

# *Escuela de Física*

*Trabajo Especial de Grado*



UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA  
FACULTAD DE CIENCIA  
ESCUELA DE FÍSICA



# Calibración de Una Cámara de Ionización Tipo Pozo por Intercomparación

Trabajo especial de grado presentado ante  
la ilustre Facultad de Ciencias de la  
Universidad Central de Venezuela por el  
Br. José A. Rosario P. como requisito  
parcial para optar al título de:  
**Licenciado en Física**

Caracas, 30 de mayo de 2011

Quienes suscriben, miembros del Jurado que examinó el trabajo presentado por el Br. José Antonio Rosario Peinado titulado: **Calibración de Una Cámara de Ionización Tipo Pozo por Intercomparación**, para optar al título de Licenciado en Física, consideramos que dicho trabajo cumple con los requisitos exigidos por los reglamentos respectivos, y por tanto, lo declaramos APROBADO en nombre de la Universidad Central de Venezuela.

---

**Prof. Jesús Dávila, Tutor**

**Fecha**

---

**Prof. Rafael Martín, Jurado**

**Fecha**

---

**Msc. Mario Ruiz, Jurado**

**Fecha**

En memoria a mi Abuela Felicia, que en vida no pudo verlo, pero que desde el cielo sé que lo está haciendo. A Dios y a la Virgen, la fuerza que nos ayuda a vivir estando siempre a nuestro lado cuando más lo necesitamos, y por haberme dado a mi familia... EL BIEN MÁS PRECIADO QUE TENGO.

José Antonio Rosario Peinado.



## **RESUMEN**

En este trabajo se buscó corroborar el funcionamiento de 4 cámaras de ionización y determinar el factor de calibración de 2 cámaras que no lo poseen, desarrollando para ello un método de intercomparación que permitió lograr esta tarea. Realizando primero todas las verificaciones de seguridad mecánicas y dosimétricas, para luego a través del proceso de sustitución intercomparar las actividades aparentes encontradas con cada una de las cámaras; una vez obtenida la actividad aparente experimental de la fuente se determinó el factor de calibración de las cámaras.

---

---

# Índice general

---

<b>Agradecimientos</b>	<b>VII</b>
<b>Introducción</b>	<b>1</b>
<b>1. Braquiterapia</b>	<b>3</b>
1.1. Clasificaciones de braquiterapia . . . . .	5
1.1.1. Implantes temporales y permanentes . . . . .	5
1.1.2. Implantes intersticiales, intracavitarios, superficiales e intraluminales . . . . .	5
1.1.3. Carga en caliente, manual diferida y remota diferida . . . . .	7
1.1.4. Baja tasa de dosis, alta tasa de dosis y mediana tasa de dosis . . . . .	7
1.2. Características físicas generales de las fuentes usadas en braquiterapia . . . . .	7
1.2.1. Consideraciones generales . . . . .	9
1.2.2. Vida media . . . . .	11
1.2.3. Intensidad . . . . .	11
1.2.4. Actividad específica . . . . .	12
1.2.5. Espectro de energía . . . . .	12
1.2.6. Capa hemirreductora . . . . .	12
1.2.7. Tipo de encapsulamiento y autoblandaje . . . . .	13
1.3. Fuentes radiactivas usadas en braquiterapia . . . . .	13
1.3.1. Radio-226 ( $^{226}\text{Ra}$ ) . . . . .	13
1.3.2. Cesio-137 ( $^{137}\text{Cs}$ ) . . . . .	16
1.3.3. Cobalto-60 ( $^{60}\text{Co}$ ) . . . . .	16
1.3.4. Iridio-192 ( $^{192}\text{Ir}$ ) . . . . .	16

## Índice general

1.3.5.	Oro-198 ( $^{198}\text{Au}$ ) . . . . .	17
1.3.6.	Iodo-125 ( $^{125}\text{I}$ ) . . . . .	17
1.3.7.	Paladio-103 ( $^{103}\text{Pd}$ ) . . . . .	17
1.4.	Especificación de las fuentes . . . . .	18
1.4.1.	Fuentes de rayos $\gamma$ . . . . .	19
1.4.2.	Fuentes de rayos $\beta$ . . . . .	22
1.5.	Braquiterapia HDR de carga remota diferida . . . . .	22
1.5.1.	Localización de la(s) fuente(s) . . . . .	24
1.5.2.	Cálculo de la dosis y verificación . . . . .	25
1.6.	Consideraciones radiobiológicas . . . . .	27
1.6.1.	Modelo cuadrático lineal (LQM) . . . . .	27
1.6.2.	Aplicación del LQM en Braquiterapia HDR . . . . .	30
<b>2.</b>	<b>Materiales y métodos</b> . . . . .	<b>34</b>
2.1.	Características del iridio . . . . .	34
2.1.1.	iridio-192 ( $^{192}\text{Ir}$ ) . . . . .	35
2.2.	Cámaras de ionización y electrómetros . . . . .	37
2.2.1.	Cámaras de ionización . . . . .	37
2.2.2.	Cámaras tipo pozo . . . . .	37
2.2.3.	Proceso de ionización . . . . .	38
2.2.4.	Difusión, transferencia de carga y recombinación de iones . . . . .	41
2.2.4.1.	Transferencia de carga . . . . .	41
2.2.4.2.	Recombinación . . . . .	42
2.2.5.	Migración y colección de la carga . . . . .	43
2.2.5.1.	Movilidad de las cargas . . . . .	43
2.2.5.2.	Corriente de ionización . . . . .	43
2.2.5.3.	Factores que afectan la corriente de saturación . . . . .	44
2.2.6.	Determinación de la corriente de ionización . . . . .	45
2.2.7.	Electrómetros . . . . .	46
2.3.	Proceso de intercomparación . . . . .	48
2.4.	Materiales usados en la intercomparación . . . . .	51
2.4.1.	Equipo de braquiterapia usado para la intercomparación . . . . .	51
2.4.2.	Equipo de braquiterapia usado para la comprobación del factor de calibración . . . . .	52
2.4.3.	Fuente radiactiva de $^{192}\text{Ir}$ usada como referencia (fuente # 1) . . . . .	53

## Índice general

2.4.4.	Fuente radiactiva de $^{192}\text{Ir}$ usada para comprobación del factor de calibración (fuente # 2) . . . . .	53
2.4.5.	Cámara de ionización y electrómetro # 1 . . . . .	54
2.4.5.1.	Cámara de ionización . . . . .	54
2.4.5.2.	Electrómetro . . . . .	54
2.4.6.	Cámara de ionización y electrómetro # 2 . . . . .	55
2.4.6.1.	Cámara de ionización . . . . .	55
2.4.6.2.	Electrómetro . . . . .	55
2.4.7.	Cámara de ionización y electrómetro # 3 . . . . .	56
2.4.7.1.	Cámara de ionización . . . . .	56
2.4.7.2.	Electrómetro . . . . .	56
2.4.8.	Cámara de ionización y electrómetro # 4 . . . . .	57
2.4.8.1.	Cámara de ionización . . . . .	57
2.4.8.2.	Electrómetro . . . . .	57
2.4.9.	Cámara de ionización y electrómetro # 5 . . . . .	58
2.4.9.1.	Cámara de ionización . . . . .	58
2.4.9.2.	Electrómetro . . . . .	58
2.4.10.	Cámara de ionización y electrómetro # 6 . . . . .	59
2.4.10.1.	Cámara de ionización . . . . .	59
2.4.10.2.	Electrómetro . . . . .	59
2.5.	Consideraciones generales sobre errores e incertidumbres en la medición	59
2.5.1.	Incertidumbres estándar tipo A . . . . .	60
2.5.2.	Incertidumbres estándar tipo B . . . . .	61
2.5.3.	Incertidumbre estándar combinada . . . . .	61
2.5.4.	Propagación de la incertidumbre para magnitudes de entrada no correlacionadas . . . . .	62
2.5.5.	Incertidumbre al usar cámaras de ionización . . . . .	63
<b>3.</b>	<b>Resultados y análisis</b>	<b>64</b>
3.1.	Intercomparación . . . . .	64
3.2.	Comprobación del factor encontrado para la cámara # 6 . . . . .	68
<b>4.</b>	<b>Conclusiones</b>	<b>70</b>
	<b>Bibliografía</b>	<b>72</b>
	<b>Modelo del certificado entregado a las instituciones</b>	<b>74</b>

---

---

# Índice de figuras

---

1.1. Juego de aplicadores tipo Fletcher-Suit para braquiterapia LDR en cáncer de cervix. . . . .	6
1.2. Fuente típica de $^{137}\text{Cs}$ . . . . .	9
1.3. Esquema de dos tipos de semillas de $^{125}\text{I}$ disponibles comercialmente.	10
1.4. Algunos tipos de fuentes de radio usadas en braquiterapia intersticial e intracavitaria. . . . .	15
1.5. Diagrama esquemático de semillas de $^{125}\text{I}$ . . . . .	18
1.6. Diagrama esquemático de semillas de $^{103}\text{Pd}$ (modelo 200). . . . .	19
1.7. Ejemplo de una fuente de $^{192}\text{Ir}$ . . . . .	23
1.8. Base móvil de un equipo de braquiterapia de alta tasa de dosis, “Varis Source <sup>®</sup> ”. . . . .	24
1.9. Representación geométrica asumida en la obtención de las fórmulas para el cálculo de la dosis. . . . .	26
1.10. Líneas de isodosis de un implante intracavitario típico empleado en el tratamiento de carcinoma de cuello uterino. . . . .	26
1.11. Curvas de sobrevida celular para diferentes tasas de dosis. . . . .	31
1.12. Curvas de supervivencia ilustrando los efectos del fraccionamiento. . .	32
2.1. Representación de la distribución de electrones en el iridio. . . . .	35
2.2. Esquema de decaimiento por emisión $\beta^-$ para el $^{192}\text{Ir}$ . . . . .	36
2.3. Fuente de $^{192}\text{Ir}$ usada en el equipo VariSource de Varian. . . . .	36
2.4. Gráfico de carga en función de la posición de la fuente para una cámara de pozo. . . . .	38
2.5. Diseño típico de una cámara de pozo a alta presión. . . . .	39

## *Índice de figuras*

2.6. Ejemplo de la velocidad de deriva del electrón en función del campo eléctrico entre la presión. . . . .	44
2.7. Ejemplo de un circuito RC para determinar la corriente de ionización producida en la cámara. . . . .	46
2.8. Representación esquemática de una cámara de ionización conectada a un amplificador operacional de retroalimentación negativa. . . . .	47
2.9. Algunas de las cámaras usadas en la intercomparación. . . . .	49
2.10. Electrómetros usados en la intercomparación. . . . .	50
3.1. Gráfica empleada para determinar el punto efectivo de la cámara # 1	65
3.2. Gráfica empleada para determinar el punto efectivo de la cámara # 6 durante la comprobación de su factor de calibración encontrado experimentalmente. . . . .	69

---

---

# Índice de cuadros

---

1.1. Clasificación de implantes de braquiterapia según la forma de colocación.	8
1.2. Fuentes de braquiterapia LDR y HDR usadas comúnmente. . . . .	14
2.1. Valores de energía de ionización por par iónico para algunos gases usados frecuentemente. . . . .	40
3.1. Punto efectivo de medición para las cámaras usadas en la intercomparación. . . . .	64
3.2. Parámetros usados para la cámara # 1. . . . .	65
3.3. Lecturas registradas en la cámara # 1. . . . .	65
3.4. Parámetros usados para la cámara # 2. . . . .	66
3.5. Lecturas registradas en la cámara # 2. . . . .	66
3.6. Parámetros usados para la cámara # 3. . . . .	66
3.7. Lecturas registradas en la cámara # 3. . . . .	66
3.8. Parámetros usados para la cámara # 4. . . . .	67
3.9. Lecturas registradas en la cámara # 4. . . . .	67
3.10. Parámetros usados para la cámara # 5. . . . .	67
3.11. Lecturas registradas en la cámara # 5. . . . .	68
3.12. Parámetros usados para la cámara # 6. . . . .	68
3.13. Lecturas registradas en la cámara # 6. . . . .	68
3.14. Parámetros usados para la cámara # 6 durante la comprobación de su factor de calibración encontrado experimentalmente. . . . .	69
3.15. Lecturas registradas en la cámara # 6 durante la comprobación de su factor de calibración encontrado experimentalmente. . . . .	69

---

# Agradecimientos

---

A Dios y a la Virgen por permitirme alcanzar esta anhelada meta, por brindarme esa luz de esperanza cuando todo lucía nublado.

A mis padres, José Felix Rosario y Dina Peinado por brindarme su amor sincero y puro desde el comienzo de mi vida, por enseñarme que todo conlleva esfuerzo y sacrificio, que nada es imposible y que si se quiere, se puede lograr.

A mi hermana Johana por apoyarme y ayudarme (a veces) durante la carrera. Jeje! ¡Te quiero!

A la Escuela de Física de la Facultad de Ciencias de la UCV, por darme la oportunidad de adquirir conocimientos en sus aulas y dar los primeros pasos como un profesional de bien. En especial a aquellos profesores como Carlos Gago, Salvatore De Vincenzo y muchos otros no menos importantes, que me enseñaron lo duro que puede ser la física pero a la vez lo hermoso de comprender un poco más la naturaleza y el mundo que nos rodea. A todos ustedes profesores, muchas gracias.

A mi Profesor y Tutor Jesús Dávila por abrirme las puertas a la física médica, por su arduo trabajo y visión de formar profesionales excelentes y de alta calidad humana.

Al Servicio de Radioterapia Oncológica, GURVE, por permitirme ser parte de ellos y dar mis primeros pasos como Físico Médico, por consentir el uso de sus instalaciones y equipos para la realización de este trabajo y por la loable labor de investigación que llevan adelante, siendo pioneros en nuevas técnicas y tratamientos de radioterapia en Venezuela.

A mi novia Gabriella Peña por haber estado conmigo durante estos años compartiendo aciertos y desaciertos.



## *Agradecimientos*

Al profesor Rafael Martín quien por su inteligencia y genealidad en todos los ámbitos de la física se ha convertido en un modelo a seguir.

A los físicos Arcadio Farías y especialmente Mario Ruiz quienes han brindado una invaluable colaboración para la realización de este trabajo de grado.

Finalmente, a todos mis compañeros de clases, amigos y conocidos con los cuales compartí, por hacer de cada día una experiencia amena y enriquecedora.

---

# Introducción

---

El cáncer es el crecimiento tisular producido por la proliferación de células anormales con capacidad de invasión y destrucción de otros tejidos. Cáncer de útero, próstata, tejidos blandos entre muchos otros son tratados con radioterapia externa, pero según el estadio y características de la neoplasia se le debe aplicar sesiones de braquiterapia para asegurar la total eliminación de la enfermedad. Debido a este hecho, las unidades de braquiterapia han tenido mayor presencia en los centros hospitalarios de nuestro país, siendo los equipos de carga remota diferida los de mayor presencia en la última década. Las ventajas de estos equipos además de los aspectos de seguridad radiológica, son su flexibilidad y control sobre la distribución de la radiación permitiendo la individualización y optimización de los tratamientos.

Para lograr altos niveles de precisión y consistencia en la entrega de la dosis prescrita, es necesario contar primero con equipos confiables y de alta calidad, calibraciones frecuentes y programas de control y aseguramiento de calidad; además es necesario conocer con exactitud las características físicas, químicas y dosimétricas de la fuente, con el fin de asegurar lo mejor posible que la dosis prescrita por el médico sea realmente la dosis recibida por el paciente.

El dispositivo usado con mayor frecuencia en braquiterapia para cumplir con esta tarea, es la cámara de ionización tipo pozo debido a su gran estabilidad en el tiempo, alta eficiencia de detección, poca variación con las condiciones ambientales, etc. A pesar de sus nobles características, estas cámaras requieren ser calibradas al menos una vez cada dos años. Sin embargo esto no se cumple a cabalidad en Venezuela, y muy a pesar de la calidad que debiera asegurarse al paciente, en nuestros servicios muchas o la gran mayoría de las cámaras en uso sólo cuentan con la calibración inicial realizada en fábrica, bien sea por desconocimiento de las normas vigentes o por

## *Introducción*

falta de recursos monetarios para realizar tal calibración, es de hacer notar que estas calibraciones sólo se realizan fuera de nuestro país. En todo caso, el ente regulador es el encargado de realizar políticas públicas con el fin de realizar planes que tengan como objetivo regularizar y asegurar el buen funcionamiento de los servicios de radioterapia existentes en el país.

Una alternativa al problema es intercomparar cámaras de diferentes servicios tomando como patrón una fuente con su respectivo certificado de calibración. Es por ello que la realización de este trabajo pretendió dar los primeros pasos hacia la intercomparación nacional de cámaras de pozo en un futuro, contribuyendo a asegurar tratamientos de mayor calidad a los pacientes oncológicos de nuestro país.

# Braquiterapia

---

La braquiterapia es una técnica de tratamiento radiante en la que se usan fuentes radiactivas muy cerca o dentro del tumor, empleándose para ello aplicadores intersticiales, intracavitarios o superficiales. Esta técnica puede ser usada como tratamiento único en diagnósticos tempranos de la enfermedad (próstata, cáncer de cuello uterino, etc.), en combinación con radioterapia externa para dar refuerzo a la dosis como en el caso de tumores ginecológicos, cáncer de próstata en estadio tardío y muchos cánceres de cabeza y cuello [13]; previa resección quirúrgica de la masa tumoral, suministrando una dosis tumoricida al lecho tumoral donde la enfermedad subclínica o microscópica permanece. En general, el éxito del tratamiento radiante, está relacionado con la capacidad de poder administrar una dosis de radiación suficientemente alta capaz de destruir las células tumorales, sin producir una tasa elevada de complicaciones severas resultantes de la irradiación de los tejidos normales circundantes. En este sentido, la braquiterapia ofrece la posibilidad de un alto grado de localización de la dosis a nivel del tumor, ya que las fuentes radiactivas se implantan cerca o directamente dentro de la lesión tumoral.[9]

Probablemente muy pocas personas sepan que Alexander Graham Bell, quien fuera el inventor del teléfono, fue la primera persona conocida en sugerir el concepto de braquiterapia intersticial en 1903, cuando escribió en una columna del *Journal American Medicine*:

*No hay razón por la cual una pequeña fuente de radio sellada dentro de un pequeño tubo de vidrio no pueda ser insertada en el corazón mismo del cáncer [14]*

## 1 Braquiterapia

Luego del descubrimiento del radio y otros elementos radiactivos por parte de Pierre y Marie Curie, Becquerel trabajando con radio reporta en 1899 una quemadura accidental en su piel mientras llevaba una muestra de radio en el bolsillo de su chaleco, de la misma manera Pierre reporta un daño similar en la piel de su brazo, confirmando el efecto biológico que poseían estos elementos cuando estaban en contacto permanente con la piel; pudiendo ser considerados estos hechos como el inicio de la radiobiología, y el comienzo de nuevas técnicas de tratamiento contra algunas enfermedades que ya se conocían para la época.

En 1901, Danlos & Bloch del Hospital de St. Louis en Paris obtuvieron unos pocos miligramos de radio facilitados por Marie Curie para tratar lupus cutáneo, comenzando de esta manera la era de la braquiterapia. En 1903, H. Strebel en Munich y en 1904, Robert Abbe en Nueva York, introdujeron un tubo en el tumor y luego dentro del tubo colocaron cápsulas de radio; pudiendo ser acreditados ambos como los pioneros de la modalidad de carga diferida. Lo que vino después fue el período del radio en donde el aprendizaje y comprensión de los fenómenos físicos y biológicos involucrados fue dado de forma empírica por ensayo y error.

El primer intento para desarrollar nuevas fuentes en Estados Unidos fue hecho por William Myers, quien produjo fuentes de cobalto radiactivo en 1948. Aproximadamente en esa misma fecha fuentes de  $^{137}\text{Cs}$  fueron desarrolladas, sin embargo el mayor adelanto se dio cuando Ulrich Henchke introdujo semillas de  $^{192}\text{Ir}$  para implantes temporales y semillas de  $^{198}\text{Au}$  para implantes permanentes en 1953. Las fuentes de  $^{125}\text{I}$  fueron introducidas en 1965 en forma de semillas y se determinó que eran más adecuadas para implantes permanentes debido a su baja energía y corta vida media en comparación con las fuentes de  $^{222}\text{Rn}$  [14]. En 1965 otro avance tuvo lugar cuando Schlea y Stoddard sugirieron el uso de  $^{252}\text{Cf}$ , un emisor de neutrones para braquiterapia. El tratamiento clínico con este radioisótopo comenzó en 1968 en el Hospital M.D. Anderson y otros pocos centros.

La física de la braquiterapia comenzó con el descubrimiento del radio y la identificación de sus partículas  $\alpha$  y  $\beta$  en 1899 por Rutherford, no obstante la aplicación de la nascente modalidad de tratamiento (a comienzos del siglo pasado) hizo evidente la necesidad de estándares para definir la intensidad de las diversas fuentes que se conocían y aquellas que estaban en desarrollo, definición y especificación del volumen de tratamiento y unidades de radiación a usar. Una Comisión Internacional de Unidades de Radiación (ICRU) fue organizada en 1937 para abordar esa tarea, hasta la

actualidad ha sido este ente internacional quien ha regulado los estándares para los muchísimos tratamientos radiantes de los que hoy día disponemos.

## **1.1. Clasificaciones de braquiterapia**

Las modalidades de braquiterapia pueden ser clasificadas de acuerdo a muchos criterios, entre ellos, duración del implante, forma de colocar la fuente en el paciente, técnica usada para cargar las fuentes y la tasa a la cual la dosis es liberada al volumen objetivo.

### **1.1.1. Implantes temporales y permanentes**

Los implantes permanentes son aquellos en los cuales una vez insertadas las fuentes radiactivas, éstas permanecen dentro del paciente de por vida. Entre los procedimientos comunes para esta modalidad de braquiterapia están los tratamientos de próstata, distintos tipos de cáncer de cabeza y cuello, pulmón y algunos sarcomas. Las fuentes usadas en estos implantes deben ser de baja energía y de vida media corta pues la exposición del público cercano al paciente debe ser limitada. En los últimos años con el auge de la braquiterapia de alta tasa, esta técnica de tratamiento ha dejado de usarse. En el caso de implantes temporales las fuentes son colocadas en el paciente por un tiempo previamente determinado y luego son retiradas. La duración del tratamiento puede variar de unos pocos minutos, cuando se usa braquiterapia de alta tasa de dosis, a horas o días para tratamientos con baja tasa de dosis.

