

UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA
FACULTAD DE CIENCIAS
ESCUELA DE FÍSICA



**CALIBRACIÓN DE FUENTE MINIATURA DE IRIDIO 192 EN
AIRE CON CÁMARA CILÍNDRICA DE 0,6 CM³. COMPARACIÓN
CON MEDICIONES EN AGUA CON CÁMARA LÍQUIDA**

Trabajo Especial de Grado presentado por
Eduard Holbel Coronado Villamizar
ante la Facultad de Ciencias de la
Ilustre Universidad Central de Venezuela
como requisito parcial para optar al título
de: **Licenciado en Física**

Con la tutoría de: MSc. Jesús Enrique Dávila Pérez

Marzo-2014

Caracas-Venezuela

Escuela de Física

UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA
FACULTAD DE CIENCIAS
ESCUELA DE FÍSICA



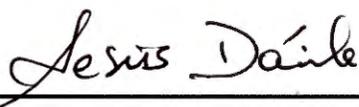
**CALIBRACIÓN DE FUENTE MINIATURA DE IRIDIO 192 EN
AIRE CON CÁMARA CILÍNDRICA DE 0,6 CM³. COMPARACIÓN
CON MEDICIONES EN AGUA CON CÁMARA LÍQUIDA**

Trabajo Especial de Grado presentado por
Eduard Holbel Coronado Villamizar
ante la Facultad de Ciencias de la
Ilustre Universidad Central de Venezuela
como requisito parcial para optar al título
de: **Licenciado en Física**

Con la tutoría de: MSc. Jesús Enrique Dávila Pérez

Marzo-2014
Caracas-Venezuela

Quienes suscriben, miembros del Jurado que examinó el trabajo presentado por el Br. Eduard Holbel Coronado Villamizar, titulado: **“Calibración de fuente miniatura de Iridio 192 en aire con cámara cilíndrica de 0,6 cm³. Comparación con mediciones en agua con cámara líquida”** para optar al título de Licenciado en Física, consideramos que dicho trabajo cumple con los requisitos exigidos por los reglamentos respectivos y por lo tanto lo declaramos APROBADO en nombre de la Universidad Central de Venezuela.



28/03/2014

M.Sc. Jesús Enrique Dávila Pérez

Fecha



28/03/2014

Dr. Miguel Martín

Fecha



28/03/2014

M.Sc. Erick Salcedo

Fecha

Caracas, 28 de Marzo del año 2014

Dedicado a la memoria de mi abuela,

Graciela Anastacia Pérez Buraú

Agradecimientos

- ♣ En primer lugar a mis padres por ser pilares fundamentales en mi vida, por brindarme con mucho esfuerzo y sacrificio las herramientas necesarias para mi desarrollo académico, intelectual y profesional.
- ♣ A mis hermanos por estar siempre a mi lado.
- ♣ A mi compañera Lic. Mary Karina Duque Arellano por la colaboración prestada durante el desarrollo de este trabajo en todas sus etapas.
- ♣ A la Universidad Central de Venezuela “*La casa que vence las sombras*” por la posibilidad de mejorar como ser humano y colaborar con el desarrollo de mi país.
- ♣ A las empresas GURVE; Física Médica C.A. y a todo su personal laboral por colaborar en el proceso de mi formación profesional. Además, de facilitarme gentilmente los equipos necesarios para el desarrollo de este trabajo.
- ♣ A mi tutor el M.Sc. Jesús Enrique Dávila Pérez por compartir sus conocimientos conmigo y guía en todo momento de mis pasos en el área de física médica.
- ♣ Y en especial a Dios por darme salud y vida que es lo más importante.

Índice General

Introducción	1
Capítulo 1	4
Fundamentos Teóricos	4
1.1. Braquiterapia	4
1.2. Radioactividad	6
1.2.1. Las fuentes radioactivas	7
1.2.2. Tipos de decaimiento radioactivo	7
1.2.3. Ley de decaimiento radioactivo	11
1.3. Iridio.....	14
1.3.1. Isótopos del iridio.....	15
1.3.2. Producción y decaimiento del ^{192}Ir	15
1.4. Interacción de la radiación con la materia	16
1.4.1. Interacción de las partículas cargadas con la materia.....	17
1.4.2. Interacción de la radiación electromagnética con la materia	23
Capítulo 2	29
Detección y medida de la radiación	29
2.1. Detectores gaseosos	32
2.2. Tipos de detectores gaseosos.....	36

2.3.	Cámara de ionización	37
2.4.	Teoría de cavidades	40
2.5.	Detectores líquidos	42
2.6.	Comparación entre los detectores gaseosos y líquidos.....	43
2.7.	Materiales dieléctricos	46
Capítulo 3		48
Materiales y Métodos.....		48
3.1.	Equipo de carga diferida a control remoto HDR	48
3.2.	Maniquí BOX	50
3.3.	Maniquí de agua.....	51
3.4.	Cámara de ionización gaseosa tipo farmer	52
3.5.	Cámara de ionización de estado líquido.....	54
3.6.	Electrómetros	57
3.7.	Fuente de poder externa	60
3.8.	Termómetro y barómetro	61
3.9.	Determinación de la actividad experimental en aire	62
3.10.	Determinación de la actividad experimental en agua	65
Capítulo 4		68
Resultados y Análisis.....		68
4.1.	Punto efectivo de medición para la farmer en aire	68
4.2.	Determinación de la actividad experimental en aire	70
4.3.	Punto efectivo de medición para la cámara líquida	74
4.4.	Cálculo del factor de calibración NA, w	75

4.5. Determinación de la actividad experimental en agua	77
Conclusiones	80
Bibliografía.....	82

Índice de Figuras

Fig. 1.1. Diagrama de Segré indicando la probabilidad de decaimiento.	11
Fig. 1.2. Ley del decaimiento exponencial para la actividad.	13
Fig. 1.3. Actividad versus el número de vidas media.	14
Fig. 1.4. Parámetro de impacto para una partícula.	18
Fig. 1.5. Tipos de colisiones de las partículas cargadas con la materia.	21
Fig. 1.6. Radiación de frenado o Bremsstrahlung.	22
Fig. 1.7. Dispersión Rayleigh.	24
Fig. 1.8. Dispersión Compton.	26
Fig. 1.9. Producción de pares.	27
Fig. 1.10. Importancia relativa de las interacciones γ con la materia.	28
Fig. 2.1. Esquema básico de un detector gaseoso.	33
Fig. 2.2. Iones recolectados en función de la tensión aplicada.	34

Fig. 2.3. Geometría de las cámaras de ionización.	38
Fig. 2.4. Esquema de una cámara de ionización cilíndrica tipo Farmer.	40
Fig. 2.5. Proceso de ionización en medio líquido.	42
Fig. 2.6. Curva característica para una cámara de ionización líquida.	44
Fig. 2.7. Diseño básico de una cámara líquida.	45
Fig. 2.8. Fórmula química del isooctano.	47
Fig. 3.1. <i>VariSource 200</i> de la URO GURVE.	50
Fig. 3.2. Maniquí BOX.	51
Fig. 3.3. Tanque de paredes acrílicas.	52
Fig. 3.4. Farmer 30013 de la URO GURVE.	53
Fig. 3.5. Dimensiones de la cámara 30013 (todas en mm).	53
Fig. 3.6. Cámara líquida 30018 <i>microLion</i> de la URO GURVE.	55
Fig. 3.7. Dimensiones de la <i>microLion</i> (todas en mm).	56
Fig. 3.8. Electrómetro. Modelo: UNIDOS E de la PTW.	58
Fig. 3.9. Electrómetro para dosimetría absoluta TANDEM de la PTW.	60

Fig. 3.10. Fuente externa de alto voltaje de la PTW.	61
Fig. 3.11. Termómetro y barómetro.	62
Fig. 3.12. Arreglo experimental para mediciones en aire.	63
Fig. 3.13. Arreglo experimental para mediciones en agua.	66
Fig. 3.14. Arreglo experimental para mediciones en agua.	66
Fig. 4.1. Corriente vs Posición para el catéter A.	68
Fig. 4.2. Corriente vs Posición para el catéter B.	69
Fig. 4.3. Carga vs Posición de la fuente para la microLion en agua.	74

Índice de Tablas

Tabla 1.1. Características del Iridio.....	15
Tabla 1.2. Propiedades del Iridio 192.	16
Tabla 2.1. Algunos de los detectores de señal eléctrica, así como el tipo de detector, el efecto físico y medio de detección.	30
Tabla 2.2. Detectores visuales, se muestra el tipo de detector, el efecto físico y medio de detección.....	31
Tabla 2.3. Clasificación de los detectores más comunes.	31
Tabla 3.1. Características básicas del sistema <i>VariSource 200</i> (información proporcionada por el fabricante Varian Medical Systems).....	49
Tabla 3.2. Especificaciones técnicas de interés de la farmer 30013 de la PTW-Freiburg (información tomada del catálogo de productos PTW 2009)...	54
Tabla 3.3. Especificaciones técnicas de interés de la cámara líquida microLion de la PTW-Freiburg (información tomada del catálogo de productos PTW 2009).....	57

Tabla 3.4. Especificaciones técnicas de interés sobre el electrómetro UNIDOS E de la PTW (información tomada del catálogo SOLUTIONS de PTW 2013).....	58
Tabla 3.5. Especificaciones técnicas de interés sobre el sistema TANDEM de la PTW (información tomada del catálogo SOLUTIONS de PTW 2013)....	59
Tabla 3.6. Especificaciones técnicas de interés de la fuente de voltaje externa PTW (información tomada del catálogo SOLUTIONS de PTW 2013).....	61
Tabla 4.1. Valores registrados de carga para distintos voltajes de polarización en el caso del Lado A, también se muestra la desviación estándar entre las distintas lecturas promediadas.	70
Tabla 4.2. Valores de los distintos factores de corrección por magnitudes de influencia, el valor de la dispersión en aire se toma como conocido.....	71
Tabla 4.3. Valores registrados de carga para distintos voltajes de polarización en el caso del lado B, también se muestra la desviación estándar entre las distintas lecturas promediadas.	72
Tabla 4.4. Valores de los distintos factores de corrección por magnitudes de influencia, el valor de la dispersión en aire se toma como conocido.....	72

Tabla 4.5. Valores promedio para lecturas con la microLion. También se muestran las desviaciones estándar entre los distintos valores promediados.	76
Tabla 4.6. Valores de los distintos factores de corrección por magnitudes de influencia.	76
Tabla 4.7. Valores promedio para lecturas con la microLion. También se muestran las desviaciones estándar entre los distintos valores promediados.	77
Tabla 4.8. Valores de los distintos factores de corrección por magnitudes de influencia.	78

Introducción

La braquiterapia es una modalidad de tratamiento radiante en el cual se colocan fuentes radioactivas selladas cerca o directamente en los tumores y ha sido utilizada históricamente para el tratamiento de lesiones malignas.

