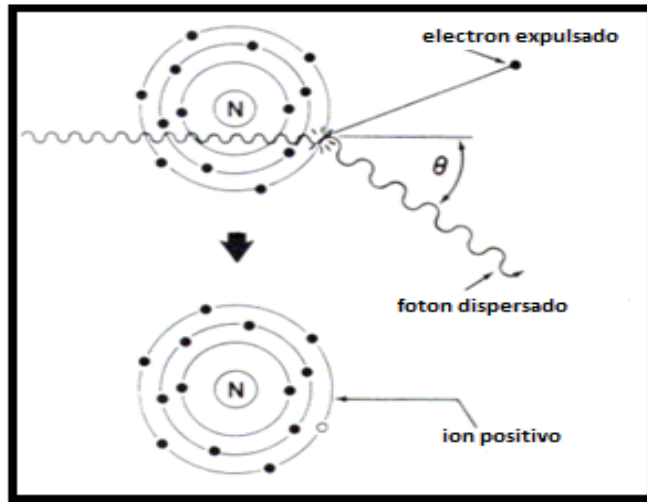


Figura 5. Esquema del efecto Compton, en donde los fotones de baja energía transfieren su mayor parte de energía a los fotones dispersados, mientras que los de alta energía lo hacen al electrón Compton. Fuente: Glenn F. Knoll. Radiation detection and measurement. Third Edition, 2000.

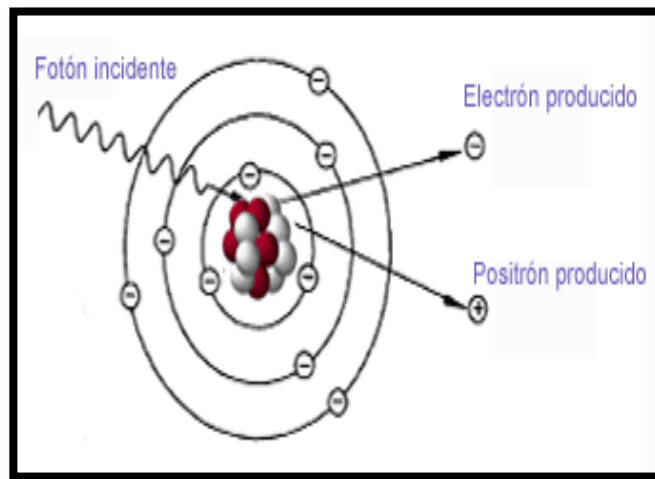


Figura 6. Producción del par electrón-positrón, ambos tiene una energía en reposo de 511 keV, para poder generar partículas. Fuente: Glenn F. Knoll. Radiation detection and measurement. Third Edition, 2000.

### 2.3 Caracterización y especificación de una fuente de Iridio-192.

La actividad de una fuente de braquiterapia puede ser especificada en términos de: tasa de exposición a una distancia específica, masa de radio equivalente, actividad aparente, o intensidad de kerma en aire.

La Asociación Americana de Física Medica (AAPM) en 1995 recomienda [4] hacerlo en una sola cantidad o notación para especificar la actividad, es decir en términos de *Intensidad de Kerma en Aire* [ $S_K$ ]. En la practica la  $S_K$  está determinada de la tasa de exposición ( $\dot{X}$ ) medido en aire libre a una distancia de 1 metro de la fuente.

Si ( $\dot{X}$ ) esta medido en R/h a una distancia de 1 m, la ecuación viene dada:

$$S_K = 8.76 \times 10^3 \dot{X} \left( \frac{m^2 \mu Gy}{h} \right)$$
$$S_K = K_{air} \cdot (d_{ref})^2 \quad \text{Ec. 2.8}$$

En donde:

$K_{air}$  : es la tasa de referencia de kerma en aire, y

$d_{ref}$  : es la distancia de referencia de 1 m.

La tasa de kerma es ahora definida como la tasa de kerma en el vacío, esto significa que la medida puede ser corregida por atenuación y dispersión debido al encapsulamiento del material, para ello se debe realizar la determinación a 1 metro de distancia incluyendo: de las paredes, del techo, del piso y de objetos cercanos.

La intensidad de kerma en aire, está definida como el producto de la tasa de Kerma aire en aire  $K_{(air)}$  por el cuadrado de la distancia entre el punto de calibración y el centro de la fuente en el eje bisector de la misma.

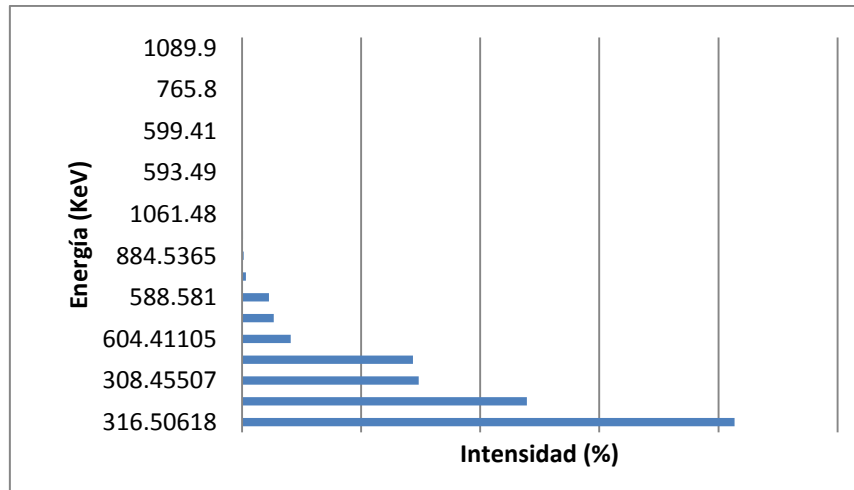


Figura 7. Grafica del rango de valores de energías gamma del Ir-192 con sus respectivas intensidades. Fuente: creación propia.

## 2.4 Cámara de Ionización tipo pozo.

La cámara de pozo es un dispositivo lleno de un gas presurizado en el cual se introduce una sustancia radiactiva para medir su actividad de forma directa, además puede medir de forma indirecta otras propiedades que pertenezcan a la misma fuente como por ejemplo: exposición, kerma, dosis absorbida o dosis equivalente y otras cantidades relativas relacionadas a la radiación ionizante. El pozo esta constituido por un espacio axial en donde se introduce la fuente radiactiva.

La cámara de ionización está sellada, generalmente bajo presión y cuenta con dos electrodos cilíndricos coaxiales, entre los que se mantiene una diferencia de voltaje proveniente de una fuente apropiada. El electrómetro asociado a la cámara convierte la corriente de ionización en una señal de voltaje, la cual se amplifica, procesa y despliega en forma digital, y se expresa en unidades de actividad: becquerel (Bq) o curie (Ci). Alrededor de los electrodos colectores se encuentra un gas presurizado que es altamente aislante y está rodeado de un blindaje de plomo que reduce la interacción de la radiación secundaria o ambiental y protege al personal de los peligros que implican las radiaciones.



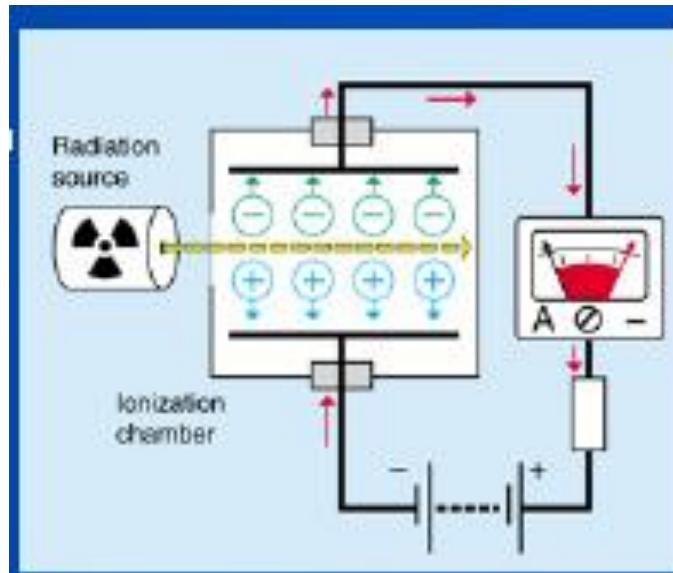


Figura 8. Esquema interno de cámara de pozo. Donde el voltaje aplicado hace interactuar los electrones desprendiendo fotones de los electrodos, haciendo que estas grandes energías generen altas temperaturas y es por eso que es necesario el gas aislante dentro de la cámara.

Es deseable que la cámara de ionización mantenga ciertas propiedades tales como: precisión, exactitud, linealidad, dependencia de tasa de dosis, respuesta energética, dependencia direccional, y resolución espacial. Entre los beneficios que debe poseer la cámara de pozo está por ejemplo: encontrar con exactitud la dosis absorbida en agua en un punto específico para una distribución espacial, así como la posibilidad de derivar la dosis de un órgano de interés en el paciente.

#### 2.4.1 Propiedades de una cámara de Pozo.

⇔ Físicas

Dicha cámara es una cavidad tipo cilíndrica con una capacidad de aprox.  $250 \text{ cm}^3$  llena de un gas altamente presurizado en este caso argón (Ar), rodeada por una pared conductora con un electrodo central (ver figura 8), el gas presurizado sirve de aislante para evitar variaciones de temperatura debidas al calentamiento del aire que es debido a la interacción de los fotones desprendiendo electrones y emitiendo mas fotones radiactivos dentro del volumen sensible de la cámara. Posee una alta sensibilidad por su gran volumen y su geometría  $4\pi$ , es decir esférica o cilíndrica, además utilizan un

soporte revestido con un material especial (Styrofoam isopor o poliestireno), para introducir la fuente radiactiva.

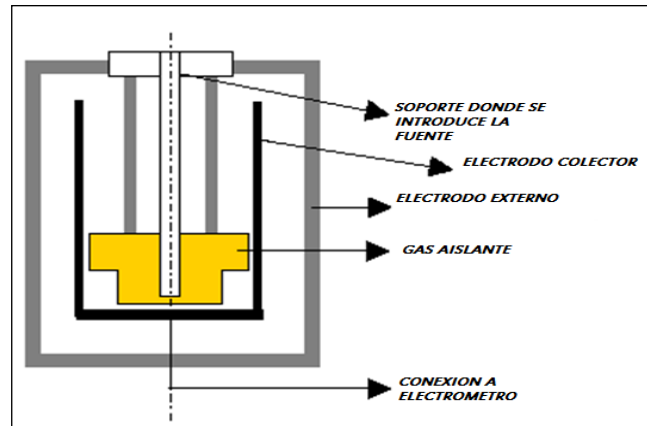


Figura 9. Partes que corresponden a una cámara de ionización tipo pozo.

Fuente: " Radiation Oncology Physics: a handbook for teachers and students", E. B. Podgorsak.

#### ⇔ Exactitud y Precisión

La precisión en la medida especifica la reproducibilidad de la medida sobre similares condiciones y pueden ser estimadas de los datos obtenidos en repetidas medidas. La alta precisión está asociada con una pequeña desviación estándar de la distribución de los resultados medidos. La exactitud de las medidas dosimétricas es la proximidad de su valor esperado al valor real de la cantidad medida. Los resultados de las medidas no pueden ser absolutamente exactos y la inexactitud de una medida resulta caracterizada como "incertidumbre".

La incertidumbre es un parámetro que describe la dispersión de la medida del valor de una cantidad; esto es evaluado por métodos estadísticos.

El error de la medida es la diferencia entre el valor medido de una cantidad y el valor real de esa cantidad.

- Un error tiene un valor numérico y un signo.
- Típicamente, las medidas erróneas no son conocidas exactamente, pero estas son estimadas en la mejor forma posible, compensando las correcciones.
- Después de aplicar todas las correcciones conocidas, el valor esperado para los errores puede ser cero y la única cantidad concerniente es la incerteza.

### ⇔ Linealidad

Idealmente la lectura  $M$  de las cámaras puede ser lineal si es proporcional a la cantidad dosimétrica  $Q$ , que está leyendo. El rango de linealidad y la no linealidad funcionan dependiendo del tipo de cámara y sus características físicas.

Una cámara y su lectura puede presentar características no lineales, pero su combinación con el electrómetro puede producir un efecto lineal, y logra corregir dicho valor, que lo vuelve un funcionamiento lineal.

### ⇔ Dependencia tasa de dosis

Integrando los sistemas de medidas de un sistema dosimétrico. Para muchos sistemas la cantidad de medida dosimétrica debe ser independiente de la tasa de cualquier cantidad.