### **1.1.2. Implantes intersticiales, intracavitarios, superficiales e intraluminales**

Una de las aplicaciones más comunes de la braquiterapia es la irradiación intracavitaria, como en los casos de cáncer de cuello uterino, endometrio y vagina. En esta modalidad de tratamiento las fuentes son colocadas en el interior de aplicadores que son ubicados dentro de las cavidades naturales del cuerpo humano adyacentes al tejido tumoral. Para realizar la braquiterapia intracavitaria se han diseñado aplicadores que mantienen las fuentes radioactivas en una geometría fija, todos ellos desarrollados

## 1 Braquiterapia

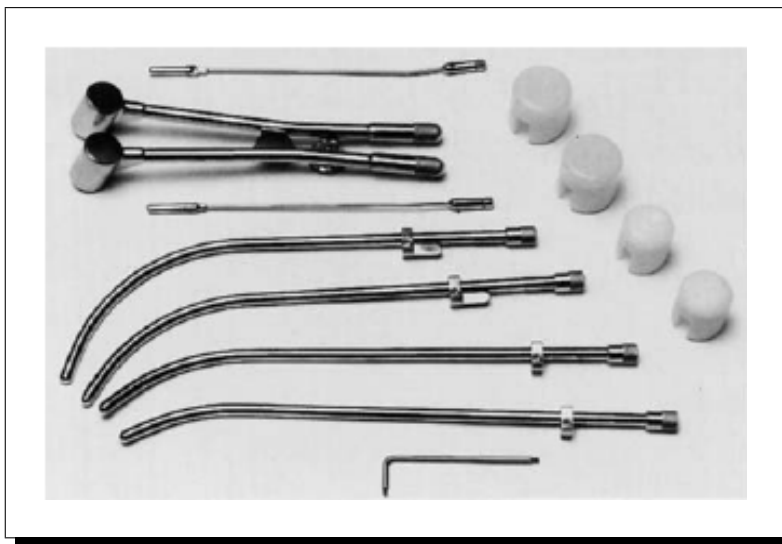


Figura 1.1: Juego de aplicadores tipo Fletcher-Suit para braquiterapia LDR en cáncer de cervix.

en base a la técnica de Estocolmo o Paris, para los casos de cáncer de cuello uterino, endometrio y vagina, son conocidos como tándem y ovoides; estos aplicadores permanecen dentro del paciente durante el tratamiento y luego son removidos.

En los implantes intersticiales, la fuente radioactiva en forma de semilla ( $^{103}\text{Pd}$ ,  $^{125}\text{I}$ ,  $^{198}\text{Au}$ ), agujas ( $^{226}\text{Ra}$ ,  $^{137}\text{Cs}$ ) o alambres ( $^{192}\text{Ir}$ ) se implantan directamente dentro del tejido tumoral. Este es un procedimiento invasivo que a menudo requiere anestesia general y en el cual los implantes pueden ser temporales o permanentes. Una de las mayores innovaciones de esta técnica de tratamiento fue desarrollada por Henschke [9], con el uso de agujas huecas de acero inoxidable denominadas trócares que se implantan en el tumor, una vez introducidos los trócares se colocan dentro tubos de nylon huecos o catéteres y luego se retiran las agujas y se fijan los tubos de nylon a la piel del paciente.

En el caso de braquiterapia superficial, la fuente se coloca sobre la piel del paciente haciendo uso de moldes plásticos o de caucho específicamente diseñados para este fin, la distancia entre las fuentes y la piel oscila entre 0,5 cm y 1 cm. La braquiterapia intravascular es un ejemplo de braquiterapia intraluminal, en general se ha utilizado para prevenir la restenosis después de los procedimientos de angioplastia coronaria transluminal. Se utilizan emisores de radiación  $\gamma$  o emisores  $\beta$ , los cuales se llevan a través de catéteres al sitio de tratamiento determinado por el cardiólogo.

### 1.1.3. Carga en caliente, manual diferida y remota diferida

Si el aplicador contiene la fuente radiactiva al momento de la colocación, se llama “carga en caliente”, si es colocado primero y luego la fuente radiactiva se denomina “carga diferida”; a su vez la carga diferida puede ser manual o por medio de un dispositivo controlado por computadora que coloca la fuente dentro del aplicador de manera automática, llamada “carga remota diferida”. El uso de esta última técnica minimiza la exposición a la radiación del personal además de proveer una manera de planificar y optimizar el tratamiento con técnicas 3D que brindan una mejor precisión al momento de entregar la dosis al volumen blanco.

### 1.1.4. Baja tasa de dosis, alta tasa de dosis y mediana tasa de dosis

1. Baja tasa de dosis (LDR):  $\dot{D} < 120$  cGy/h
2. Mediana tasa de dosis (MDR):  $120 \text{ cGy/h} \leq \dot{D} < 1200$  cGy/h
3. Alta tasa de dosis (HDR):  $\dot{D} \geq 1200$  cGy/h

El efecto biológico de la braquiterapia está fuertemente ligado a la tasa de dosis con la cual se entrega el tratamiento, aunque los equipos de alta tasa puedan suministrar el tratamiento en unos pocos minutos, el beneficio de la reparación celular en órganos sanos asociado a la braquiterapia de baja tasa se pierde, por tanto el tratamiento debe ser fraccionado para compensar esta desventaja.

## 1.2. Características físicas generales de las fuentes usadas en braquiterapia

Los materiales radiactivos usados en las fuentes de braquiterapia son producidos por activación neutrónica o como productos de fisión nuclear. En el proceso de activación por neutrones, con frecuencia denominado *reacción n- $\gamma$* , una muestra del isótopo estable del elemento es colocada en un campo de neutrones dentro de un reactor nuclear, así algunos de los núcleos del elemento capturan un neutrón y se vuelven isótopos radioactivos del elemento, emitiendo en la mayoría de los casos

---

<sup>1</sup>Espacio interno de una estructura tubular, como arterias, venas o intestinos.



Cuadro 1.1: Clasificación de implantes de braquiterapia según la forma de colocación.

Tipo de Implante	Descripción
Intracavitario	Las fuentes son colocadas dentro de las cavidades naturales del cuerpo cercanas al volumen tumoral
Intersticial	Las fuentes son ubicadas a través de catéteres colocados quirúrgicamente en partes blandas del paciente
Superficial	Las fuentes son colocadas sobre el tejido a ser tratado
Intraluminal - intravascular	Las fuentes son colocadas dentro de un lumen <sup>1</sup>
Intraoperativo	Las fuentes son implantadas dentro del volumen objetivo durante algún procedimiento quirúrgico

radiación gamma. Con este método el material producido será una mezcla de isótopos estables y radioactivos, donde la actividad del material dependerá entre muchos otros factores del flujo y energía de los neutrones, probabilidad de los núcleos de interactuar con los neutrones (sección eficaz) y el tiempo de permanencia de la muestra dentro del reactor. En el caso de los materiales producidos por fisión, un núcleo pesado es dividido produciendo nuevos elementos radioactivos.

Una vez producido el material, éste es encapsulado o confinado en contenedores de formas variadas dependiendo del uso clínico que se le vaya a dar; por ejemplo, el  $^{192}\text{Ir}$  puede obtenerse de las casas comerciales en forma de alambre sólido, semillas individuales o cintas. El  $^{125}\text{I}$  se presenta en forma de semillas individuales y en cintas de material absorbible, el  $^{103}\text{Pd}$  viene disponible en semillas individuales [9]. Debido a que en el encapsulamiento de los diferentes isótopos se emplean materiales diversos, existen variaciones entre los diferentes fabricantes. El yodo, por ejemplo, usualmente está encapsulado en una cubierta de titanio, pero el espesor de la cubierta, la forma y distribución del material radiactivo dependen del fabricante. Cada radionucleido y cada diseño de la fuente del mismo requieren su propia tabla de tasa de dosis, ya que la atenuación depende de la geometría del encapsulamiento.

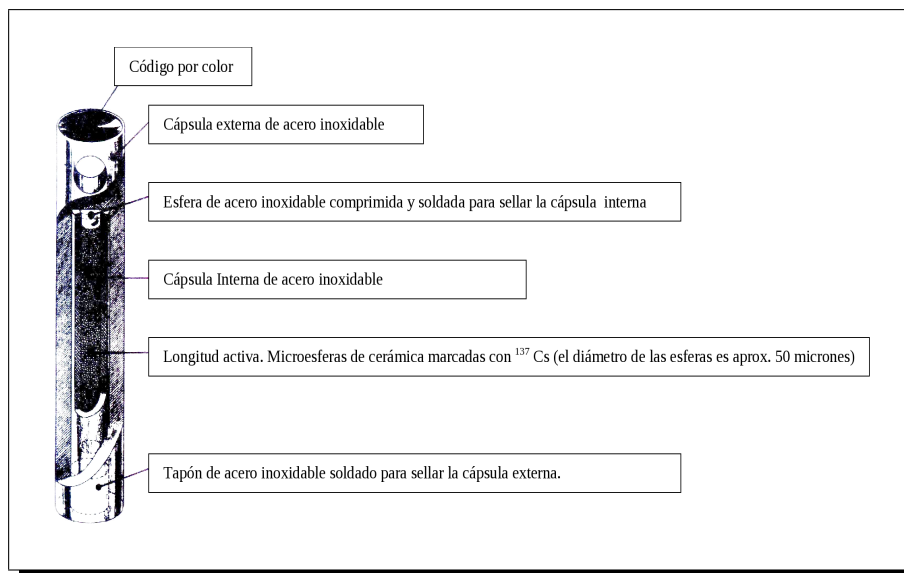


Figura 1.2: Fuente típica de  $^{137}\text{Cs}$ . Tubo que contiene microesferas de cerámica de  $^{137}\text{Cs}$  (aproximadamente  $50\ \mu\text{m}$  de diámetro) con doble encapsulado en acero inoxidable.

### 1.2.1. Consideraciones generales

Toda fuente de braquiterapia que vaya a ser destinada a uso clínico debe cumplir con algunos requerimientos fundamentales sin importar su tamaño o forma:

- La energía de la radiación emitida debería ser suficiente para tratar el volumen predefinido, pero siempre respetando los límites establecidos para protección radiológica del personal.
- Las partículas cargadas emitidas por el proceso de decaimiento de la fuente deben ser absorbidas por el blindaje.
- El material radiactivo debe estar en una forma física tal que no pueda dispersarse dentro del paciente, por tanto debe ser encapsulada con un material rígido y resistente en el tiempo. Son conocidas como *fuentes selladas* y por lo general poseen doble encapsulamiento de un material inerte para minimizar el riesgo de fuga de material, previniendo el contacto directo entre tejidos corporales y la sustancia radioactiva, filtrando además los fotones de baja energía y los rayos  $\alpha$  y  $\beta$ .
- En el proceso de decaimiento radiactivo no deberían producirse productos gaseosos o líquidos.

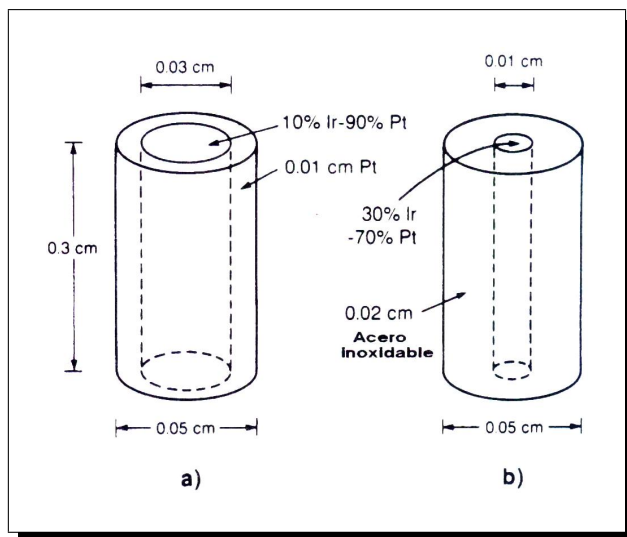


Figura 1.3: Esquema de dos tipos de semillas de  $^{125}\text{I}$  disponibles comercialmente.

- El material debería poseer alta actividad específica.
- Las fuentes deben tener un costo razonable para que el tratamiento sea económicamente viable.

Las fuentes radioactivas pueden ser caracterizadas por la tasa a la cual su intensidad decae (vida media), cuánta radioactividad puede ser obtenida a partir de una masa dada del radioisótopo en cuestión (actividad específica) y por las energías y tipos de partículas emitidas por la fuente (espectro). En general las fuentes de braquiterapia son encapsuladas para mantener el material radiactivo confinado y evitar contaminación, para proveer rigidez a la fuente y absorber las partículas  $\alpha$  y  $\beta$  emitidas en el proceso de decaimiento. La elección de un radionuclido apropiado para un tratamiento específico de braquiterapia dependerá de sus características físicas y dosimétricas, a continuación se explicarán brevemente:

- Espectro de energía.
- Tipo de encapsulamiento.
- Autoblindaje.
- Vida media.
- Actividad específica.
- Intensidad de la fuente (source strength).
- Capa hemirreductora.

### 1.2.2. Vida media

La intensidad de una fuente radiactiva decae exponencialmente, sea  $A_0$  la intensidad de la fuente en el tiempo  $t$  inicial igual a cero, la intensidad de la fuente en cualquier tiempo  $t$ ,  $A(t)$  está dada por:

$$A(t) = e^{-\mu t} \quad (1.1)$$

donde  $\mu$  es la constante de decaimiento, cantidad que describe la tasa (rapidez) con la cual decae el material radiactivo; si el tiempo transcurrido para que la intensidad de la fuente sea la mitad de su valor inicial es  $A(T_{1/2}) = A_0/2$ , donde  $T_{1/2}$  es la vida media de la fuente. Sustituyendo en la ecuación (1.1), se obtiene:

$$A(T_{1/2}) = A_0/2 = A_0 e^{-\mu T_{1/2}} \quad (1.2a)$$

o escrito de forma equivalente

$$T_{1/2} = \frac{\ln 2}{\mu} \quad (1.2b)$$

La vida media de un isótopo es una característica fundamental del radionuclido del que está compuesto la fuente. Las fuentes de braquiterapia tienen vidas medias que oscilan entre días y muchos años; las fuentes de vida media más corta como el  $^{198}\text{Au}$ ,  $^{103}\text{Pd}$  e  $^{125}\text{I}$ , son más adecuadas para implantes permanentes, en los cuales las semillas radioactivas implantadas al paciente irradian el tumor de manera continua durante un período largo de tiempo. Los implantes temporales, en general, se practican empleando fuentes de vida media más larga, las cuales son retiradas una vez que haya sido administrada la dosis prescrita.

### 1.2.3. Intensidad

La actividad de una fuente puede ser especificada por el número de decaimientos radiactivos que se producen dentro de un átomo en un período de tiempo determinado, esto ocurre cuando las sustancias no presentan un balance correcto entre protones o neutrones, así cuando el número de neutrones es excesivo o demasiado pequeño respecto al número de protones se altera el equilibrio entre las distintas fuerzas que mantienen unidas a estas partículas dentro del núcleo. Este desequilibrio se corrige mediante la liberación del exceso de neutrones o protones en forma de partículas  $\alpha$ , que

son realmente núcleos de helio, partículas  $\beta$  que pueden ser electrones o positrones, y radiación  $\gamma$  que proviene del núcleo cuando éste pasa de un estado excitado de mayor energía a otro de menor energía, que puede seguir siendo inestable y dar lugar a la emisión de más radiación de tipo  $\alpha$ ,  $\beta$  o  $\gamma$ . Su unidad en el sistema internacional es el becquerel y equivale a una desintegración nuclear por segundo, que en términos de la antigua unidad “Curie” se tiene:  $3,7 \times 10^{10} \text{ Bq} = 1 \text{ Curie}$  (también llamada “curio”).

### 1.2.4. Actividad específica

La intensidad (strength) de una fuente usada en braquiterapia en la práctica está limitada por su actividad específica. La actividad específica es la relación entre la masa del radioisótopo y la actividad contenida en ella. Esta cantidad es importante para braquiterapia de alta tasa de dosis (HDR), donde se requiere fuentes de pequeñas dimensiones y una alta intensidad; un ejemplo de esto son las fuentes de  $^{192}\text{Ir}$  que debido a su reducido tamaño y alta actividad específica hace posible tratamientos de braquiterapia HDR de forma intracavitaria e intersticial.

### 1.2.5. Espectro de energía

El espectro de una fuente radiactiva consiste en la gama de energía que las partículas emitidas por ella exhiben, en braquiterapia este rango de energías va desde unos pocos KeV hasta algunos MeV. Conocer con exactitud el espectro de una fuente permitirá determinar para cuáles tratamientos es adecuada, además de las medidas de protección radiológica a tener en cuenta durante su manipulación. Por ejemplo las fuentes de rayos gamma selladas de uso más común y el rango correspondiente de energía de sus fotones son:  $^{226}\text{Ra}$  (0,18 a 2,2 MeV),  $^{137}\text{Cs}$  (0,662 MeV),  $^{192}\text{Ir}$  (0,020 a 1,38 MeV),  $^{125}\text{I}$  (0,027 a 0,035 MeV),  $^{103}\text{Pd}$  (0,020 a 0,023 MeV),  $^{60}\text{Co}$  (1,17 y 1,33 MeV), y  $^{198}\text{Au}$  (0,071 a 1,09 MeV) [9].

### 1.2.6. Capa hemirreductora

Para determinar el poder de penetración de un haz de fotones se utiliza el concepto de capa hemirreductora, que se define como el espesor de material necesario para reducir la intensidad de la radiación incidente a la mitad. Por tanto para un haz

de fotones de una energía determinada la capa hemirreductora depende del material considerado.

### 1.2.7. Tipo de encapsulamiento y autoblandaje

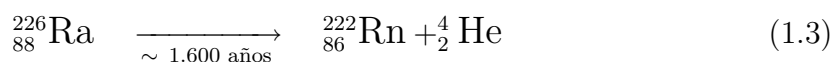
Los radioisótopos poseen las mismas propiedades químicas y físicas que los elementos estables de los que son formados, por tanto pueden presentarse en estado líquido, gaseoso o sólidos; sin embargo como se mencionó antes, los radioisótopos líquidos y gaseosos no se usan en braquiterapia. Dependiendo de las características físicas y químicas se escogerá uno u otro material para encapsular y sellar el material radiactivo, usándose para ello materiales fuertes y resistentes al maltrato, tales como acero inoxidable, platino, etc, que permiten la salida de rayos  $\gamma$  pero no de las partículas  $\alpha$  y sólo parte de las partículas  $\beta$ , dependiendo del propósito médico para el que se tenga destinada la fuente. El autoblandaje se refiere simplemente al “bloqueo” que el encapsulamiento le ofrece a la salida de radiación útil para el tratamiento médico, disminuyendo la eficiencia de la fuente.

## 1.3. Fuentes radiactivas usadas en braquiterapia

Desde el momento de su descubrimiento en 1898, el radio fue el isótopo más comúnmente usado en braquiterapia, no obstante, con el paso del tiempo surgieron nuevos radioisótopos artificiales que ofrecían mejores ventajas debido a sus energías  $\gamma$ , tamaño, flexibilidad y vida media. En el cuadro 1.2 se hace un resumen de las fuentes más comunes en braquiterapia con sus características físicas más relevantes.

### 1.3.1. Radio-226 ( $^{226}\text{Ra}$ )

El radio es el sexto miembro de la serie del uranio, la cual comienza con  $^{238}_{92}\text{U}$  y termina con el elemento estable  $^{206}_{82}\text{Pb}$ , posee una vida media aproximada de 1.600 años para formar radón.



<sup>2</sup>Filtración en unidades de  $\text{R} \times \text{cm}^2 \times \text{mCi}^{-1} \times \text{hr}^{-1}$

<sup>3</sup>Filtración 0,5 mm de platino.

## 1 Braquiterapia

Cuadro 1.2: Fuentes de braquiterapia LDR y HDR usadas comúnmente.

Elemento	Isótopo	Energía (MeV)	Vida media	HVL (mm plomo)	Constante de tasa de exposición ( $\Gamma_{\delta}$ ) <sup>2</sup>	Forma de la fuente	Aplicación clínica
<i>Fuentes selladas en desuso de significancia histórica</i>							
Radio	<sup>226</sup> Ra	0.83 (prom)	1626 años	16	8.25 <sup>3</sup>	Tubos y agujas	LDR intracavitaria e intersticial
Radón	<sup>222</sup> Rn	0.83 (prom)	3.83 días	16	8.25 <sup>3</sup>	Gas encapsulado en tubos de oro	Intersticial permanente y moldes temporales
<i>Fuentes selladas usadas actualmente</i>							
Cesio	<sup>137</sup> Cs	0.662	30 años	6.5	3.28	Tubos y agujas	LDR intracavitaria e intersticial
Iridio	<sup>192</sup> Ir	0.397 (prom)	73.8 días	6	4.69	Semillas, alambres, fuentes encapsuladas	LDR intersticial temporal, HDR intracavitaria e intersticial
Cobalto	<sup>60</sup> Co	1.25	5.25 años	11	13.07	Esferas encapsuladas	HDR intracavitaria
Iodo	<sup>125</sup> I	0.028	59.6 días	0.025	1.45	Semillas	Intersticial permanente
Paladio	<sup>103</sup> Pd	0.020	17 días	0.013	1.48	Semillas	Intersticial permanente
Oro	<sup>198</sup> Au	0.412	2.7 días	6	2.35	Semillas	Intersticial permanente
<i>Fuentes selladas en desarrollo</i>							
Americio	<sup>241</sup> Am	0.060	432 años	0.12	0.12	Tubos	LDR intracavitaria
Yterbio	<sup>169</sup> Yb	0.093	32 días	0.48	1.80	Semillas	LDR intersticial temporal
Californio	<sup>252</sup> Cf	2.4 (prom)	2.65 años	–	–	Tubos	LDR intracavitaria
Cesio	<sup>131</sup> Cs	0.030	9.69 días	0.030	0.64	Semillas	LDR permanente
Samario	<sup>145</sup> Sm	0.043	340 días	0.060	0.885	Semillas	LDR permanente

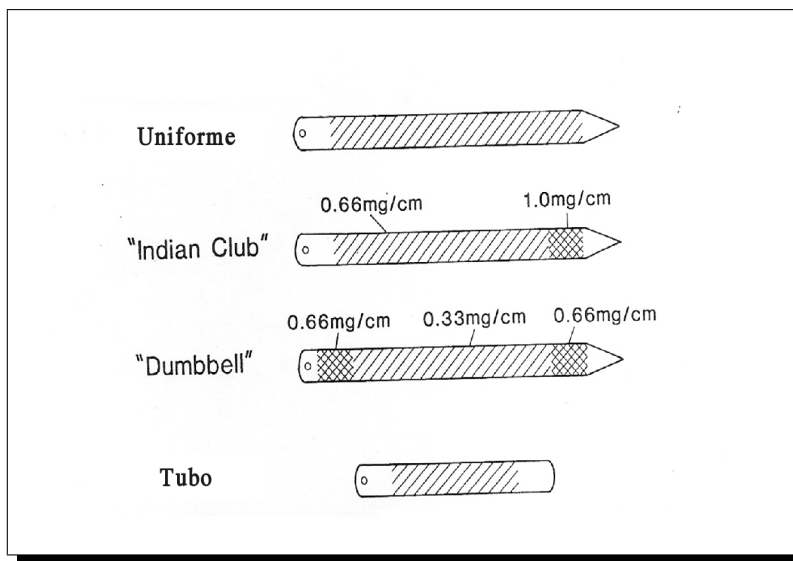


Figura 1.4: Algunos tipos de fuentes de radio usadas en braquiterapia intersticial e intracavitaria.

El radio se encuentra comúnmente en presentaciones de sulfato de radio o cloruro de radio el cual era mezclado con material inerte y luego colocado en celdas de 1 cm de largo y 1 mm de diámetro aproximadamente. Estas celdas eran hechas de una lámina de oro de 0,1 a 0,2 mm de espesor que luego eran selladas para evitar la fuga de gas radón. Seguidamente el material sellado era reencapsulado en una cubierta de platino y vuelto a sellar, estas fuentes venían en geometrías físicas de agujas o tubos en variedad de longitudes y actividades [4]. La actividad de un isótopo radiactivo que emite fotones está relacionada a la tasa de exposición a través de la constante de tasa de exposición,  $\Gamma_{\delta}$ ; en braquiterapia esta constante es numéricamente expresada como la tasa de exposición en R/h en un punto ubicado a 1 cm de una fuente puntual de 1 mCi de actividad.<sup>4</sup> La principal desventaja de este radioisótopo es la formación de radón como subproducto del proceso de decaimiento, aunque se han hecho estimaciones que aseguran que con doble encapsulamiento y siguiendo los estándares de seguridad, estas fuentes pueden permanecer selladas por más de 400 años [4].