A través de los años la braquiterapia ha ido evolucionando, motivado principalmente a los distintos materiales radioactivos que se implementan para dar los tratamientos. Durante mucho tiempo el único radioisótopo utilizado para braquiterapia fue el Radio-226 (^{226}Ra), debido a problemas de protección radiológica¹ dicho radioisótopo se dejó de utilizar y fueron apareciendo una nueva serie de elementos radioactivos en braquiterapia; Cesio-137 (^{137}Cs), Oro-198 (^{198}Au), Iodo-125 (^{125}I), Californio-252 (^{252}Cf), Paladio-103 (^{103}Pd), Estroncio-90 (^{90}Sr) y el Iridio-192 (^{192}Ir).

En Venezuela el radioisótopo que más se usa actualmente en los centros que prestan el servicio de braquiterapia es el ^{192}Ir , por esto la necesidad de elaborar protocolos que permitan impartir tratamientos de calidad y uno de los pasos a tomar en cuenta es la calibración de la fuente de ^{192}Ir para conocer su actividad.

Anteriormente las calibraciones de fuentes para braquiterapia se realizaban con cámaras de ionización gaseosas cilíndricas, posteriormente

¹ El Radio-226 decae en Radón-222 que es un gas altamente tóxico, esto dificulta el diseño de un blindaje adecuado para las fuentes de Radio.

se estandarizó el uso de las cámaras tipo pozo, práctica que se mantiene hasta la actualidad.

No obstante, existen otros instrumentos que permiten realizar calibraciones de equipos emisores de radiaciones como son las cámaras de ionización de estado líquido y detectores de estado sólido, pero hasta ahora sólo han sido implementados en el área de teleterapia.

A pesar de que el uso de las cámaras de ionización gaseosas (cilíndricas y tipo pozo) proporcionan una verificación de la actividad de fuentes bastante aceptable; sería razonable pensar en el hecho de utilizar equipos de medición con un poder de resolución mayor al de un detector gaseoso para la realización de dicha tarea como es el caso de un detector de estado líquido más específicamente una cámara de ionización líquida.

En las cámaras gaseosas el medio donde interactúa la radiación con el detector es aire, y su principio de funcionamiento se basa en el proceso de ionización del aire debido a la radiación.

En cuanto a las cámaras líquidas el mecanismo de funcionamiento es totalmente análogo al de su contraparte gaseosa la diferencia radica en que el medio de detección ya no es aire sino que en su lugar se tiene un líquido dieléctrico.

Los detectores de radiación de estado líquido nacieron a mediados del siglo XX y fueron usados como herramienta de investigación de la física de partículas. Su uso ha sido ampliamente aplicado en el caso de dosimetría para campos de radiación pequeños debido a la alta resolución espacial que presentan este tipo de detectores.

Por esta razón se propone como objetivo general el uso de un detector de estado líquido para la verificación experimental de la actividad de una fuente de ^{192}Ir utilizada en braquiterapia.

Para tal fin, se medirá la actividad en aire utilizando una cámara de ionización gaseosa (método conocido como calibración en aire libre) y una cámara de ionización de estado líquido para comparar ambos con el valor de actividad reportado por el fabricante de la fuente y que en nuestro caso será tomado como patrón de referencia.

Capítulo 1

Fundamentos Teóricos

1.1. Braquiterapia

El termino cáncer [1] se refiere a un grupo de enfermedades en la cual una célula de un tejido normal se altera. En general tiende a llevar a la muerte si la persona no recibe un tratamiento adecuado. El tratamiento del cáncer se fundamenta en tres pilares: cirugía, quimioterapia y radioterapia.

La radioterapia es una forma de tratamiento que emplea el uso de radiaciones ionizantes bien sea por desintegración de fuentes radiactivas o rayos X de alta energía producidos en un acelerador lineal. De acuerdo a la distancia a la que se sitúa la fuente emisora de radiación del paciente la radioterapia se clasifica en *teleterapia* y *braquiterapia*. Se entiende por teleterapia a todo tratamiento radiante en el que la fuente se encuentra situada a cierta distancia del paciente y la radiación proviene de equipos de grandes dimensiones como unidades de cobalto-60 o aceleradores lineales clínicos, en cuanto a la braquiterapia se tienen fuentes radioactivas (^{226}Ra , ^{198}Au , ^{125}I , ^{252}Cf , ^{103}Pd , ^{137}Cs , ^{90}Sr , ^{192}Ir) que se colocan cerca o directamente sobre las lesiones a tratar.

La palabra braquiterapia proviene del griego “brachys” que significa corto, por lo tanto se define la braquiterapia como una modalidad de tratamiento a corta distancia en el que se usan las emisiones de fuentes radioactivas de origen natural o artificial para tratar lesiones colocándolas a una distancia corta del volumen tumoral.

Los orígenes de la braquiterapia se remontan al año 1901 cuando Pierre Curie tiene la idea de insertar una fuente radioactiva en un tumor, Curie comparte esta hipótesis con Henri-Alexandre Danlos y es llevada a la práctica. Ambos observaron que el uso de radiación inducía una dramática reducción de tamaño en los tumores. Durante el siglo XX la aplicación de la braquiterapia se inició en el Institute Curie en París y en el Memorial Hospital de New York.

Inicialmente en Europa y Estados Unidos hubo una explosión de interés por la braquiterapia pero a mediados del siglo XX dicho interés disminuyó drásticamente por los problemas de exposición a la radiación por parte de los operadores quienes tenían que realizar la aplicación manual de los tratamientos. No obstante durante la década de 1950 y 1960 se introdujo el sistema de carga diferida a control remoto evitando con esto que los operadores manipularan el material radioactivo disminuyendo el riesgo de exposiciones innecesarias para el operador y los pacientes.

Diversas fuentes han sido utilizadas en braquiterapia. Inicialmente se usaba el ^{226}Ra , pero con el paso del tiempo fue sustituido por fuentes de ^{60}Co y ^{137}Cs quienes al tener menor energía y disminuidos riesgos de contaminación proporcionaban una mejoría en la entrega de tratamientos. De acuerdo al tipo de fuente usada en los tratamientos se puede definir la tasa de dosis en braquiterapia como el nivel de intensidad con el que la radiación

es liberada a un medio circundante por unidad de tiempo y usualmente se expresa en unidades de Gray por hora [Gy/h].

Dependiendo de la tasa de dosis se puede clasificar la braquiterapia en:

- Braquiterapia de Baja Tasa de Dosis, LDR por sus siglas en inglés *Low Dose Rate* en el que la tasa de dosis es menor o igual a 2 Gy/h.
- Braquiterapia de Media Tasa de Dosis, MDR por sus siglas en inglés *Medium Dose Rate* en el que la tasa de dosis está entre 2 y 12 Gy/h.
- Braquiterapia de Alta Tasa de Dosis, HDR por sus siglas en inglés *High Dose Rate* en el que la tasa de dosis es mayor a 12 Gy/h.

También se puede establecer una clasificación de la braquiterapia de acuerdo al tiempo en el que permanecerá la fuente en el paciente. En función de esto se tiene la braquiterapia temporal (donde el implante se coloca por sesiones de tratamiento, luego de concluida dicha sesión se retira el material radioactivo del paciente) y permanente (en esta modalidad se deja el material radioactivo en el paciente hasta que este decaiga naturalmente).

En la actualidad se usan muchos tipos de fuentes radioactivas, sin embargo en Venezuela es común el uso del ^{192}Ir en los implantes.

1.2. Radioactividad

La radioactividad es una propiedad de la materia, fue descubierta de manera accidental por Henry Becquerel en 1896 cuando realizaba investigaciones sobre la fosforescencia con sales de uranio. Es un fenómeno

en el cual la radiación proviene del núcleo de los átomos. Esta radiación puede ser en forma de partículas, electromagnética, o en las dos formas.

1.2.1. Las fuentes radioactivas

Los núcleos pueden transformarse unos en otros, o pasar de un estado energético a otro, mediante la emisión de radiaciones. Se dice entonces que los núcleos son radioactivos; el proceso que sufren se denomina decaimiento radioactivo o desintegración radiactiva. Esta transformación o decaimiento sucede de manera espontánea en cada núcleo, sin que pueda impedirse mediante ningún factor externo.

No todos los núcleos de la naturaleza son radioactivos. El decaimiento nuclear sólo sucede cuando hay un exceso de masa-energía en el núcleo, la emisión le ayuda entonces a lograr una mayor estabilidad. Los decaimientos radioactivos de los diferentes núcleos se caracterizan por: el tipo de emisión, su energía y la rapidez de decaimiento.

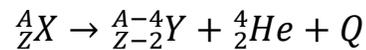
1.2.2. Tipos de decaimiento radioactivo

Solo hay unas cuantas maneras en que los núcleos pueden decaer, si bien cada tipo de núcleo tiene su propio modo de decaimiento. Los procesos más comunes son:

- **Decaimiento alfa (α).**

Este tipo de decaimiento es común en los elementos más pesados de la tabla periódica. Consiste en la emisión de una partícula α la cual está formada por dos neutrones y dos protones. Las partículas alfa son idénticas a núcleos de helio (^4He), por lo que su carga es $+2e$ y su número de masa es 4.

Cuando un núcleo emite una partícula alfa, pierde 2 unidades de carga y 4 de masa, transformándose en otro núcleo. La reacción general para el decaimiento alfa puede ser escrita de la siguiente manera:

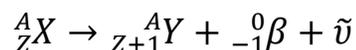


Donde Q representa la energía total emitida en el proceso y es llamada energía de desintegración. Esta energía, que es equivalente para la diferencia de masa entre el núcleo padre y el núcleo hijo, aparece como energía cinética de la partícula α y la energía cinética del núcleo hijo.

- **Decaimiento beta (β).**

Hay dos tipos de decaimiento beta, el de la partícula negativa (β^-) y el de la positiva (β^+). La partícula beta negativa que se emite es un electrón, con su correspondiente carga y masa, indistinguible de los electrones de las capas atómicas. En vista de que los núcleos no contienen electrones, la explicación de esta emisión es que un neutrón del núcleo se convierte en un protón y un electrón; el protón resultante permanece dentro del núcleo en virtud de la fuerza nuclear, y el electrón escapa como partícula beta. El número de masa del núcleo resultante es el mismo que el del núcleo original, pero su número atómico se ve aumentado en uno, conservándose así la carga.

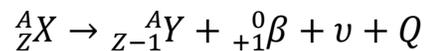
La ecuación general para un decaimiento de una partícula β^- puede ser escrita de la siguiente manera:



En todo decaimiento beta se emite también una nueva partícula, el neutrino². Esta partícula no tiene carga ni masa y, por lo tanto, no afecta el balance de la ecuación anterior. Por esa razón, y porque los neutrinos son muy inocuos, no se incluyen normalmente en las ecuaciones. Sin embargo, se llevan parte de la energía total disponible en el proceso, quedando la partícula beta con sólo una parte de ésta.

Algunos núcleos emiten partículas beta positivas (positrones), que tienen la misma masa que los electrones, y carga +e, o sea una carga electrónica pero positiva. Estas partículas son las antipartículas de los electrones. Se crean en el núcleo cuando un protón se convierte en un neutrón. El nuevo neutrón permanece en el núcleo y el positrón (junto con otro neutrino) es emitido.

La ecuación general para un decaimiento de una partícula β^+ puede ser escrita de la siguiente manera:



Donde ν es el neutrino y Q es la energía de desintegración por los procesos discutidos anteriormente, por el positrón, el neutrino y rayos γ emitidos por el núcleo hijo.