Idealmente la respuesta de un sistema de dosimetría  $M/Q$  a dos diferentes tasas de dosis  $\left(\frac{dQ}{dt}\right)_1$  y  $\left(\frac{dQ}{dt}\right)_2$  pueden dar una constante. En realidad la tasa de dosis puede influenciar la lectura del dosímetro y son necesarias aplicar correcciones, por ejemplo corrección por recombinación de cargas

### ⇔ Dependencia Energética

La respuesta de un sistema dosimétrico  $M/Q$  es generalmente una función de la calidad de la energía del haz de radiación. Donde el sistema de medición de dosis está calibrado a un haz específico con una energía específica y usada sobre un amplio rango de energías. La variación de la respuesta del sistema dosimétrico requiere una corrección.

Idealmente la respuesta de la energía debe ser plana (el sistema de calibración debe ser independiente de la energía sobre cierto rango de calidades de radiación).

En realidad la corrección por la energía tuvo que ser incluida en la determinación de la cantidad  $Q$  para otras medidas de distintas calidades. En radioterapia la cantidad de interés es la dosis en agua o tejido.

## ⇔ Dependencia Direccional

La variación en la respuesta de la dosis con respecto al ángulo de incidencia del haz de radiación es conocida como la dependencia direccional o dependencia angular de la cámara.

Usualmente las cámaras presentan una dependencia direccional debido a los detalles de su construcción, al tamaño físico y la energía de radiación incidente.

## ⇔ Resolución espacial.

Debido a que la fuente es un punto cuantitativo, la cámara puede calcular la dosis visto desde el punto de vista como un volumen muy pequeño (se necesita un punto en el sistema dosimétrico para caracterizar la dosis en un punto). La posición del punto (localización espacial) donde la dosis será determinada será definida por un sistema de coordenadas de referencia. Las cámaras de ionización poseen un espacio definido en donde se requiere mayor sensibilidad.

## **2.5 Algoritmo de Cálculo de Dosis.**

En 1995 la American Association of Physicists in Medicine (AAPM) introdujo un formalismo que estableció calcular la distribución de dosis alrededor de una fuente con simetría cilíndrica, y recopiló una base de datos para cada una de las fuentes utilizadas en el mercado de la braquiterapia en ese entonces.

Anteriormente el método para cálculo de dosis usaba la tasa de exposición y factores de atenuación de tejidos. Uno de los problemas fundamentales de este protocolo es que está basado en la fluencia de fotones alrededor de una fuente en espacio libre, y en la práctica clínica no es realidad, pues requiere una distribución de dosis con dispersión en el medio.

En este protocolo se consideraron de forma separada los factores físicos que intervienen para calcular la tasa de dosis en un punto tomando en cuenta la dispersión en el medio.

### 2.5.1 Formalismo de Dosimetría TG-43

El protocolo TG-43 es un modelo de cálculo de dosis modulada y es considerado el modelo más completo disponible actualmente, fue introducido en 1995 y actualizado en 2004 por la AAPM y permite calcular la distribución de dosis de manera bidimensional, alrededor de una fuente con simetría cilíndrica.

El formalismo TG-43, es un formalismo consistente, simple para implementar, y se basa en un pequeño número de parámetros que pueden obtenerse de cálculos de distribución de razón dosis alrededor de una fuente en un medio equivalente de agua, por medio de simulaciones hechas en Monte Carlo (MC) o por mediciones en ese medio. Esto incrementa la exactitud en los cálculos que se realizan en una clínica, los cuales se realizan siempre en agua y no en el espacio libre (aire).

Los sistemas de planificación de tratamiento tradicionales, calculaban la distribución de dosis alrededor de fuentes cilíndricas de Cs-137 por interpolación de tablas conteniendo la razón de dosis o por integrales de Sievert. Sin embargo, algunos sistemas de planificación recientes, tales como el Varian BrachyVision, y el Theraplan plus 3.8 (de Nordion), han discontinuado el uso de tablas y han implementado el formalismo del protocolo TG-43 como el algoritmo de cálculo dosimétrico en braquiterapia.

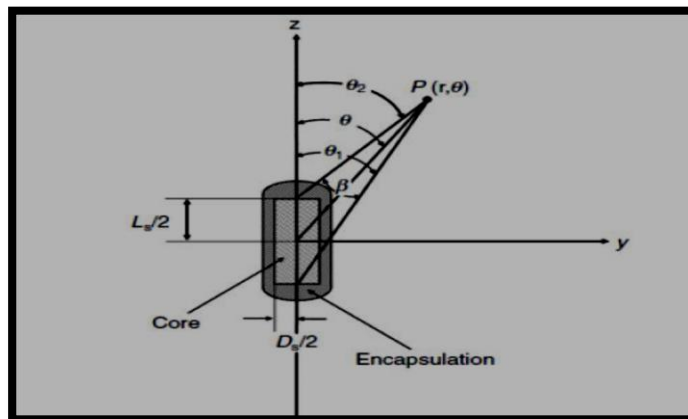


Figura 10. Posición de la fuente de Ir-192, utilizada en Braquiterapia. Respecto al eje de la cámara paralela a los electrodos colectores, muestra un punto  $P$  y sus respectivos ángulos que son utilizados para el cálculo de dosis en ese punto.

En el formalismo de cálculo de dosis TG-43, protocolo dosimétrico recomendado por la AAPM, la razón de dosis de fuentes de braquiterapia es el producto de: la magnitud aire

kerma, la constante de razón de dosis, el factor geométrico, la función de dosis radial y la función de anisotropía de la fuente de radiación para el cálculo de dosis.

Todas las fuentes actualmente en uso en braquiterapia tienen una geometría cilíndrica y están construidas con un núcleo activo y un encapsulamiento, de forma que se puede asumir una geometría cilíndrica para la distribución de dosis con respecto al eje longitudinal (ver figura 10).

La precisión en los cálculos de dosis en puntos alrededor de la fuente de braquiterapia está limitada por la precisión de los datos dosimétricos y los parámetros de las fuentes usadas, sin embargo, la precisión de tales cálculos depende también de las suposiciones y limitaciones del modelo o formalismo adoptado. Para el caso de fuentes con geometría cilíndrica, el modelo incluye una función de anisotropía en la distribución de dosis alrededor de la fuente, la que se ve contribuida por la atenuación y absorción de la radiación por la fuente misma y por su encapsulamiento.

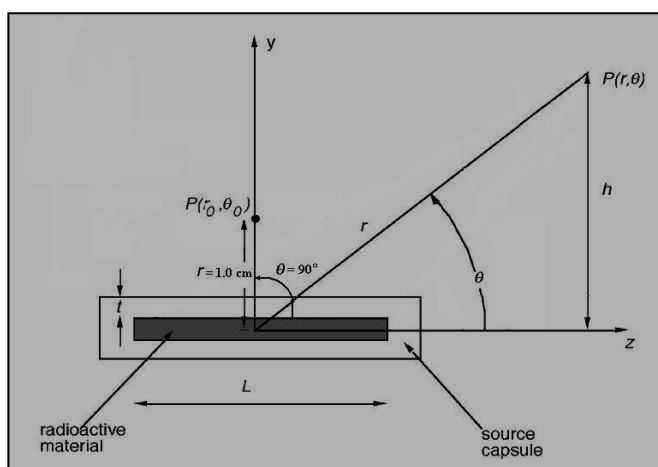


Figura 11. Plano en coordenadas polares en donde los puntos de referencia  $(r_0, \theta_0)$  deben estar en el bisector transverso de la fuente a una distancia de 1 cm desde su centro, es decir,  $r_0=1\text{ cm}$  y  $\theta_0=\pi/2$ . Fuente: TG-43.

Inicialmente este formalismo se desarrolló para fuentes de braquiterapia intersticial como I-125, Pd-103 y Ir-192. Sin embargo, este no es un problema para aplicarlo para otras fuentes para braquiterapia intracavitaria como Cs-137 e Ir-192 muy usadas en implantes ginecológicos.

El TG-43 se restringe a fuentes con simetría cilíndrica, y su distribución de dosis es bidimensional y puede describirse en términos de un sistema de coordenadas polares

con su origen en el centro de la fuente donde  $r$  es la distancia al punto de interés y  $\theta$  es el ángulo con respecto al eje longitudinal de la fuente. El Punto  $P (r_0, \theta_0)$  es el punto de referencia donde converge el plano bisector a la fuente a una distancia de 1 cm del origen.

Por tanto la tasa de dosis en el punto de interés  $P$ , esta expresada por:

$$\dot{D}(r, \theta) = S_k \cdot \Lambda \cdot \left[ \frac{G(r, \theta)}{G(r_0, \theta_0)} \right] \cdot g(r) \cdot F(r, \theta) \quad \text{Ec. 2.9}$$

Donde:

- $\dot{D}$  es la relación de dosis en un tiempo determinado conocido como tasa de dosis,
- $S_k$  es la Kinetic Energy released in matter, es decir la intensidad de la energía cinética liberada en el medio circundante (Kerma).
- $\Lambda$  Constante tasa de Dosis, que depende del tipo de fuente y su construcción,
- $G(r, \theta)$  es la función geométrica, que considera la dosis debido a la forma como esta distribuida espacialmente la actividad en la fuente.
- $g(r)$  es la función radial, que toma en cuenta la posición de la fuente para calcular la dosis, para tomarla desde una posición ya sea como punto o como cilindro.
- $F(r, \theta)$  es la función de anisotropía que toma en cuenta la forma desordenada de cómo está distribuido el radionúclido dentro de la fuente.

Luego hago:

$$S(r, \theta) = [G(r, \theta) / G(r_0, \theta_0)] \cdot g(r) \cdot F(r, \theta)$$

En donde:

$S(r, \theta)$  es la Distribución de Tasa de Dosis Relativa, y sustituyendo en 2.9.

$$\dot{D}(r, \theta) = S_k \cdot \Lambda \cdot S(r, \theta)$$

$$\frac{D(r, \theta)}{t} = S_k \cdot \Lambda \cdot S(r, \theta)$$

En donde el valor de tasa de dosis relativa se vuelve constante para una misma fuente así como la constante tasa de dosis  $[\Lambda]$ , por lo tanto la única variable sería la intensidad de kerma para poder encontrar la tasa de dosis.

El formalismo de dosimetría para braquiterapia intersticial TG-43 se convierte junto con la Intensidad de Kerma en aire en el método más actual en los sistemas de planificación

de braquiterapia, del cual se ha comprobado su exactitud en diversos estudios en el que ha sido comparado con simulaciones realizadas con Monte Carlo [14].

### 2.5.2 Intensidad de Kerma en aire $S_K$

$$S_K = K_{air} \cdot (d_{ref})^2 = \left[ U = \frac{\mu Gy m^2}{h} = \frac{cGy cm^2}{h} \right] \quad \text{Ec. 2.10}$$

El protocolo TG-43 (actualizado en el 2004) define como la intensidad kerma en aire como la razón de aire en el vacío y se atribuye a todos los fotones de energía mayores que una energía límite  $\delta$  expresada en KeV a una distancia  $d$  desde el centro de la fuente, la distancia  $d$  puede ser cualquier distancia relativamente mayor a la dimensión máxima de la fuente.

Este algoritmo de cálculo realiza la distribución de dosis siempre que la fuente interactúe con algún medio.

Por tanto este algoritmo calcula la dosis a distancias específicas, y es esta la base de datos recopilada y utilizada en cada puesta en servicio de cada sistema de planificación.

### 2.5.3 Constante Tasa de Dosis ( $\Lambda$ ).

La constante de razón de dosis  $\Lambda$ , se define como la razón de dosis por unidad de kerma medida a 1 cm sobre el eje transversal de la fuente:

$$\Lambda = \frac{\dot{D}_{(1,\pi/2)}}{S_K} = \left[ \frac{cGy}{Uh} \right] \quad \text{Ec. 2.11}$$

con unidades  $cGy h^{-1} U^{-1}$ .

Depende del tipo de fuente, de su construcción y su encapsulamiento, ya que incluye el efecto de la geometría de la fuente y la distribución espacial de la radiactividad dentro la capsula y su filtración ( $1U=1\mu Gy m^2 h^{-1}$ ).



### 2.5.4 Función Geométrica $G(r,\theta)$

El factor geométrico considera que la variación de la dosis es relativa debido a la distribución espacial de la actividad dentro de la fuente e ignora los efectos de filtración, atenuación y dispersión. Este factor se define como:

$$G(r, \theta) = \frac{\int \rho(r) dV / |r-r'|}{\int \rho(r) dV} \quad \text{Ec. 2.12}$$

Todo esto es asumiendo que la radiactividad se distribuye uniformemente a lo largo de la longitud activa de la fuente.