<sup>4</sup>La constante de tasa de exposición se define como:  $\Gamma_{\delta} = \frac{l^2}{A} \left( \frac{dx}{dt} \right)_{\delta}$ , donde  $(dx/dt)_{\delta}$  es la variación temporal de la exposición debido a fotones con energía superior a  $\delta$ , a una distancia  $l$  de una fuente puntual de actividad  $A$ . Una cantidad nueva llamada *constante de tasa de kerma en aire*, que será explicada más adelante, ha sido definida para reemplazar la constante de tasa de exposición [4].



### 1.3.2. Cesio-137 ( $^{137}\text{Cs}$ )

Este isótopo es un emisor  $\gamma$  usado como sustituto del radio en implantes intersticiales e intracavitarios, se encuentra en forma de polvo insoluble o microesferas de cerámica etiquetadas con  $^{137}\text{Cs}$  y doblemente encapsuladas en tubos o agujas de acero inoxidable. La ventaja del  $^{137}\text{Cs}$  sobre el radio es que requiere menos blindaje y es menos peligroso, pues no produce radón como subproducto de desintegración nuclear. Con una vida media de 30 años, estas fuentes pueden ser usadas clínicamente de forma ininterrumpida por 7 años, pero el tratamiento debe ser ajustado para tomar en cuenta el decaimiento de la fuente (2% por año). El  $^{137}\text{Cs}$  emite rayos  $\gamma$  de energía 0,662 MeV, se transforma en  $^{137}\text{Ba}$  por decaimiento  $\beta^-$  y al menos 93,5% de estas desintegraciones son seguidas por emisiones  $\gamma$  provenientes del  $^{137}\text{Ba}$  metaestable [4]. Las partículas  $\beta$  y los rayos X característicos son absorbidos por el material de encapsulamiento, de esta manera se asegura que las fuentes de  $^{137}\text{Cs}$  sean emisoras  $\gamma$  puras.

### 1.3.3. Cobalto-60 ( $^{60}\text{Co}$ )

En una época este radioisótopo fue muy usado en braquiterapia, no así modernamente donde ha sido reemplazado por el  $^{192}\text{Ir}$ ; aunque en Venezuela aún se usa. La principal ventaja del  $^{60}\text{Co}$  frente al  $^{137}\text{Cs}$  es su alta actividad específica permitiendo tener fuentes pequeñas necesarias para mejorar la calidad del tratamiento con una consecuente mejora en la comodidad del paciente. Sin embargo, es mucho más cara que el  $^{137}\text{Cs}$  y posee una vida media de 5,26 años requiriendo ser reemplazada con más frecuencia. Las fuentes de cobalto para braquiterapia eran usualmente fabricadas en forma de alambre que luego eran encapsuladas en una envoltura de iridio-platino o de acero inoxidable. Estas fuentes fueron usadas en una unidad llamada “Cathetron” que era un dispositivo de carga remota y proveía altas tasas de dosis para tratamientos intracavitarios.

### 1.3.4. Iridio-192 ( $^{192}\text{Ir}$ )

Estas fuentes hechas con una aleación de 30% iridio y 70% platino son fabricadas en forma de alambres muy delgados y flexibles que pueden ser cortados a medida según las especificaciones de cada equipo. El  $^{192}\text{Ir}$  tiene un espectro  $\gamma$  complicado con

una energía promedio de 0,38 MeV; debido a sus bajas energías estas fuentes requieren poco blindaje en comparación con las fuentes de radio, cesio y cobalto mencionadas previamente. Cuenta con una vida media aproximada de 73,8 días, bastante larga si se toma en cuenta la duración de los tratamientos en los cuales se emplean estas fuentes.

### 1.3.5. Oro-198 ( $^{198}\text{Au}$ )

En forma de semillas o granos, es un isótopo radiactivo del oro, usado para tratamientos intersticiales permanentes, tiene una vida media de 2,7 días y emite radiación  $\gamma$  monoenergética de 0,412 MeV. Partículas  $\beta$  de máxima energía 0,96 MeV son también emitidas pero absorbidas por el encapsulamiento de platino de 0,1 mm de espesor. Estas fuentes cuentan con un tamaño promedio típico de 2,5 mm de largo con un diámetro de 0,8 mm.

### 1.3.6. Iodo-125 ( $^{125}\text{I}$ )

Este isótopo ampliamente usado en implantes permanentes, cuenta con una vida media aproximada de 60,2 días, característica ventajosa frente a los 2,7 días del  $^{198}\text{Au}$  además de la baja energía de sus fotones, sin embargo, la dosimetría del  $^{125}\text{I}$  es mucho más compleja que las de las fuentes comúnmente usadas en tratamientos intersticiales. Tres modelos han sido diseñados: 6701, 6702 y 6711; los cuales son idénticos en tamaño y encapsulado pero difieren en el diseño del núcleo activo. El  $^{125}\text{I}$  decae exclusivamente por emisión de radiación  $\gamma$  de 35,5 KeV, radiación característica en el rango de 27 a 35 KeV también es producida debido a los procesos de captura electrónica y procesos de conversión internos.

### 1.3.7. Paladio-103 ( $^{103}\text{Pd}$ )

Es de uso reciente en braquiterapia, su aplicación es similar a la del  $^{125}\text{I}$ , posee una vida media de 17 días y una tasa de liberación de dosis mucho más rápida que la del  $^{125}\text{I}$ . Decae por captura electrónica emitiendo rayos X característicos en el rango de 20 - 23 KeV, con energía promedio de 20,9 KeV y electrones Auger<sup>5</sup>. La distribución

---

<sup>5</sup>Cuando un electrón es arrancado de una de las capas internas de un átomo, dejando una vacante o hueco, un electrón de un nivel de energía externo puede caer en esta vacante, resultando en

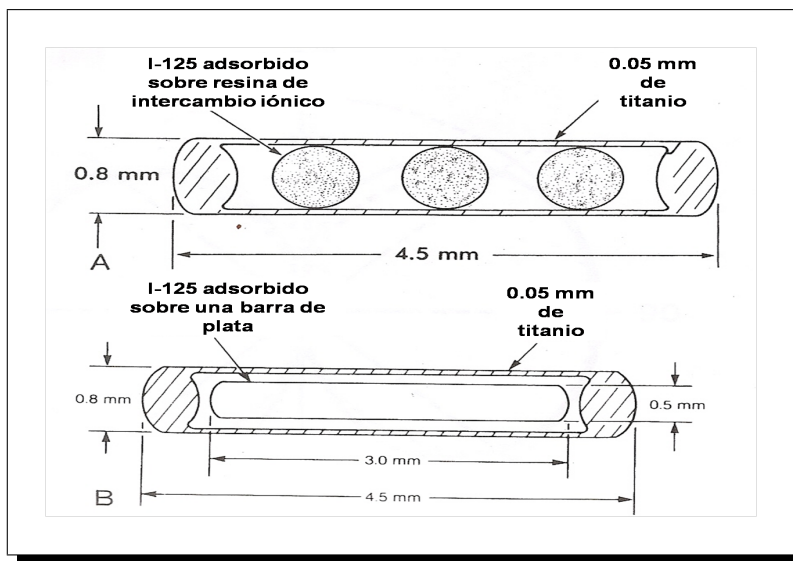


Figura 1.5: Diagrama esquemático de semillas de  $^{125}\text{I}$ . **A**, modelo 6702. **B**, modelo 6711.

de fluencia alrededor de la fuente es anisotrópica debido a la autoabsorción de los núcleos activos de la fuente, soldaduras y marcadores de plomo.

## 1.4. Especificación de las fuentes

Antes de usar clínicamente cualquier material radiactivo, es esencial conocer con precisión su intensidad, normalmente se acepta una diferencia de  $\pm 3\%$ , por tanto es de vital importancia comprender las unidades<sup>6</sup> y magnitudes<sup>7</sup> con las cuales estas fuentes son especificadas. Muchas de las cantidades históricamente usadas en braquiterapia (obsoletas pero aún en uso), fueron definidas en términos de las propiedades del  $^{226}\text{Ra}$ , único radioisótopo ampliamente estudiado hasta 1940.

un exceso de energía. Este exceso de energía es frecuentemente liberado por la emisión de un fotón, aunque también puede ser transferido a otro electrón, el cual es liberado del átomo. La energía del electrón Auger corresponde a la diferencia entre la energía de la transición electrónica primaria y la energía de ionización para la capa de la cual el electrón Auger fue emitido.

<sup>6</sup>Es una cantidad estandarizada de una determinada magnitud física. En general, una unidad de medida toma su valor a partir de un patrón o de una composición de otras unidades definidas previamente (Gy, mGy, segundo).

<sup>7</sup>Atributo de un fenómeno, cuerpo o sustancia que puede ser distinguido cualitativamente y determinado cuantitativamente directa o indirectamente [?] (kerma, longitud, tiempo).

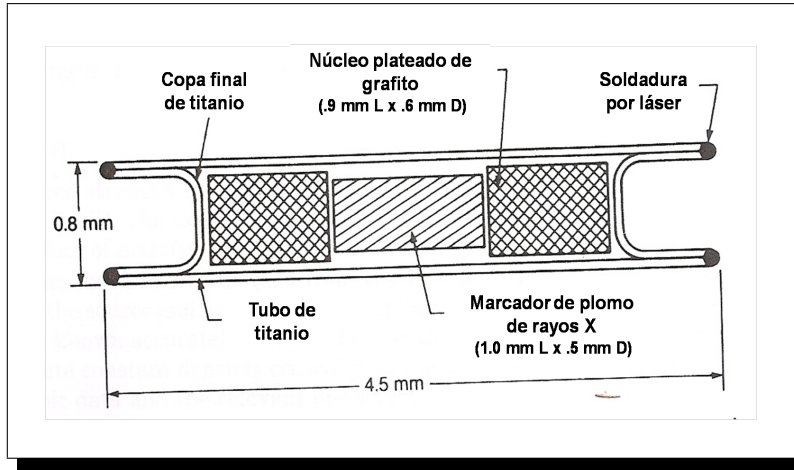


Figura 1.6: Diagrama esquemático de semillas de  $^{103}\text{Pd}$  (modelo 200).

### 1.4.1. Fuentes de rayos $\gamma$

La cantidad recomendada para la especificación de fuentes  $\gamma$  es la tasa de referencia de kerma en aire  $(\dot{K}_{\text{air}}(d_{\text{ref}}))_{\text{air}}$ , definida como la tasa de kerma en aire, a aire, a una distancia de referencia de un metro, corregida por atenuación y dispersión del aire. Para agujas, tubos y otras fuentes similarmente rígidas, la dirección desde el centro de la fuente al punto de referencia se hará en ángulo recto con el eje longitudinal de la fuente. La unidad SI de referencia de tasa de kerma en aire es  $\text{Gy} \cdot \text{s}^{-1}$  pero para propósitos de especificación de fuentes es más conveniente usar  $\mu\text{Gy} \cdot \text{h}^{-1}$  para fuentes de braquiterapia de baja tasa (LDR), pasando a  $\mu\text{Gy} \cdot \text{s}^{-1}$  y  $\text{mGy} \cdot \text{h}^{-1}$  para aplicaciones de alta tasa (HDR) [10].

La AAPM recomienda que las fuentes emisoras de fotones sean especificadas en términos de la intensidad de kerma en aire  $S_K$ . La relación entre esta cantidad y  $(\dot{K}_{\text{air}}(d_{\text{ref}}))_{\text{air}}$  está dada por:

$$S_K = (\dot{K}_{\text{air}}(d_{\text{ref}}))_{\text{air}} d_{\text{ref}}^2 \quad (1.4)$$

donde  $d_{\text{ref}}$  es la distancia de referencia a la cual la tasa de referencia de kerma en aire es definida (1 m).

De la ecuación (1.4) se observa que los valores numéricos de intensidad de kerma y tasa de referencia en aire son idénticos, siempre que  $d_{\text{ref}} = 1\text{m}$ . Si  $(\dot{K}_{\text{air}}(d_{\text{ref}}))_{\text{air}}$  es  $1\mu\text{Gy}/\text{h}$ , entonces su intensidad expresada en términos de intensidad de kerma en

## 1 Braquiterapia

aire es  $1\mu\text{Gy} \cdot \text{m}^2 \cdot \text{h}^{-1}$ . La AAPM recomienda  $1\text{U}=1\mu\text{Gy} \cdot \text{m}^2 \cdot \text{h}^{-1}$  o  $1\text{cGy} \cdot \text{cm}^2 \cdot \text{h}^{-1}$  como unidad para  $S_K$  [8].

Se define *Kerma* (kinetic energy released in material) como la relación  $\Delta E_{\text{tr}}/\Delta m$ , donde  $\Delta E_{\text{tr}}$  es la energía cinética total transferida a las partículas cargadas dentro de un pequeño volumen de masa  $\Delta m$  en un medio X por la radiación ionizante. Para fotones,  $\Delta E_{\text{tr}}$  toma en cuenta la energía cinética inicial de cualquier partícula cargada secundaria (electrones Compton, fotoelectrones y positrones) liberada por las interacciones Compton, fotoeléctrica y producción de pares. Hablar de Kerma sólo tiene sentido para radiación indirectamente ionizante (fotones y neutrones) y cuantifica la transferencia de energía por estas partículas a la materia; tiene unidades de J/Kg y se denomina Gy. Aunque el Kerma puede ser especificado en cualquier medio X, usualmente se toma el aire como medio de referencia para medidas dosimétricas.

El Kerma reemplaza la cantidad antiguamente usada (obsoleta) *exposición*, y está estrechamente relacionada con la dosis absorbida, D, que es la relación  $\Delta E_{\text{ab}}/\Delta m$ , donde  $\Delta E_{\text{ab}}$  es la energía impartida a  $\Delta m$  por el campo de radiación. Debido a que los electrones secundarios producidos por las interacciones con la radiación pueden viajar una distancia significativa antes de depositar su energía y además pueden convertir toda o parte de su energía en radiación por Bremsstrahlung,  $D_{\text{air}}$  y  $K_{\text{air}}$  no son necesariamente iguales. Cuando el kerma permanece relativamente constante respecto a los electrones secundarios, es decir, cuando el número de partículas cargadas que entran en el volumen es igual al número que salen, una condición especial llamada *condición de equilibrio electrónico* o CPE por sus siglas en inglés se produce. Cuando esta condición existe, las tasas de energía absorbida y energía transferida son aproximadamente iguales, de manera que la dosis absorbida puede escribirse como:

$$D_{\text{air}} = X \cdot \frac{W}{e} = K_{\text{air}} \cdot (1 - g) \quad (1.5)$$

donde X representa exposición. La cantidad  $(W/e) = 33,97 \text{ eV/par iónico} = 33,97 \text{ J/C}$  es la energía promedio en aire para crear un par iónico y es independiente de la energía de los fotones incidentes; el factor  $g$  es la fracción de energía cinética transferida al medio transformada nuevamente en energía radiante por Bremsstrahlung, este factor para energías típicas usadas en braquiterapia es menor a 0,001 [3], por tanto suele obviarse simplificando la ecuación (1.5).

En el pasado la intensidad de una fuente de braquiterapia era especificada en términos de la actividad, masa equivalente o actividad aparente. Medir la actividad de la

## 1 Braquiterapia

fuente resultaba difícil, en particular para aquellas fuentes con encapsulamiento, debido a la atenuación y la dispersión. La tasa de exposición producida a una distancia dada de la fuente fue usada también como una medida de la intensidad de la fuente. La tasa de exposición  $\dot{X}_P$  en un punto P en aire a una distancia  $d$  de la fuente fue el parámetro de interés original en braquiterapia, y se define como

$$\dot{X}_P = \frac{\mathcal{A}\Gamma_X}{d^2} \quad (1.6)$$

donde  $\mathcal{A}$  es la actividad de la fuente (Ci); y  $\Gamma_X$  es la constante de tasa de exposición ( $\text{R} \cdot \text{m}^2 \cdot \text{Ci}^{-1} \cdot \text{h}^{-1}$ )

La manera moderna de medir la tasa de kerma en aire a aire,  $(\dot{K}_{\text{air}}(d))_{\text{air}}$  en un punto P a una distancia  $d$  de la fuente es:

$$(\dot{K}_{\text{air}}(d))_{\text{air}} = \frac{\mathcal{A}_{\text{app}}\Gamma_{\text{AKR}}}{d^2} \quad (1.7)$$

donde  $\mathcal{A}_{\text{app}}$  es la actividad aparente de la fuente;  $\Gamma_{\text{AKR}}$  es la constante de tasa de kerma en aire relacionado con  $\Gamma_X$  a través de:

$$\Gamma_{\text{AKR}} = \frac{\Gamma_X \cdot 0,876 \times 10^{-2} \text{ Gy/R}}{3,7 \times 10^{10} \text{ Bq/Ci}} = 236,8 \frac{\mu\text{R}}{\text{GBq/Ci}} \Gamma_X \quad (1.8)$$

con  $\Gamma_X$  dada en  $\text{R} \cdot \text{m}^2 \cdot \text{Ci}^{-1} \cdot \text{h}^{-1}$  y  $\Gamma_{\text{AKR}}$  en  $\mu\text{Gy} \cdot \text{m}^2 \cdot \text{GBq}^{-1} \cdot \text{h}^{-1}$ .

La actividad aparente  $\mathcal{A}_{\text{app}}$  para una fuente de braquiterapia se define como la actividad de una fuente puntual hipotética sin filtración por blindaje que produciría la misma tasa de kerma en aire, a aire a una distancia de referencia (típicamente 1 m) de un radionuclido determinado, medida en ángulo recto con el eje longitudinal de la fuente. La unidad del SI para la actividad aparente es el becquerel (Bq), y la antiguamente usada el Ci ( $1 \text{ Ci} = 3,7 \times 10^{10} \text{ Bq}$ ). La actividad aparente  $\mathcal{A}_{\text{app}}$ , no puede ser determinada experimentalmente independientemente de la tasa de referencia de kerma en aire [10], además el valor de la constante tasa de kerma en aire depende de la construcción de la fuente, su encapsulamiento y la energía de los fotones, por tanto el problema con el uso de  $\mathcal{A}_{\text{app}}$  se hace evidente, ya que valores diferentes de  $\Gamma_{\text{AKR}}$  darán diferentes valores de actividad aparente. En vista que se han publicado varias constantes de tasa de kerma en aire para muchas fuentes de radioterapia, la falla en definir y aplicar uniformemente  $\mathcal{A}_{\text{app}}$  podría causar confusiones significativas

y errores innecesarios en la ejecución del tratamiento. La actividad aparente no es la actividad contenida y diferirá dependiendo de la construcción de la fuente [10].

### 1.4.2. Fuentes de rayos $\beta$

La cantidad a calibrar recomendada para estas fuentes es la tasa de referencia de dosis absorbida medida a una distancia de 0,5 mm de la superficie de la fuente. Para fuentes tipo stent<sup>8</sup> y volumétricas en particular, la cantidad actividad contenida toma una importancia mayor y se puede convertir en la cantidad preferida para la especificación de una fuente.

## 1.5. Braquiterapia HDR de carga remota diferida

La modalidad de braquiterapia usada con mayor frecuencia en la radioterapia moderna es la de carga remota diferida, debido a las ventajas que ella ofrece frente a la braquiterapia de carga manual, siendo la más significativa el reducir la irradiación del personal físico y médico durante la administración del tratamiento.

Desde el surgimiento de esta técnica son muchos los isótopos usados, siendo los más relevantes el  $^{60}\text{Co}$ , el  $^{137}\text{Cs}$  e  $^{192}\text{Ir}$ , éste último ocupando el primer lugar pues resulta apto tanto para tratamientos intracavitarios como intersticiales, a diferencia del  $^{60}\text{Co}$  y el  $^{137}\text{Cs}$  que sólo pueden ser usados en tratamientos intracavitarios debido al diámetro de sus fuentes (2,5 a 4 mm). Como ventaja adicional, la energía promedio del  $^{192}\text{Ir}$  es de 380 KeV con una capa hemirreductora de 6 mm de plomo y por tanto fácil de encapsular. La actividad específica del  $^{192}\text{Ir}$  es de 450 Ci/g, permitiendo la elaboración de fuentes de alta actividad (10 Ci) de tan sólo 6 mm de longitud y 0,7 mm de diámetro aproximadamente [9]. El equipo de carga remota diferida consta de 3 partes básicas:

**Base móvil.** Estructura que sirve de soporte al contenedor de la fuente y al tambor, además de todos los componentes electrónicos y mecánicos necesarios para llevar la fuente desde su sitio de resguardo (contenedor) a la ubicación dentro o sobre el paciente previamente establecida en el plan de tratamiento. En general,

---

<sup>8</sup>Es un tubo diminuto que se coloca dentro de una arteria, vaso sanguíneo u otro conducto con el fin de mantener la estructura abierta.

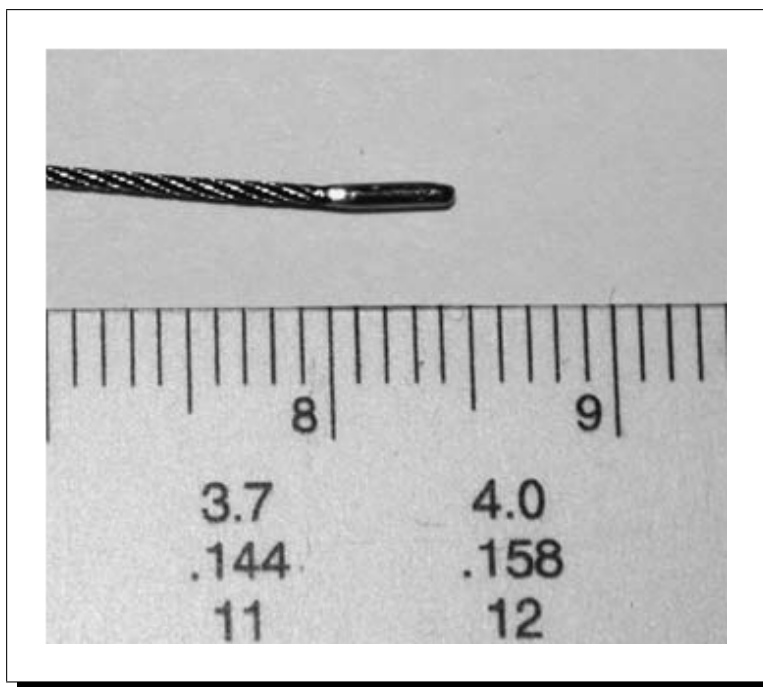


Figura 1.7: Ejemplo de una fuente de  $^{192}\text{Ir}$ . La cápsula de la fuente está soldada a un cable flexible de acero.

el contenedor está fabricado con paredes hechas de wolframio y uranio empobrecido con suficiente espesor para reducir la tasa de dosis en aire a  $2 \mu\text{Gy/h}$ . El tambor es el componente al que se conectan los aplicadores y catéteres y a través del cual sale la fuente. En unidades de alta tasa de dosis estos tambores poseen más de 3 canales para una sola fuente, en tanto que las unidades de baja tasa poseen sólo tres canales.