- **Decaimiento gamma (γ)**

Los rayos gamma son paquetes de energía o fotones. No tienen masa ni carga, y solamente constituyen energía emitida en forma de onda. En

² El neutrino es el nombre genérico, y están formadas por el antineutrino $\bar{\nu}$ y el neutrino ν , estas son idénticas pero con espines opuestos

consecuencia, cuando un núcleo emite un rayo gamma, se mantiene como el mismo núcleo, pero en un estado de menor energía.

- **Captura electrónica.**

En ciertos nucleidos es posible otro tipo de decaimiento, la captura electrónica. En este caso el núcleo atrapa un electrón orbital, de carga negativa. En consecuencia uno de sus protones se transforma en un neutrón, disminuyendo así su número atómico. El electrón atrapado por el núcleo generalmente proviene de la capa K, dejando una vacante. Para llenar esta vacante, cae un electrón de una capa exterior (L, M, etc.), emitiendo de manera simultánea un fotón de rayos X.

La probabilidad de la ocurrencia de un proceso de decaimiento depende de la estabilidad del núcleo de los elementos, en la figura 1.1 se muestra el diagrama de Segré, este indica como a medida que el número de neutrones en el núcleo supera al número de protones aumenta la inestabilidad del elemento, para alcanzar el equilibrio se pueden producir los procesos de decaimiento descritos anteriormente.

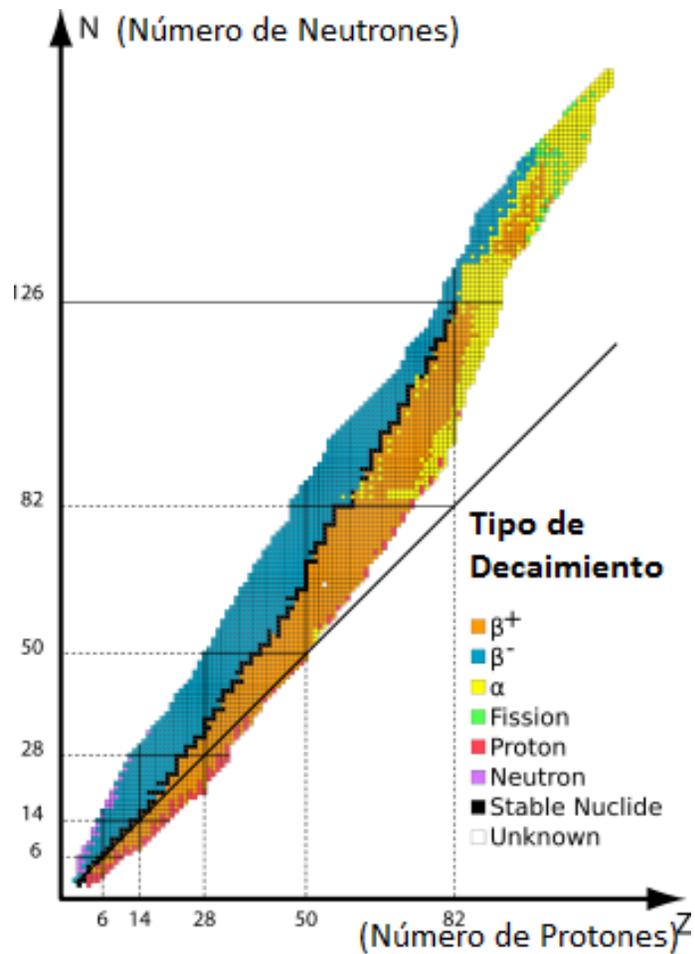


Fig. 1.1. Diagrama de Segré indicando la probabilidad de decaimiento.

1.2.3. Ley de decaimiento radioactivo

Un nucleido al desintegrarse se transforma en otro nucleido y por lo tanto desaparece. Si el proceso es rápido, el nucleido original dura poco, pronto se agota. Si el proceso es lento, puede durar mucho tiempo, hasta miles de millones de años.

Supóngase que se tiene una muestra con un número dado N de núcleos radiactivos. La actividad A , o sea la emisión de radiación por unidad de tiempo, es proporcional al número N presente en cada instante:

$$A = -\lambda N \quad (1.1)$$

La cantidad λ se llama constante de decaimiento, y es característica de cada elemento y cada tipo de decaimiento. Representa la probabilidad de que haya una emisión en un lapso dado.

La actividad (A) se mide en $\left[\frac{\text{desintegraciones}}{\text{unidad de tiempo}} \right]$. La unidad de actividad aceptada internacionalmente es el Becquerel (Bq), que equivale a $1 \left(\frac{\text{desintegración}}{\text{seg}} \right)$ ó 1 dps. Finalmente se tiene: $1 \text{ Bq} = 1 \text{ dps}$.

También se ha usado tradicionalmente la unidad Curie (Ci), igual a $3,7 \times 10^{10}$ dps. Se tiene que $1 \text{ Ci} = 3,7 \times 10^{10} \text{ Bq}$.

A partir de la ecuación 1.1 se puede demostrar que la actividad tiene un comportamiento del tipo exponencial:

$$A(t) = A_0 e^{-\lambda t} \quad (1.2)$$

En la ecuación (1.2) A_0 es la actividad inicial de la muestra, e es la función exponencial, y t es el tiempo.

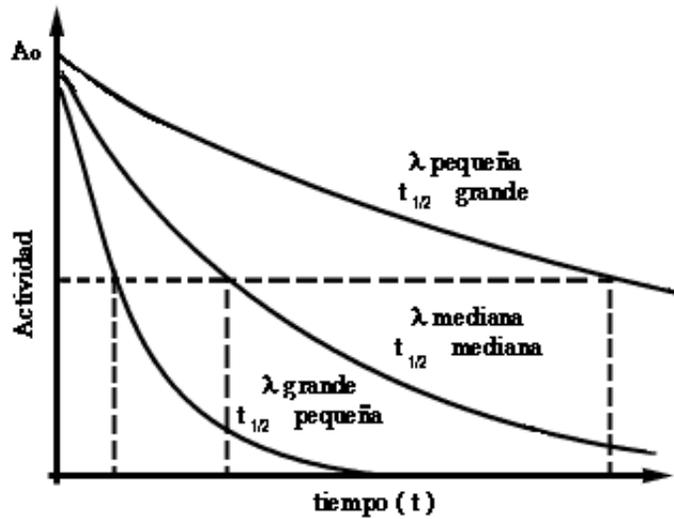


Fig. 1.2. Ley del decaimiento exponencial para la actividad.

Al principio del proceso, cuando $t = 0$, la actividad tiene un valor A_0 . Al transcurrir el tiempo, el valor de A va disminuyendo hasta que, para tiempos muy grandes, casi desaparece. El valor de la constante de decaimiento λ determina qué tan rápidamente cae la curva como se muestra en la figura 1.2.

Para representar la duración de las fuentes radiactivas se ha definido el concepto de vida media, y se representa como $t_{1/2}$. La vida media de un isótopo es el tiempo que tarda en reducirse su actividad a la mitad. Dada la naturaleza de la función exponencial, esta vida media es la misma sin importar el instante en que se empieza a contar. Al transcurrir una vida media, la actividad se reduce a la mitad, al transcurrir dos vidas medias, se reduce a una cuarta parte (ver figura 1.3). En general, si transcurre n vidas medias, la actividad se reduce a una fracción $1/2^n$ del valor original.

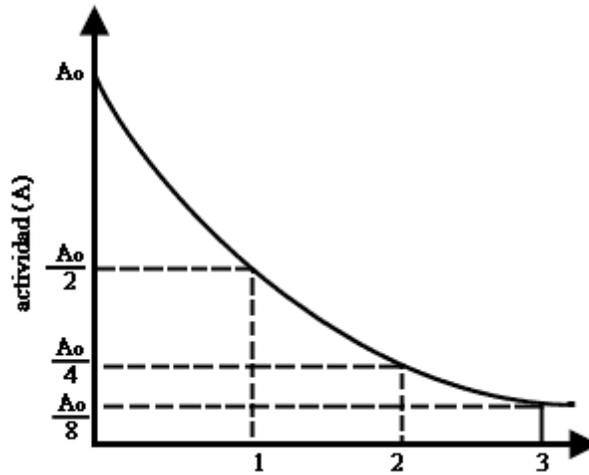


Fig. 1.3. Actividad versus el número de vidas media.

Además conocemos que la constante de decaimiento λ representa la probabilidad de desintegración. Por lo tanto, es de esperarse que si λ es grande, la vida media es corta, y viceversa, o sea que hay una relación inversa entre la constante de decaimiento y la vida media. A partir de la ecuación 1.2 se puede demostrar que dicha relación es la siguiente:

$$t_{1/2} = \frac{\ln(2)}{\lambda} \quad (1.3)$$

1.3. Iridio

El iridio es un elemento químico de número atómico 77 ubicado en el grupo 9 de la tabla periódica. Su símbolo es Ir y, está situado entre el Osmio y el Platino.

Fue descubierto en el año de 1803 por Smithson Tennant, quien lo bautizó como iridio en honor a la diosa Iris, haciendo alusión a los múltiples colores que presentan sus sales.

El iridio es uno de los elementos más raros en la tierra pero es muy abundante en meteoritos por lo que se piensa que es un elemento de origen extraterrestre.

Pertenece al grupo del platino físicamente es maleable, pesado y de color blanco plateado. Es el segundo elemento de la tabla periódica más denso y el más resistente a la corrosión.

Tabla 1.1. Características del Iridio.

Iridio	
Símbolo	Ir
Z	77
Configuración Electrónica	(Xe)4f ¹⁴ 5d ⁷ 6s ²

1.3.1. Isótopos del iridio

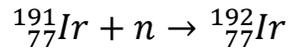
En la naturaleza se presentan dos isótopos del iridio, el ¹⁹¹Ir y el ¹⁹³Ir con una abundancia de 37,3% y 62,7% respectivamente. A partir del ¹⁹¹Ir se han sintetizado 34 radioisótopos cuyos números másicos varían de 164 a 199. De este grupo el más estable es el ¹⁹²Ir con una vida media de 73,831 días.

El ¹⁹²Ir es una de las dos fuentes de energía más importantes para el uso industrial de las radiografías de rayos γ , además el ¹⁹²Ir se utiliza como fuente emisora de rayos γ para el tratamiento contra el cáncer.

1.3.2. Producción y decaimiento del ¹⁹²Ir

El ¹⁹²Ir se produce a través del proceso de enriquecimiento en el cual se bombardea el núcleo de un elemento en este caso ¹⁹¹Ir con neutrones

térmicos³, este proceso es llevado a cabo en un reactor nuclear y viene descrito por la siguiente reacción nuclear:



El núcleo de ${}^{192}\text{Ir}$ excitado decae por dos procesos físicos diferentes con cierta probabilidad de ocurrencia para cada evento. El evento más probable (95% de los casos) es que se emitan partículas beta y se decaiga a ${}^{192}\text{Pt}$ excitado este elemento a su vez emite radiación gamma hasta alcanzar el estado de más baja energía. La segunda opción (5% de los casos) es que haya un proceso de captura electrónica y se decaiga a ${}^{192}\text{Os}$ excitado, este núcleo emite radiación gamma. Es así como se tiene 100% de probabilidad de emisión gamma cuando el ${}^{192}\text{Ir}$ decae.