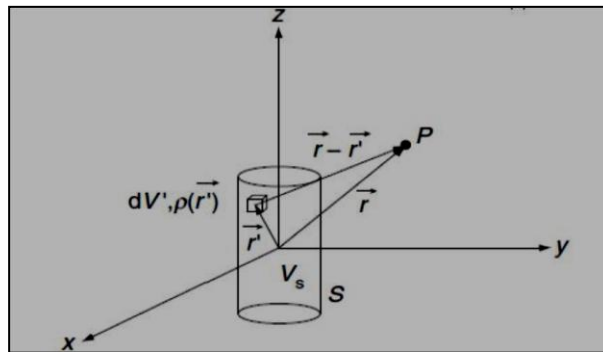


Figura 12. Una fuente activa de forma cilíndrica S de volumen  $V_s$  y el punto de interés P en el vacío.

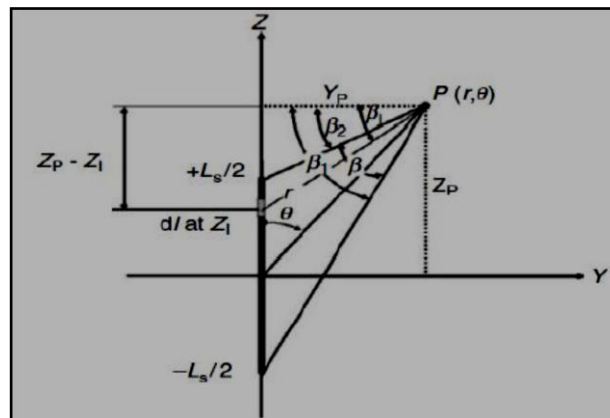


Figura 13. Fuente de Ir-192 paralela al plano Z en donde se obtienen los parámetros utilizados para obtener la expresión analítica de la función geometría para la aproximación a una fuente lineal.

Luego de resolver las integrales, el factor geométrico es:  $G(r, \theta) = \frac{\beta}{L \cdot r \cdot \text{sen} \theta}$

Donde: L es la longitud activa de la fuente y  $\beta$  es el ángulo subtendido por el punto de interés  $P(r_0, \theta_0)$  y los dos extremos de la fuente activa, el cual está dado en radianes.

El ángulo  $\beta$  se muestra en la figura 13 y está dado por:  $\beta = \theta_2 - \theta_1$

$$\beta = \cos^{-1} \left( \frac{r \cos \theta - L/2}{\sqrt{r^2 + (L/2)^2 - Lr \cos \theta}} \right) - \cos^{-1} \left( \frac{r \cos \theta + L/2}{\sqrt{r^2 + (L/2)^2 + Lr \cos \theta}} \right) \quad \text{Ec. 2.13}$$

Si consideramos por la ley del inverso cuadrado que la fuente es un punto dentro de una gran dimensión la fuente se vuelve un punto y su respectiva función geométrica es:  $G(r, \frac{\pi}{2}) = \frac{1}{r^2}$

### 2.5.5 Función Radial g(r)

La función de dosis radial g(r), define la caída de razón de dosis a lo largo del eje transversal de la fuente debido a la absorción y dispersión en el medio circundante. Esta cantidad también está influenciada por filtración de fotones por el encapsulamiento y material de la fuente. Para una fuente puntual la función de dosis radial es definida como:

$$g(r) = \frac{D(r)}{D(r_0)} \cdot \frac{r^2}{r_0^2}$$

donde  $r_0 = 1$  cm de la fuente. En el caso de fuentes cilíndricas, el protocolo TG-43 define la función radial de dosis g(r) como:

$$g(r) = \left( \frac{G(r_0, \theta_0)}{G(r, \theta_0)} \right) \left( \frac{D(r, \theta_0)}{D(r_0, \theta_0)} \right) \quad \text{Ec. 2.14}$$

que es la dependencia radial del valor de la razón de dosis en el ángulo polar de referencia  $\theta = \theta_0$ , a lo largo del eje y transversal corregido por el efecto relacionado con la distancia usando la corrección del inverso del cuadrado de la distancia, que resulta del volumen finito de la fuente por el factor geométrico.

De acuerdo con esto, el valor de la función radial de dosis a una distancia de referencia  $r_0 = 1.0$  cm es por definición para cualquier fuente  $g(r_0) = (1)$ .

### 2.5.6 Función de Anisotropía

La función de anisotropía F(r,  $\theta$ ) toma en cuenta la anisotropía de la distribución de dosis alrededor de la fuente (distribución angular de dosis), la cual incluye los efectos de absorción y dispersión en el medio. Se define como:

$$F(r, \theta) = \frac{\dot{D}(r, \theta)G(r, \pi/2)}{\dot{D}(r, \pi/2)G(r, \theta)} \quad \text{Ec. 2.15}$$

La función de anisotropía es más dependiente del diseño de la fuente que la función radial de dosis, pues depende directamente de la función geometría.

### 2.5.7 IAEA-TECDOC 1274: Calibración de fuentes usadas en braquiterapia.

El Tecdoc-1274, describe los métodos de calibración para fuentes de braquiterapia, (es una actualización del Tecdoc-1079). Es una estandarización que brinda los pasos para determinar la actividad en términos de intensidad de kerma en aire de las diferentes fuentes utilizadas en braquiterapia, así como la descripción de los aparatos de medición de la misma. La Kerma en aire viene determinada por:

$$S_K = M_u * K_{tp} * N_K * K_e * P_{ion} \quad \text{Ec. 2.16}$$

En donde

$M_u$  es la medida de carga colectada durante un tiempo  $t$ .

$K_{tp}$  es la corrección por temperatura y presión (ver Ec. 3.2).

$N_k$  es el factor de calibración de la cámara de pozo (Ver anexo 2)

$K_e$  es el factor de calibración del electrómetro (que como es calibrado junto con la cámara su valor es 1).

$P_{ion}$  es la corrección por pérdida de recombinación de iones en la cámara.

Que puede ser obtenido por la técnica de 2 voltajes, en donde la razón de los 2 voltajes debe ser igual a 2.

$$P_{ion} = \left( \frac{4}{3} - \frac{M_u^{100\%}}{3 * M_u^{50\%}} \right)^{-1} \quad \text{Ec. 2.17}$$

Tabla 1. Valores de Constante tasa de dosis ( $\Lambda$ ) en coordenadas (x,y) para una fuente de Ir-192, que junto con la intensidad de Kerma en aire sirve para encontrar la dosis en ese punto para una fecha específica (por el decaimiento de la fuente). Fuente:Task Group - 43.

		Distancia X (cm)												
		0	0.1	0.15	0.25	0.35	0.5	0.75	1	1.5	2	2.5	3	5
Y (cm)	7	0.0164	0.0163	0.0163	0.0164	0.0165	0.0167	0.017	0.0169	0.0173	0.0172	0.0169	0.0164	0.0132
	6	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
	5	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
	4	0.0483	0.0486	0.0488	0.0496	0.0502	0.0524	0.053	0.0538	0.0533	0.0504	0.0463	0.419	0.0259
	3	0.084	0.0852	0.0859	0.0879	0.0897	0.0926	0.0952	0.095	0.0899	0.0803	0.0698	0.0598	0.0319
	2.5	0.119	0.122	0.122	0.127	0.13	0.134	0.137	0.134	0.122	0.104	0.0864	0.0713	0.0349
	2	0.183	0.19	0.19	0.198	0.206	0.212	0.212	0.201	0.169	0.135	0.107	0.0846	0.0379
	1.5	0.324	0.334	0.343	0.36	0.372	0.377	0.358	0.32	0.239	0.176	0.13	0.0985	0.0406
	1	0.745	0.781	0.809	0.849	0.854	0.81	0.677	0.54	0.339	0.223	0.154	0.112	0.0427
	0.75	1.357	1.44	1.5	1.539	1.479	1.301	0.693	0.701	0.394	0.246	0.165	0.117	0.0435
	0.5	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
	0.25	0	19.71	15.12	9.177	5.968	3.507	1.76	1.042	0.483	0.278	0.178	0.124	0.0445
	0.1	0	58.79	32.18	14.19	7.944	4.154	1.917	1.096	0.495	0.282	0.18	0.125	0.0446
	0	0	66.36	36.36	15.52	8.434	4.299	1.95	1.108	0.497	0.282	0.18	0.125	0.0446
	-0.1	0	58.79	32.23	14.2	7.952	4.151	1.918	1.097	0.495	0.282	0.18	0.125	0.0446
	-0.25	0	19.68	15.14	9.182	5.976	3.501	1.761	1.042	0.483	0.278	0.178	0.124	0.0445
	-0.5	3.127	3.559	3.665	3.402	2.909	2.179	1.35	0.883	0.446	0.265	0.173	0.121	0.0441
	-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
	-1	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
	-1.5	0.301	0.314	0.327	0.35	0.366	0.373	0.357	0.321	0.24	0.176	0.13	0.0987	0.0406
-2	0.17	0.179	0.18	0.19	0.202	0.21	0.211	0.2	0.269	0.135	0.107	0.0847	0.0379	
-2.5	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	
-3	0.079	0.0803	0.0814	0.084	0.0869	0.0904	0.094	0.0943	0.0896	0.0802	0.0695	0.0597	0.0319	
-4	0.0455	0.047	0.0466	0.0473	0.0494	0.0509	0.0528	0.0532	0.0529	0.0502	0.0461	0.0418	0.0259	
-5	0.0303	0.0305	0.0307	0.0311	0.316	0.0322	0.0333	0.0334	0.0342	0.0344	0.0318	0.0298	0.0207	
-6	0.0212	0.0213	0.0214	0.0216	0.0219	0.0219	0.0228	0.0229	0.0236	0.0234	0.0228	0.0217	0.0165	
-7	0.0156	0.0156	0.0157	0.0158	0.016	0.0162	0.0165	0.0166	0.0171	0.0171	0.0168	0.0163	0.0132	

## **CAPITULO 3**

### **ETAPA EXPERIMENTAL**

Antes de comenzar con el montaje del equipo que se utilizara es necesario determinar la actividad de la fuente realizando el cálculo teórico del decaimiento utilizando la ec. 2.4. Usando la actividad y su respectiva unidad que proporciona el certificado de calibración hecho por el proveedor.

#### **3.1 Equipo a utilizar**

a) Fuente Radiactiva

Fuente de Iridio-192 sellada Microselectron HDR V2.

Fabricante: Nucletron.

- Dicha fuente está conformada de un núcleo cilíndrico de Iridio de 3.6 mm de longitud y 0.65 mm de diámetro en el que los extremos del cilindro acaban en una forma troncocónica (como se ve en la figura 13.a) de altura 0.25 mm y cuyos diámetros mayor y menor son de 0.65mm y 0.5 mm respectivamente [11].
- El Ir-192 es el isótopo de forma no natural más estable que decae en platino Pt (ver espectro del iridio 192, en figura 14) con una vida media de 73.83 días.
- El Ir-192 decae mediante una combinación de desintegración  $\beta$ , y  $\gamma$ .
- Su energía promedio es de 316.5 KeV, por lo que se considera ser una fuente monoenergética, aunque tiene otros valores de energía su intensidad es mínima.

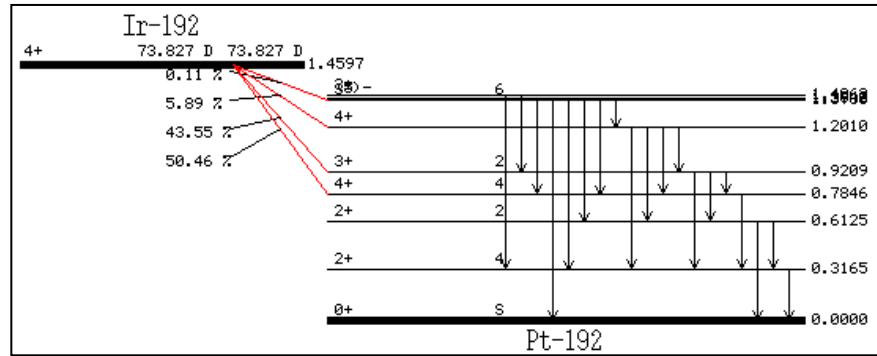
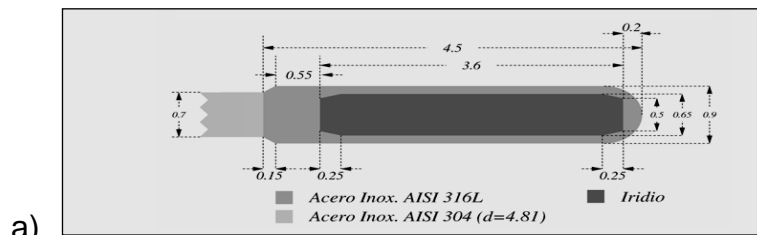
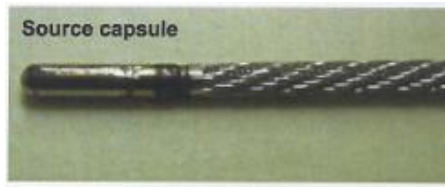


Figura 14. Esquema del espectro del Iridio-192. Sus energías se encuentran en el rango de 136 KeV hasta 1.089 MeV, su energía promedio es de 316.5 KeV y conocer que decae en Pt-192.  
Fuente: Faiz M. Khan. "The Physics of Radiation Therapy". Third Edition.



a)



b)

Figura 15. a) Fuente de Iridio Microselectron V2 y su encapsulamiento con dimensiones en milímetros. b) Adaptada a un cable cilíndrico de acero AISI 316L de 0.7 mm de diámetro. La forma entrelazada del cable le brinda flexibilidad. Fuente: Nucletron. B.V. Manual del Usuario y del Equipo microselectron-HDR (Genie). Holanda.

b) Cámara de Ionización tipo pozo.