**Cónsola de control.** Consiste en una computadora dedicada exclusivamente a la supervisión y control de todos los sistemas electrónicos contenidos en la base móvil además de los sistemas de seguridad externos, como interlocks, alarmas sonoras y visuales, etc. En las unidades de alta tasa de dosis esta consola de control se encuentra afuera del cuarto de tratamiento, tiene en general luces que indican el estado del sistema en todo momento, un monitor para visualizar detalles del sistema y una impresora para dar reportes de tratamientos y fallas ocurridas en el sistema.

**Sistema de transporte.** Se encarga de colocar la(s) fuente(s) en la posición determinada, haciéndola(s) pasar a través de los aplicadores y tubos transportadores hasta el lugar de tratamiento. En ciertas unidades el transporte se realiza ha-





Figura 1.8: Base móvil de un equipo de braquiterapia de alta tasa de dosis, “Varis Source®”.

ciendo uso de un alambre con la fuente soldada al final de éste y activado por un motor de paso de alta precisión; en otras se usa un sistema neumático con tubos transportadores adecuados que preservan la presión de funcionamiento óptima del sistema. En sistemas de alta tasa de dosis el sistema de alambre es preferido frente al neumático, éstos alambres transportadores están hechos de acero inoxidable con un diámetro menor a 1 mm y 1500 mm de longitud en promedio. Las unidades móviles están provistas con un sistema de seguridad que comprueba la conexión del catéter con el tambor; esto se realiza con la utilización de un alambre de prueba (dummy), que es expulsado de la unidad antes que el alambre con la fuente. Este sistema tiene la ventaja que además de comprobar la conexión, también verifica que no haya obstáculos dentro del tubo transportador.

### 1.5.1. Localización de la(s) fuente(s)

Luego de haberse llevado a cabo el implante, se debe determinar con exactitud la ubicación y orientación de las fuentes dentro del volumen tumoral respecto a determinadas estructuras anatómicas del paciente, esto con la finalidad de obtener una distribución precisa de la dosis, para lograrlo se han desarrollado dos técnicas de localización de la fuente o fuentes si hubiese más de una. El método radiográfico orto-

gonal consiste en obtener radiografías ortogonales, usualmente una antero-posterior y otra lateral. El método de desplazamiento estéreo consiste en obtener 2 radiografías, pero con un desplazamiento lateral de la mesa donde se encuentra el paciente o del tubo de rayos X [9]. En ambos métodos las imágenes de los aplicadores se aparean en cada una de las radiografías con ayuda de un digitalizador, a partir de este punto las coordenadas de las fuentes se calculan en relación a un origen común.

### 1.5.2. Cálculo de la dosis y verificación

Luego de haberse determinado las coordenadas de las fuentes, se calcula la tasa de dosis en diversos puntos de una matriz cúbica que abarca el implante; la tasa de dosis de cada uno de los puntos es la suma de la contribución de cada fuente, y suponiendo fuentes puntuales, ésta viene dada por:

$$\dot{D}(r) = \dot{X}(r) \cdot f \cdot \alpha_t \quad (1.9)$$

donde  $f$  es el factor de conversión de exposición a dosis y  $\alpha_t$  es el factor de corrección del tejido<sup>9</sup>. Para fuentes lineales la tasa de dosis depende de la orientación de la fuente en relación al punto de cálculo de la dosis (figura 1.9). Estas tasas de dosis se obtienen, en general, de tablas que toman en consideración el efecto de filtración oblicua o el encapsulamiento de la fuente. Cuando se conocen los valores de dosis en una matriz de puntos, se pueden obtener curvas de isodosis en cualquier plano. En la figura 1.10, se muestra un ejemplo de curvas de isodosis para un implante intracavitario.

El último paso para verificar la exactitud en la actividad de las fuentes en la localización y en los cálculos de distribución de la dosis, es comparar éste último con mediciones *in vivo*, las cuales se realizan en implantes simulados. Debido a las tasas de dosis usualmente usadas (1 a 100 cGy/h) y la fluctuación significativa de la dosis a pocos milímetros de la fuente resulta bastante engorroso realizar medidas precisas de la dosis. Por ejemplo, en un implante típico la corriente de ionización proveniente de una cámara de ionización de 0,1 cc sería alrededor de  $10^{-14}$  a  $10^{-13}$ A [9].

A pesar de estas dificultades, existen cámaras de ionización pequeñas colocadas en tubos flexibles protegidas contra el agua, que se emplean para mediciones in vivo

---

<sup>9</sup> $f$  es una constante que depende del espectro de energía de los fotones y del medio. Para medios similares a los tejidos,  $f$  suele tener un valor cercano a la unidad.  $\alpha_t$  se define como la relación de exposición en el medio entre la exposición en el aire, su valor está en función de la distancia y toma en cuenta la atenuación y dispersión del medio.

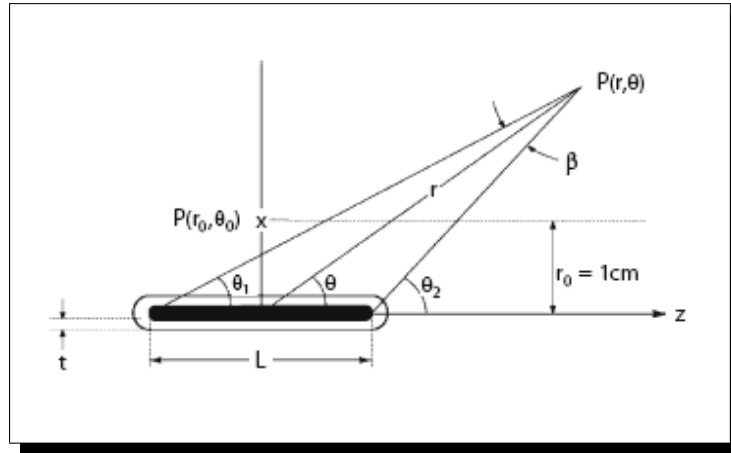


Figura 1.9: Representación geométrica asumida en la obtención de las fórmulas para el cálculo de la dosis. El ángulo  $\beta$  es el ángulo subtendido por la longitud activa en el punto  $P$ . El punto de referencia está representado por  $P(r_0, \theta_0)$ .

de la dosis en el recto, vejiga y otras cavidades corporales. Los detectores de estado sólido como los diodos, los cristales de centelleo de número atómico medio o alto (NaI y CsI), son más sensibles que las cámaras de ionización, sin embargo su respuesta por lo general es más dependiente de la energía.

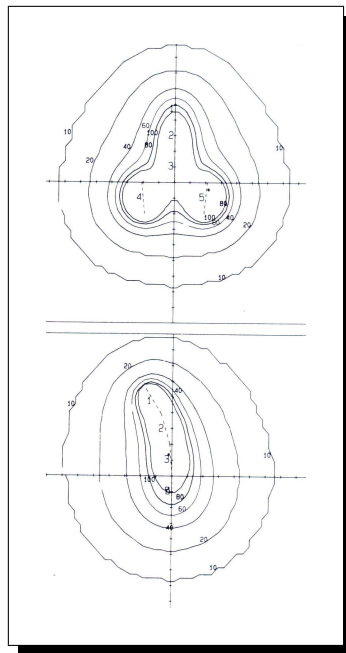


Figura 1.10: Líneas de isodosis de un implante intracavitario típico empleado en el tratamiento de carcinoma de cuello uterino. a) Vista AP. b) Vista lateral.

Otra alternativa viable son los detectores termoluminiscentes (TLD), que son pequeños y pueden ser fabricados en formas variadas y a partir de diversos compuestos, de ellos el más usado es el fluoruro de litio, por su alta sensibilidad e independencia a la energía empleada, aún con fotones de baja energía. Estos detectores, en forma de pequeñas varillas o chips (longitud aproximada 2 mm), se pueden colocar alrededor del implante en los sitios de interés, dejándose por un espacio de tiempo predeterminado.

## 1.6. Consideraciones radiobiológicas

En paralelo con el surgimiento de un basamento teórico para la radiobiología en braquiterapia, han sido desarrollados modelos biofísicos que simulan respuestas y ciclos celulares. En los años 70, antes de comprenderse la respuesta diferencial temprana y tardía de los tejidos, el enfoque más ampliamente usado para el diseño de fraccionamientos fue la *dosis nominal estándar* (NSD) [3]. Esta ecuación empírica estaba basada en la respuesta temprana de los tejidos, pero no tomaba en consideración la relación efectos tempranos versus efectos tardíos.

En contraposición, el *modelo cuadrático lineal* (LQ) usado modernamente da cuenta de los efectos tempranos y tardíos de las células, basado en un entendimiento teórico alcanzado a lo largo de los años de cómo las células son afectadas por la radiación.

### 1.6.1. Modelo cuadrático lineal (LQM)

En este enfoque, la respuesta radioterapéutica está relacionada principalmente con la supervivencia celular; por eso la relación terapéutica es una cantidad importante involucrada en la planificación del tratamiento para evitar complicaciones. La relación terapéutica puede definirse como la relación entre el daño de las células tumorales y el daño de las células sanas sufrido por la misma dosis de radiación entregada al tejido [4], o en forma de ecuación:

$$\text{Relación terapéutica} = \frac{\text{Daño a células tumorales}}{\text{Daño a células sanas}} \Bigg|_{\text{igual dosis}} \quad (1.10)$$

Debido a que resulta difícil medir el daño, y el daño de las células no es lineal con la dosis, una expresión equivalente más adecuada es:

## 1 Braquiterapia

$$\text{Relación terapéutica} = \frac{\text{Dosis a células tumorales}}{\text{Dosis a células sanas}} \Bigg|_{\text{en el mismo tejido}} \quad (1.11)$$

Según el modelo cuadrático lineal en su forma más básica, la supervivencia celular  $S$  a una dosis  $D$ , puede escribirse como:

$$S(D) = e^{(-\alpha D - \beta D^2)} \quad (1.12)$$

Puede observarse de la ecuación (1.12) que la muerte celular se produce por la superposición de dos tipos de interacciones, que originan daños en la estructura de doble hélice del ADN, se explicará con más detalle en la siguiente sección. Si el daño a la molécula ocurre en diferentes instantes de tiempo, existe la posibilidad que sea reparado antes que pueda ocurrir un segundo; este proceso de reparación no producirá cambios en el primer coeficiente de la exponencial (1.12), porque este coeficiente toma en cuenta el daño producido a ambos lados de la estructura de doble hélice por la misma partícula, pero sí en el término cuadrático reduciéndolo en un factor  $G$  [3]:

$$S(D) = e^{(-\alpha D - G\beta D^2)} \quad (1.13)$$

para una irradiación breve  $G \rightarrow 1$ , y para irradiaciones prolongadas  $G \rightarrow 0$ . En este contexto, “breve” y “prolongada” son definidas relativas al tiempo medio  $T_{1/2}$  necesario para la reparación del daño subletal<sup>10</sup>. En muchos casos simples,  $G$  puede ser calculado analíticamente; por ejemplo para un implante permanente,  $G$  es simplemente  $\lambda/(\mu + \lambda)$ , donde  $\lambda$  es la constante de decaimiento radioactivo del isótopo usado y  $\mu = 0,693/T_{1/2}$ .

Supóngase que se tiene un plan de tratamiento con un esquema de tiempo determinado y se quiere usar un segundo esquema que tendrá los mismos efectos que el primero pero en menor tiempo, para ello se debe asegurar que la cantidad  $S(D) = e^{(-\alpha D - G\beta D^2)}$  sea igual para ambos esquemas, por tanto:

$$D_1(-\alpha D_1 - G_1\beta D_1^2) = D_2(-\alpha D_2 - G_2\beta D_2^2)$$

---

<sup>10</sup>Las interacciones de las radiaciones ionizantes pueden traducirse en alteraciones en la bioquímica celular, cadenas de hidratos de carbono, cambios estructurales en las proteínas, modificaciones en la actividad enzimática, que a su vez repercuten en alteraciones de la membrana celular, las mitocondrias y los demás orgánulos de la célula. En general pueden distinguirse tres tipos de lesiones: letal, subletal y potencialmente letal.

o de forma equivalente

$$D_1(1 + G_1 D_1 / (\alpha / \beta)) = D_2(1 + G_2 D_2 / (\alpha / \beta)) \quad (1.14)$$

La cantidad a ambos lados de la ecuación (1.6.1) es llamada *dosis biológica efectiva* (BED) por sus siglas en inglés. Usar el modelo LQ para calcular la probabilidad de control tumoral (TCP) o la probabilidad de complicaciones en el tejido sano (NTCP), hace necesario disponer de modelos adicionales que relacionen la supervivencia celular S con TCP o con NTCP. El enfoque más sencillo relaciona la TCP con la probabilidad que luego de una irradiación no habrán células madres capaces de iniciar una repoblación de células tumorales. Supóngase que para una dosis D, entregada con un esquema determinado habrá una probabilidad de supervivencia de células tumorales p (cambiando S por p), suponiendo además que en cada interacción sólo cabe la posibilidad de dos resultados, supervivencia o muerte celular; que el resultado de cada interacción es independiente de los obtenidos previamente, de manera que la probabilidad de muerte celular es q, donde  $q = 1 - p$ . Usando la distribución binomial se puede definir una variable aleatoria que represente el número de éxitos.

La variable binomial es una variable aleatoria discreta, sólo puede tomar los valores 0, 1, 2, 3, 4, ..., n células supervivientes. Como hay que considerar todas las maneras posibles de obtener k-éxitos y (n-k) fracasos se deben calcular éstas por combinaciones (número combinatorio n sobre k). En este contexto lo que normalmente se considera como éxito sería ahora fracaso pues el éxito real es la no supervivencia de la célula.

Verificándose que  $0 \leq p \leq 1$  y  $n > 0$ , la probabilidad de obtener k-células supervivientes será [7]:

$$P(X = k) = \binom{n}{k} p^k \cdot q^{n-k} \quad (1.15)$$

Siendo la media de la distribución binomial  $\mu = n \cdot p$ . Además cuando en una distribución binomial el número de pruebas es elevado (digamos  $n > 100$ ) y la probabilidad de éxito es reducida ( $p < 0, 1$ ) [7], la función toma la forma de la distribución de Poisson que puede escribirse como:

$$P(X = k) = e^{-n \cdot p} \cdot \frac{(n \cdot p)^k}{k!} \quad (1.16)$$

Así, tras una irradiación la probabilidad de no encontrar células tumorales y en consecuencia lograr el control de la enfermedad será:

$$P(X = 0) = e^{-n \cdot p} \cdot \frac{(n \cdot p)^0}{0!} \quad (1.17)$$

siendo  $n \cdot p$  el número medio de células supervivientes y  $P(X = 0)$  la probabilidad de control tumoral, obteniendo:  $TCP = e^{-n \cdot S}$

Incrementar la tasa de dosis elevará la probabilidad de aparición de efectos tardíos mucho más que la probabilidad de control tumoral; contrariamente, disminuir la tasa de dosis hará bajar la probabilidad de aparición de efectos tardíos mucho más que la probabilidad de control tumoral, por tanto la relación terapéutica (relación entre control tumoral y complicaciones) se incrementa cuando la tasa de dosis disminuye.

### 1.6.2. Aplicación del LQM en Braquiterapia HDR

Como se explicó antes, la sobrevivencia celular producida por la irradiación a un tejido puede modelarse a través de la expresión  $S(D) = e^{(-\alpha D - G\beta D^2)}$ , y debido al corto tiempo de los tratamientos de braquiterapia de alta tasa de dosis, el factor  $G$  tiende a uno, obteniéndose nuevamente la ecuación (1.12). Como cualquier modelo, esta ecuación sólo es válida para un rango determinado, por tanto no debería ser vista como una descripción completa y absoluta del proceso biofísico que se está estudiando.

Las curvas mostradas en la figura 1.11 son válidas para la irradiación de un conjunto de células por un breve período de tiempo. Como puede observarse, el cambio de la tasa de dosis tiene efectos notables en la supervivencia celular. Teóricamente puede explicarse en base a la ecuación (1.12); en la cual el primer término de la exponencial,  $\alpha D$ , corresponde al daño sufrido por las células cuando una sola partícula cargada rompe ambos lados de la molécula de ADN (por ejemplo, un enlace guanina-citosina), conocido como *double-strand break* y necesario para que la muerte celular se produzca. El segundo término de la exponencial,  $\beta D^2$ , representa el daño hecho a las células cuando una partícula cargada rompe un lado de la cadena de ADN, por ejemplo guanina, y otra partícula diferente rompe el otro lado del mismo “peldaño”, siguiendo el ejemplo, citosina. Luego del primer daño, conocido como *single-strand break*, la molécula de ADN intenta repararse llenando el espacio dejado en la ruptura con la base nitrogenada correspondiente. La reparación ocurre en un período de tiempo

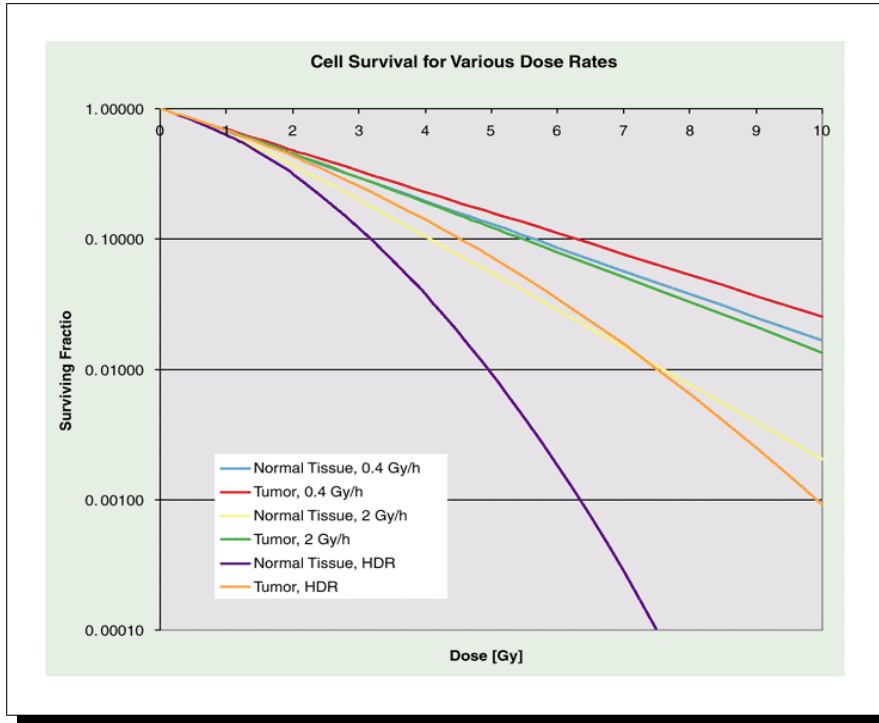


Figura 1.11: Curvas de supervivencia celular para diferentes tasas de dosis. En la abscisa se representa la dosis y en la ordenada la fracción de supervivencia. Las curvas de la figura tienen valores de  $\alpha/\beta=3$  Gy para tejidos normales, 10 Gy para células tumorales,  $\alpha = 0.35 \text{ Gy}^{-1}$  y  $\mu=1.5 \text{ h}^{-1}$  para ambos tipos de tejido. Tomado de [3].

medio,  $T_{bio}$  correspondiente a:

$$\mu = 0,693/T_{bio} \tag{1.18}$$

Dado que la reparación toma algún tiempo, existe una ventana en la cual la segunda ruptura debe ocurrir para que el “peldaño” formado por las bases nitrogenadas sea completamente dañado. Si la segunda ruptura se produce luego de la reparación de la primera, el daño a la célula será del tipo single-strand break, siendo necesario una nueva ruptura del otro lado para originar un daño del tipo double-strand break; debido a que un daño de este tipo requiere que un par de bases nitrogenadas sea golpeada dos veces por partículas independientes, la probabilidad está dada por  $D^2$ . Con frecuencia, un valor para  $T_{bio}$  de 1,5 horas es usado, aunque la mayoría de tejidos probablemente tienen un patrón de reparación más complicado, con tiempos que oscilan entre 20 minutos y 2,2 horas [3].

La fracción de supervivencia depende también de los valores  $\alpha$  y  $\beta$ ; estos parámetros son característicos del tipo de tejido irradiado, sus valores no son bien conocidos hoy



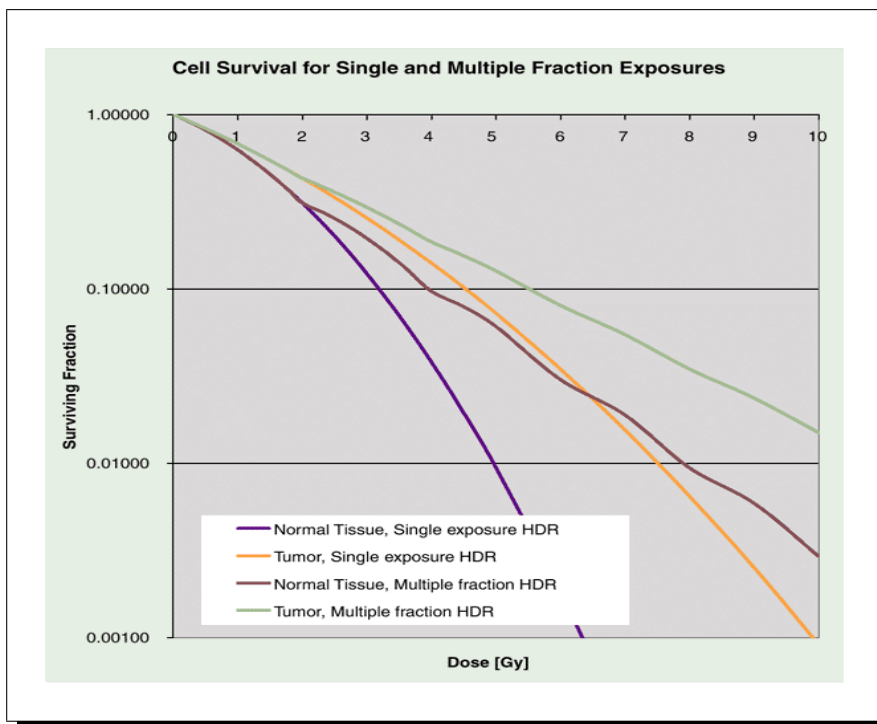


Figura 1.12: Curvas de supervivencia ilustrando los efectos del fraccionamiento. Los parámetros usados son los mismos de la gráfica 1.11. Tomado de [3]

día, existiendo muchas discrepancias en los valores reportados por diversos estudios. Sin embargo, en general, los valores de  $\alpha$  tienden a ser muy similares entre diferentes tejidos, observándose mayores diferencias para el factor  $\beta$ . Aunque las variaciones entre ambos factores son notables, pequeñas variaciones se observan en la relación  $\alpha/\beta$ . En la mayoría de la literatura, esta relación presenta valores de 2 y 3 para efectos tardíos en tejidos normales, y de 5 a 20 para efectos tempranos. En general tejidos con baja actividad mitótica presenta valores de  $\alpha/\beta$  bajos.