Tabla 1.2. Propiedades del Iridio 192.

${}^{192}\text{Ir}$	
Tiempo de vida media	73,831 días
Constante Gamma (Γ)	$4,11 \times 10^{-3} \text{ Gy.m}^2/\text{Ci.h}$
Tipo de Decaimiento	95% (β^-) a (${}^{192}\text{Pt}$)* y 5% (CE) a (${}^{192}\text{Os}$)*
Energía -Promedio-	0,380 MeV

1.4. Interacción de la radiación con la materia

La materia está constituida por unidades fundamentales llamadas átomos. Estas entidades eran consideradas por los antiguos griegos como indivisibles, en la actualidad se sabe que esto no es así y que los átomos a

³Son aquellos neutrones libres que tienen una energía cinética entre 0,025 eV y 0,2 eV; adicionalmente se encuentran en equilibrio térmico con su entorno.

su vez tienen elementos que lo componen. Básicamente un átomo está formado por un núcleo (protones y neutrones) cargado positivamente orbitado por partículas de carga negativa llamadas electrones.

Existen diversas interacciones por distintos mecanismos con los núcleos atómicos y se les conoce con el nombre de *reacciones nucleares*. Un tema más general que engloba las reacciones nucleares, es el de las interacciones producidas por los fotones y partículas (agrupados comúnmente bajo el nombre de radiación). Cuando la radiación incide sobre la materia e interactúan con los núcleos o con los electrones atómicos el fenómeno que se observa es conocido como *interacción de la radiación con la materia*.

Las radiaciones están divididas de acuerdo a la carga eléctrica que posean, es así como tenemos un primer grupo eléctricamente neutro constituido por fotones y neutrones y el segundo grupo formado por las partículas cargadas (electrones, protones, partículas alfa,...). La diferenciación entre ambos grupos es muy importante pues los mecanismos de interacción son completamente diferentes.

Las partículas neutras presentan la propiedad de interactuar con los electrones atómicos (fotones) y con los núcleos (fotones y neutrones) en un solo proceso. En cambio, las partículas cargadas lo hacen básicamente vía interacción coulombiana tanto con los electrones como con los núcleos atómicos, en procesos de múltiples etapas.

1.4.1. Interacción de las partículas cargadas con la materia

Cuando una partícula cargada penetra en un medio material, experimenta una serie de colisiones con los átomos constituyentes. Sin embargo, dado el "vacío" relativo existente en el interior del átomo, las

colisiones mecánicas por choque directo entre la partícula y los electrones o núcleos, son muy improbables. En realidad el proceso predominante es la interacción coulombiana, proceso de interacción debido a las fuerzas eléctricas producidas entre la partícula incidente, y los electrones y núcleos del medio absorbente. Esta interacción produce una pérdida casi continua de la energía cinética de la partícula, hasta llegar a su detención.

Cuando una partícula cargada se encuentra en las proximidades de un átomo siente el campo eléctrico generado por los electrones y por el núcleo.

El tipo de interacción entre la partícula y el átomo de radio a depende del parámetro de impacto b , que es la distancia perpendicular entre la dirección del electrón antes de la interacción y el núcleo del átomo, un esquema sobre la interacción de una partícula con el átomo se muestra en la figura 1.4.

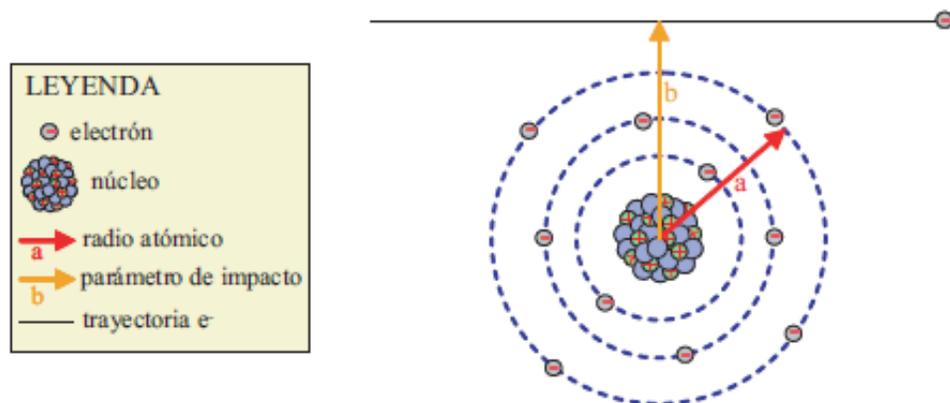


Fig. 1.4. Parámetro de impacto para una partícula.

Dependiendo de la proporción de b con a se tendrán distintos tipos de interacción de la partícula con la materia:

- A. $b \gg a$: Colisión suave
- B. $b = a$: Colisión dura
- C. $b \ll a$: Interacción de frenado

Los procesos que contribuyen a la pérdida de energía de una partícula cargada en su interacción con medios materiales son:

- **Colisión elástica.**

En este tipo de colisiones, se conservan tanto la energía cinética como la cantidad de movimiento. En estos casos, la partícula se desvía de su trayectoria, cediendo parte de su energía en forma de energía cinética. En las colisiones elásticas no se produce en el medio ninguna alteración atómica ni nuclear.

- **Colisión inelástica.**

En estas colisiones se conserva la cantidad de movimiento, pero no la energía cinética. La partícula al sufrir estas colisiones con los átomos del medio, modifica su estructura electrónica, produciendo excitación, ionización, o disociación, en la figura 1.5 se esquematiza los tipos de colisiones y el efecto que se produce.

- a. Ionización.

Si en los choques de la partícula con los electrones atómicos, la energía transferida es superior a la energía de enlace del electrón colisionado, éste abandona el átomo y en consecuencia se crea un ión positivo. Se produce en estas condiciones, a lo largo de la trayectoria de la partícula, un cierto número de pares ión-electrón, que en condiciones ordinarias tenderán a la recombinación, estableciéndose la neutralidad eléctrica del medio absorbente.

Este tipo de ionización originado por la transferencia de la energía de la partícula cargada a los electrones atómicos, recibe el nombre de *ionización primaria*. Existe además otro tipo de ionización, generada por electrones producidos en la ionización primaria, con energía suficiente para a su vez, producir nuevas ionizaciones en el medio. Este fenómeno recibe el nombre de *ionización secundaria*.

b. Excitación.

Cuando en la colisión de la partícula incidente con un electrón atómico, la energía transferida es insuficiente para producir ionización, el electrón no puede ser expulsado del átomo, pero sí puede ser promovido a una órbita de mayor energía. El electrón excitado retornará en un tiempo muy corto al nivel de partida, devolviéndose la energía en forma de radiación electromagnética, en las llamadas *transiciones radiativas*, o degradándose a calor en las *transiciones no radiativas*.

c. Disociación.

Cuando la energía cedida a una molécula por una partícula alcanza cierto valor crítico, puede producirse el fenómeno de *disociación o radiólisis*. Este proceso consiste en la ruptura de enlaces químicos moleculares y produce transformaciones químicas en las sustancias irradiadas.

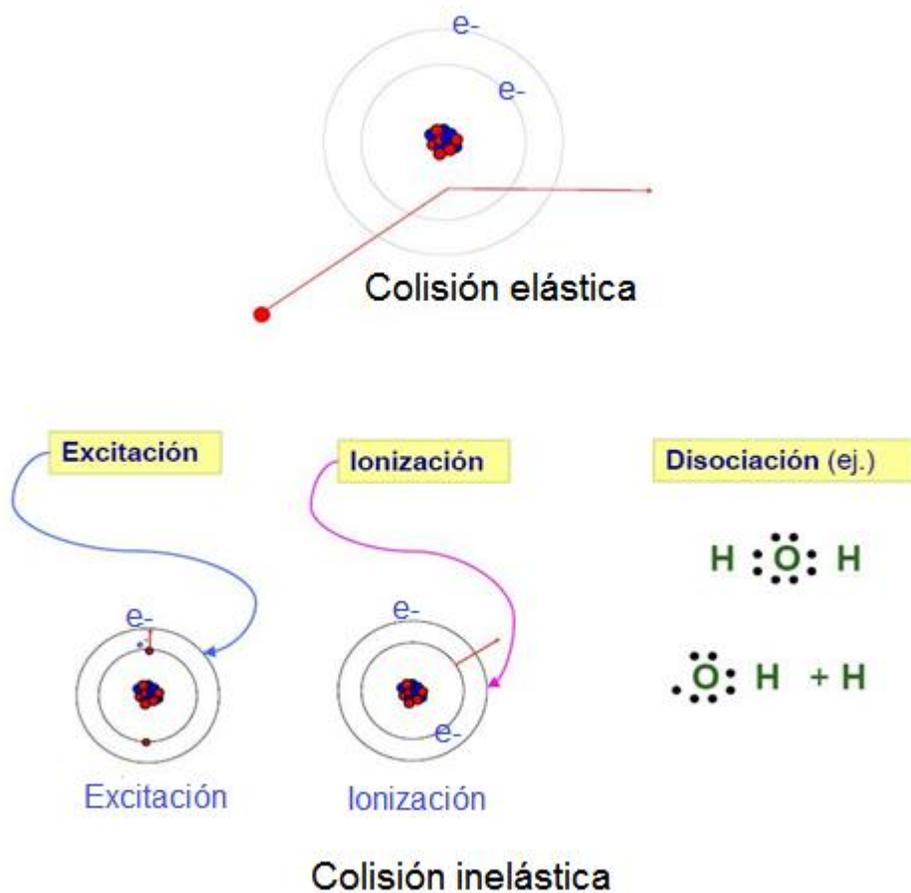


Fig. 1.5. Tipos de colisiones de las partículas cargadas con la materia.

- **Colisión radiativa.**

La partícula cargada se "frena" o "desvía" en su interacción con los átomos del medio y como resultado emite ondas electromagnéticas, este fenómeno es conocido también como radiación de frenado o Bremsstrahlung como se muestra en la figura 1.6.

Este proceso, a nivel elemental se produce con mayor probabilidad en las proximidades del núcleo atómico como consecuencia de pequeñas "desviaciones" de la partícula incidente.

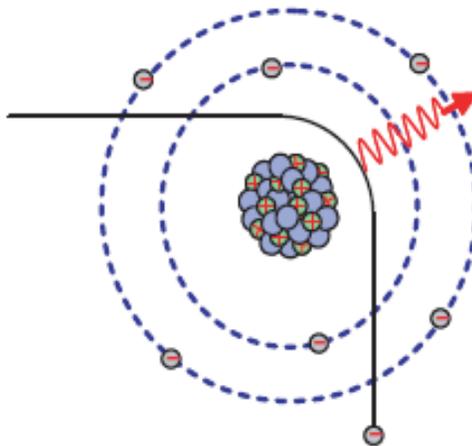


Fig. 1.6. Radiación de frenado o Bremsstrahlung.