Este dispositivo nos permite coleccionar la fluencia energética del iridio y la transforma para ser reflejada en el electrómetro en unidades ya sea energía o carga.

Modelo y número de serie: PTW-Freiburg 07792 0355

Voltaje de polarización: +300 V

Longitud del pozo: 15 cm<sup>3</sup>

Volumen: 200 cm<sup>3</sup>

Inserto adaptador modelo: PTW 077095.

c) Cable de extensión 10m, conector BNC.

d) Electrómetro

Modelo y número de serie: PTW UNIDOS UNIVERSAL

Voltaje máximo:  $\pm 400$  V en incrementos de  $\pm 50$  V.

Medidas de dosis integradas (carga C) y tasa de dosis (corriente A) simultáneamente.

Alta efectividad hasta 1fA.

e) Barómetro

Modelo y número de serie: VAISALA PTB220 SD

Rango de operación: 1hPa=1mbar

Rango de Presión: 500 a 1100 hPa

f) Termómetro

Rango de operación: 1 °C.

g) Monitor de radiación portátil.

h) Marcador radiográfico.

i) Tubo de Transferencia No 1, y

j) Regla de chequeo

k) Juego de aplicadores ginecológicos tipo anillo con ángulo 60°, 45° y 30°.

l) Placas radiográficas.

m) Computadora con programa de planificación Genie v 1.0

### 3.2 Montaje Experimental

El equipo para la determinación de la actividad se divide en 2 grupos: el primero está dentro del bunker, y el segundo se coloca fuera del bunker, en este último se conecta el electrómetro a la cámara de ionización, y se comanda el robot Genie para que permita desplazar la fuente a lo largo de la cámara de ionización.



Figura 16. El Primer montaje el día de la calibración. Muestra la forma en que se colocó la cámara de pozo respecto a la fuente radiactiva con una distancia de 1m, se observa además el termómetro colocado adherido a la cámara y cerca de ellos el barómetro.

### 3.3 Proceso para la adquisición de datos.

Las medidas obtenidas se basan en el formalismo TG-43, que ha sido el modelo recomendado por la Asociación Americana de Física Médica (AAPM) para calcular la distribución bidimensional de la dosis alrededor de fuentes de braquiterapia.

La tasa de kerma de referencia en aire (TKRA) se ha medido programando tres irradiaciones de 60 s en el punto de calibración dentro de la cámara de pozo, midiendo con el electrómetro en modo carga. Un paso importante en la toma de datos es verificar temperatura del cuarto de calibración (en este caso el bunker) y la presión atmosférica, para hacer la respectiva corrección por densidad del aire (por el hecho de que la cámara de ionización es abierta y expuesta al ambiente) en los datos obtenidos en el electrómetro.



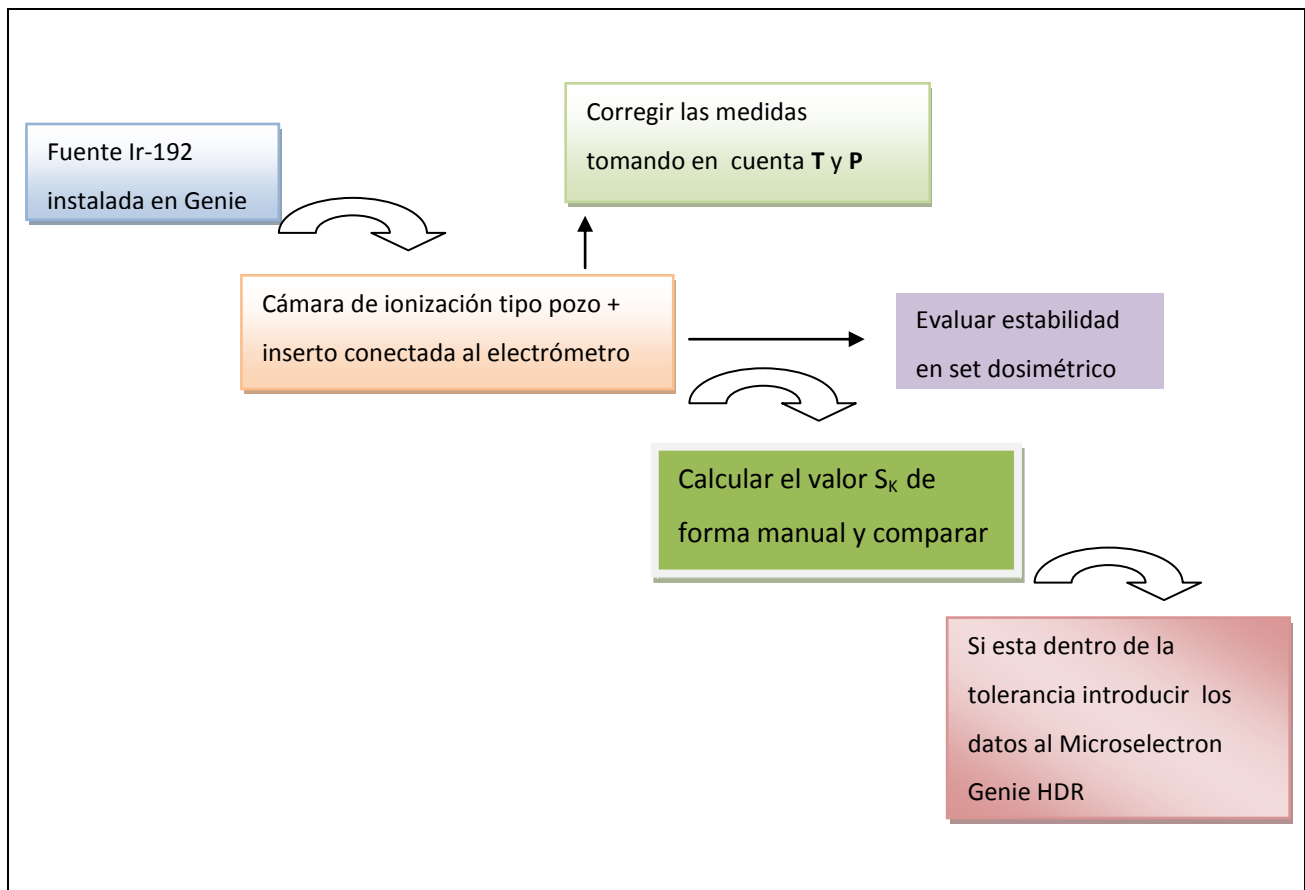


Figura 17. Esquema del proceso de adquisición de datos.

En el observamos que una vez instalada la fuente radiactiva por parte del vendedor, el físico se dedica a instalar el equipo para realizar la calibración, y poder encontrar los valores de Intensidad de kerma  $S_K$ , que después deben ser corregidos para poder utilizarlos en el sistema de planificación. Fuente: creación propia.

### 3.4 Eficiencia y sensibilidad del detector: Cámara de pozo

Una parte importante de hacer una calibración es verificar que el equipo calibrador este en buenas condiciones para captar las medidas, en este caso se utiliza una cámara de pozo PTW Freiburg en la que se deben mantener las características de: exactitud y precisión, linealidad, dependencia de tasa de dosis, dependencia geométrica, dependencia energética, resolución espacial, y dependencia direccional.

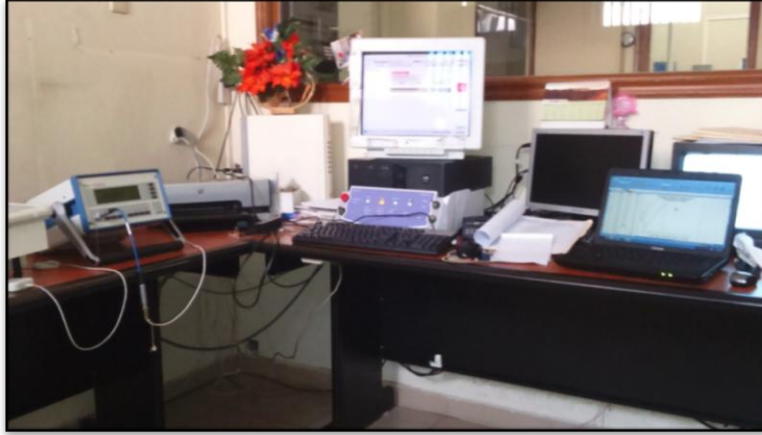


Figura 18. Muestra el segundo montaje en donde se observa la mesa de trabajo y el electrómetro que va conectado a la cámara de ionización pero por fuera del bunker y es el electrómetro que traduce la señal en valores de carga.

Por la baja intensidad de la fuente de Iridio se requiere que el detector sea con una mayor sensibilidad para ello se requiere que tenga suficiente volumen para su mejor eficiencia, por lo tanto para que la cámara de pozo determine la dosis absorbida es necesario que colecte toda la carga liberada [ Q ] por la radiación dentro de su cavidad y como se puede calcular la masa de aire dentro de la cámara, entonces se puede calcular la exposición, que viene dada por:

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad \text{Ec. 3.1}$$

Donde  $dQ$  es el valor absoluto de la carga total de los iones producidos por la interacción de los fotones y el aire dentro de la cámara, tomando en cuenta que son detenidos en un volumen  $dm$  de masa de aire. La fluencia de energía es captada por las paredes de la cámara que contienen los electrodos: el electrodo central está separado por un potente aislante para reducir la corriente de fuga cuando el voltaje de polarización es aplicado a la cámara, el electrodo de guarda intercepta la corriente de fuga y permite al flujo de energía conectar a tierra, bordeando por un lado al electrodo colector.

Por ser una cámara abierta la medida obtenida necesita ser corregida por temperatura y presión que compensa la expansión del gas que incrementa por la alta temperatura de la radiación.

$$F_{TP} = \left( \frac{273.15 + T}{273.15 + T_0} \right) \times \frac{P_0}{P} \quad \text{Ec. 3.2}$$

Donde:

$P_0$  y  $T_0$ : son la presión y temperatura de calibración inicial, respectivamente.

$P$  y  $T$ : son la presión y temperatura del cuarto al momento de la calibración.

Como la respuesta de la cámara depende fuertemente de la ubicación de la fuente y de su orientación exacta dentro del pozo, antes de realizar la calibración debo verificar el punto de máxima respuesta de la cámara. Para ello se programaron todas las paradas permitidas de la fuente separadas cada 2.5 mm y así lograr una longitud desde 1262.5 mm a 1380 mm comenzando el recorrido desde el fondo del pozo, haciendo un total de 48 paradas con un tiempo de permanencia de 10 s en cada posición. Dando como resultado que el punto de máxima respuesta es la posición 19; a 1335 mm. (Ver figura 20).

### **3.5 Población a medir**

Se utilizó una fuente de Iridio-192 Microselectron V2 con número de serie D36F6494.

Con una tasa de kerma en aire:  $46.90 \pm 0.05$  mGy/h a 1m, con fecha de calibración 18/08/2015 (11:13 CET), y una actividad contenida estimada de 426.3 GBq (11.52 Ci), con dimensiones:

De la pastilla de la fuente: diámetro 0.6 mm, longitud 3.5 mm

De la capsula: diámetro 0.9 mm, longitud 4.5mm.

Con Material del encapsulamiento: Acero inoxidable, AISI 316L, clasificación ISO2919: ISO/99/C63211.

Se realizaron 3 calibraciones (en diferentes fechas con intervalos de 1 mes) con la misma fuente, en donde se obtuvo la misma posición dentro de la cámara de pozo para verificar la  $S_K$ .