La figura 1.11 muestra que un incremento en la tasa de dosis causa un decrecimiento en la fracción de supervivencia para una dosis dada, siendo más notable este efecto en tejidos con valores bajos de  $\alpha/\beta$  (tejidos normales), bajo esta perspectiva la braquiterapia de alta tasa de dosis presenta una desventaja frente a la braquiterapia de baja tasa de dosis. Una manera de superar este efecto indeseado es fraccionar la entrega de la dosis en diversas sesiones de tratamiento. En la figura 1.12 se muestra curvas de supervivencia celular para una dosis entregada en varias fracciones. Las pausas en la entrega del tratamiento, permiten la reparación en el tejido normal de los daños *single-strand breaks* no convertidos en *double-strand breaks* por un segundo

## 1 Braquiterapia

impacto. Es por ello que al comienzo de cada fracción la curva muestra un incremento en la fracción de supervivencia. Es importante hacer notar que el fraccionamiento no tiene efecto sobre el término  $\alpha$  de la ecuación (1.12).

A menudo se trabaja con el exponente de la ecuación (1.12), y se le conoce como *dosis biológicamente efectiva* (BED):

$$\text{BED} = D + \frac{D^2}{\left(\frac{\alpha}{\beta}\right)} = D \left[ 1 + \frac{D}{\left(\frac{\alpha}{\beta}\right)} \right] \quad (1.19)$$

Para el tratamiento fraccionado de braquiterapia de alta tasa de dosis, cada nueva fracción comienza la curva en el punto de supervivencia celular que dejó la sesión previa, siendo la ecuación:

$$\text{BED}_{\text{HDR}} = nd \left[ 1 + \frac{d}{\left(\frac{\alpha}{\beta}\right)} \right] \quad (1.20)$$

donde n representa el número de fracciones y d la dosis por fracción.

En el caso de braquiterapia LDR, la situación es un poco más compleja debido a que la reparación ocurre durante la irradiación, reduciendo la efectividad del tratamiento. En este caso tenemos:

$$\text{BED}_{\text{LDR}} = D \left\{ 1 + \left[ \frac{2R}{\mu \left(\frac{\alpha}{\beta}\right)} \right] \bullet \left[ \frac{1 - e^{-\mu T}}{\mu T} \right] \right\} \quad (1.21)$$

donde T representa la duración del tratamiento y R representa la tasa de dosis. Como la dosis biológicamente efectiva depende de la relación  $\alpha/\beta$  empleada, la convención usada para especificar un valor de BED con un determinado  $\alpha/\beta$ , es colocarle al valor de BED en unidades de grays un subíndice especificando el valor  $\alpha/\beta$ , por ejemplo, el BED para tejidos con un  $\alpha/\beta$  igual a 3 sería: 10 Gy<sub>3</sub>.

En realidad, las ecuaciones para ambas modalidades de braquiterapia contienen un término adicional no mostrado,  $(0,693 T/\alpha T_{pot})$ , que da cuenta de la repoblación celular durante el tratamiento.  $T_{pot}$  representa el tiempo necesario para que una población celular doble su número. En braquiterapia de alta tasa de dosis este término es obviado sin introducir errores significativos, debido al corto tiempo de los tratamientos.

---

# Materiales y métodos

---

## 2.1. Características del iridio

Es el elemento químico 77 de la tabla periódica, ubicado en la parte final del grupo 9, un metal de transición muy fuerte, quebradizo, plateado blanquecino de la familia del platino, es el segundo elemento más denso (después del osmio) y el más resistente a la corrosión, incluso a temperaturas tan altas como 2000 °C. Los compuestos de iridio más importantes en términos de uso son las sales y los ácidos que forma con el cloro, así como una serie de compuestos organometálicos utilizados en catálisis e investigación. El  $^{191}\text{Ir}$  e  $^{193}\text{Ir}$  son los dos isótopos estables naturales conocidos del iridio, siendo el segundo el más abundante de los dos. Este metal fue descubierto en 1803 por Smithson Tennant en Londres, Inglaterra, entre las impurezas insolubles del platino natural de América del Sur. El iridio es empleado cuando se requiere resistencia a la corrosión en entornos de altas temperaturas, como en las bujías, crisoles para la recristalización de semiconductores a altas temperaturas, electrodos para la producción de cloro en el proceso de cloro-álcali y generadores termoeléctricos de radioisótopos utilizados en naves espaciales no tripuladas [1].

Debido a su dureza, fragilidad, y alto punto de fusión (el noveno más alto de todos los elementos), el iridio sólido es difícil de emplear, usándose por ello compuestos de este metal, su módulo de elasticidad es el segundo más alto de todos los metales, sólo superado por el osmio, junto a una Relación de Poisson<sup>1</sup> muy baja, dan cuenta de la extrema rigidez y resistencia que posee este elemento; cuenta con una masa atómica de 192,2 una, una densidad de 22,56 g/cm<sup>3</sup> y se comporta como superconductor por debajo de los 0,14 K, siendo su configuración electrónica  $[\text{Xe}]4f^{14}5d^76s^2$ .

---

<sup>1</sup>Relación entre tensión longitudinal y lateral

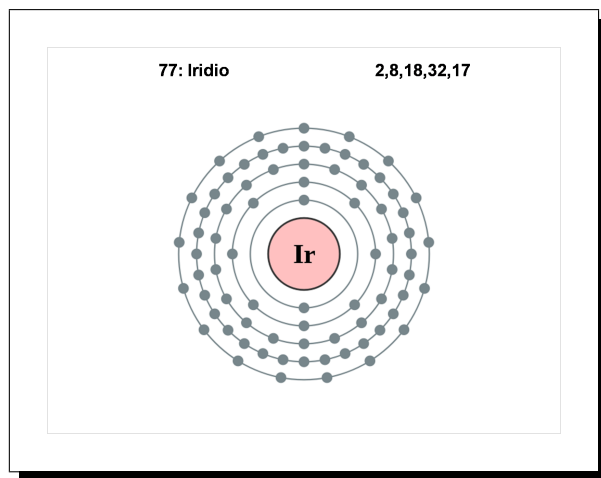


Figura 2.1: Representación de la distribución de electrones en el iridio.

Además del  $^{191}\text{Ir}$  y el  $^{192}\text{Ir}$  cuya abundancia natural es 37,3% y 62,7% respectivamente, se han sintetizado al menos 34 isótopos de este elemento, con un rango de número másico entre 164 y 199. De ellos, quizás el más conocido es el  $^{192}\text{Ir}$  con una vida media de 73,8 días y aplicaciones en la medicina y en radiografía industrial, particularmente para chequeos no destructivos de soldaduras de acero en la industria del petróleo y gas. Isótopos de este elemento con número másico menor a 191 sufren desintegración radiactiva por alguna combinación de decaimiento  $\beta^+$ ,  $\alpha$  o emisión de protones, con excepción del  $^{189}\text{Ir}$  que decae por captura electrónica e  $^{190}\text{Ir}$  que decae por emisión de positrones. Aquellos isótopos con número másico mayor a 191 experimentan decaimiento  $\beta^-$ , aunque el  $^{192}\text{Ir}$  decae en un pequeño porcentaje por captura electrónica.

### 2.1.1. iridio-192 ( $^{192}\text{Ir}$ )

Es producido por activación neutrónica cuando el  $^{191}\text{Ir}$  absorbe un neutrón, como se muestra en la ecuación (2.1), posee una vida media de 73,8 días y decae vía emisión  $\beta^-$  con energía máxima de 0,67 MeV a estados excitados del  $^{192}\text{Pt}$  con 95,4% de probabilidad, y a través de captura electrónica a  $^{192}\text{Os}$  con un 4,6% de probabilidad. Posee una actividad específica de  $9,2 \times 10^3 \text{ Ci/g}$ , número promedio de rayos  $\gamma$  igual a 2,2 por decaimiento, una constante de tasa de exposición igual a  $4,69 \text{ R} \times \text{cm}^2 \times \text{mCi}^{-1} \times \text{hr}^{-1}$  (rangos de 4,07 - 4,8) y una constante de tasa de kerma en aire igual a  $4,11 \text{ cGy} \times \text{cm}^2 \times \text{mCi}^{-1} \times \text{hr}^{-1}$  [15].

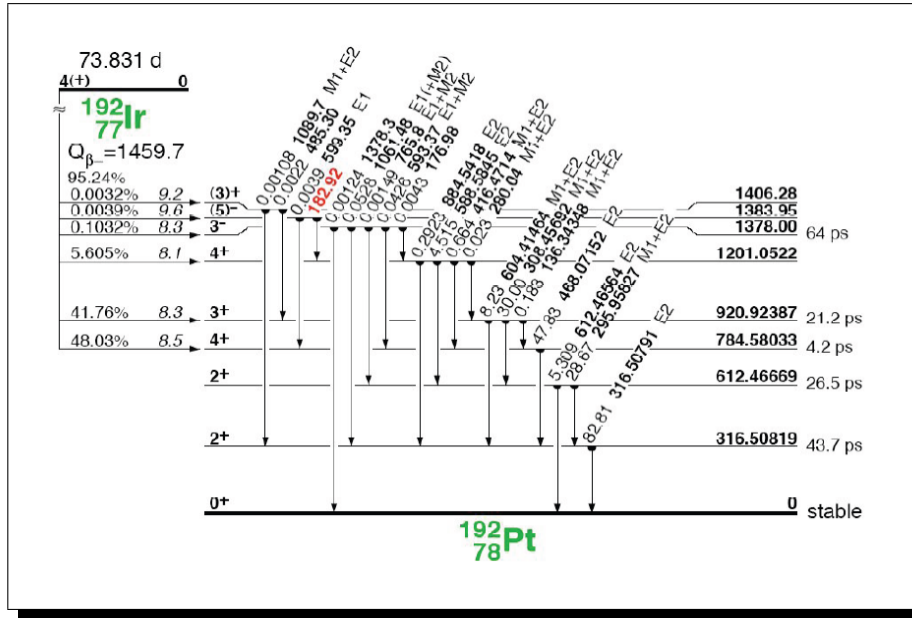


Figura 2.2: Esquema de decaimiento por emisión  $\beta^-$  para el  $^{192}\text{Ir}$ .



El espectro de energía es multienergético con un rango que oscila entre 0, 206 MeV y 0, 670 MeV; con un promedio ponderado de 0, 38 MeV. Cuando está recién elaborado, el  $^{192}\text{Ir}$  está contaminado con pequeñas cantidades de  $^{194}\text{Ir}$  radiactivo, proveniente de la activación neutrónica del isótopo estable  $^{193}\text{Ir}$ , sin embargo, tiene una vida media de tan sólo 17 horas por lo que decae a niveles insignificantes rápidamente [2]. En general es suplida en forma de alambre con un núcleo activo formado con una aleación de 30 % iridio y 70 % platino rodeado con una capa muy fina de espesor 0, 1 mm de platino, con diámetros de 0, 3 mm a 0, 6 mm cuya longitud dependerá del equipo en donde vaya a ser usada la fuente.

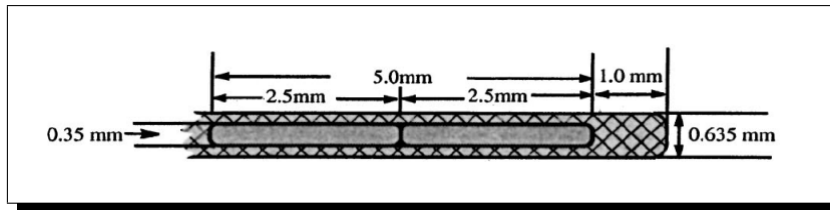


Figura 2.3: Fuente de  $^{192}\text{Ir}$  usada en el equipo VariSource de Varian.

## 2.2. Cámaras de ionización y electrómetros

### 2.2.1. Cámaras de ionización

Una cámara de ionización es un dispositivo que consiste básicamente en un recipiente conteniendo algún tipo de gas o líquido, al cual se le aplica una diferencia de potencial entre dos electrodos para causar el movimiento de los iones producidos por el paso de la radiación ionizante, originando así una corriente medible por el movimiento de cargas dentro del volumen de gas. Estos dispositivos se encuentran entre los primeros y más ampliamente detectores de radiación usados. Cuando una partícula ionizante interacciona con el gas confinado en la cámara, puede excitar o bien ionizar sus moléculas, aunque las moléculas excitadas pueden usarse para formar una señal medible (como en el caso de los detectores de centelleo), en general los detectores gaseosos son preferidos, tomando provecho de la característica principal de la radiación ionizante, que es justamente ionizar las moléculas del gas, formando pares iónicos. Como otros detectores, las cámaras de ionización pueden ser operadas en *modo corriente* o en *modo pulso*; en la mayoría de las aplicaciones las cámaras son usadas en modo corriente, aunque existen unos pocos casos en los que el uso en modo pulso es empleado.

### 2.2.2. Cámaras tipo pozo

Las cámaras de pozo proveen un método confiable para calibrar fuentes de braquiterapia antes de ser usadas clínicamente, por su estabilidad y eficiencia de colección debido a su geometría de  $4\pi$  estereorradianes. El detector consiste en un cilindro que rodea a la fuente formando una área activa de detección de  $4\pi$  estereorradianes aproximadamente, que se traduce en mayor colección de pares iónicos [12].

Hay por lo menos dos tipos de cámaras de pozo que se usan en muchos hospitales; cámaras llenas de gas a alta presión (usualmente argón), las cuales fueron diseñadas originalmente para hacer pruebas con radionucleídos de baja actividad, y cámaras de pozo que están abiertas a la atmósfera. La pérdida de presión debido a la fuga de gas afecta la sensibilidad del primer tipo de cámara, a diferencia de aquellas abiertas a la atmósfera que no requieren de un mecanismo especial para mantener la presión interna dentro de la cámara, pero en cambio requieren correcciones por variaciones en la temperatura y presión ambiente.

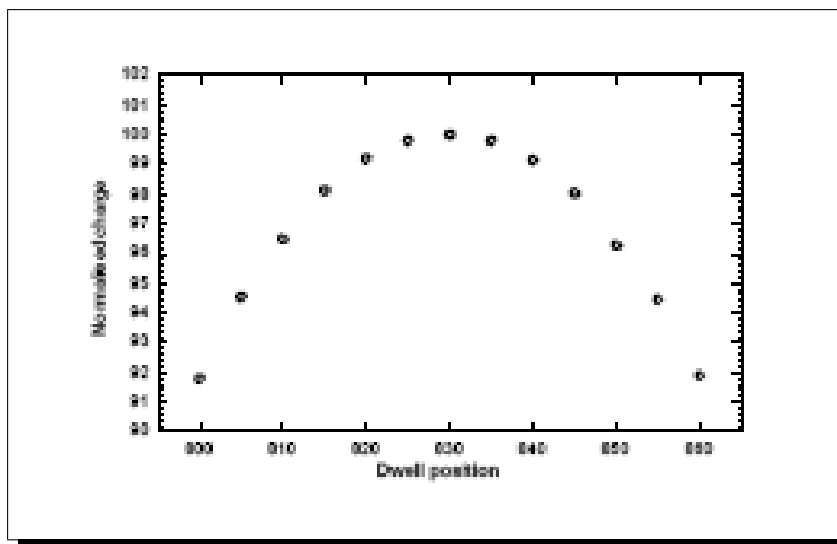


Figura 2.4: Gráfico representativo de carga en función de la posición de la fuente para una cámara de pozo. Se aprecia como la cámara posee un punto en el cual la colección de carga será máxima.

La respuesta de estas cámaras debe verificarse a intervalos regulares usando una fuente de vida media larga, por ejemplo, una de  $^{137}\text{Cs}$ , aunque podrían usarse otras.

En estas cámaras la fuente debe insertarse con un espaciador apropiado o accesorio sostenedor que asegure reproducibilidad en la posición de la fuente. La sensibilidad de la cámara debe ser medida como una función de la profundidad de inserción de la fuente desde el fondo de la cámara, donde la dependencia estará directamente relacionada con el diseño de la cámara. Un gráfico típico de sensibilidad se muestra en la figura 2.4

Las cámaras de pozo responden a la radiación dispersa y deben ser usadas lejos de paredes que pudieran dispersar la radiación de vuelta a la cámara, en algunos casos es posible que se requiera la determinación experimental de este efecto.

### 2.2.3. Proceso de ionización

Cuando un volumen determinado de gas es expuesto a una fuente de radiación ionizante (fotones, neutrones, partículas  $\alpha$  y  $\beta$ ), interacciones físicas como el efecto fotoeléctrico, dispersión Compton, producción y aniquilación de pares originan moléculas ionizadas a lo largo de la trayectoria que estas partículas ionizantes siguen dentro del gas. Una vez ionizadas las moléculas se producen los *pares iónicos*, que

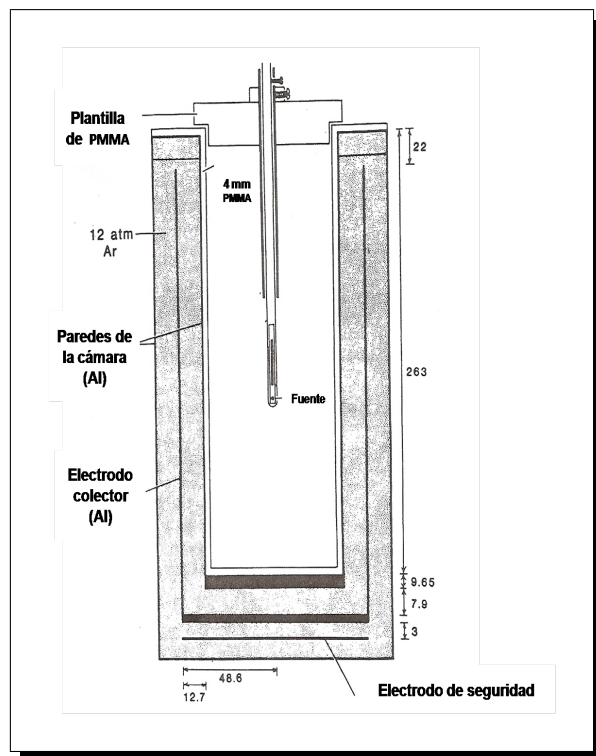


Figura 2.5: Diseño típico de una cámara de pozo a alta presión.

serán la base de las señales eléctricas que luego serán registradas como una medida de la radiación recibida en el medio.

Como mínimo, la partícula debe transferir una cantidad de energía igual a la energía de ionización de las moléculas del gas para que el proceso de ionización se produzca; en la mayoría de los gases usados en detectores de radiación, la energía de ionización para los electrones poco ligados es de aproximadamente 10 a 25 eV [6]. Sin embargo dentro del gas ocurren otros procesos que ocasionan la pérdida de energía de las partículas incidentes sin producir ionización alguna, por ejemplo, en el proceso de excitación los electrones son llevados a un estado ligado de mayor energía, sin ser completamente desprendidos de la molécula o átomo al cual pertenecen; por lo tanto el promedio de energía cedido por las partículas para la formación de iones es notablemente mayor que la energía mínima de ionización, esta cantidad de energía perdida en procesos diferentes al de ionización se representa por la letra  $W$ , los valores que tome  $W$  son función del gas contenido en la cámara, la energía y tipo de radiación incidente, aunque observaciones empíricas han demostrado que este valor permanece bastante estable para muchos gases y diferentes tipos de radiación [6]. Sea  $T_0$  la energía cinética



Cuadro 2.1: Valores de energía de ionización por par iónico para algunos gases usados frecuentemente.

Gas	Potencial de primera ionización (eV)	Valor de $W$ (eV/par iónico)	
		Electrones rápidos	Partículas $\alpha$
Ar	15.7	26.4	26.3
He	24.5	41.3	42.7
H <sub>2</sub>	15.6	36.5	36.4
N <sub>2</sub>	15.5	34.8	36.4
Air		33.8	35.1
O <sub>2</sub>	12.5	30.8	32.2
CH <sub>4</sub>	14.5	27.3	29.1

inicial de la partícula incidente y  $\bar{N}$  el valor esperado del número de pares iónicos formados por cada partícula que llega al medio, se puede expresar  $W$  como:

$$W = \frac{T_0}{\bar{N}} \quad (2.2)$$

alternativamente el ICRU (1971) [4] define  $W$  de la siguiente forma:

$$W = \frac{T_0(1 - g)}{\bar{N}(1 - g')} \quad (2.3)$$

donde  $g$  es la fracción de  $T_0$  perdida por la partícula en el proceso de bremsstrahlung, y  $g'$  es el número fraccionario de pares iónicos producidos por bremsstrahlung. Para un número de partículas  $n$  muy grande se tiene:

$$\bar{W} = \frac{\sum_{i=1}^n T_i(1 - g_i)}{\sum_{i=1}^n N_i(1 - g'_i)} \quad (2.4)$$

siendo  $T_i(1 - g_i)$  la energía cinética de la  $i$ ésima partícula perdida en el proceso de bremsstrahlung, y  $N_i(1 - g'_i)$  el número de pares iónicos creados por la  $i$ ésima partícula en el bremsstrahlung. Para partículas cargadas más pesadas que los electrones,  $g_i$  y  $g'_i$  en las ecuaciones (2.3) y (2.4) pueden ser tomados como cero. Además  $g_i \cong g'_i$  para los electrones si  $T_i$  es suficientemente grande, de modo que  $W$  permanece constante.

Además del número medio de pares iónicos formados por cada partícula incidente, interesa también conocer la fluctuación en este número para partículas incidentes de la misma energía; debido a que esta fluctuación impondrá una cota práctica en

la resolución de energía que puede ser alcanzada por los detectores basados en la colección de iones.

En un primer modelo simple, la formación de iones puede ser considerado como parte de un proceso estadístico de Poisson; por tanto, el número total de iones debe estar relacionado a las fluctuaciones que a su vez están caracterizadas por una desviación estándar igual a la raíz cuadrada del número medio de iones formados. Muchos detectores de radiación poseen una fluctuación inherente menor a la predicha por este modelo simplificado, por lo que debe multiplicarse la variancia por un factor para obtener la variancia experimental observada. Este factor se conoce como *factor de Fano*, y es una cantidad empírica que refleja en cierto grado la fracción de partículas incidentes que son convertidas en portadoras de información dentro del detector. En gases, se observa empíricamente valores del factor de Fano menores a uno, de modo que las fluctuaciones son menores que las basadas en la estadística de Poisson únicamente.

### 2.2.4. Difusión, transferencia de carga y recombinación de iones

Los átomos y moléculas que forman gases están típicamente en estado neutro y en constante movimiento térmico caracterizado por un *camino libre medio*, que en condiciones normales está en el orden de  $10^{-6}$  y  $10^{-8}$  m. Iones positivos y electrones formados dentro del gas también toman parte en este movimiento aleatorio, y por tanto, tienden a difundirse hacia regiones de baja densidad. Este proceso es más acentuado en electrones que en iones positivos debido a su mayor velocidad térmica; los electrones “libres” se apartarán de su punto original de formación siguiendo una distribución espacial del tipo gaussiana, cuyo ancho se incrementará con el tiempo, donde  $\sigma = \sqrt{2Dt}$  representa la desviación estándar siendo  $D$  el coeficiente de difusión y  $t$  el tiempo.

#### 2.2.4.1. Transferencia de carga

Ocurre cuando un ion positivo interacciona con una molécula neutra y ésta transfiere un electrón al ion, de ese modo se intercambian los roles; este proceso de intercambio tiene preponderancia en mezclas de gases que contienen diferentes especies moleculares. Existen otros gases que presentan tendencia a formar iones negativos al

juntarse con electrones libres del medio. Un ejemplo de este tipo de gases es el oxígeno que rápidamente se une a los electrones del medio formando iones negativos.