Cuando una partícula cargada atraviesa un medio material, va perdiendo su energía en choques sucesivos, principalmente en procesos de excitación e ionización de los átomos del medio. Si la energía de la partícula es mucho mayor que las energías medias de excitación e ionización del medio, el decremento energético por colisión supone tan sólo una fracción muy pequeña de la energía cinética de la partícula, en especial en el caso de partículas pesadas. Dada la gran densidad electrónica en la materia, se puede considerar como prácticamente continua la pérdida de energía. En ciertas condiciones, después de recorrer una distancia más o menos grande, la partícula quedará detenida.

Es importante destacar que debido a la pérdida de energía por radiación, no toda la energía cedida al absorbente por la partícula, será absorbida en el medio de interacción, ya que en general, la energía cedida es mayor que la energía absorbida, o transferida.

A la energía transferida por unidad de recorrido, $\frac{dE_{Tr}}{dx}$ se llama también *transferencia lineal de energía, LET* (por sus siglas en inglés *Lineal Energy Transference*).

$$LET = \left[-\frac{dE}{dx} \right]_{colisión} \quad (1.4)$$

1.4.2. Interacción de la radiación electromagnética con la materia

La radiación electromagnética que nos interesa desde el punto de vista de su interacción con la materia, es básicamente la radiación gamma y los rayos X.

Ambas denominaciones abarcan a fotones con longitudes de onda menores que 1 Å, aunque este límite es muy elástico. La única forma de interpretar adecuadamente la interacción de la radiación electromagnética con la materia es a través de su comportamiento corpuscular.

Existen tres mecanismos principales de absorción de los rayos γ por la materia: *dispersión Rayleigh, absorción fotoeléctrica, dispersión Compton y producción de pares*.

- **Dispersión Rayleigh.**

Los fotones incidentes interactúan con la periferia del átomo y excitan el átomo total y no a un electrón individual. Ocurre principalmente con rayos γ de muy baja energía de 15 a 30 keV. En la figura 1.7 se muestra como en

la dispersión Rayleigh el átomo en su totalidad es excitado y el fotón incidente mantiene su longitud de onda después del proceso de excitación.

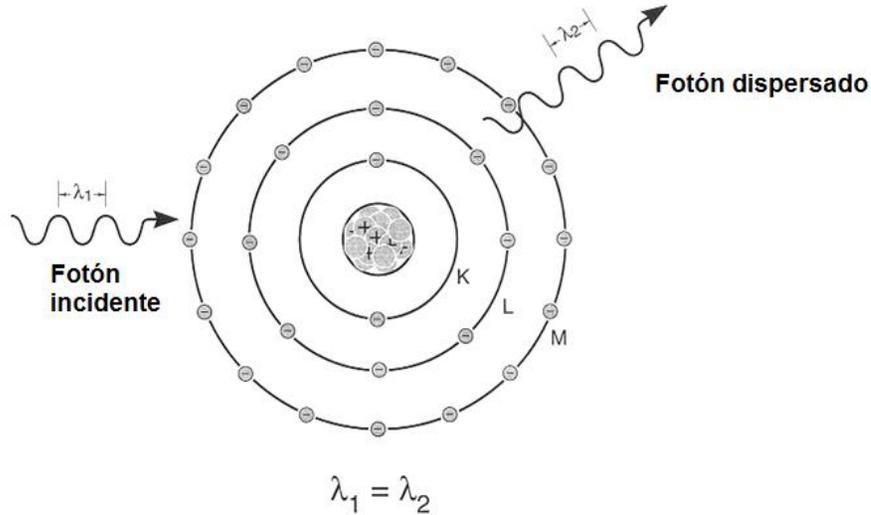


Fig. 1.7. Dispersión Rayleigh.

- **Efecto fotoeléctrico.**

En el proceso fotoeléctrico toda la energía del fotón incidente, $h\nu$, es cedida a un electrón ligado de un átomo que resulta expulsado del mismo con una energía cinética:

$$T = h\nu - W \quad (1.5)$$

Donde W es el potencial de ionización del electrón. Este puede así salir del absorbente o, más probablemente, ser reabsorbido casi de inmediato debido al corto alcance de los electrones en un sólido. Este mecanismo de interacción de fotones con la materia es el dominante cuando la energía de los rayos γ es baja.

- **Dispersión Compton.**

A medida que la energía de la radiación incidente aumenta, su longitud de onda decrece y hay una mayor tendencia a interactuar con los electrones individuales y no con el átomo en su conjunto. Los fotones muy energéticos ven a los electrones orbitales exteriores, débilmente ligados, prácticamente como partículas libres y la interacción puede considerarse como una colisión elástica entre un fotón y un electrón libre.

El fotón no puede absorberse totalmente existiendo por lo tanto un fotón dispersado que se mueve en dirección distinta a la del fotón incidente, con una energía y una cantidad de movimiento también diferente, este proceso se muestra esquemáticamente en la figura 1.8. La conservación de estas magnitudes para el sistema en su conjunto la garantiza el electrón que dispersa el fotón retrocediendo con la velocidad y en la dirección apropiadas.

Este mecanismo se conoce como efecto Compton, constituye el proceso de absorción más importante para radiación γ con energías entre los 0,5 y los 10 MeV. Una característica destacada del mismo es que la radiación dispersada tiene una longitud de onda que depende del ángulo de dispersión y que es mayor que la del haz incidente $\lambda_0 > \lambda_1$ (ver figura 1.8).

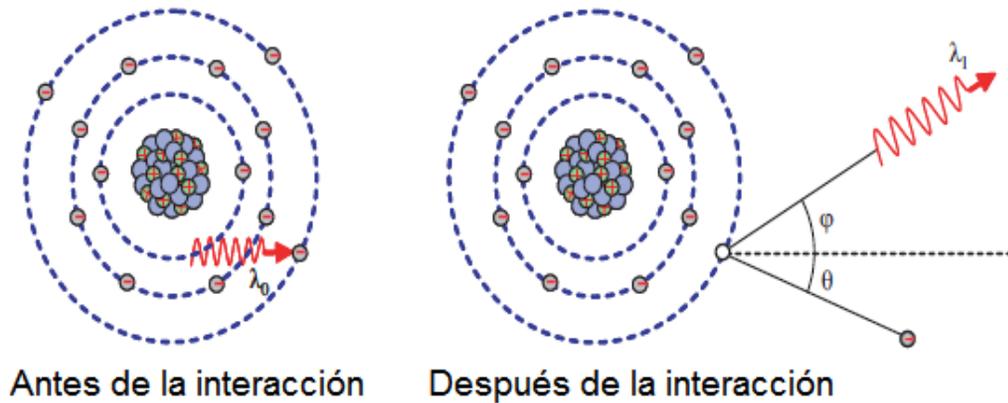


Fig. 1.8. Dispersión Compton.

- **Producción de pares.**

Este tercer mecanismo de absorción de la radiación electromagnética por la materia aparece cuando la energía de los fotones incidentes alcanza al doble de la energía en reposo de los electrones, o sea cuando: $h\nu = 1,022$ MeV, creciendo a partir de allí su importancia con el aumento de la energía de la radiación gamma.

Consiste en la creación de un par electrón-positrón a partir de un fotón que desaparece en la interacción. Este proceso debe tener lugar en el campo eléctrico existente en la vecindad de un núcleo al que se le entrega cierta energía de retroceso y cierta cantidad de movimiento de forma tal que se cumplan los respectivos principios de conservación.

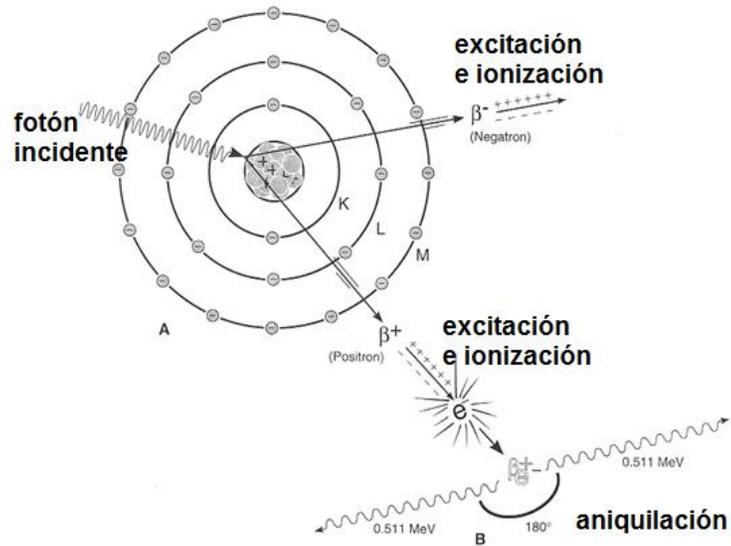


Fig. 1.9. Producción de pares.

En la figura 1.9 se presenta la producción de pares, en el cual al final del proceso se tendrá la generación de dos fotones gamma de energía 0,511 MeV cada uno.

Los mecanismos descritos anteriormente pueden caracterizarse por un coeficiente de absorción o por una sección eficaz. El coeficiente de absorción total μ , es la suma de los coeficientes correspondientes a los tres procesos (fotoeléctrico, Compton y producción de pares). Cada uno de los tres mecanismos predomina, para un material dado, en determinado rango de energía de la radiación incidente. La figura 1.10 muestra la importancia relativa de estos procesos en función de la energía de los rayos gamma y del número atómico del absorbente.

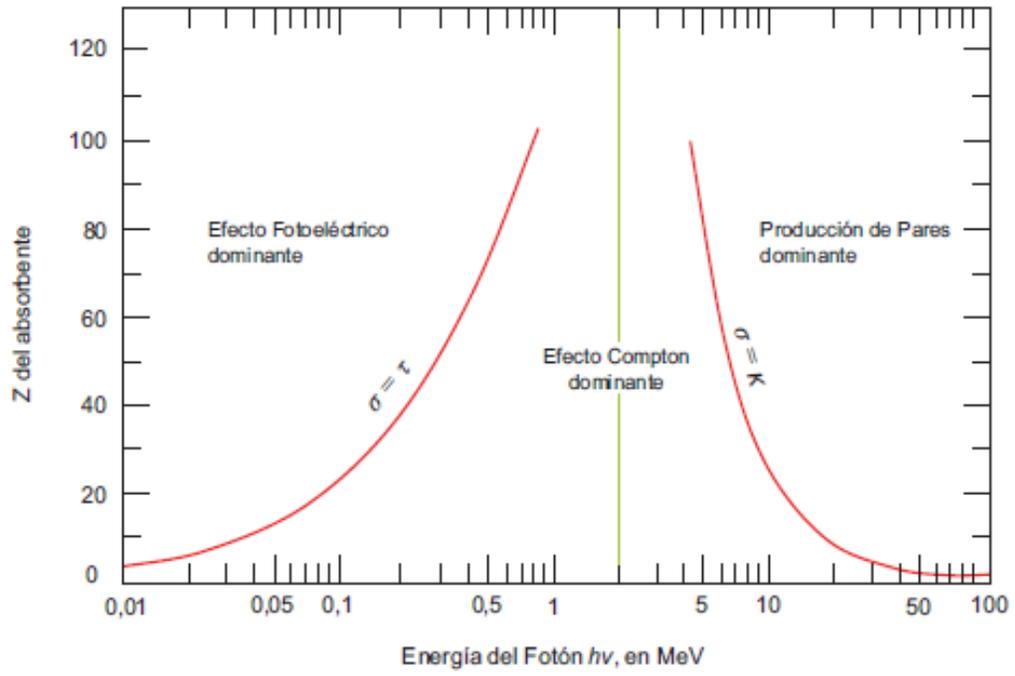


Fig. 1.10. Importancia relativa de las interacciones γ con la materia.