## **CAPITULO 4**

### **RESULTADOS**

En esta sección se muestran los resultados obtenidos en las calibraciones realizadas demostrando junto con ellas los niveles de error encontrados. En la sección 4.2 se muestra como obtener la linealidad y estabilidad del equipo detector con los valores de las tablas 3, 4 y 5 que muestran las lecturas del recorrido que hace la fuente radiactiva en todo el fondo del pozo de la cámara en valores de corriente [nA], en cada posición la fuente estuvo un tiempo igual a  $t = 60$  seg.

#### **4.1 Identificación de la fuente radiactiva**

La identificación de la fuente con sus respectivas características físicas y químicas como: modelo, código, numero de serie, tipo de isotopo, dimensiones del encapsulamiento y la enumeración de los datos dosimétricos, son obtenidos a partir del certificado de calibración de la fuente (anexo 2) y son introducidos en el sistema Genie, como parte del procedimiento de la puesta en marcha de la unidad de braquiterapia. (Tabla 2).

Se verifica la integridad y geometría de todo el conjunto de aplicadores con los que se imparte tratamiento, para comprobar el libre recorrido de la fuente dummy y la fuente real por los mismos. Todas las medidas se han basado tomando en cuenta las recomendaciones publicadas en [5], que sirven para el establecimiento del estado de referencia inicial del servicio de braquiterapia.

Tabla 2. Especificaciones de la fuente radiactiva de Ir-192, con la que se realiza la calibración y determinara su actividad, dichos datos deben ser archivados en una bitácora de fuentes utilizadas en el Servicio de Braquiterapia.

Datos Generales	
Fecha de Instalación:	01/09/2015
Fecha de salida de la fuente:	20/08/2015
Número de Serie:	D36F6494
Código de Manufacturación	NLF 01
Número de serie contenedor de transportación:	335C6
Especificaciones de la fuente	
Tipo de fuente:	MICROSELECTRON V2
Radionúclido:	Ir-192
Tasa de referencia Kerma en aire:	46.90 mGy/h $\pm$ 0.05 a 1m
Fecha de Calibración:	18/08/2015 11:13 CET
Actividad contenida estimada:	426.3 GBq (11.52 Ci)
Dimensiones de la pastilla de la fuente:	diámetro 0.6 mm, longitud 3.5 mm
Dimensiones de la capsula:	diámetro 0.9 mm, longitud 4.5mm
Material del encapsulamiento:	Acero inoxidable, AISI 316L
Clasificación ISO2919:	ISO/99/C63211

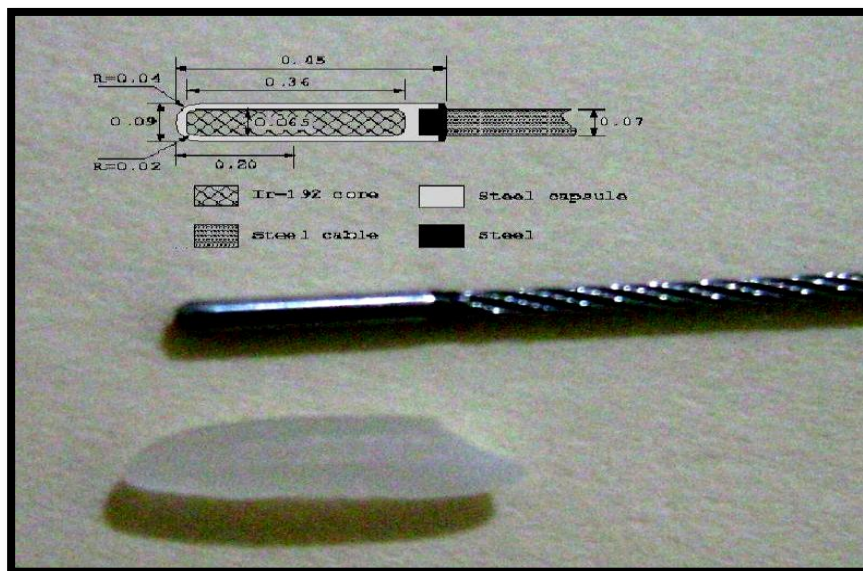


Figura 19. Muestra la fuente dummy con sus respectivas dimensiones (iguales a la fuente real) comparándola con un grano de arroz. Fuente: Manual del Usuario y del Equipo microselectron-HDR (Genie).

#### 4.2 Punto de máxima eficiencia de la Cámara de pozo.

Para evaluar si las características dosimétricas, geométricas y energéticas de la cámara de ionización que tiene el Instituto del Cáncer se mantienen adecuadas para realizar las calibraciones respectivas a la fuente de Iridio, se realiza el procedimiento descrito en el apartado 3.4.

Los datos registrados en las 3 calibraciones independientes y en fechas diferentes se muestran en las tablas 3, 4 y 5. En donde se observa que en la misma posición con diferencia en la corriente colectada (debido al decaimiento radiactivo) proyectan igual posición relativa, por lo tanto dieron como resultado el mismo punto de máxima respuesta de la cámara: 1335 mm. (Ver figura 21).

El valor de máxima eficiencia proporcionado por el fabricante coincide con el obtenido en las medidas realizadas, por lo tanto podemos concluir que la cámara de pozo mantiene la exactitud y precisión así como su linealidad y dependencia energética; esto es debido a que las condiciones de como se mantiene guardada la cámara, son las mismas recomendadas por el fabricante garantizando así su estabilidad energética y geométrica.

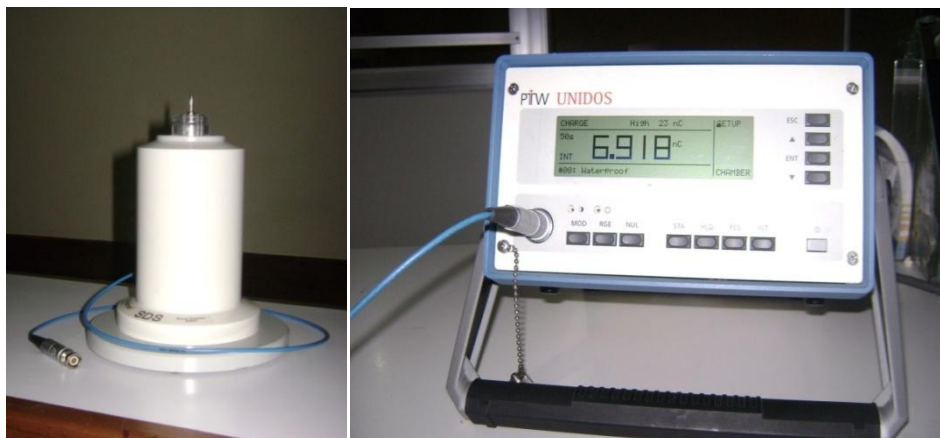


Figura 20. Cámara de pozo PTW-Freiburg y electrómetro PTW UNIDOS UNIVERSAL utilizados en las cada una de las calibraciones realizadas para la determinación de la actividad de la fuente de Ir-192. Foto tomada el día de la calibración.

Tabla 3. Valores de máxima respuesta obtenida en calibración realizada el 1/09/2015.

Distancia [mm]	Lectura [nA]	Respuesta Relativa
1270.0	22.28	0.55
1282.5	28.65	0.71
1295.0	33.87	0.84
1307.5	37.35	0.93
1320.0	39.30	0.98
1335.0	40.11	1.0
1345.0	39.77	0.99
1357.5	38.41	0.95
1370.0	35.73	0.89
1380.0	32.21	0.80

Tabla 4. Valores de máxima respuesta obtenida en calibración realizada el 1/10/2015.

Distancia [mm]	Lectura [nA]	Respuesta Relativa
1270.0	16.71	0.55
1282.5	21.50	0.71
1295.0	25.50	0.84
1307.5	28.21	0.93
1320.0	29.70	0.98
1335.0	30.31	1.00
1345.0	30.10	0.99
1357.5	29.06	0.96
1370.0	27.07	0.89
1380.0	24.40	0.81

Tabla 5. Valores de máxima respuesta obtenida en calibración realizada el 3/11/2015.

Distancia [mm]	Lectura [nA]	Respuesta Relativa
1270.0	11.93	0.54
1282.5	15.44	0.70
1295.0	18.40	0.84
1307.5	20.40	0.93
1320.0	21.54	0.98
1332.5	22.01	1.00
1335.0	22.03	1.00
1345.0	21.88	0.99
1357.5	21.16	0.96
1370.0	19.75	0.90

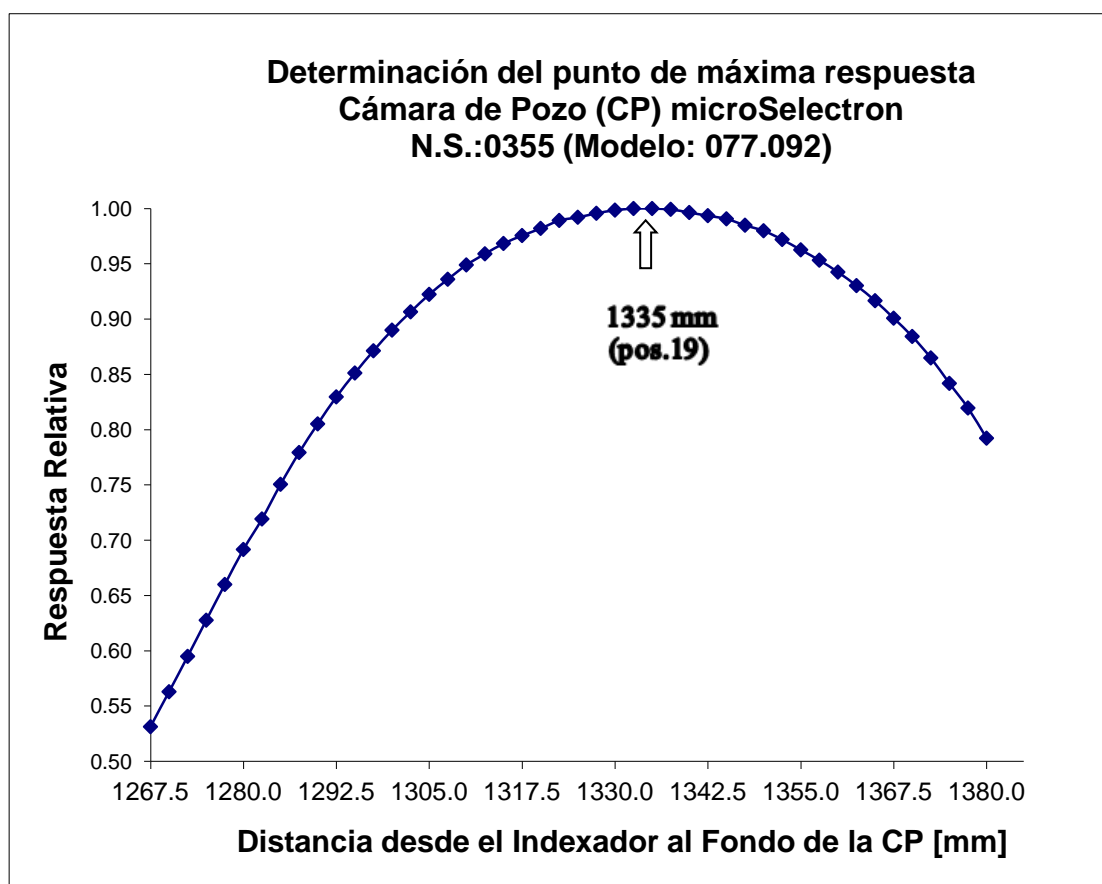


Figura 21. Resultado de la respuesta relativa de la cámara con respecto la posición de la fuente. En las 3 calibraciones independientes dio como resultado la misma posición: 1335 mm. Esto significa que la cámara esta en condiciones optimas de cuido porque muestra estabilidad en el punto de máxima respuesta.



### 4.3 Determinación de la actividad $S_K$ .

En esta sección se determinara la actividad de la fuente con un valor  $S_K$ , para una misma fuente radiactiva, el cual se calculara resolviendo la ec. 2.16 y utilizando los valores de carga promedio  $Q$  [nC] mostrados en las tablas 6, 7, y 8, que han sido colectados en cada una de las fechas de calibración descritas en esta misma sección.

En cada una de las fechas de calibración se verifica el valor de la actividad de forma teórica, esto debido a su decaimiento que es 1% cada 24 horas.

Presentare primero el cálculo obtenido de forma teórica, al que llamare  $S_K$  teórico, y luego el experimental que llamare  $S_K$  medido para una misma fecha de calibración.

Se utiliza como valor inicial o de referencia  $4.690 \text{ cGy} \cdot \text{m}^2 / \text{h}$  que es el reportado por su proveedor al salir de fabrica el día 18 de agosto de 2015 (así como lo muestra el certificado de la fuente. Ver anexo 2).