#### 2.2.4.2. Recombinación

Al interaccionar los iones positivos con los electrones libres del medio, se forman nuevamente las especies moleculares neutras que estaban antes de la ionización, ocurriendo el llamado proceso de recombinación; la información contenida en estos iones es perdida y no contribuye a la señal registrada en el detector. Debido a que la frecuencia de las colisiones es proporcional al producto de las concentraciones de las dos especies involucradas, la tasa de recombinación puede escribirse como:

$$\frac{dn^+}{dt} = \frac{dn^-}{dt} = -\alpha n^+ n^- \quad (2.5)$$

donde

$n^+$ , es la concentración de especies positivas

$n^-$ , es la concentración de especies negativas

$\alpha$ , es el coeficiente de recombinación

En general se puede hablar de dos tipos de recombinación: *columnar* y *volumétrica*. La primera, llamada también recombinación inicial, surge cuando los pares iónicos son mayormente formados en una columna a lo largo del camino de la partícula ionizante; por tanto la densidad de pares iónicos en esta zona es elevada hasta que éstos se mueven a zonas alejadas de su punto de formación. La recombinación columnar es más notoria en partículas pesadas (alfas) comparadas con los electrones, y es sólo dependiente de las condiciones locales a lo largo de los caminos individuales de las partículas ionizantes e independiente de la tasa de formación de estos caminos dentro del detector.

La recombinación volumétrica ocurre cuando los iones interaccionan con los electrones después que ellos han dejado el camino en donde han sido formados. Debido a que muchos caminos pueden ser formados durante el tiempo que les toma a los iones llegar a los electrodos colectores, es posible para iones y electrones de diferentes caminos interaccionar y recombinarse, haciéndose más notorio este proceso para tasas de irradiación altas.

## 2.2.5. Migración y colección de la carga

### 2.2.5.1. Movilidad de las cargas

Cuando un campo eléctrico externo es aplicado al volumen de gas irradiado, las fuerzas electrostáticas obligan a los iones a moverse hacia los electrodos colectores de la cámara, lejos del punto original de formación; el movimiento neto de estos iones consiste en la superposición de una velocidad térmica aleatoria junto con una velocidad neta de deriva en una dirección dada. En general los iones positivos se moverán en dirección del campo eléctrico, en tanto que electrones e iones negativos lo harán en sentido contrario. Para iones dentro de un gas, la velocidad de deriva puede ser predicha con bastante precisión a través de la siguiente relación:

$$v = \frac{\mu \mathcal{E}}{p} \quad (2.6)$$

donde

$v$ , es la velocidad de deriva

$\mathcal{E}$ , intensidad del campo eléctrico

$p$ , es la presión del gas

La movilidad  $\mu$  tiende a ser constante para amplios rangos de intensidad de campo eléctrico y presión, además de diferir poco entre iones positivos y negativos del mismo gas. Para electrones, el comportamiento es bastante diferente, pues su poca masa permite grandes aceleraciones siendo el valor de la movilidad  $\mu$  hasta 1000 veces más alto que el de los iones [6], típicamente el tiempo de colección para electrones está en el orden de los microsegundos y para iones en el orden de los milisegundos.

### 2.2.5.2. Corriente de ionización

En presencia de un campo eléctrico externo, el desplazamiento de cargas positivas y negativas representadas por iones y electrones da origen a una corriente eléctrica. Si un volumen de gas en estado de equilibrio es irradiado, la tasa de formación de pares iónicos será constante y estará exactamente balanceada con la tasa a la cual los pares iónicos son perdidos del volumen del gas, a través de cualquier proceso de recombinación o difusión; bajo estas condiciones la recombinación es despreciable y todas las cargas son eficientemente colectadas, y por ende la corriente producida es una medida precisa de la tasa de formación de iones dentro del volumen. En ausencia

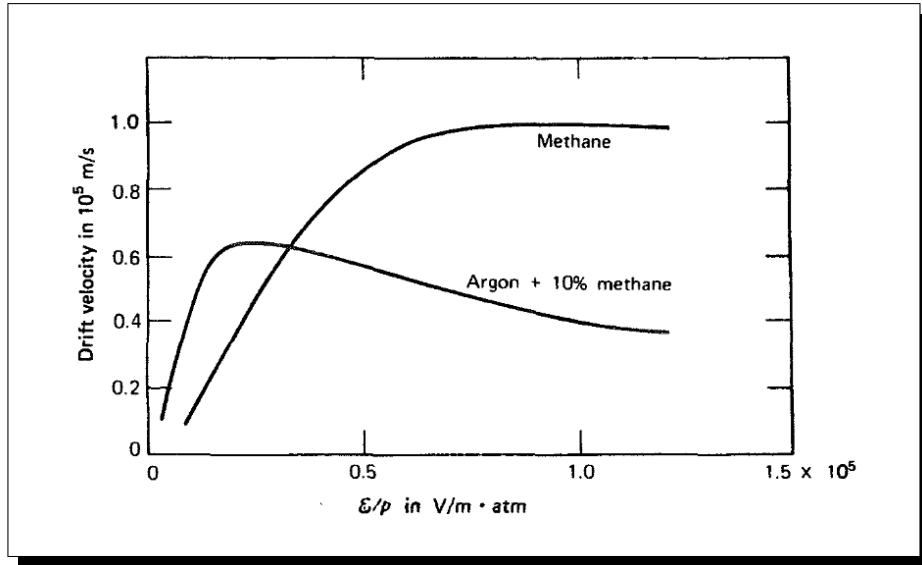


Figura 2.6: Ejemplo de la velocidad de deriva del electrón en función del campo eléctrico entre la presión.

de campo eléctrico no debería medirse corriente alguna, y los pocos iones existentes en el gas deberían desaparecer por recombinación o difusión, sin embargo siempre podrá medirse una corriente de fondo (corriente de fuga) producto de características propias de la circuitería de los equipos y de la radiación de fondo.

Al aumentarse el voltaje, el campo eléctrico comienza a separar las cargas más rápidamente y la recombinación columnar comienza a disminuir, incrementar la magnitud del voltaje ocasiona un aumento en la velocidad de deriva de los iones, reduciéndose su concentración de equilibrio dentro del gas, disminuyendo así la recombinación volumétrica. De seguir incrementándose el voltaje se llegará a un punto de saturación en donde la corriente colectada será máxima, esto porque todos los pares iónicos formados llegan a los colectores y su tasa de formación se vuelve constante. Es en esta región de saturación donde las cámaras de ionización son usadas más eficientemente.

### 2.2.5.3. Factores que afectan la corriente de saturación

Si la producción de pares iónicos es uniforme en todo el volumen de la cámara, la deriva de las cargas positivas hacia el cátodo y las negativas hacia el ánodo creará un desbalance en la concentración de equilibrio de ambos portadores de carga; la concentración de iones positivos será mayor cerca del cátodo, y lo contrario se cumple para las cargas negativas, dando origen a un gradiente de difusión neto contrario

al flujo de cargas causado por el campo eléctrico (zona de menor concentración), provocando un decremento en la corriente de ionización. Esta perturbación puede ser cuantificada a través de (suponiendo una cámara con electrodos colectores planos paralelos):

$$-\frac{\Delta I}{I} = \frac{\epsilon k T}{e V} \quad (2.7)$$

en esta expresión,

$\epsilon$ , es la relación entre la energía promedio de los portadores de cargas en presencia de un campo eléctrico y en ausencia de campo eléctrico.

$k$ , es la constante de Boltzmann

$T$ , es la temperatura absoluta

$e$ , la carga del electrón

$V$ , voltaje aplicado entre electrodos.

Esta pérdida en la corriente de saturación depende principalmente del voltaje aplicado y de la cantidad *epsilon* referida en la ecuación (2.7). Para iones,  $\epsilon$  no es mucho más grande que la unidad y según la ecuación (2.7) la pérdida en corriente de ionización por recombinación es despreciable. Para el caso de los electrones,  $\epsilon$  está en el orden de los cientos y existe una pérdida considerable en la corriente de ionización, sin embargo al aumentar el campo eléctrico externo a valores altos todas estas pérdidas en la corriente son limitadas y mantenidas en valores poco significativos.

### 2.2.6. Determinación de la corriente de ionización

La magnitud de la corriente de ionización en condiciones típicas de laboratorio es muy pequeña para ser detectada usando técnicas convencionales de medida, por lo que se hace necesario algún tipo de amplificador que permita esta tarea. Un electrómetro mide indirectamente la corriente a través de la caída de voltaje en una serie de resistencias contenidas en un circuito de medida; el voltaje en este conjunto de resistencias (del orden de  $10^9 - 10^{12}$  ohms) es amplificado y sirve como punto de partida para la medida de la señal. Otra manera de atacar el problema es convertir la señal de corriente directa a corriente alterna en una fase temprana, lo cual permite amplificar la señal AC de forma más estable en fases subsiguientes. Esta conversión se logra haciendo uso de un electrómetro capaz de coleccionar la corriente de ionización mediante

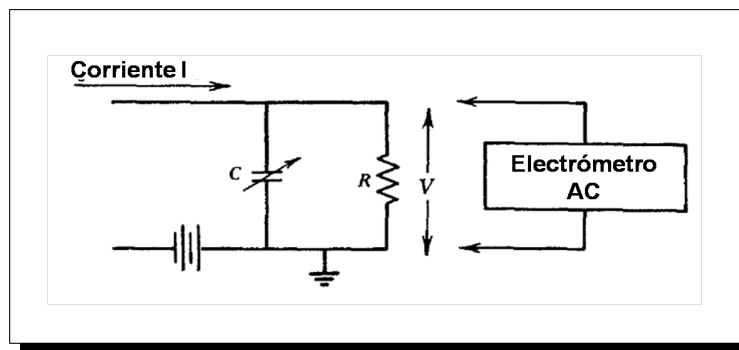


Figura 2.7: Ejemplo de un circuito RC para determinar la corriente de ionización producida en la cámara.

un circuito RC con una constante de tiempo suficientemente larga, en la figura 2.7 se muestra una representación básica de este tipo de circuitos. En el equilibrio el voltaje está dado por:

$$V = IR \quad (2.8)$$

donde  $I$  es la corriente de ionización en estado de equilibrio, además una carga  $Q$  almacenada en la capacitancia del circuito dada por:

$$Q = CV \quad (2.9)$$

si la capacitancia cambia rápidamente en relación con la constante de tiempo del circuito, una variación en el voltaje del circuito será inducido, pudiéndose cuantificar exactamente por:

$$\Delta V = \frac{Q}{C^2} \Delta C \quad (2.10)$$

sustituyendo las dos ecuaciones previas se obtiene:

$$\Delta V = I \frac{R}{C} \Delta C \quad (2.11)$$

### 2.2.7. Electrómetros

Un electrómetro es un dispositivo capaz de cuantificar carga eléctrica y diferencias de potencial. Existen muchos tipos, desde aquellos primeros dispositivos fabricados a mano con componentes electro-mecánicos hasta aquellos de altísima precisión que

poseemos hoy día, basados en tecnología de estado sólido capaces de medir voltajes y cargas con corrientes de fondo muy bajas.

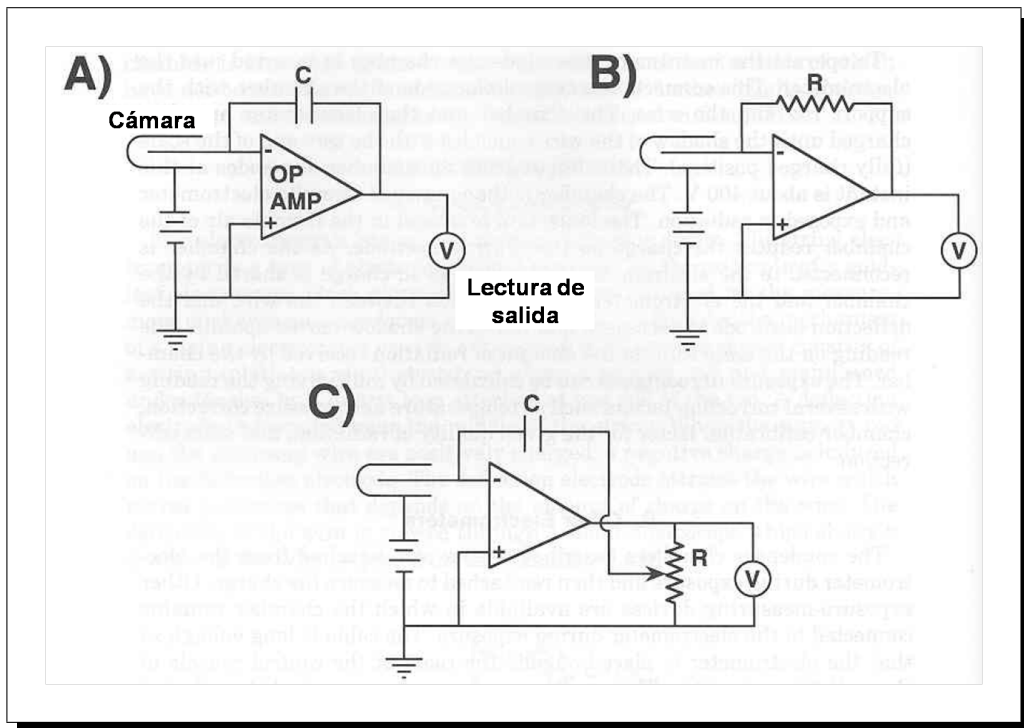


Figura 2.8: Representación esquemática de una cámara de ionización conectada a un amplificador operacional de retroalimentación negativa.

Debido a lo extremadamente pequeño de la carga y de la corriente de ionización a ser medida, circuitos especiales han sido desarrollados con el objeto de realizar estas medidas lo más preciso posible. Anteriormente, los electrómetros más comunes usaban amplificadores operacionales de retroalimentación negativa (negative-feedback operational amplifiers). En la figura 2.8 se muestran ejemplos de algunos de estos circuitos; allí se representa a los amplificadores operacionales como un triángulo con dos puntos de entrada. El terminal negativo es llamado “terminal de inversión” y el positivo “terminal de no inversión”; esto significa que cualquier voltaje negativo aplicado al terminal de inversión producirá un voltaje amplificado y positivo, y un voltaje positivo aplicado al terminal de no inversión generará un voltaje amplificado positivo. Se observa en el circuito la existencia de una conexión de retroalimentación en el terminal negativo del amplificador, la cual puede contener un capacitor o una resistencia.



Estos amplificadores operacionales poseían una alta ganancia de circuito abierto ( $> 10^4$ ) y alta impedancia de entrada ( $> 10^{12}$  ohms); debido a esto, el voltaje de salida es establecido por el elemento de retroalimentación (bien sea un capacitor o una resistencia), independiente de la ganancia de circuito abierto, y el potencial entre las entradas del amplificador (llamado voltaje de error), es mantenido en valores muy bajos [4].

En modo carga, la carga  $Q$  colectada por la cámara de ionización es depositada en el capacitor de retroalimentación  $C$ . El voltaje  $V$  a través de  $C$  es medido por un voltímetro y dado por  $Q/C$ , la lectura de esta diferencia de potencial, es en esencia la medida de la carga producto de la ionización.

En modo corriente, el capacitor es reemplazado por una resistencia  $R$ . La irradiación de la cámara origina una corriente de ionización  $I$  que fluye a través de la resistencia, generando un voltaje dado por  $V=IR$  a través de la resistencia. La lectura de este voltaje refleja la magnitud de la corriente de ionización.

En general un electrómetro es un voltímetro electrónico de alta sensibilidad, cuya impedancia de entrada es tan alta que la corriente fluyendo hacia él puede ser considerada para fines prácticos cero. Los electrómetros modernos consisten en una serie de circuitos amplificadores de estado sólido constituidos por transistores FET y MOSFET, poseen un suministro de alto voltaje usado para brindar alimentación a la cámara de ionización. Estos electrómetros son muy frecuentemente multipropósito, es decir, pueden medir corriente, voltaje y carga.

### 2.3. Proceso de intercomparación

El primer paso realizado fue la determinación del punto efectivo de calibración de las cámaras participantes en la intercomparación, éste se define como el punto en el cual la cámara registra un máximo en las lecturas, y en donde además debe estar ubicado el centro de la fuente durante el procedimiento de calibración [10]; puede diferir de una fuente a otra dependiendo de la longitud de la fuente. Para encontrar el punto efectivo de calibración y asegurar la reproducibilidad del mismo, se hizo uso de un dispositivo llamado “holder” (modelo 70010) que permitió asegurar y fijar el catéter a través del cual se introdujo la fuente a la cámara, permitiendo posicionarla a la altura deseada. Las mediciones para determinar el punto efectivo de las cámaras

## 2 Materiales y métodos

fueron realizadas en diferentes posiciones de la fuente a lo largo del eje de las cámaras, tomando el fondo de las mismas como punto de referencia.



Figura 2.9: Algunas de las cámaras usadas en la intercomparación. En la imagen se aprecian 2 cámaras con sus respectivos holders y la base móvil del Varisource.

Las medidas fueron realizadas en un ambiente que puede considerarse de dispersión mínima, pues las cámaras estaban ubicadas a más de un metro de cualquier pared y del suelo. Antes de comenzar con la calibración se dejaron en reposo por espacio de una hora para que se equilibraran con el ambiente exterior. Las lecturas fueron hechas en modo carga, el tiempo de colección fijado en 60 segundos, y se realizaron 3 ciclos de medida con 5 lecturas cada ciclo para cada cámara. Todas las medidas fueron corregidas por temperatura y presión con el factor:

$$k_{Tp} = \frac{273,15 + T}{273,15 + T_0} \cdot \frac{1013,25}{p} \quad (2.12)$$

donde  $T$  es la temperatura en grados centígrados,  $p$  la presión en milibares y  $T_0$  la temperatura de referencia para la calibración de la cámara, 22 °C en nuestro caso.



Figura 2.10: Electrómetros usados en la intercomparación.

Debido a que la toma de datos se realizó en modo carga, las lecturas estaban en Coulomb, para poder relacionarlas con la actividad de la fuente fue necesario usar la constante de tasa de kerma en aire  $\Gamma$  multiplicada por el tiempo de colección  $t$  en segundos, a través de la siguiente relación:

$$A_{exp} = \frac{\bar{L} \cdot k_{Tp} \cdot N_D}{t \cdot \Gamma} \quad (2.13)$$

donde  $\bar{L}$  representa la lectura promedio de las cámaras,  $k_{Tp}$  el factor de corrección por temperatura y presión,  $N_D$  el factor de calibración de las cámaras en unidades de  $\text{Gy} \cdot \text{m}^2 \cdot \text{s} \cdot \text{h}^{-1} \cdot \mu\text{C}^{-1}$ ,  $t$  el tiempo de colección en segundos y  $\Gamma = 4,11 \times 10^{-3} \text{Gy} \cdot \text{m}^2 \cdot \text{h}^{-1} \cdot \text{Ci}^{-1}$  la constante de tasa de kerma en aire. Sin embargo el factor de calibración de las cámaras está dado según los certificados de calibración en unidades de  $\text{Gy} \cdot \text{m}^2 \cdot \text{h}^{-1} \cdot \text{A}^{-1}$ , por lo que fue necesario ponerlos en función de la carga en  $\mu\text{C}$  y del tiempo en segundos, a través de las siguientes relaciones:

$$\frac{\text{Gy} \cdot \text{m}^2}{\text{h} \cdot \text{A}} \cdot \frac{1 \text{A} \cdot \text{s}}{\text{C}} \cdot \frac{10^{-6} \cdot \text{C}}{\mu\text{C}} = 10^{-6} \frac{\text{Gy} \cdot \text{m}^2 \cdot \text{s}}{\text{h} \cdot \mu\text{C}} \quad (2.14)$$

Para comparar la actividad experimental encontrada a partir de las lecturas de las cámaras, se calculó teóricamente la actividad de la fuente a partir de:

$$A_t = A_0 e^{-\frac{\ln 2}{\tau} t} \quad (2.15)$$

donde  $A_0$  es la actividad inicial de la fuente,  $\tau$  el tiempo de vida media del  $^{192}\text{Ir}$  y  $t$  el tiempo transcurrido desde la fabricación de la fuente hasta el momento de la intercomparación.

Una vez calculada la actividad teórica de la fuente y comparada con los valores obtenidos experimentalmente a partir de las cámaras con certificado de calibración, se escogió un valor experimental patrón, usando como criterio de selección aquella que estuviera más cercana a la actividad teórica de la fuente; ya con un valor experimental definitivo para la actividad de la fuente y haciendo uso de la ecuación (2.13) se determinó el factor de calibración para aquellas cámaras sin factor como sigue a continuación:

$$N_D = \frac{A_{exp} \cdot t \cdot \Gamma}{\bar{L} \cdot k_{Tp}} \quad (2.16)$$

## 2.4. Materiales usados en la intercomparación

### 2.4.1. Equipo de braquiterapia usado para la intercomparación

El Varisource cuenta con 20 canales para suministrar tratamiento, usa dos fuentes de  $^{192}\text{Ir}$  de 0,348 mm de diámetro y 2,5 mm de longitud cada una, que juntas suman 5 mm de longitud. Tomando en cuenta el encapsulamiento, la fuente cuenta con un diámetro de 0,7 mm y una longitud de 6 mm. En cada canal el paso mínimo de la fuente es de 2 mm y el tiempo mínimo de permanencia en estas posiciones es de 0,2 seg; cuenta con una extensión máxima de 1500 mm, con 200 mm de longitud efectiva para tratamiento por canal, y el radio mínimo de curvatura es de 15 mm [5]. El equipo completo está constituido por:

- **Cónsola de control**, es un microcomputador 486SX constituido por el procesador central, la unidad de disco, teclado y monitor. Su función es recibir la información del paciente, prescripción del tratamiento y controlar la ejecución del tratamiento.
- **Unidad controladora**, controlada por la consola de control, contiene una serie de pulsadores que habilitan o deshabilitan el equipo para el tratamiento. Posee también una pantalla que muestra de manera esquemática el recorrido de la fuente.
- **Impresora**, usada para imprimir el reporte del tratamiento u otra actividad (calibración, configuración, etc.) a la cual sea sometido el equipo.
- **Unidad remota**, se encuentra en el cuarto de tratamiento y contiene la fuente radiactiva, es la encargada de llevar la fuente hasta el sitio de tratamiento a través de sistemas mecánicos y componentes electrónicos.
- **Interlock de puerta y último hombre**, el interlock se encuentra en la esquina superior de la puerta y es un dispositivo de seguridad que retrae inmediatamente la fuente si la puerta es abierta durante el tratamiento. El botón de último hombre es otro dispositivo de seguridad, el cual debe ser presionado por la última persona que salga de la sala de tratamiento, para asegurar que ninguna persona, salvo el paciente esté dentro de la sala durante el tratamiento.
- **Baterías de repuesto (UPS)**, son dispositivos de almacenamiento de energía eléctrica conectados constantemente a la consola de control y la unidad remota, cuya función es mantener el suministro de energía eléctrica en caso de fallas y evitar que la fuente quede fuera de su sitio de resguardo.

#### 2.4.2. Equipo de braquiterapia usado para la comprobación del factor de calibración

El GammaMedplus cuenta con 24 canales para suministrar tratamiento, con un máximo de 60 posiciones (dwells positions) por canal, paso de la fuente programable de 1-10 mm en intervalos de 1 mm y el tiempo mínimo de permanencia en estas posiciones es de 0, 1 seg; cuenta con una extensión máxima de 1300 mm y una longitud efectiva para suministrar tratamiento de 200 mm.