Capítulo 2

Detección y medida de la radiación

La radiación es una forma de energía. Esta energía se puede depositar de manera total o parcial en un medio adecuado produciendo así un efecto determinado. Por lo tanto la detección y medida de la radiación se basa en la detección y medición de sus efectos sobre un medio. Los sentidos del ser humano no son directamente sensibles a las radiaciones ionizantes. Así, para detectar la presencia de la radiación y para medir las magnitudes que la cuantifican es necesario utilizar detectores especialmente contruidos para cada aplicación particular.

Todos los detectores de radiaciones ionizantes se basan en los diferentes procesos de interacción de la radiación con la materia. La radiación puede interactuar con la materia por distintos mecanismos (discutidos en el capítulo anterior). Supongamos que un frente de radiación entra en contacto con un material: como resultado se observa que los cuantos que conforman dicho frente van a ceder su energía al medio.

Los detectores de radiación se dividen en dos grupos: los de señal eléctrica y los visuales. En los primeros, el paso de la radiación origina un

impulso o una corriente eléctrica que cesa cuando no hay presencia de partículas ionizantes. En los segundos, se produce una señal directamente visible por el ojo humano.

En los detectores de impulsos, cada partícula registrada da lugar a un pulso de potencial, lo que permite “contar” partículas individuales. En los detectores de corriente, las señales suministradas son integradas, resultando un valor promedio de los pulsos individuales.

Tabla 2.1. Algunos de los detectores de señal eléctrica, así como el tipo de detector, el efecto físico y medio de detección.

Detectores de señal eléctrica		
Detector	Efecto	Medio
Cámara de ionización	Ionización	Gas, líquido
Detector Proporcional	Ionización	Gas
Detector Geiger	Ionización	Gas
Detector de Centelleo	Excitación con emisión de luz	Gas, líquido ó sólido
Detector de Cerenkov	Producción de luz por efecto Cerenkov	Gas, líquido ó sólido
Detector Semiconductor	Producción de electrones y huecos	Sólido

Tabla 2.2. Detectores visuales, se muestra el tipo de detector, el efecto físico y medio de detección.

Detectores visuales		
Detector	Efecto	Medio
Emulsión fotográfica	Ionización	Sólido
Cámara de Niebla	Ionización	Gas
Cámara de Chispas	Ionización	Gas
Sólidos Dieléctricos	Ionización	Sólido
Cámara de burbujas	Ionización	Líquido

Además los detectores de radiación se pueden clasificar como detectores inmediatos o retardados, según que la información suministrada al observador sea instantánea o diferida con respecto al momento en que se procede a la detección.

También, pueden clasificarse en detectores por ionización o por excitación, según el tipo de fenómeno físico involucrado en el proceso de conversión de la energía del campo en una señal inteligible.

Tabla 2.3. Clasificación de los detectores más comunes.

	Inmediatos		Retardados	
	<i>Por ionización</i>	<i>Por excitación</i>	<i>Por ionización</i>	<i>Por excitación</i>
Tipo de Detector	gaseosos y Sólidos	de centelleo	de película fotográfica	luminiscencia

2.1. Detectores gaseosos

Los detectores gaseosos están básicamente constituidos por un recinto conteniendo un gas⁴, sometido a un campo eléctrico producido por una diferencia de potencial aplicada entre dos electrodos (uno de los cuales cumple, en general, la función de contener ese gas) como se muestra en la figura 2.1. Los primeros prototipos fueron construidos en 1908 por Geiger⁵.

Cuando dicho dispositivo se expone a un campo de radiación, la interacción de las partículas ionizantes con el gas que llena el recinto o con el material de sus paredes hace que se generen pares de iones (uno de carga eléctrica positiva y otro de carga eléctrica negativa). Estos iones, en presencia de un campo eléctrico, se aceleran en dirección a los electrodos polarizados eléctricamente con signo contrario. La corriente producida puede registrarse con la electrónica adecuada.

Comparado con los iones los electrones se mueven con mayor facilidad en presencia del campo eléctrico (la masa de un ion es 1836 veces mayor que la de un electrón por lo tanto su aceleración es menor y la intensidad de corriente que pueden producir es mucho menor a la de los electrones), y la corriente en el dispositivo es de carácter electrónico.

⁴ Usualmente el recinto está lleno del aire que circunda al detector.

⁵ Hans Wilhelm Geiger, físico alemán que realizó investigaciones de la interacción de la radiación con medios gaseosos.

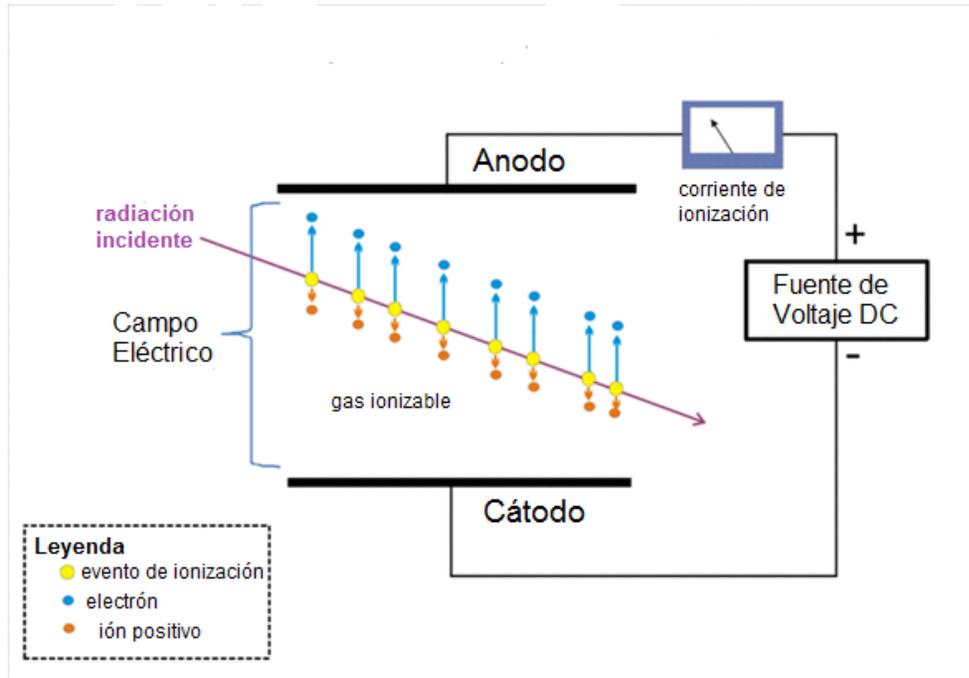


Fig. 2.1. Esquema básico de un detector gaseoso.

El comportamiento de un detector gaseoso dependerá en gran medida de la tensión que se aplique entre los electrodos del dispositivo. En la figura 2.2 se representa el número de iones recolectados por los electrodos en función de la diferencia de potencial aplicada, esta curva es característica de todos los gases ionizables.

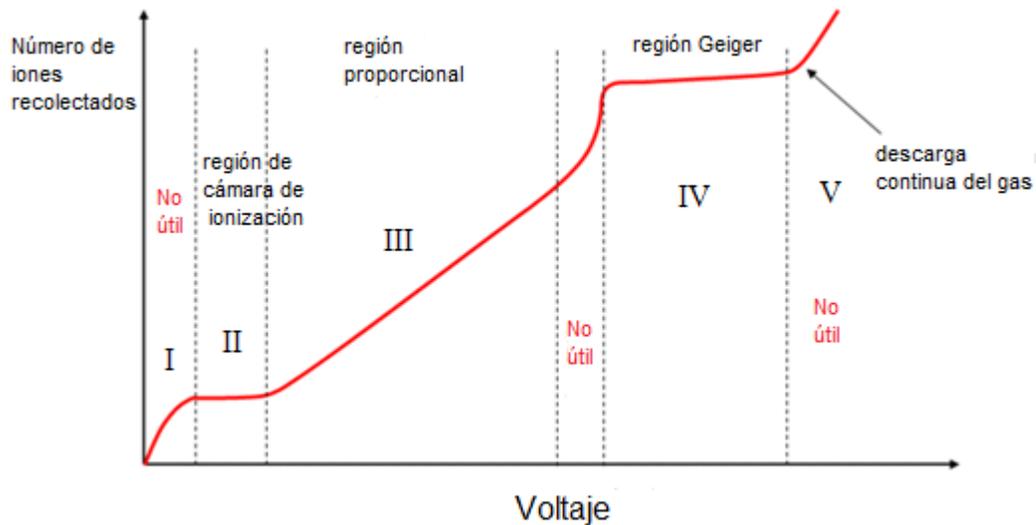


Fig. 2.2. Iones recolectados en función de la tensión aplicada.

En la gráfica se observan cinco regiones bien definidas:

- **Región I.**

Si la diferencia de potencial aplicada a los electrodos de un detector gaseoso es nula, también será nula la intensidad de campo eléctrico en el interior del recinto, con lo que los iones producidos por la interacción de las partículas ionizantes se encontrarán sometidos sólo a la atracción mutua debida al distinto signo de sus cargas, recombinándose para volver a constituir átomos o moléculas neutras.

Cuando la diferencia de potencial deja de ser nula, el campo eléctrico existente atrae a los iones hacia los electrodos correspondientes con una fuerza proporcional a la intensidad de campo eléctrico y a la carga eléctrica de un ion. No obstante en esta región algunos iones se recombinaran antes

de alcanzar los electrodos producto de la atracción Coulombiana, esta región es conocida como *región de recombinación*.

- **Región II**

En esta región, la carga colectada permanece constante a pesar de cambios de voltaje, debido a que la tasa de recombinación es cero y no hay producción de nuevas cargas. Esta región es llamada *región de ionización*.

- **Región III**

En esta región, la carga colectada comienza a incrementarse debido a que los electrones liberados por la radiación incidente producen ionizaciones secundarias que resultan en una multiplicación de carga. El factor de multiplicación del gas depende del voltaje aplicado. La señal de salida resulta ser proporcional a la ionización primaria o incidente, además la amplitud de dicha señal es proporcional a la energía disipada dentro del detector, esto hace posible la identificación de la partícula. Esta región recibe el nombre de *región proporcional*.

- **Región IV**

En esta región el campo eléctrico dentro del detector es tan intenso que un solo par ión-electrón generado es suficiente para iniciar una avalancha de pares iónicos. Esta avalancha produce una señal muy fuerte cuya altura es independiente del tipo de partícula que produzca la ionización primaria. La región IV también es llamada *región de Geiger-Müller*.

- **Región V**

Si el voltaje aplicado es mayor que V_{IV} un solo evento de ionización puede iniciar una descarga continua en el gas y el dispositivo ya no sirve como detector de radiación.

2.2. Tipos de detectores gaseosos

Los detectores gaseosos son nombrados de acuerdo a la región de operación donde se encuentren. En la región I no es posible operar un detector pues pequeños cambios de voltaje alteran de manera significativa la señal de salida.