Recordando que para el Ir-192 su periodo de semidesintegración es igual a 73.8 días.

#### Calibración realizada el 1 de septiembre de 2015.

Utilizando la ec. 2.4:

$$A = A_0 e^{-\lambda t}$$

$$A = \left(4.69 \text{ cGy} \cdot \frac{\text{m}^2}{\text{h}}\right) \cdot e^{-\frac{\ln 2}{73.8}(13)}$$

$$A = \left(4.69 \text{ cGy} \cdot \frac{\text{m}^2}{\text{h}}\right) e^{-0.12203}$$

$$A = 4.15 \text{ cGy} \cdot \frac{\text{m}^2}{\text{h}}$$

Este es el valor de la actividad final para la fuente de Iridio y al 1 de septiembre del mismo, tiene una actividad de  $4.15 \text{ cGy} \cdot \frac{\text{m}^2}{\text{h}}$ .

$$\mathbf{S_K \text{ teórico: } 4.15 \text{ cGy} \cdot \frac{\text{m}^2}{\text{h}}.}$$

Tabla 6. Medidas realizadas en unidades de carga colectados en intervalos de 1 min. Incluye la temperatura y presión atmosférica a la hora de la calibración, así como el voltaje mínimo de 150 V y máximo de 300 V.

Calibración #1 Fecha: 01/09/2015			P= 935.2 hPa T= 19 °C		
V= 300 V			V= 150 V		
N <sub>0</sub>	t <sub>electrómetro</sub> [seg]	Q [nC]	N <sub>0</sub>	t <sub>electrómetro</sub> [seg]	Q [nC]
1	60	2408.0	1	60	2399.0
2	60	2408.0	2	60	2399.0
3	60	2408.0	3	60	2399.0
promedio	60	2408.0	promedio	60	2399.0

La carga promedio colectada se divide entre el tiempo determinado, el que fue de 60 s y este valor se usa como  $M_u$ , en 2.16 quedando de la siguiente manera:

$$S_K = M_u * K_{tp} * N_K * K_e * P_{ion}$$

Utilizando ec. 2.17

$$P_{ion} = \left( \frac{4}{3} - \frac{M_u^{100\%}}{3 * M_u^{50\%}} \right)^{-1}$$

$$P_{ion} = \left( \frac{4}{3} - \frac{4.013 \times 10^{-8} A}{3 * 3.998 \times 10^{-8} A} \right)^{-1} = 1.001$$

Y ec. 3.2

$$F_{TP} = \left( \frac{273.15 + T}{273.15 + T_0} \right) \times \frac{P_0}{P}$$

$$F_{TP} = \left( \frac{273.15 + 19 \text{ } ^\circ\text{C}}{273.15 + 20 \text{ } ^\circ\text{C}} \right) \times \frac{1013 \text{ hPa}}{935.2 \text{ hPa}} = 1.0795$$

Del certificado de calibración (anexo 2) obtenemos el valor de  $N_k$  y  $K_e$ .

Donde  $K_e = 1 \text{ cGy.m}^2/\text{hA}$  (cuando el electrómetro se calibra junto con la cámara adquiere el valor de 1 y sus unidades del factor de la cámara de ionización), y

$N_K = 9.38 \times 10^{-7} \text{ cGy.m}^2/\text{hA}$ . Se obtiene lo siguiente:

$$S_K = 4.013 \times 10^{-8} A * 1.0795 * 9.38 \times 10^{-7} \text{ cGy.m}^2/\text{hA} * 1 * 1.001 =$$

$$S_K = 4.070 \text{ cGy m}^2/\text{h}$$

Entonces **S<sub>K</sub> medido**: 4.070 cGy m<sup>2</sup>/h

Con una discrepancia relativa de  $\epsilon = \left| \frac{S_{Kmed} - S_{Kcal}}{S_{Kcal}} \right| * 100 =$

Donde S<sub>Kmed</sub> es el valor medido y S<sub>Kcal</sub> es el calculado de manera teórica. Se obtiene:

$$\epsilon = \left| \frac{4.07 - 4.15}{4.15} \right| * 100 = 1.9 \%$$

El valor del error de 1.9% está dentro del rango de tolerancia de 5%, esto indica que la fuente esta apta para ser utilizada en el Sistema de Planificación para brindar Tratamiento Clínico. Este valor medido es ingresado en la base del sistema de planificación Genie (ver anexo 1) que junto con los datos de las tablas del TG-43 está apto para realizar planificaciones de tratamiento o calculo de dosis en braquiterapia.



Figura 22. Termómetro y barómetro respectivamente en donde medimos la temperatura y presión atmosférica a la hora de adquirir los datos en cada una de las calibraciones. Fotografía tomada el día de la calibración.

**Calibración realizada el día 1 de octubre de 2015.**

$$A = A_0 e^{-\lambda t}$$

$$A = \left( 4.69 \text{cGy} \cdot \frac{\text{m}^2}{\text{h}} \right) \cdot e^{-\frac{\ln 2}{73.8}} \quad (43)$$

$$A = \left( 4.69 \text{cGy} \cdot \frac{\text{m}^2}{\text{h}} \right) e^{-0.4037}$$

$$A = 3.13cGy \cdot \frac{m^2}{h}$$

Este es el valor de la actividad final calculada de forma teórica para la fuente de Iridio-192, y tiene una actividad de  $3.13cGy \cdot \frac{m^2}{h}$ .

$$S_K \text{ te\u00f3rico: } 3.13cGy \cdot \frac{m^2}{h}.$$

Tabla 7. Medidas realizadas en unidades de carga colectados en intervalos de 1 min. Incluye la temperatura y presi\u00f3n atmosf\u00e9rica a la hora de la calibraci\u00f3n, as\u00ed como el voltaje m\u00ednimo de 150 V y m\u00e1ximo de 300 V.

Calibraci\u00f3n #2 Fecha: 01/10/2015			P= 930.4 hPa T= 18.5 \u00b0C		
V= 300 V			V= 150 V		
No	\u2194 electr\u00f3metro [seg]	Q [nC]	No	\u2194 electr\u00f3metro [seg]	Q [nC]
1	60	1819.0	1	60	1814.0
2	60	1819.0	2	60	1814.0
3	60	1819.0	3	60	1814.0
promedio	60	1819.0	promedio	60	1814.0

Volviendo a utilizar la ec. 2.16, obtenemos:

$$S_K = 3.032 \times 10^{-8} A * 1.083 * 9.38 \times 10^7 cGy \cdot m^2/hA * 1 * 1.000 =$$

$$S_K \text{ medido: } = 3.084 cGy m^2/h$$

Ec. 2.17:

$$P_{ion} = \left( \frac{4}{3} - \frac{3.032 \times 10^{-8} A}{3 * 3.023 \times 10^{-8} A} \right)^{-1} = 1.000$$

y Ec.3.2

$$F_{TP} = \left( \frac{273.15 + 18.5 \text{ }^\circ C}{273.15 + 20 \text{ }^\circ C} \right) \times \frac{1013 hPa}{930.4 hPa} = 1.083$$

Con una discrepancia relativa de  $\epsilon = \left| \frac{S_{Kmed} - S_{Kcal}}{S_{Kcal}} \right| * 100 =$

$$\epsilon = \left| \frac{3.084 - 3.13}{3.13} \right| * 100 = 1.5 \%$$

El valor del error de 1.5% está dentro del rango de 5%, esto indica que la fuente sigue estando apta para ser utilizada en el Sistema de Planificación Genie.

**Calibración realizada el día 3 de noviembre de 2015.**

$$A = A_0 e^{-\lambda t}$$

$$A = \left( 4.69 cGy \cdot \frac{m^2}{h} \right) \cdot e^{-\frac{\ln 2}{73.8}(77)}$$

$$A = \left( 4.69 cGy \cdot \frac{m^2}{h} \right) e^{-0.723}$$

$$A = 2.27 cGy \cdot \frac{m^2}{h}$$

Este valor calculado de forma teórica de la actividad para la fuente de Iridio-192, cuya actividad es  $2.27 cGy \cdot \frac{m^2}{h}$ .

$$S_K \text{ teórico: } 2.27 cGy \cdot \frac{m^2}{h}$$

Tabla 8. Medidas realizadas en unidades de carga colectados en intervalos de 1 min. Incluye la temperatura y presión atmosférica a la hora de la calibración, así como el voltaje mínimo de 150 V y máximo de 300 V.

Calibración #3 Fecha: 03/11/2015			P= 932.1 hPa T= 20.5 °C		
V= 300 V			V= 150 V		
No	† electrómetro [seg]	Q [nC]	No	† electrómetro [seg]	Q [nC]
1	60	1324.0	1	60	1320.0
2	60	1324.0	2	60	1320.0
3	60	1324.0	3	60	1320.0
promedio	60	1324.0	promedio	60	1320.0

Volviendo a utilizar la ec. 2.16, obtenemos:

$$S_K = 2.207 \times 10^{-8} A * 1.088 * 9.38 \times 10^7 \text{ cGy} \cdot \text{m}^2 / \text{hA} * 1 * 1.001 =$$

$$\mathbf{S_K \text{ medido} = 2.256 \text{ cGy} \cdot \text{m}^2 / \text{h}}$$

$$P_{ion} = \left( \frac{4}{3} - \frac{2.207 \times 10^{-8} A}{3 * 2.20 \times 10^{-8} A} \right)^{-1} = 1.000$$

Con Ec. 3.2, obtenemos:

$$F_{TP} = \left( \frac{273.15 + 20.5 \text{ } ^\circ\text{C}}{273.15 + 20 \text{ } ^\circ\text{C}} \right) \times \frac{1013 \text{ hPa}}{932.1 \text{ hPa}} = 1.088$$

Con una discrepancia relativa de  $\epsilon = \left| \frac{S_{K \text{ med}} - S_{K \text{ cal}}}{S_{K \text{ cal}}} \right| * 100 =$

Donde  $S_{K \text{ med}}$  es el valor medido y  $S_{K \text{ cal}}$  es el calculado de manera teórica.

$$\epsilon = \left| \frac{2.25 - 2.27}{2.27} \right| * 100 = 0.8 \%$$

El valor del error de 0.8%, el cual está dentro del rango de 5%, esto indica que la fuente esta apta para seguir siendo utilizada en el Sistema de Planificación para brindar Tratamiento Clínico.

A continuación se detallan los valores de la actividad de la fuente de Ir-192, realizada en 3 fechas diferentes para una misma fuente radiactiva.

Tabla 9. Comparación entre los valores de la actividad para una misma fuente de Ir-192 en términos de intensidad de kerma en aire calculado teóricamente y el valor medido a través de las calibraciones respectivas en diferentes fechas.

	$S_K \text{ teórico } [cGy \cdot \frac{m^2}{h}]$	$S_K \text{ medido } [cGy \cdot \frac{m^2}{h}]$	<b>error</b>
Calibración #1 Fecha: 01/09/2015	4.15	4.070	1.9 %
Calibración #2 Fecha: 01/10/2015	3.13	3.084	1.5%
Calibración #3 Fecha: 03/11/2015	2.27	2.256	0.8%

#### 4.4 Relación del Formalismo TG-43 y la actividad $S_K$ medido.

La presente tabla muestra los valores de tasa de dosis, que son el resultado de la multiplicación de los valores de la tabla 1 en el cap. 2 multiplicados por la actividad de la fuente para una fecha específica. Por lo tanto esta tabla es igual a la contenida en el sistema de planificación para el día 01/09/2015, y el sistema solo busca la dosis a través de la coordenada asignada en donde está colocada la fuente radiactiva.

Debemos recordar que la braquiterapia se trata de brindar dosis en una posición específica y durante un tiempo determinado. Como ejemplo, si consideramos un punto P que tiene coordenadas ortogonales iguales a (1,0.75); de la tabla 10 obtenemos que la tasa de dosis en ese punto y para la fecha en que se hizo la calibración es 2.853 cGy/h.

De esta forma es cómo funciona el sistema de planificación de tratamiento, el cual tiene un punto específico de tratamiento del que podemos conocer sus coordenadas que al ser multiplicadas con la intensidad de kerma  $S_K$  se obtiene la distribución de dosis en ese punto. Además que el sistema de planificación va sumando la contribución de la fuente para los demás puntos de tratamiento

Tabla 10. Muestra los valores de tasa de dosis  $\dot{D}$  en coordenadas ortogonales (x,y). Resultado del producto de los valores de la tabla 1 por la actividad  $S_K = 4.070 [cGy \cdot \frac{m^2}{h}]$ , obtenida para el día 01/09/15.