Al igual que el Varisource, posee consola de control, unidad controladora, unidad remota y todos los demás componentes mencionados en el apartado previo.

### 2.4.3. Fuente radiactiva de $^{192}\text{Ir}$ usada como referencia (fuente # 1)

**Serial Nº:** 02-01-2219-001-120909-11692-64.

**Clasificación ISO/ANSI:** ISO-C53211 ANSI-97C53211.

**Dimensiones físicas** El núcleo activo con 5,0 mm de longitud y 0,348 mm de diámetro, está encapsulado en una cavidad de 1 mm de grosor hecha de una aleación de níquel y titanio (NiTi). El alambre unido a ella por medio de soldadura de 0,1 mm de espesor y hecho también de NiTi, tiene una longitud aproximada de 2585 mm con un diámetro igual a 0,59 mm.

**Forma:** Iridio sólido.

**Fecha y hora de calibración en fábrica:** 12/09/2009 a las 12:00 pm.

**Actividad:** 11,692 Ci – 432604 MBq – 47,17 mGy h<sup>-1</sup> a un metro de distancia.

**Incertidumbre en la actividad:** ±5 %.

**Contaminación superficial:** < 185 Bq.

### 2.4.4. Fuente radiactiva de $^{192}\text{Ir}$ usada para comprobación del factor de calibración (fuente # 2)

**Serial Nº:** 24-05-0361-003-123009-12162-81.

**Clasificación ISO:** ISO1677, ISO2919, ISO/TR4826, ISO9978.

**Tipo de Fuente:** IR-GAMMAMED PLUS HDR 0.9 MM

**Dimensiones físicas: Cápsula:** 0,90 mm diámetro – 4,52 mm longitud

**Núcleo activo:** 0,60 mm diámetro – 3,50 mm longitud

**Forma:** Iridio sólido.

**Fecha de calibración:** 29/01/2010.

**Actividad:** 9,200 Ci.

**Incertidumbre en la actividad:** ±5 %.

**Contaminación superficial:** < 185 Bq.

## 2.4.5. Cámara de ionización y electrómetro # 1

### 2.4.5.1. Cámara de ionización

**Marca:** Standard Imaging.

**Modelo:** HDR1000 Plus.

**S/N:** A992515.

**Volumen:** 245 cm<sup>3</sup>.

**Voltaje del electrodo colector:** 300 V.

**Tipo:** Abierta a la atmósfera.

**Holder:** Holder para <sup>192</sup>Ir HDR.

**Factor de calibración:**  $4,680 \times 10^5 \text{ Gy m}^2 \text{ h}^{-1} \text{ A}^{-1}$

### 2.4.5.2. Electrómetro

**Marca:** PTW.

**Modelo:** UNIDOS.

**S/N:** T10001-11046.

**Bias:**

+50 % V:	+200,0 V	-50 % V:	-200,0 V
+100 % V:	+400,0 V	-100 % V:	-400,0 V

#### **Coefficiente de calibración de carga**

**Escala:** Carga

**Rango:** 2 pC a 220 pC (bajo) – 100 pC a 22 nC (alto)

#### **Coefficiente de calibración de corriente**

**Escala:** Corriente

**Rango:** 200 fA a 200 pA (bajo) – 1 nA a 1  $\mu$ A (alto)

## 2.4.6. Cámara de ionización y electrómetro # 2

### 2.4.6.1. Cámara de ionización

**Marca:** Standard Imaging.

**Modelo:** HDR1000 Plus.

**S/N:** A070110.

**Volumen:** 245 cm<sup>3</sup>.

**Voltaje del electrodo colector:** 300 V.

**Tipo:** Abierta a la atmósfera.

**Holder:** Holder para <sup>192</sup>Ir HDR.

**Factor de calibración:**  $4,643 \times 10^5 \text{ Gy m}^2 \text{ h}^{-1} \text{ A}^{-1}$

### 2.4.6.2. Electrómetro

**Marca:** Standard Imaging.

**Modelo:** CDX-2000B.

**S/N:** J062856.

**Bias:**

+50 % V:	+151,1 V	-50 % V:	-151,1 V
+100 % V:	+302,1 V	-100 % V:	-302,2 V

#### **Coefficiente de calibración de carga**

**Escala:** Carga

**Rango:** 5 a 11000 nC

**Linealidad:**  $\pm 0,04 \%$

**Coefficiente:** 1,000 nC/Rdg

#### **Coefficiente de calibración de corriente**

**Escala:** Corriente

**Rango:** 2,5 a 190 nA

**Linealidad:**  $\pm 0,04 \%$

**Coefficiente:** 1,000 nA/Rdg



### 2.4.7. Cámara de ionización y electrómetro # 3

#### 2.4.7.1. Cámara de ionización

**Marca:** Standard Imaging.

**Modelo:** HDR1000 Plus.

**S/N:** A060245.

**Volumen:** 245 cm<sup>3</sup>.

**Voltaje del electrodo colector:** 300 V.

**Tipo:** Abierta a la atmósfera.

**Holder:** Holder para <sup>192</sup>Ir HDR.

**Factor de calibración:**  $4,695 \times 10^5 \text{ Gy m}^2 \text{ h}^{-1} \text{ A}^{-1}$

#### 2.4.7.2. Electrómetro

**Marca:** Standard Imaging.

**Modelo:** CDX-2000B.

**S/N:** J060195.

**Bias:**

+50 % V:	+151,1 V	-50 % V:	-151,2 V
+100 % V:	+302,3 V	-100 % V:	-302,3 V

#### Coefficiente de calibración de carga

**Escala:** Carga

**Rango:** 10 a 11000 nC

**Linealidad:**  $\pm 0,02 \%$

**Coefficiente:** 1,000 nC/Rdg

#### Coefficiente de calibración de corriente

**Escala:** Corriente

**Rango:** 2,5 a 190 nA

**Linealidad:**  $\pm 0,06 \%$

**Coefficiente:** 1,000 nA/Rdg

## 2.4.8. Cámara de ionización y electrómetro # 4

### 2.4.8.1. Cámara de ionización

**Marca:** Standard Imaging.

**Modelo:** HDR1000 Plus.

**S/N:** A033642.

**Volumen:** 245 cm<sup>3</sup>.

**Voltaje del electrodo colector:** 300 V.

**Tipo:** Abierta a la atmósfera.

**Holder:** Holder para <sup>192</sup>Ir HDR.

**Factor de calibración:**  $4,672 \times 10^5 \text{ Gy m}^2 \text{ h}^{-1} \text{ A}^{-1}$

### 2.4.8.2. Electrómetro

**Marca:** Standard Imaging.

**Modelo:** MAX-4000.

**S/N:** E033245.

**Bias:**

+50 % V:	+151,1 V	-50 % V:	-151,1 V
+100 % V:	+302,1 V	-100 % V:	-302,2 V

#### **Coefficiente de calibración de carga**

**Escala:** Carga

**Rango:** 99 a 5000 pC (bajo) – 5 a 11000 nC (alto)

**Linealidad:**  $\pm 0,01 \%$  (bajo) –  $\pm 0,03 \%$  (alto)

**Coefficiente:** 0,999 pC/Rdg (bajo) – 0,999 nC/Rdg (alto)

#### **Coefficiente de calibración de corriente**

**Escala:** Corriente

**Rango:** 1 a 950 pA (bajo) – 0,5 a 190 nA (alto)

**Linealidad:**  $\pm 0,10 \%$  (bajo) –  $\pm 0,03 \%$  (alto)

**Coefficiente:** 1,000 pA/Rdg (bajo) – 1,000 nA/Rdg (alto)

## 2.4.9. Cámara de ionización y electrómetro # 5

### 2.4.9.1. Cámara de ionización

**Marca:** Standard Imaging.

**Modelo:** HDR1000 Plus.

**S/N:** A002934.

**Volumen:** 245 cm<sup>3</sup>.

**Voltaje del electrodo colector:** 300 V.

**Tipo:** Abierta a la atmósfera.

**Holder:** Holder para <sup>192</sup>Ir HDR.

**Factor de calibración:** No reportado

### 2.4.9.2. Electrómetro

**Marca:** Standard Imaging.

**Modelo:** CDX-2000A.

**S/N:** B001819.

**Bias:**

+50 % V:	+150,5 V	-50 % V:	-150,5 V
+100 % V:	+302,8 V	-100 % V:	-302,8 V

#### **Coefficiente de calibración de carga**

**Escala:** Carga

**Rango:** 10 a 11000 nC

**Linealidad:** ±0,05 %

**Coefficiente:** 1,001 nC/Rdg

#### **Coefficiente de calibración de corriente**

**Escala:** Corriente

**Rango:** 2 a 190 nA

**Linealidad:** ±0,08 %

**Coefficiente:** 1,001 nA/Rdg

## 2.4.10. Cámara de ionización y electrómetro # 6

### 2.4.10.1. Cámara de ionización

**Marca:** Standard Imaging.

**Modelo:** HDR1000 Plus.

**S/N:** A011891.

**Volumen:** 245 cm<sup>3</sup>.

**Voltaje del electrodo colector:** 300 V.

**Tipo:** Abierta a la atmósfera.

**Holder:** Holder para <sup>192</sup>Ir HDR.

**Factor de calibración:** No reportado

### 2.4.10.2. Electrómetro

Esta cámara fue calibrada con el electrómetro # 3.

## 2.5. Consideraciones generales sobre errores e incertidumbres en la medición

El propósito de una medición es determinar el valor de una magnitud, llamada *el mensurando*, entendiéndose como el atributo sujeto a medición de un fenómeno, cuerpo o sustancia que puede ser distinguido cualitativamente y determinado cuantitativamente. La imperfección natural en el proceso de medición, hace imposible conocer con certeza absoluta el valor verdadero de una magnitud:

*Toda medición lleva implícita una incertidumbre, es un parámetro que caracteriza la dispersión de los valores que pueden ser atribuidos razonablemente al mensurando.[16]*

El enfoque moderno hace diferencia entre los conceptos de **error** e **incertidumbre** que anteriormente se manejaban de manera indistinta. De acuerdo con las definiciones actuales, un error es la diferencia entre un valor medido y el valor real, se le asignan dos componentes, una aleatoria y otra sistemática. Si se conocieran exactamente los

errores, el valor real se podría determinar; en realidad, los errores se estiman de la mejor manera posible y se corrigen. Por lo tanto, después de la aplicación de todas las correcciones conocidas los errores no necesitan ninguna consideración adicional (su valor esperado sería cero), y las magnitudes de interés son las incertidumbres. Un error tiene tanto un valor numérico como un signo. Por el contrario, la incertidumbre asociada con una medida es un parámetro que caracteriza la dispersión de los valores “que podrían atribuirse razonablemente al mensurando”. Este parámetro es, normalmente, una desviación típica estimada. Una incertidumbre, por tanto, no tiene signo conocido y generalmente se supone que será simétrica. Es una medida de nuestra falta de conocimiento exacto después de haber eliminado todos los efectos sistemáticos reconocidos aplicando las correcciones apropiadas [11].

Las incertidumbres de las medidas se expresan como incertidumbres típicas relativas, y la evaluación de las incertidumbres típicas se clasifica en tipo A y tipo B. El método de evaluación de las incertidumbres de tipo A es mediante análisis estadístico de una serie de observaciones, mientras que el método de evaluación de las de tipo B se basa en métodos distintos al análisis estadístico de una serie de observaciones.

### 2.5.1. Incertidumbres estándar tipo A

La incertidumbre de una magnitud de entrada  $X_i$  obtenida a partir de observaciones repetidas, se estima con base en la dispersión de los resultados individuales. Si  $X_i$  se determina por  $n$  mediciones independientes, resultando en valores  $q_1, q_2, \dots, q_n$ , el mejor estimado  $x_i$  para el valor de  $X_i$  es la media de los resultados individuales:

$$x_i = \bar{q} = \frac{1}{n} \sum_{j=1}^n q_j \quad (2.17)$$

La dispersión de los resultados de la medición  $q_1, q_2, \dots, q_n$  para la magnitud de entrada  $X_i$  se expresa por su desviación estándar experimental:

$$s(q) = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{j=1}^n (q_j - \bar{q})^2} \quad (2.18)$$

La incertidumbre estándar  $u(x_i)$  de  $X_i$  se obtiene finalmente mediante el cálculo de la desviación estándar experimental de la media:

$$u(x_i) = u_A = s(\bar{q}) = \frac{s(q)}{\sqrt{n}} \quad (2.19)$$

Así que resulta para la incertidumbre estándar de  $X_i$ :

$$u(x_i) = \frac{1}{\sqrt{n}} \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{j=1}^n (q_j - \bar{q})^2} \quad (2.20)$$

### 2.5.2. Incertidumbres estándar tipo B

En una evaluación tipo B de la incertidumbre de una magnitud de entrada se usa información externa u obtenida por experiencia. Las fuentes de información pueden ser: certificados de calibración, especificaciones de los instrumentos de medición contenidas en sus manuales, literatura, mediciones anteriores, etc.

A este tipo de incertidumbres se le asocia una distribución con alguna forma notable (gaussiana o normal, rectangular, triangular, entre otras) que según sus características permitirá ajustar los límites de confianza. Por ejemplo, supóngase que una incertidumbre tipo B dada posee una distribución asociada de la forma normal, y se conocen bien sus límites, entonces la incertidumbre estándar tipo B,  $u_B$  estará dada por:

$$u_B = \frac{L}{K} \quad (2.21)$$

donde  $L$  representa los límites y  $K$  el factor de alcance o cobertura. Si  $K = 2$  se está muy seguro y si  $K = 3$  se está casi seguro de los límites estimados  $\pm L$ . Estas relaciones corresponden a las propiedades de una distribución gaussiana y usualmente no vale la pena usar otros divisores debido a la naturaleza aproximada de la estimación [?].

### 2.5.3. Incertidumbre estándar combinada

El resultado de la combinación de las contribuciones de todas las fuentes de incertidumbre es la incertidumbre estándar combinada  $u_c(y)$ . La contribución  $u_i(y)$  de cada fuente a la incertidumbre combinada depende de la incertidumbre estándar  $u(x_i)$  de la propia fuente y del impacto de ésta sobre el mensurando; se determina  $u_i(y)$  por el producto de  $u(x_i)$  y su coeficiente de sensibilidad  $c_i$  (o factor de sensibilidad) [16]:

$$u_i(y) = c_i u(x_i) \quad (2.22)$$

El factor de sensibilidad describe qué tan sensible es el mensurando con respecto a variaciones de la magnitud de entrada correspondiente. Si el modelo matemático para el mensurando  $Y = f(X_1, X_2, \dots, X_N)$  describe la influencia de la magnitud de entrada  $X_i$  suficientemente bien mediante una relación funcional, el coeficiente de sensibilidad  $c_i$  se calcula por la derivada parcial de  $f$  con respecto a  $X_i$ :

$$c_i = \left. \frac{\partial f(X_1, \dots, X_N)}{\partial X_i} \right|_{X_1=x_1, \dots, X_N=x_N} \quad (2.23)$$

#### 2.5.4. Propagación de la incertidumbre para magnitudes de entrada no correlacionadas

En el caso de magnitudes de entrada no correlacionadas, la incertidumbre combinada  $u_c(y)$  se calcula por la suma geométrica de las contribuciones particulares:

$$u_c^2(y) = \sum_{i=1}^N u_i^2(y) \quad (2.24)$$

Haciendo uso de las ecuaciones (2.22) y (2.23), se tiene:

$$u_c(y) = \sqrt{\sum_{i=1}^N [c_i u(x_i)]^2} = \sqrt{\sum_{i=1}^N \left[ \frac{\partial f}{\partial X_i} u(x_i) \right]^2} \quad (2.25)$$

La ecuación (2.25) es llamada **ley de propagación de incertidumbres**, sólo es aplicable cuando se dispone de la relación funcional entre  $Y$  y  $X_i$ , y se debe aplicar exclusivamente para combinar incertidumbres estándar.

Por otra parte debido a que las incertidumbres tipo A y B son ambas desviaciones típicas estimadas, se combinan usando las reglas estadísticas para la combinación de varianzas (cuadrados de las desviaciones típicas) [11]. Si  $u_A$  y  $u_B$  son las incertidumbres típicas de tipo A y B respectivamente, la incertidumbre típica combinada de esta magnitud es

$$u_c = \sqrt{u_A^2 + u_B^2} \quad (2.26)$$

### 2.5.5. Incertidumbre al usar cámaras de ionización

Diversos elementos pueden afectar la magnitud de la corriente producida en una cámara de ionización que luego es detectada en un electrómetro. Por ejemplo, la composición del gas puede tener un efecto sobre el valor de  $W$  afectando la energía depositada en el gas, la temperatura y presión afectan la masa de gas contenida en el detector y la recombinación de iones en la cámara reduce la corriente medida en una cantidad que dependerá del tipo de radiación y de la tasa de dosis [?]. En este trabajo los factores más relevantes fueron la presión y temperatura pues se medían y aplicaban las correcciones necesarias ( $k_{Tp}$ ).



## Resultados y análisis

### 3.1. Intercomparación

Para dar cumplimiento a los objetivos planteados inicialmente en este trabajo, como primer paso se calculó la actividad teórica de la fuente # 1 de acuerdo a la ecuación (2.15), siendo  $t = 59$  días el tiempo de decaimiento de la fuente; obteniéndose una actividad teórica de  $6,718 \text{ Ci}$  con una incertidumbre asociada tipo B de 2,5%.

Luego se determinó el punto efectivo de medición para cada cámara de ionización, la figura 3.1 muestra un ejemplo de las gráficas obtenidas para la determinación de este punto, y en la tabla 3.1 se resumen los puntos obtenidos para todas las cámaras participantes en la intercomparación.

Cuadro 3.1: Punto efectivo de medición para las cámaras usadas en la intercomparación.

Cámara	Posición (cm)
1	96,2
2	96,2
3	96,0
4	95,9
5	96,2
6	95,5

Seguidamente se procedió a realizar las lecturas de la carga colectada en las cámaras, tomando en cuenta presión y temperatura del entorno. Las tablas que siguen resumen la información registrada.

### 3 Resultados y análisis

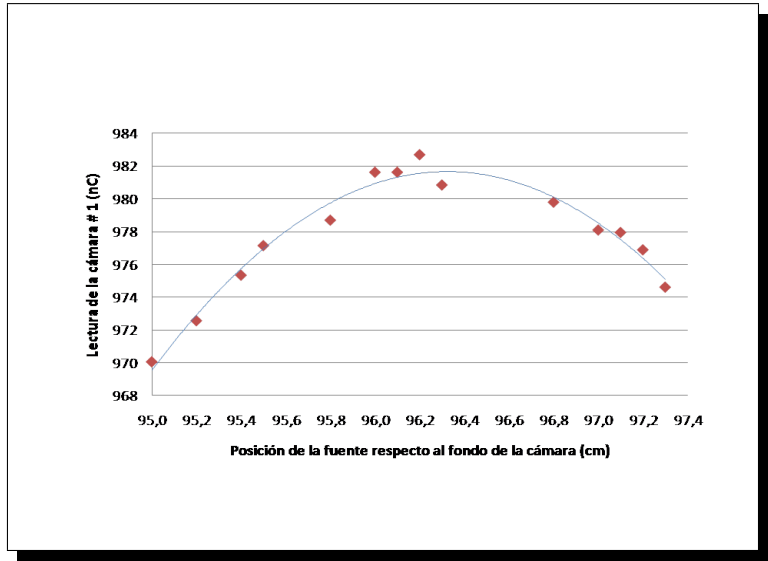


Figura 3.1: Gráfica empleada para determinar el punto efectivo de la cámara # 1

Cuadro 3.2: Parámetros usados para la cámara # 1.

Serie	Pto. efec. (cm)	T (°C)	p (mbar)	t (s)	$K_{Tp}$	$N_D \left(10^{-1} \frac{\text{Gy} \cdot \text{m}^2 \cdot \text{s}}{\text{h} \cdot \mu\text{C}}\right)$	$\Gamma \left(10^{-3} \frac{\text{Gy} \cdot \text{m}^2}{\text{h} \cdot \text{Ci}}\right)$
1	96,2	13,5	912,8		1,0781		
2	96,2	13,1	911,2	60	1,0785	4,68	4,11
3	96,2	13,3	910,5		1,0800		

Cuadro 3.3: Lecturas registradas en la cámara # 1.

Serie	Lect 1 ( $\mu\text{C}$ )	Lect 2 ( $\mu\text{C}$ )	Lect 3 ( $\mu\text{C}$ )	Lect 4 ( $\mu\text{C}$ )	Lect 5 ( $\mu\text{C}$ )	$\overline{\text{Lect}} (\mu\text{C})$	Act. Exp. (Ci)	Dif. Porc. (%)	$\overline{\text{Act. Exp.}} (\text{Ci})$
1	3,230	3,227	3,229	3,230	3,229	3,229	6,673	0,67	
2	3,313	3,312	3,313	3,310	3,314	3,312	6,833	1,72	<b>6,778</b>
3	3,319	3,318	3,320	3,318	3,319	3,319	6,827	1,62	

Obteniéndose una actividad experimental con la cámara # 1 de  $\boxed{6,778 \text{ Ci}}$  lo que representa una diferencia porcentual de  $\boxed{0,89\%}$  respecto a la actividad teórica y una incertidumbre estándar combinada  $u_c$ , según la ecuación (2.26), de 1,51 %.

Obteniéndose una actividad experimental con la cámara # 2 de  $\boxed{6,781 \text{ Ci}}$  lo que representa una diferencia porcentual de  $\boxed{0,94\%}$  respecto a la actividad teórica y una incertidumbre estándar combinada  $u_c$ , según la ecuación (2.26), de 1,62 %.

### 3 Resultados y análisis

Cuadro 3.4: Parámetros usados para la cámara # 2.

Serie	Pto. efec. (cm)	T (°C)	p (mbar)	t (s)	$K_{Tp}$	$N_D \left(10^{-1} \frac{\text{Gy}\cdot\text{m}^2\cdot\text{s}}{\text{h}\cdot\mu\text{C}}\right)$	$\Gamma \left(10^{-3} \frac{\text{Gy}\cdot\text{m}^2}{\text{h}\cdot\text{Ci}}\right)$
1	96,2	15,1	911,0		1,0862		
2	96,2	15,2	912,0	60	1,0854	4,643	4,11
3	96,2	14,9	912,7		1,0835		

Cuadro 3.5: Lecturas registradas en la cámara # 2.

Serie	Lect 1 ( $\mu\text{C}$ )	Lect 2 ( $\mu\text{C}$ )	Lect 3 ( $\mu\text{C}$ )	Lect 4 ( $\mu\text{C}$ )	Lect 5 ( $\mu\text{C}$ )	$\overline{\text{Lect}} \text{ (\mu\text{C})}$	Act. Exp. (Ci)	Dif. Porc. (%)	$\overline{\text{Act. Exp.}} \text{ (Ci)}$
1	3,2588	3,2590	3,2586	3,2608	3,2613	3,2597	6,667	0,76	
2	3,3536	3,3489	3,3472	3,3466	3,3490	3,3491	6,844	1,88	<b>6,781</b>
3	3,3479	3,3491	3,3482	3,3482	3,3516	3,3490	6,832	1,69	

Cuadro 3.6: Parámetros usados para la cámara # 3.