Las cámaras de ionización son dispositivos que operan en la región II. En esta región no existe multiplicación de la carga. La señal de salida es proporcional a la energía disipada dentro del detector, por lo tanto es posible determinar la energía de la partícula que ioniza el gas. El voltaje aplicado está en el rango de 100 a 400 V.

Los contadores proporcionales operan en la región III. Existe una multiplicación neta de la carga en el detector, pero la señal de salida aun es proporcional a la energía disipada en su interior. Es posible determinar la energía de la partícula incidente y el tipo de partícula que genera la ionización.

Otro tipo de detector es el conocido como Geiger-Müller. Este dispositivo opera en la región IV. Son frecuentemente utilizados para determinar si existe o no la presencia de radiación ionizante puesto que la señal de salida que muestran es muy intensa. Tienen la desventaja de que la

señal de salida no es proporcional a la energía disipada en el detector y por lo tanto sólo proveen información del número de partículas.

2.3. Cámara de ionización

En principio las cámaras de ionización son los más simples de todos los detectores gaseosos. Su mecanismo de operación está basado en la colección de todas las cargas por la radiación incidente cuando pasa a través del gas, usando para ello un campo eléctrico. Las cámaras de ionización pueden ser operadas en modo de corriente o modo de pulso.

Cuando la radiación ionizante pasa a través del gas se crean moléculas excitadas y moléculas ionizadas a su paso. Después de que una molécula neutra es ionizada como resultado se tiene un ión de carga positiva y un electrón libre este conjunto es conocido como par iónico y, es el constituyente básico para generar una señal eléctrica en la cámara de ionización. Si todos los iones primarios producidos en el interior del gas son recolectados el dispositivo resultante se denomina *cámara de ionización*.

Como mínimo la partícula incidente debe transferir una cantidad de energía igual a la energía de ionización de las moléculas que componen al gas. En muchos gases de interés para la detección de la radiación la energía de ionización está entre 10 y 20 eV, no obstante la partícula incidente cede parte de su energía al momento de formar pares iónicos, esta energía cedida por par iónico formado se conoce como W y usualmente su valor es un poco más grande que la energía mínima necesaria para ionizar una molécula

neutra. El valor de W en principio depende del tipo de gas⁶, del tipo de radiación incidente y su energía. Las cámaras de ionización se clasifican de acuerdo a la geometría de su construcción en: (a) cilíndricas, (b) plano paralelas, (c) esféricas y (d) tipo pozo (ver figura 2.3).

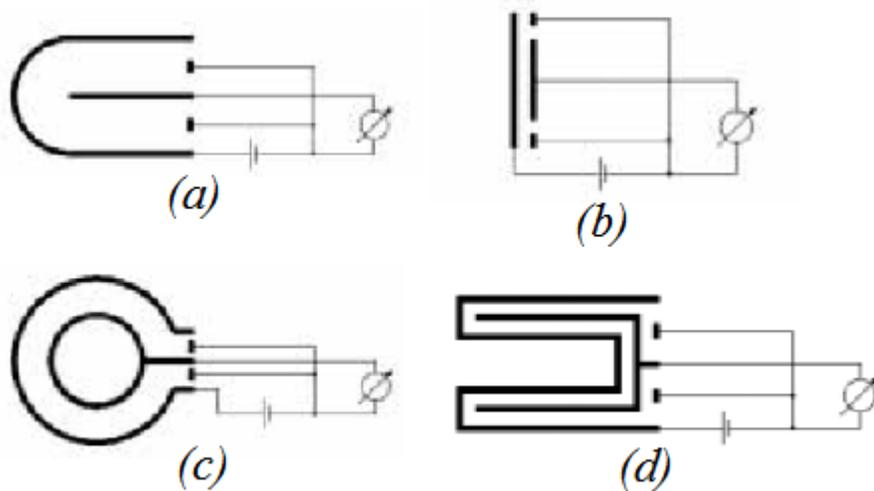


Fig. 2.3. Geometría de las cámaras de ionización.

La forma del campo eléctrico en el interior de la cámara de ionización depende de la geometría de la cámara. Las cámaras plano paralela están constituidas por una placa de electrodo de alto voltaje y una placa de electrodo de medida confinado al volumen sensible de medición.

En la cámara cilíndrica, el voltaje es aplicado en el electrodo central el cual tiene unos pocos milímetros de espesor, la pared del cilindro usualmente está conectada a tierra.

⁶ En el caso del aire (compuesto por: 78,08% de nitrógeno, 20,94% de oxígeno, 0,035% de dióxido de carbono y 0,93% de gases inertes) la energía media necesaria para producir un par iónico es de unos 35 eV.

En el caso de la geometría esférica el alto voltaje es aplicado a una pequeña esfera situada en el centro del detector y la pared del mismo se encuentra conectada a tierra.

2.3.1. Cámara cilíndrica

En las cámaras cilíndricas, el voltaje es aplicado a un alambre delgado colocado de manera axial dentro del cilindro, la parte externa del cilindro llamada comúnmente paredes del cilindro se encuentran conectadas a tierra. El campo eléctrico dentro de la cámara está definido por:

$$E(r) = -\frac{dV(r)}{dr} = \frac{V_0}{r \ln\left(\frac{b}{a}\right)} \quad (2.1)$$

Donde:

- a = radio del alambre central o ánodo
- b = radio externo del cátodo
- r = distancia radial desde cualquier punto P del cilindro al centro del mismo.

En la actualidad existen muchas casas fabricantes de este tipo de dispositivos, no obstante todas se basan en el diseño de Farmer (figura 2.4), la cual consiste de un medio de detección gaseoso cuyo volumen activo es de $0,6 \text{ cm}^3$.

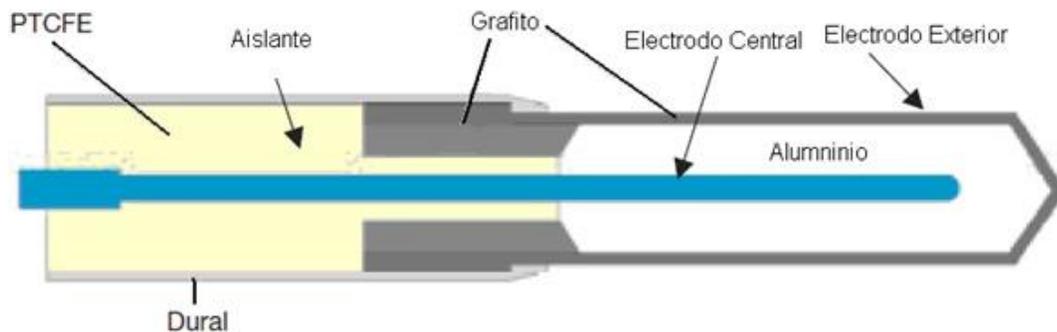


Fig. 2.4. Esquema de una cámara de ionización cilíndrica tipo Farmer.

2.4. Teoría de cavidades

Para medir la dosis en un medio material, es necesario introducir un dispositivo sensible a la radiación (dosímetro) dentro de ese medio. Idealmente el dosímetro debería estar hecho del mismo material que el medio en que queremos medir la dosis pero esto por lo general no ocurre. La *teoría de cavidades* permite relacionar la dosis absorbida en el medio del sensor con la dosis en el medio de interés.

Las cavidades se dividen en grandes, intermedias o pequeñas dependiendo del alcance de las partículas secundarias producidas en el medio material por la radiación. Sí el alcance de los electrones es mucho mayor que el tamaño de la cavidad, está se considera pequeña. De acuerdo al tipo de cavidad existen modelos de cálculo para la dosis:

- Cavidades pequeñas: *Modelo de Bragg-Gray*.
- Cavidades intermedias: *Modelo de Burlin*.

3.4.1. Teoría de Bragg-Gray

Consideremos una región donde se produce un cambio de medio material (g: gas, w: agua). Supongamos que a través de esta interfaz se propaga una fluencia (Φ) de partículas cargadas (electrones) que es continua en la frontera. Entonces la dosis en la frontera entre los dos materiales viene dada por:

$$D_g = \Phi \left(\frac{dT}{\rho dx} \right)_{c,g} ; D_w = \Phi \left(\frac{dT}{\rho dx} \right)_{c,w} \quad (2.2)$$

Donde $\frac{dT}{\rho dx}$ es el poder de frenado másico por colisión en cada medio material y para la energía correspondiente a las partículas cargadas que se propagan en él. Se puede afirmar entonces que el cociente de las dosis a ambos lados de la frontera verifica:

$$\frac{D_g}{D_w} = \frac{\left(\frac{dT}{\rho dx} \right)_{c,g}}{\left(\frac{dT}{\rho dx} \right)_{c,w}} \quad (2.3)$$

Este planteamiento se corresponde a la inserción de una cámara de ionización de aire en el seno de un tanque de agua. La teoría de Bragg-Gray para obtener la dosis en un medio material continuo está basada en dos hipótesis:

- I. La cavidad debe ser pequeña comparada con el alcance de las partículas cargadas que inciden sobre ella. De este modo su presencia no perturba la fluencia de partículas cargadas en el medio material.
- II. La dosis absorbida en la cavidad se debe únicamente a las interacciones de las partículas cargadas que la cruzan.

La teoría de Bragg-Gray es aplicable tanto a partículas cargadas de alta energía como a haces indirectamente ionizantes.

2.5. Detectores líquidos

Al igual que en los gases las moléculas que forman un líquido pueden ser ionizadas. Los líquidos tienen una densidad mayor a la de los gases y por lo tanto la probabilidad de que las moléculas ionizadas se recombinen es alta, para prevenir esto en las cámaras de ionización líquidas la diferencia de potencial aplicada entre los electrodos es más alta que en un detector gaseoso.

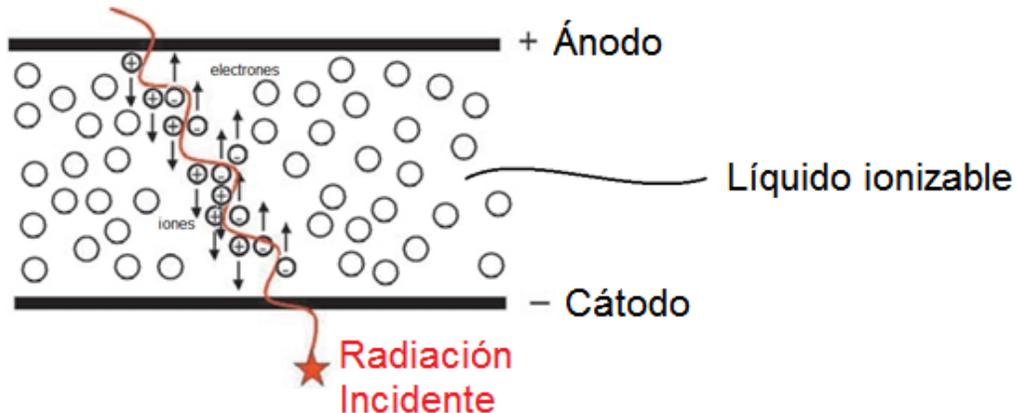


Fig. 2.5. Proceso de ionización en medio líquido.