		Distancia X (cm)												
		0	0.1	0.15	0.25	0.35	0.5	0.75	1	1.5	2	2.5	3	5
Y(cm)	7	0.0667	0.0663	0.0663	0.0667	0.0672	0.6797	0.0692	0.0688	0.7041	0.0700	0.0688	0.0667	0.0537
	6	0.0908	0.0904	0.0908	0.0916	0.0920	0.9361	0.0952	0.0948	0.0969	0.0961	0.0928	0.0891	0.0672
	5	0.1294	0.1298	0.1302	0.1319	0.1327	0.1355	0.1384	0.1388	0.1404	0.1368	0.1298	0.1217	0.0847
	4	0.1966	0.1978	0.1986	0.2019	0.2043	0.2133	0.2157	0.2190	0.2169	0.2051	0.1884	1.7053	0.1054
	3	0.3419	0.3468	0.3496	0.3578	0.3651	0.3769	0.3875	0.3867	0.3659	0.3268	0.2841	0.2434	0.1298
	2.5	0.4843	0.4965	0.4965	0.5169	0.5291	0.5454	0.5576	0.5454	0.4965	0.4233	0.3516	0.2902	0.1420
	2	0.7448	0.7733	0.7733	0.8059	0.8384	0.8628	0.8628	0.8181	0.6878	0.5495	0.4355	0.3443	0.1543
	1.5	1.3187	1.3594	1.3960	1.4652	1.5140	1.5344	1.4571	1.3024	0.9727	0.7163	0.5291	0.4009	0.1652
	1	3.0322	3.1787	3.2926	3.4554	3.4758	3.2967	2.7554	2.1978	1.3797	0.9076	0.6268	0.4558	0.1738
	0.75	5.5230	5.8608	6.1050	6.2637	6.0195	5.2951	2.8205	2.8531	1.6036	1.0012	0.6716	0.4762	0.1770
	0.5	13.8584	14.7782	15.0224	13.8706	11.8315	8.8930	5.4986	3.5979	1.8152	1.0786	0.7041	0.4925	0.1795
	0.25	-	80.2197	61.5384	37.3504	24.2898	14.2735	7.1632	4.2409	1.9658	1.1315	0.7245	0.5047	0.1811
	0.1	-	239.2753	130.9726	57.7533	32.3321	16.9068	7.8022	4.4607	2.0147	1.1477	0.7326	0.5088	0.1815
	0	-	270.0852	147.9852	63.1664	34.3264	17.4969	7.9365	4.5096	2.0228	1.1477	0.7326	0.5088	0.1815
-0.1	-	239.2753	131.1761	57.7940	32.3646	16.8946	7.8063	4.4648	2.0147	1.1477	0.7326	0.5088	0.1815	
-0.3	-	80.0976	61.6198	37.3707	24.3223	14.2491	7.1673	4.2409	1.9658	1.1315	0.7245	0.5047	0.1811	
-0.5	12.7269	14.4851	14.9166	13.8461	11.8396	8.8685	5.4945	3.5938	1.8152	1.0786	0.7041	0.4925	0.1795	
-0.8	5.5049	5.6125	5.9707	6.2149	6.0073	5.2829	3.9194	2.8531	1.6036	1.0012	0.6716	0.4762	0.1770	
-1	2.7188	3.0077	3.1868	3.4066	3.4514	3.2804	2.7554	2.1937	1.3797	0.9076	0.6268	0.4558	0.1738	
-1.5	1.2251	1.2780	1.3309	1.4245	1.4896	1.5181	1.4530	1.3065	0.9768	0.7163	0.5291	0.4017	0.1652	
-2	0.6919	0.7285	0.7326	0.7733	0.8221	0.8547	0.8588	0.8140	1.0948	0.5495	0.4355	0.3447	0.1543	
-2.5	0.4558	0.4681	0.4681	0.4965	0.5169	0.5372	0.5535	0.5454	0.4925	0.4233	0.3504	0.2906	0.1420	
-3	0.3215	0.3268	0.3313	0.3419	0.3537	0.3679	0.3826	0.3838	0.3647	0.3264	0.2829	0.2430	0.1298	
-4	0.1852	0.1913	0.1897	0.1925	0.2011	0.2072	0.2149	0.2165	0.2153	0.2043	0.1876	0.1701	0.1054	
-5	0.1233	0.1241	0.1249	0.1266	1.2861	0.1311	0.1355	0.1359	0.1392	0.1400	0.1294	0.1213	0.0842	
-6	0.0863	0.0867	0.0871	0.0879	0.0891	0.0891	0.0928	0.0932	0.0961	0.0952	0.0928	0.0883	0.0672	
-7	0.0635	0.0635	0.0639	0.0643	0.0651	0.0659	0.0672	0.0676	0.0696	0.0696	0.0684	0.0663	0.0537	

## **Capítulo 5**

### **Conclusiones y Recomendaciones**

En primer lugar las pruebas que se realizaron para verificar la estabilidad y linealidad de la cámara de ionización dieron como resultado que en las 3 calibraciones se mantiene el mismo punto de máxima respuesta y es ahí donde la cámara muestra mayor sensibilidad y la más alta la eficiencia en la colección de iones, en la misma posición de 1335 mm. Lo que se concluye que la cámara de ionización mantiene la reproducibilidad de respuesta a lo largo de varios meses, esto indica que esta almacenada en buen estado demostrando que mantiene integras las características físicas eléctricas y dosimétricas.

Posteriormente en la calibración y determinación del actividad de la fuente radiactiva encontré un valor  **$S_K$  medido de**  $4.070 \text{ cGy m}^2/h$ , que difiere del valor  **$S_K$  teórico** un 1.9% de error. Este valor de error está dentro del rango de tolerancia que es igual a  $\pm 5\%$ , lo que se concluye que la fuente esta apta para ser utilizada en el software del Sistema de Planificación para brindar Tratamiento Clínico.

Comparando la información de los protocolos y formalismos involucrados [1,2 y 4] se logro obtener medidas confiables y seguras que solo se han podido comparar con los trabajos realizados en España [5,13] que utilizaron el mismo equipo y la misma versión de fuente radiactiva. Por lo tanto concluyo que este valor obtenido a través de la calibración debe ser ingresado en la base del sistema de planificación Genie (ver anexo 1) que junto con los datos de las tablas del TG-43 permiten que el Sistema de Planificación de Tratamiento este apto para brindar tratamiento clínico en el Servicio de Braquiterapia del Instituto del Cáncer.



Estando segura que la dosis que será entregada a cada paciente es la correcta y garantizar la calidad en los tratamientos, minimizando los errores dosimétricos con la esperanza de asegurar la sobrevivencia de los pacientes.

Durante la investigación se observó que el papel del físico no solo conlleva realizar calibraciones a las fuentes radiactivas, sino también garantiza la calidad de todos los aspectos técnicos que intervienen en los procesos, la efectividad y la seguridad de los mismos reduciendo así la probabilidad de accidentes, siendo el principal ejecutor de un programa de Garantía de calidad constante para mantener las condiciones óptimas de los equipos tecnológicos y el personal ocupacionalmente expuesto (médicos, licenciados radiólogos, enfermeras, secretarías), como de cada uno de los pacientes que necesitan ser tratados con radiaciones.

Es por ello que se recomienda difundir de manera amplia la necesidad de colegas en esta área de trabajo multidisciplinario.

## **Capítulo 6**

### **Referencias Bibliográficas**

1. Organismo Internacional de Energía Atómica. “Aspectos Físicos de la Garantía de calidad en Radioterapia: Protocolo de control de calidad”. IAEA-TECDOC-1151. Junio 2000.
2. Organismo Internacional de Energía Atómica.”Calibración de fuentes de fotones y rayos beta usadas en Braquiterapia”. IAEA-TECDOC-1274. Marzo 2002.
3. Glenn F. Knoll. Radiation detection and measurement. Third Edition. John Wiley & Sons, Inc. New York. 2000.
4. Dosimetry of Interstitial brachytherapy sources: Recommendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 43 (TG-43). Noviembre. 1994. American Association of Physicists in Medicine.
5. Pérez Calatayud, R. Arrans Lara, J. Ma. De Frutos Baraja. “Calibración, Matrices de Dosis y Control de Calidad en Braquiterapia: Informe del Grupo de Trabajo de Braquiterapia de la SEFM”. Revista de Física Medica 2000.
6. E.B. Podgorsak. “Radiation Oncology Physics: a handbook for teachers and students. International Atomic Energy Agency. Cap. 15. Vienna. 2005.
7. Faiz M. Khan. “The Physics of Radiation Therapy”. Third Edition. Lippincott Williams &Wilkins. Philadelphia. 2003.
8. Subir Nag. M.D. “Principles and practice of Brachytherapy”. Futura Publishing Company, Inc. New York. 1997.

9. Nath R., Anderson L.L., Luxton G., Weaver K.A. & Meigooni A.S. "Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: Recommendations of the AAPM Radiation Committee Task Group No.43", Med. Phys. 22 (2), 209-234 (1995).
10. Johns, H.E. & Cunningham, J.R. (1983). The Physics of Radiology. Charles C Thomas Publisher. Illinois. U.S.A.
11. Unidad Técnica Registro de Tumores. Instituto del Cáncer de El Salvador. San Salvador. Mayo 2007.
12. Ana Angelina Lozano Rivera, Blanca Mirian Ramos Márquez. Determinación de la Actividad en mgRaEq y su respectiva incerteza de veinticuatro fuentes de cesio-137 utilizando la cámara de ionización tipo pozo HDR 1000 PLUS y cámara de ionización tipo dedal PTW- 30004, del servicio de Radioterapia, Hospital de Oncológica, Instituto Salvadoreño del Seguro Social" Tesis de grado. Universidad de El Salvador. Agosto de 2002.
13. Clemente Gutiérrez, F., Díaz Fuentes, R., Cabello Murillo, E., De la Casa de Julián, M.A., Fernando Sánchez, A., Adaimi Hernández, P. "Establecimiento del Estado de referencia inicial de un equipo de braquiterapia de alta tasa de dosis." Servicio de Radiofísica, Hospital Universitario Doce de Octubre, Madrid, España. Calidad y Seguridad. XVIII Congreso Nacional de SEFM. Mayo 2011.
14. Almansa, J. & Torres, J. & Guerrero, R. "Resultados Monte-Carlo Ir-192" (2011). Sociedad Andaluza de Radiofísica Hospitalaria. Recuperado de: <http://bqseeds.sarh.es/microselectron2r.html>.
15. Protocolo Clínico Tratamiento del Cáncer Ginecológico combinando Teleterapia con Braquiterapia HDR. Instituto del Cáncer de El Salvador. San Salvador. Marzo-Abril. 2008
16. Reglamento de Protección Radiológica. Unidad Reguladora y Asesora

de Radiaciones Ionizantes (UNRA). Ministerio de Salud Pública y Asistencia Social. San Salvador. Marzo 2002.

17. International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU) Report 38 "Dose and volume specification for reporting intracavitary therapy in gynecology". Maryland, Diciembre 1991.


18. Nucletron. B.V. Manual del Usuario y del Equipo microselectron-HDR (Genie). Netherlands.

19. Manual de Publicaciones de la American Psychological Association (APA): versión abreviada/tr. Miroslava Guerra Frías. Segunda edición. Editorial El Manual Moderno. México 2010.