Serie	Pto. efec. (cm)	T (°C)	p (mbar)	t (s)	$K_{Tp}$	$N_D \left(10^{-1} \frac{\text{Gy}\cdot\text{m}^2\cdot\text{s}}{\text{h}\cdot\mu\text{C}}\right)$	$\Gamma \left(10^{-3} \frac{\text{Gy}\cdot\text{m}^2}{\text{h}\cdot\text{Ci}}\right)$
1	96,0	15,7	909,9		1,0898		
2	96,0	15,2	911,8	60	1,0857	4,695	4,11
3	96,0	15,0	912,5		1,0841		

Cuadro 3.7: Lecturas registradas en la cámara # 3.

Serie	Lect 1 ( $\mu\text{C}$ )	Lect 2 ( $\mu\text{C}$ )	Lect 3 ( $\mu\text{C}$ )	Lect 4 ( $\mu\text{C}$ )	Lect 5 ( $\mu\text{C}$ )	$\overline{\text{Lect}} \text{ (\mu\text{C})}$	Act. Exp. (Ci)	Dif. Porc. (%)	$\overline{\text{Act. Exp.}} \text{ (Ci)}$
1	3,2203	3,2206	3,2216	3,2202	3,2198	3,2205	6,682	0,53	
2	3,3077	3,3050	3,3062	3,3085	3,3039	3,3063	6,834	1,73	<b>6,787</b>
3	3,3156	3,3148	3,3186	3,3181	3,3162	3,3167	6,845	1,90	

Obteniéndose una actividad experimental con la cámara # 3 de  $\boxed{6,787 \text{ Ci}}$  lo que representa una diferencia porcentual de  $\boxed{1,03\%}$  respecto a la actividad teórica y una incertidumbre estándar combinada  $u_c$ , según la ecuación (2.26), de 1,51 %.

### 3 Resultados y análisis

Cuadro 3.8: Parámetros usados para la cámara # 4.

Serie	Pto. efec. (cm)	T (°C)	p (mbar)	t (s)	$K_{Tp}$	$N_D \left(10^{-1} \frac{\text{Gy}\cdot\text{m}^2\cdot\text{s}}{\text{h}\cdot\mu\text{C}}\right)$	$\Gamma \left(10^{-3} \frac{\text{Gy}\cdot\text{m}^2}{\text{h}\cdot\text{Ci}}\right)$
1	95,9	13,1	911,4		1,0782		
2	95,9	13,1	911,2	60	1,0785	4,672	4,11
3	95,9	14,8	909,8		1,0865		

Cuadro 3.9: Lecturas registradas en la cámara # 4.

Serie	Lect 1 ( $\mu\text{C}$ )	Lect 2 ( $\mu\text{C}$ )	Lect 3 ( $\mu\text{C}$ )	Lect 4 ( $\mu\text{C}$ )	Lect 5 ( $\mu\text{C}$ )	$\overline{\text{Lect}} \text{ (\mu\text{C})}$	Act. Exp. (Ci)	Dif. Porc. (%)	$\overline{\text{Act. Exp.}} \text{ (Ci)}$
1	3,0512	3,0522	3,0508	3,0502	3,0517	3,0512	6,6233	0,91	
2	3,0487	3,0476	3,0478	3,0495	3,0503	3,0488	6,229	0,96	<b>6,239</b>
3	3,0386	3,0395	3,0375	3,0364	3,0377	3,0379	6,254	058	

Obteniéndose una actividad experimental con la cámara<sup>1</sup> # 4 de  $\boxed{6,239 \text{ Ci}}$  lo que representa una diferencia porcentual de  $\boxed{0,82\%}$  respecto a la actividad teórica y una incertidumbre estándar combinada  $u_c$ , según la ecuación (2.26), de 1,31 %.

Se tomó la cámara de ionización # 1 como cámara de referencia por arrojar un valor de actividad más cercano al valor teórico calculado, por tanto el valor de actividad experimental encontrado con esta cámara, denominado  $[\text{Act. Exp.}]_s$ , fue usado para determinar el factor de calibración de aquellas cámaras que no lo tenían.

Cuadro 3.10: Parámetros usados para la cámara # 5.

Serie	Pto. efec. (cm)	T (°C)	p (mbar)	t (s)	$K_{Tp}$	$[\text{Act. Exp.}]_s \text{ (Ci)}$	$\Gamma \left(10^{-3} \frac{\text{Gy}\cdot\text{m}^2}{\text{h}\cdot\text{Ci}}\right)$
1	96,2	15,0	911,5		1,0853		
2	96,2	15,0	912,2	60	1,0844	<b>6,778</b>	4,11
3	96,2	15,4	913,0		1,0850		

Obteniéndose un factor de calibración experimental para la cámara # 5 de  $\boxed{4,690 \times 10^{-1} \frac{\text{Gy}\cdot\text{m}^2\cdot\text{s}}{\text{h}\cdot\mu\text{C}}}$  y una incertidumbre estándar combinada  $u_c$ , según la ecuación (2.25), de 0,77 %.

<sup>1</sup>Las lecturas de esta cámara fueron realizadas 7 días después del primer grupo de cámaras, siendo la actividad teórica de la fuente para ese momento igual a 6,290 Ci con una incertidumbre asociada tipo B de 2,5 %.

<sup>2</sup>Para esta cámara se realizaron 2 grupos de 5 lecturas cada uno.

### 3 Resultados y análisis

Cuadro 3.11: Lecturas registradas en la cámara # 5.

Serie	Lect 1 ( $\mu\text{C}$ )	Lect 2 ( $\mu\text{C}$ )	Lect 3 ( $\mu\text{C}$ )	Lect 4 ( $\mu\text{C}$ )	Lect 5 ( $\mu\text{C}$ )	$\overline{\text{Lect}}$ ( $\mu\text{C}$ )	$N_D \text{ Exp.}$ $\left(10^{-1} \frac{\text{Gy}\cdot\text{m}^2\cdot\text{s}}{\text{h}\cdot\mu\text{C}}\right)$	$\overline{N_D \text{ Exp.}}$ $\left(10^{-1} \frac{\text{Gy}\cdot\text{m}^2\cdot\text{s}}{\text{h}\cdot\mu\text{C}}\right)$
1	3,2490	3,2503	3,2501	3,2477	3,2496	3,2493	4,740	
2	3,3046	3,3028	3,3008	3,3023	3,3008	3,3023	4,667	<b>4,690</b>
3	3,3025	3,3038	3,3040	3,3049	3,3053	3,3041	4,663	

Cuadro 3.12: Parámetros usados para la cámara # 6.

Serie <sup>2</sup>	Pto. efec. (cm)	T (°C)	p (mbar)	t (s)	$K_{Tp}$	[Act. Exp.] <sub>s</sub> (Ci)	$\Gamma \left(10^{-3} \frac{\text{Gy}\cdot\text{m}^2}{\text{h}\cdot\text{Ci}}\right)$
1	95,5	15,1	913,7	60	1,0830	<b>6,778</b>	4,11
2	95,5	15,1	913,7	60	1,0830		

Cuadro 3.13: Lecturas registradas en la cámara # 6.

Serie	Lect 1 ( $\mu\text{C}$ )	Lect 2 ( $\mu\text{C}$ )	Lect 3 ( $\mu\text{C}$ )	Lect 4 ( $\mu\text{C}$ )	Lect 5 ( $\mu\text{C}$ )	$\overline{\text{Lect}}$ ( $\mu\text{C}$ )	$N_D \text{ Exp.}$ $\left(10^{-1} \frac{\text{Gy}\cdot\text{m}^2\cdot\text{s}}{\text{h}\cdot\mu\text{C}}\right)$	$\overline{N_D \text{ Exp.}}$ $\left(10^{-1} \frac{\text{Gy}\cdot\text{m}^2\cdot\text{s}}{\text{h}\cdot\mu\text{C}}\right)$
1	3,2299	3,2317	3,2341	3,2309	3,2353	3,2324	4,775	
2	3,2337	3,2355	3,2355	3,2334	3,2351	3,2346	4,771	<b>4,773</b>

Obteniéndose un factor de calibración experimental para la cámara # 6 de  $4,773 \times 10^{-1} \frac{\text{Gy}\cdot\text{m}^2\cdot\text{s}}{\text{h}\cdot\mu\text{C}}$  y una incertidumbre estándar combinada  $u_c$ , según la ecuación (2.25), de 0,77%.

## 3.2. Comprobación del factor encontrado para la cámara # 6

De manera similar a la intercomparación, el primer paso realizado fue el cálculo de la actividad teórica de la fuente # 2; de acuerdo a la ecuación (2.15) y con un tiempo de decaimiento  $t = 56$  días, la actividad teórica de la fuente se calculó en  $5,430 \text{ Ci}$  con una incertidumbre tipo B de 2,5%.

Posteriormente se encontró el punto efectivo de medición de la cámara de ionización # 6 de acuerdo al IAEA-TECDOC-1274/S [10]. La gráfica 3.2 muestra el punto efectivo de la cámara. Seguidamente se realizaron 5 lecturas en modo carga durante

### 3 Resultados y análisis

15 segundos cada una, y luego a partir de la ecuación (2.13) se determinó la actividad experimental para la fuente # 2, obteniéndose  $5,467 \text{ Ci}$  lo que representa una diferencia porcentual de  $0,68 \%$  respecto a la actividad teórica de la fuente, con una incertidumbre estándar combinada de  $0,77 \%$ .

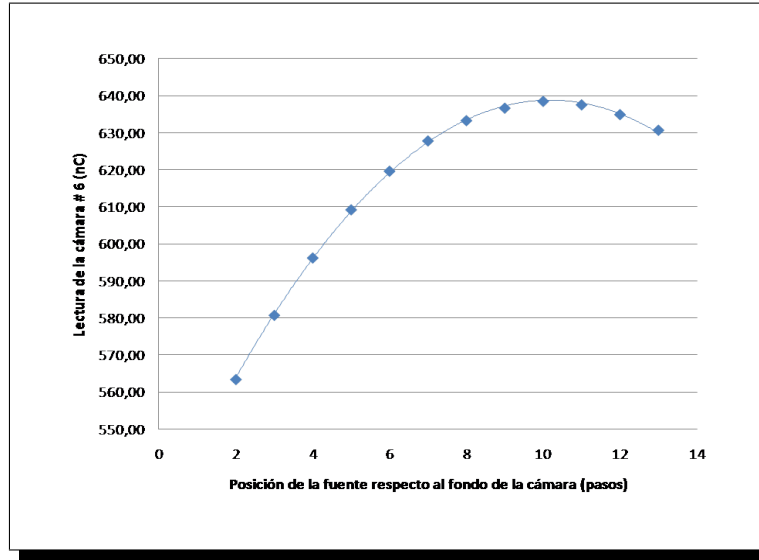


Figura 3.2: Gráfica empleada para determinar el punto efectivo de la cámara # 6 durante la comprobación de su factor de calibración encontrado experimentalmente.

Cuadro 3.14: Parámetros usados para la cámara # 6 durante la comprobación de su factor de calibración encontrado experimentalmente.

Serie	Pto. efec. <sup>3</sup>	T (°C)	p (mbar)	t (s)	$K_{Tp}$	$N_D$ Exp. $\left(10^{-1} \frac{\text{Gy} \cdot \text{m}^2 \cdot \text{s}}{\text{h} \cdot \mu\text{C}}\right)$	$\Gamma \left(10^{-3} \frac{\text{Gy} \cdot \text{m}^2}{\text{h} \cdot \text{Ci}}\right)$
1	10	23,0	918,5	15	1,1069	<b>4,773</b>	4,11

Cuadro 3.15: Lecturas registradas en la cámara # 6 durante la comprobación de su factor de calibración encontrado experimentalmente.

Serie	Lect 1 (μC)	Lect 2 (μC)	Lect 3 (μC)	Lect 4 (μC)	Lect 5 (μC)	$\overline{\text{Lect}}$ (μC)	Act. Exp. (Ci)	Dif. Porc. (%)
1	0,63849	0,63813	0,63796	0,63768	0,63745	0,63794	<b>5,467</b>	<b>0,68</b>

<sup>3</sup>Debido a una característica técnica del sistema, la posición de la fuente dentro la cámara no se conocía con exactitud, por eso se adoptó la nomenclatura de pasos, para representar de alguna manera la “zona” en donde la cámara registraba un máximo de las lecturas, es decir, el punto efectivo de medición.

---

## Conclusiones

---

La braquiterapia de alta tasa de dosis reduce significativamente el tiempo de permanencia de los pacientes en el servicio de radioterapia, debido a la alta dosis que se entrega al paciente en pocos minutos, pudiendo ser esta gran ventaja su mayor debilidad. Debido a las altas dosis que se manejan en lapsos de tiempos tan cortos y la cercanía de las fuentes a órganos a riesgos las verificaciones de seguridad deben ser imperativas en los servicios de radioterapia que implementen este tipo de tratamientos.

Tomando en consideración el comentario anterior, antes de realizar la intercomparación de las cámaras se llevaron a cabo todas las pruebas de seguridad y control de calidad pertinentes para asegurar el óptimo funcionamiento del equipo.

La prueba de intercomparación desarrollada permitió corroborar el funcionamiento de algunas cámaras de ionización empleadas para la verificación de la actividad de fuentes de  $^{192}\text{Ir}$ , usadas en los tratamientos de braquiterapia de alta tasa de dosis administrados en servicios de radioterapia de la capital y del interior del país, así como determinar el factor de calibración para dos cámaras, posibilitando nuevamente su uso con un alto nivel de confianza.

Las cámaras con factor de calibración reportaron valores de actividad para la fuente que oscilaron entre 0,82 % y 1,03 % respecto al valor teórico calculado, estando por debajo del tope máximo de 3 % aceptado.

Los factores de calibración determinados para las cámaras tienen asociado una incertidumbre estándar combinada de 0,77 %, estando por debajo del 1 %, atribuyéndole a estos factores una elevada confianza; demostrándose esto durante la verificación al factor encontrado para la cámara # 6, lo cual arrojó una diferencia porcentual res-

#### 4 Conclusiones

pecto al valor teórico de la fuente de 0,68%, estando por debajo de la cota de 3% permitida.

A las cámaras participantes se les hizo entrega de un certificado de calibración que da constancia del nuevo factor de calibración encontrado por intercomparación. Un modelo de este certificado se adjunta en el anexo # 1.



---

---

# Bibliografía

---

- [1] Iridium. <http://en.wikipedia.org/wiki/Iridium>, 5 Mar. 2010.
- [2] ANTHONY FLYNN. Isotopes and delivery systems for brachytherapy. Through a book.
- [3] EDWARD C. HALPERIN MD, MA, F., CARLOS A. PEREZ MD, AND LUTHER W. BRADY MD. *Perez and Brady's Principles and Practice of Radiation Oncology*, 5 ed. Lippincott Williams & Wilkins, 1 Dec. 2007.
- [4] FAIZ M. KHAN PHD. *Treatment Planning in Radiation Oncology*, 2 ed. Lippincott Williams & Wilkins, 2007.
- [5] FARIAS G. ARCADIO A. Calibración de fuente  $^{192}\text{Ir}$  para braquiterapia de alta tasa de dosis, Diseño e implementación de protocolo. Trabajo de Grado.
- [6] GLENN F. KNOLL. *Radiation Detection and Measurement*, 3 ed. John Wiley & Sons, Inc.,.
- [7] JAÉN, J. M., Ed. *Curso 05. Protección radiológica de los pacientes. III Congreso Ibero Latino Americano y del Caribe de Física Médica. Río de Janeiro 2004.* (2004).
- [8] MARK J. RIVARD, BERT M. COURSEY, LARRY A. DEWERD, WILLIAM F. HANSON, M. SAIFUL HUQ, AND GEOFFREY S. IBBOTT. Update of AAPM Task Group No. 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations. *Medical Physics* 31, 3 (Mar. 2004), 634–674.
- [9] NELSON URDANETA, ANDRÉS VERA, AND RICHARD E. PESCHEL. *Radioterapia Oncológica. Enfoque Multidisciplinario*, 2 ed. Editorial DISINLIMED, C.A., 2009.

## Bibliografía

- [10] OIEA, Ed. *IAEA-TECDOC-1274/S Calibración de fuentes de fotones y rayos beta usadas en braquiterapia - Guía de procedimientos estandarizados en Laboratorios Secundarios de Calibración Dosimétrica (LSCD) y en hospitales* (Mar. 2004).
- [11] ORGANISMO INTERNACIONAL DE ENERGÍA ATÓMICA (IAEA). Determinación de la dosis absorbida en radioterapia con haces externos. Un Código de Práctica Internacional para la dosimetría basada en patrones de dosis absorbida en agua. Tech. rep., IAEA, Wagramer Strasse 5, Apartado de Correos 100, A-1400 Viena, Austria., 2005.
- [12] P. K. SRIVASTAVA, D.R.P., B. High-pressure Re-entrant Type Ionization Chamber as a Secondary Standard Instrument. *AMPI Medical Physics Bulletin* (1979), 154–157.
- [13] S. H. LEVITT, J. A. PURDY, C. A. PEREZ, AND S. VIJAYAKUMAR (EDS.). *Technical Basis of Radiation Therapy Practical Clinical Applications*, 4 ed. Springer, 2006.
- [14] V. K. GUPTA. Brachytherapy - Past, Present and Future. *Journal of Medical Physics*, 20-2 (25 Apr. 1995), 31–38.
- [15] VARIAN. *VariSource, Operation Reference Manual*, 25 Aug. 1999.
- [16] WOLFGANG A. SCHMID, AND RUBEN J. LAZOS MARTÍNEZ. *Guía para estimar la incertidumbre de la medición*, 1 ed. CENTRO NACIONAL DE METROLOGÍA (CENAM), México., Apr. 2004.

## **Anexo 1**

**Modelo del certificado de calibración entregado a las  
instituciones participantes en la intercomparación**



UNIVERSIDAD CENTRAL DE  
VENEZUELA  
FACULTAD DE CIENCIAS  
ESCUELA DE FÍSICA



## CERTIFICADO DE CALIBRACIÓN

### I.- MÉTODO

La cámara ha sido calibrada en términos de **Actividad Aparente**, magnitud que se define como la actividad de una fuente puntual hipotética sin filtración por blindaje que produciría la misma tasa de kerma en aire a una distancia de referencia, típicamente 1 m, de un radionucleido determinado, medida en ángulo recto con el eje longitudinal de la fuente. Esta distancia debe ser lo suficiente para que la fuente pueda considerarse puntual.

Inicialmente se determinó la curva de respuesta de las cámaras involucradas en la calibración. Este procedimiento consistió en variar la posición de una fuente de  $^{192}\text{Ir}$  de actividad conocida a lo largo del eje central de la cámara con ayuda de un holder (modelo 70010), partiendo desde el fondo de las cámaras de pozo con el fin de conseguir el punto donde las cámaras registraron un máximo en las lecturas, con estos valores de carga registrados se realizó una curva para determinar **el punto efectivo de medición**.

Seguidamente se determinó el factor de calibración de Actividad Aparente usando el método de sustitución, el cual consiste en realizar 5 lecturas de carga por un período de tiempo igual a 60 segundos con la cámara usada como referencia y la fuente de  $^{192}\text{Ir}$  usada como patrón ubicada en el punto de máxima lectura. Luego se colocó la cámara de ionización del usuario y se reprodujeron las medidas en las mismas condiciones de irradiación, repitiéndose este procedimiento 3 veces.

UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA  
FACULTAD DE CIENCIAS  
ESCUELA DE FÍSICA

El factor de calibración  $N_D$  de la cámara se obtuvo de la relación:

$$N_D = \frac{A_{exp} \cdot t \cdot \Gamma}{\bar{L} \cdot k_{Tp}}$$

donde  $A_{exp}$  es la actividad aparente determinada experimentalmente con la cámara patrón,  $t$  el tiempo de colección de carga en segundos,  $\Gamma$  la constante de tasa de Kerma en aire,  $\bar{L}$  representa la lectura promedio de la cámara y  $k_{Tp}$  el factor de corrección por temperatura y presión, determinado a través de la siguiente relación:

$$k_{Tp} = \frac{273,15 + T}{273,15 + T_0} \cdot \frac{1013,25}{p}$$

donde  $T$  es la temperatura en grados centígrados,  $p$  la presión en milibares y  $T_0$  la temperatura de referencia para la calibración de la cámara.

UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA  
FACULTAD DE CIENCIAS  
ESCUELA DE FÍSICA

DATOS DE LOS EQUIPOS

Fecha y lugar de calibración: Caracas, 30 de mayo de 2011

**Cámara de ionización**

Standard Imaging  
HDR 1000 Plus

**Electrómetro**

Standard Imaging  
CDX-2000B

Número de serial: XXXXXXXX

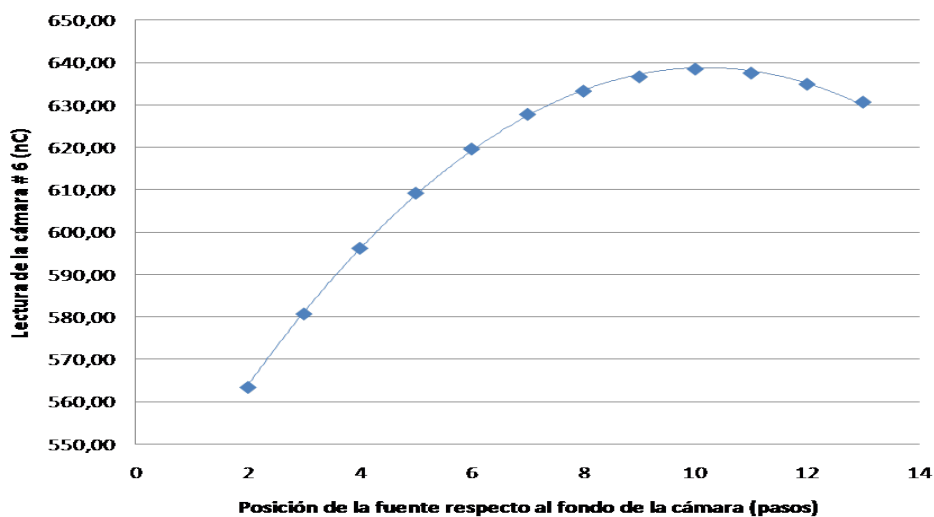
Tipo: Pozo

Volumen: 245 cm<sup>3</sup>

Número de serial: XXXXXXXX

Esacala (carga): 10 – 11000 nC

CONDICIONES DE IRRADIACIÓN



Gráfica empleada para determinar el punto efectivo de la cámara durante la determinación del factor de calibración.

**UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA**  
**FACULTAD DE CIENCIAS**  
**ESCUELA DE FÍSICA**

Fuente de calibración:	Varian, modelo VS2000 HDR, fabricada por Alpha-Omega. Longitud activa 5,0 mm; diámetro 0,34 mm; soldada a un alambre de 0,6 mm de diámetro hecho de NiTi.
Punto efectivo:	$x, xx$ cm
Actividad aparente:	6,718 Ci
Voltaje colector:	300 V
Tipo:	Abierta
Holder usado:	HDR $^{192}\text{Ir}$ modelo 70010
Eficiencia de colección:	1,000
Carga colectada:	Negativa
Condiciones ambientales:	$T=xx,x$ °C, $p=xxxx,xx$ mbars
Incertidumbre:	Estándar combinada de 0,77%.

**FACTOR DE CALIBRACIÓN (a 22 °C y 1013,25 mbars)**

$$N_D = x.xxx \times 10^{-1} \frac{\text{Gy} \cdot \text{m}^2 \cdot \text{s}}{\text{h} \cdot \mu\text{C}}$$

Msc. Jesús Dávila

Br. José Rosario