# Capítulo 7

## Anexos

1. Datos reflejada por el Sistema de Planificación Genie, una vez ingresado el valor de la Intensidad de Kerma.

**Nucletron**

### System Overview

Machine Type: n  
Serial Number: 1

---

#### Source Characteristics

Nuclide: Ir-192  
Half-life: 73.83 days  
Serial Number: D36F6494  
Date & Time of Exchange: 2015/09/01 11:26:00  
Number of Runs: 1421  
Number of Obstructions: 0

---

#### Source Strength

	At Calibration	Now	Unit
Source Strength:	4.070	1.136	cGy.m <sup>2</sup> .h <sup>-1</sup>
Date / Time:	9.970 2015/09/01 12:05:00	2.784 2016/01/15 08:15:49	Ci

Calibrated by: Sergio Neyra, SN

---

#### Check Cable Characteristics

Date & Time of Exchange: 2015/03/09 17:16:00  
Number of Runs: 3070  
Number of Obstructions: 11

---

#### Machine Characteristics

Machine Type: microSelectron-GEN  
Serial Number: 14010  
Total No. of Source Cable Runs: 27060  
Total No. of Check Cable Runs: 25665  
Maximum Acceptable Dwell Time: 600.0 seconds  
Step Size: 2.5 mm

---

#### Software Versions

Treatment Control Workstation: 1.00  
Treatment Control Panel: 1.00  
Treatment Unit: 1.00

---

INSTITUTO DEL CANCER DE EL SALVADOR Date: 15/01/16 Tj

## 2. Certificado de Calibración de la Fuente de Iridio-192.

# Certificate For sealed Sources

G2-00025V

Serial Number of Afterloader: 14010

Customer Name and Address: LIGA CONTRA EL CANCER  
DE EL SALVADOR  
ATTN. DR. GONZALO BELTRAN CASTRO  
1ER.CALLE PONIENTE Y 33 AV NORTE  
SAN SALVADOR EL SALVADOR

Issue Date: 2015-08-20 <sup>(1)</sup>

Model Designation: REF 105.002  
Serial Number: SN D36F6494  
Production Code: LOT 20244/03 (DRN 07736)  
Manufacturer Code: NLF 01 <sup>(7)</sup>

Serial Number of Transport Container: 335C6  
Serial Number of Check Cable: Not applicable  
Certificate Number: @+158 Mm5n4 Uen6\* j4r&3 c0

### SOURCE SPECIFICATIONS

Reference Air Kerma Rate: 46.90 mGy h<sup>-1</sup> +/- 5% at 1 m <sup>(2)</sup>  
Measured at: 2015-08-18 11:13 CET <sup>(1)</sup>  
Estimated Content Activity: 426.3 GBq ( 11.52 Ci) at date of measurement (3,4)  
Source Type: MICROSELETRON V2  
Capsule Dimensions: 0.9 mm diameter, 4.5 mm length  
Source Pellet Dimensions: 0.6 mm diameter, 3.5 mm length  
Source Pellet Form: solid iridium  
Radionuclide: 192Ir, gamma radiation source  
Encapsulation: single  
Capsule Material: stainless steel, AISI 316L  
ISO 2919 Classification: ISO/99/C63211  
Special Form Certificate Number: D/0070/S-96(REV.5)  
Recommended Working Life: 25 000 transits or 6 months whichever comes first

### QUALITY CONTROL

Cable Visual Inspection: passed  
Source Visual Inspection: passed  
Laser Weld Visual Check: passed  
Source Capsule Integrity ( 15N pull test): passed  
Leakage Test: passed <sup>(5)</sup>  
Surface Contamination Test: < 185 Bq (5nCi) <sup>(6)</sup>  
Measured at: 2015-08-18 <sup>(1)</sup>  
Measured at: 2015-08-18 <sup>(1)</sup>

The undersigned, authorized officer of Mallinckrodt Medical B.V., certifies that this source complies with the requirements of ISO2919 and that all of the information given in this certificate is true and correct at date of issue.

AUTHORIZED QUALITY CONTROL .....

- (1) Date format yyyy-mm-dd.  
(2) At Confidence level of 99.7%. Air Kerma rate at 1 m from the centre of the source in a radial direction, i.e. perpendicular to the symmetrical axis of the source.  
(3) The estimated content activity is determined by applying a conversion factor (0.110 mGy m<sup>2</sup> h<sup>-1</sup> GBq<sup>-1</sup>) to the measured gamma radiation output of the sealed source determined with a calibrated instrument.  
The instrument is calibrated against the standard of the Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB), Braunschweig, Germany.  
(4) The estimated content activity is the activity for the specified radionuclide, other radionuclides are not detectable.  
(5) Leakage test method according to ISO9978 method Liquid nitrogen bubble test (6.2.4).  
(6) Surface contamination test in accordance to ISO9978 method Wet Wipe Test (5.3.1).  
(7) European manufacturer's code in accordance with European council directive 2003/122/EURATOM.

Manufactured by Mallinckrodt Medical B.V. \* Westerduinweg 3 \* 1755 LE Petten \* NL \* Telephone +31 224 567890  
On behalf of Nucletron B.V.\* Waardgelder 1 \* 3905TH \* Veenendaal \* NL \* +31 318 557 133

31

### 3. Certificado de Calibración de la cámara de pozo.

<b>PTW FREIBURG</b> PHYSIKALISCH-TECHNISCHE WERKSTÄTTEN DR. PYCHLAU GMBH	<b>Test Certificate No. 0600291</b>  On a comparison measurement
---	--

<b>Well Type Chamber:</b>	Type No. 077.092	Serial No. 0355
<b>Manufacturer:</b>	Physikalisch-Technische Werkstätten Dr. Pychlau GmbH D-79115 Freiburg , Lörracherstr. 7	
<b>Conditions of Climate:</b>	Temperature between:	18 and 22 Degrees Celsius
	Air Pressure between :	950 and 1050 hPa
	Relative Humidity:	approx. 40 - 60 %
<b>Reference Point:</b>	approx. 61.0 mm from bottom of well (maximum response)	
<b>Irradiation Conditions:</b>	Isotope:	Ir - 192
<b>Polarizing Voltage:</b>	+ 300 V	
<b>Leakage:</b>	during measurement was lower than $5 \cdot 10^{-14}$ A	

Calibration Factors for Ir – 192 **Nucletron microSelectron** afterloaders using PTW adapter T33002.1.009

<b>Apparent Activity Calibration Factor:</b>	N = 8,53 GBq nA <sup>-1</sup> or 2,31 x 10 <sup>8</sup> Ci A <sup>-1</sup>
<b>Air Kerma Strength Calibration Factor:</b>	N = 9,383 x 10 <sup>7</sup> cGy m <sup>2</sup> h <sup>-1</sup> A <sup>-1</sup>
<b>"Exposure Strength Calibration Factor":</b>	N = 10,71 x 10 <sup>7</sup> R m <sup>2</sup> h <sup>-1</sup> A <sup>-1</sup>

Calibration Factors for Ir – 192 **MDS Nordion GammaMed** afterloaders using type 11-00207 3mmØ steel applicator and PTW adapter T33004.1.013

<b>Apparent Activity Calibration Factor:</b>	N = 8,862GBq nA <sup>-1</sup> or 2,4 x 10 <sup>8</sup> Ci A <sup>-1</sup>
<b>Air Kerma Strength Calibration Factor:</b>	N = 9,748 x 10 <sup>7</sup> cGy m <sup>2</sup> h <sup>-1</sup> A <sup>-1</sup>
<b>"Exposure Strength Calibration Factor":</b>	N = 11,13 x 10 <sup>7</sup> R m <sup>2</sup> h <sup>-1</sup> A <sup>-1</sup>

Calibration Factors for Ir – 192 **Varian Varisource** afterloaders using 4.7Fr VariSource Plastic Tipped Standard Catheter and PTW adapter T33004.1.012

<b>Apparent Activity Calibration Factor:</b>	N = 8,694GBq nA <sup>-1</sup> or 2,35 x 10 <sup>8</sup> Ci A <sup>-1</sup>
<b>Air Kerma Strength Calibration Factor:</b>	N = 9,563 x 10 <sup>7</sup> cGy m <sup>2</sup> h <sup>-1</sup> A <sup>-1</sup>
<b>"Exposure Strength Calibration Factor":</b>	N = 10,92 x 10 <sup>7</sup> R m <sup>2</sup> h <sup>-1</sup> A <sup>-1</sup>

**Uncertainty of Comparison Measurement:**  $\varepsilon = \pm 3 \%$

The reference calibration factor is the Air Kerma Strength Calibration Factor. It is calculated for 20° C, 1013 hPa. The conversion coefficient used between the air kerma strength calibration factor and the apparent activity calibration factor is 90.9 cGy<sup>-1</sup> h m<sup>-2</sup> GBq.

The uncertainty stated corresponds to the double standard deviation (k=2). The standard deviation was calculated according to WECC Doc. 19 from the partial uncertainties arising from the calibration procedure, the environmental conditions and short time effects of the object of measurement.

The uncertainties stated are composed of the uncertainties of the calibration procedure and those of the specimen during calibration. A share for the long term instability of the object under calibration is not included.

The chamber is vented to atmospheric communication. Air density correction is necessary.

Freiburg i. Br. , January 12, 2006

PTW - FREIBURG  
Physikalisch-Technische  
Werkstätten-Dr. Pychlau GmbH

## 7.1 GLOSARIO

**AAPM** Asociación Americana de Físicos en Medicina.

**Algoritmo** Conjunto prescrito de instrucciones o reglas bien definidas, ordenadas y finitas que permite realizar una actividad o hallar la solución a un problema mediante pasos sucesivos.

**Bitácora** Registro escrito de las acciones que se llevan a cabo en cierto trabajo o tarea.

**Calibración** Procedimiento de comparación entre lo que indica un instrumento y lo que debería indicar de acuerdo a un patrón de referencia con valor conocido.

**Cámara de Ionización** Es un dispositivo o capacitor en el cual la corriente de fuga es inducida a través de la acción del haz de radiación.

**Cema** Es la energía convertida por unidad de masa, aplicable a radiación directamente ionizante.

**Curie [Ci]** De los esposos Curie, quienes descubrieron el radio. Unidad de radiactividad que se define como la cantidad contenida en todo elemento radiactivo en el cual el número de desintegraciones por segundo es de  $3.7 \times 10^{10}$ .

**Dosimetría** Es el cálculo de la dosis de radiación que recibirá el paciente (más o menos detallada por órganos o regiones) con un tratamiento determinado.

**Dosis absorbida** Cantidad de energía absorbida por unidad de masa de un material determinado.

$$D = \frac{dE}{dm} \left[ \frac{\text{energía}}{\text{masa}} \right]$$



**Electrómetro** Dispositivo de medición de corriente de carga inducida. Es muy sensible, si se usa en conjunto con una cámara de ionización se deben calibrar juntos.

**Estocástica** Cantidad cuyo valor ocurre aleatoriamente y varía en forma discontinua en el espacio y tiempo. En principio puede medirse con un error arbitrariamente pequeño.

**Exposición** Es el valor absoluto de la carga total de los iones de un solo signo producidos en aire cuando todos los electrones liberados por los fotones en aire de masa  $dm$  quedan completamente frenados en el aire.

**Fluencia** Hace referencia a un flujo de partículas o de energía en un área determinada, conocida como fluencia energética.

**Garantía de Calidad** Se refiere a las acciones planificadas y sistematizadas que garantizan que una estructura, o componente se comporte satisfactoriamente.

**Gy** Gray es la unidad en que se especifica la dosis absorbida.

$$1Gy = \frac{1J}{Kg}$$

**HDR** (High Dose Rate) Término utilizado en braquiterapia para referirse a una alta tasa de dosis de radiación.

**ICRU** Comisión Internacional de Unidades y Medición de Radiación.

**Implante** Son dispositivos que se colocan dentro de la cavidad vaginal de la paciente para que dentro de ellos se desplace la fuente radiactiva y se posicione en donde el médico necesita irradiar. Son de acero inoxidable para brindar rigidez

al momento de la radiación, su diversidad es a conveniencia de la lesión tumoral que cada paciente tiene.

**Kerma** (kinetic energy released in a material) Es la energía cinética transferida a partículas cargadas principalmente electrones por la radiación indirectamente ionizante que afecta al medio, por unidad de masa de aire.

**LDR** (Low Dose Rate) Término utilizado en braquiterapia para referirse a una baja tasa de dosis de dosis.

**LSCD** Laboratorio Secundario de Calibración Dosimétrica.

**MgRaeq|** Miligramos de radio equivalente, es aquella masa de radio 226 filtrada por 0.5 mm de platino que produce la misma tasa de kerma en aire que la fuente en cuestión. Esta unidad fue introducida por Marie Curie cuando se utilizaron sustitutos del radio como el Co-60 y Cs-137. Es definido como la masa de Ra-226 encapsulada en un filtro de 0.5 mm de platino.

**Neoplasia** Es el término utilizado en medicina para designar el crecimiento de una masa anormal de tejido provocada por la multiplicación celular de forma acelerada. Neoplasia benigna es cuando vive alojada a un órgano sin perjudicarlo. Neoplasia maligna es cuando se comporta agresiva comprimiendo los tejidos próximos y se diseminan a distancia.

**OIEA, IAEA** Organismo Internacional de Energía Atómica.

**OMS** Organización Mundial de la Salud.

**PMMA** Polimetilmetacrilato, material utilizado para simular las propiedades del cuerpo humano al interactuar con la radiación.

**Radionúclido** Es un átomo con un núcleo inestable, caracterizado por exceso de energía disponible.

**TPS** Sistema de planificación de tratamientos computarizado usado en radioterapia.

**TKRA** Tasa de Kerma de Referencia en Aire.

**Tubos de Transferencia** Son conductos de material flexible que se conectan desde el implante introducido en la paciente hasta el robot Genie, Tienen la capacidad de resistir el calor transferido que genera el paso de la fuente radiactiva en su recorrido al entrar y salir de su contenedor.

**TECDOC** Documento Técnico que son creados por una organización con el objetivo de estandarización de una comunidad científica.