Los principios de funcionamiento de una cámara de ionización de estado líquido son totalmente análogos a los detectores gaseosos. El gas se

sustituye por un líquido dieléctrico⁷. Las moléculas de este líquido se ionizan producto de la radiación incidente, estos iones son recolectados aplicando una diferencia de potencial entre dos electrodos como se esquematiza en la figura 2.5.

La historia de los detectores de radiación de estado líquido comienza en el año de 1896 cuando Thompson logra ionizar líquidos dieléctricos con rayos Roentgen. En 1948 McLennan hace investigaciones acerca de la conductividad eléctrica en líquidos criogénicos. En ese mismo año Hutchinson y Davidson reportan independientemente la presencia de conductividad de pulsos en los líquidos. No obstante el uso de los detectores líquidos se restringió a la investigación en la física de partículas.

A partir de 1974 Goran Wickman [7] realiza investigaciones sobre el uso de líquidos dieléctricos para la dosimetría de haces de radiación sentando las bases para el diseño y construcción de un dispositivo capaz de cumplir dicha tarea.

2.6. Comparación entre los detectores gaseosos y líquidos

Los líquidos poseen una densidad aproximadamente 300 veces mayor que la del aire, esto permite la construcción de dispositivos con un volumen sensible de detección muy pequeño (del orden de 1 mm^3) en comparación con las cámaras gaseosas cuyo volumen está comprendido entre los $0,1 \text{ cm}^3$ y 1 cm^3 . No obstante, la intensidad de la corriente generada en ambos tipos de dispositivos es similar. Otra ventaja que presentan los detectores líquidos

⁷ Generalmente se usa el 2, 2, 4 trimetilpentano (isooctano).

es que la densidad del material de detección es similar a la del agua (que es el medio por excelencia para realizar pruebas dosimétricas) y esto permite que el detector no perturbe de manera significativa al medio.

Una desventaja que tienen las cámaras líquidas es la alta tasa de recombinación iónica en su interior debido a la baja movilidad que presentan los pares iónicos en medio líquido. Para evadir este inconveniente se utilizan voltajes de polarización más altos entre los electrodos de la cámara líquida (~ 1000 V).

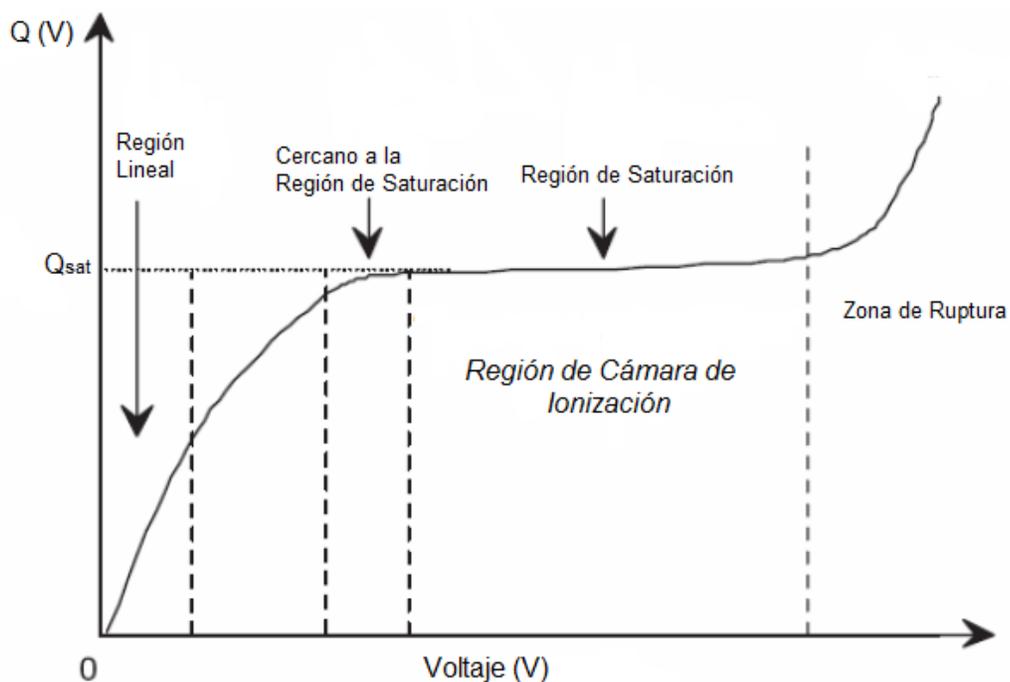


Fig. 2.6. Curva característica para una cámara de ionización líquida.

En la figura 2.6 se aprecia que a diferencia de los gases, los líquidos solamente sirven como detectores de radiación en la zona de saturación o

región de cámara de ionización en el cual se puede determinar la dosis absorbida a partir de la deposición de energía de las partículas cargadas en el medio sensible de detección.

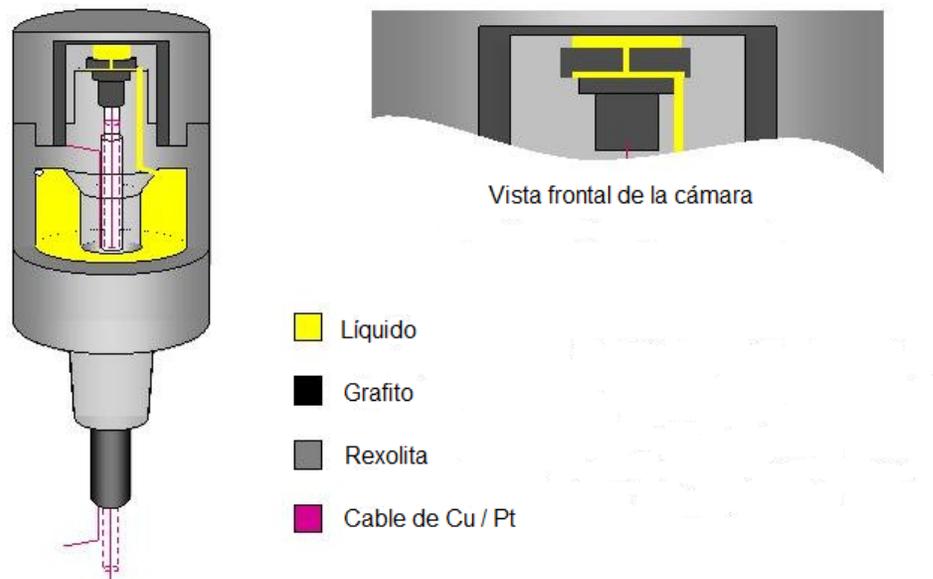


Fig. 2.7. Diseño básico de una cámara líquida.

En la figura 2.7 se muestra un diseño elemental de una cámara líquida, se aprecia que el volumen sensible de detección se encuentra en la parte superior del dosímetro. La ventana de entrada es construida con un material de Z bajo (grafito) y el líquido dieléctrico usado es el isooctano, este diseño está basado en la investigación de Wickman [8].

2.7. Materiales dieléctricos

Un dieléctrico es un material aislante que puede ser polarizado en presencia de un campo eléctrico. Cuando un dieléctrico es colocado en un campo eléctrico, las cargas eléctricas no fluyen a través del material como ocurre en un conductor, solamente cambian sus posiciones de equilibrio generando una polarización en el material. Debido a la polarización las cargas dentro del dieléctrico se van a mover en dirección opuesta al campo eléctrico externo, este movimiento de cargas genera un campo eléctrico interno que se opone al campo externo aplicado.

Un líquido dieléctrico es un líquido polarizable. Ejemplos de este tipo de líquidos son los hidrocarburos y el agua pura. Son ampliamente utilizados en la industria eléctrica como aislantes en dispositivos de alto voltaje. Además sirven como medio refrigerante para dichos dispositivos.

2.7.1. Isooctano

El 2, 2, 4 – Trimetilpentano (figura 2.8), también conocido como isooctano es un compuesto orgánico. Es uno de los muchos isómeros del octano (C_8H_{18}). El isooctano se produce a través del proceso de destilación del petróleo. Su densidad es de 692 mg/ml .

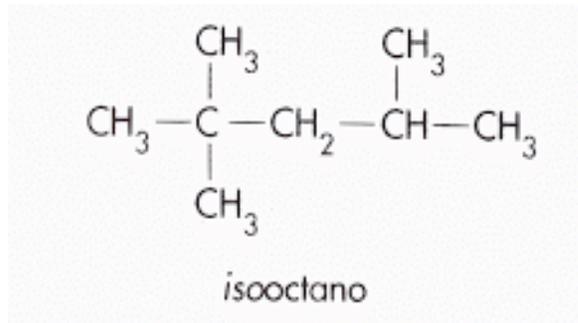


Fig. 2.8. Fórmula química del isooctano.

Su uso como líquido ionizable en los dosímetros fue producto de muchas pruebas de ensayo y error en la fabricación de cámaras líquidas.

Entre las razones de su aplicación se tiene:

- Es un líquido aislante, esto hace que las corrientes de fuga en el dispositivo sean mínimas.
- Su densidad (692 mg/ml) es similar a la del agua (1000 mg/ml).
- Tiene un $Z \approx Z_{\text{agua}}$.
- Presenta respuestas estables y reproducibles en el tiempo.

Capítulo 3

Materiales y Métodos

A continuación se listan y describen los equipos y materiales utilizados para la determinación experimental de una fuente de ^{192}Ir tanto en aire como en agua.

3.1. Equipo de carga diferida a control remoto HDR

El equipo de carga diferida es un implemento constituido básicamente por un contenedor, un sistema eléctrico – mecánico y un software apropiado para liberar y retraer a distancia el iridio emisor de fotones gamma que es usado en tratamientos de braquiterapia. En el caso de la Unidad de Radioterapia Oncológica GURVE (URO GURVE) el equipo disponible es el *VariSource 200* (figura 4.1) de la casa fabricante *Varian Medical Systems*.

Tabla 3.1. Características básicas del sistema *VariSource 200* (información proporcionada por el fabricante Varian Medical Systems).

<p>Fuente Radioactiva</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Iridio 192 recocido. • Configuración cilíndrica. • 2,5 mm de longitud activa y 0,34 mm de diámetro. • Actividad nominal inicial de la fuente: 370 GBq (10 Ci) como máximo.
<p>Parámetros del cable y la unidad</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Velocidad nominal del cable (o deslizamiento): 50 – 60 cm/s. • Exactitud del posicionamiento del cable: ± 1 mm.
<p>Colocación de la fuente</p>	<ul style="list-style-type: none"> • 20 canales de tratamiento. • 20 posiciones por canal. • Tamaño de la fuente: 5 mm predeterminado. • Método de movimiento de la fuente: comienza en las posiciones de irradiación más distales y retrocede por pasos.
<p>Requisitos eléctricos</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Clasificación eléctrica del sistema: 90-275 V CA, 48-62 Hz, 500 VA continua.
<p>Requisitos ambientales</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Rango de temperatura de funcionamiento: +15 °C a +35 °C. • Rango de humedad: 30-75% (sin condensación)



Fig. 3.1. *VariSource 200* de la URO GURVE.

3.2. Maniquí BOX

El maniquí BOX es un soporte con forma cúbica sin paredes. Constituye un sistema de posicionamiento usado para colocar los catéteres y los detectores de radiación (cámaras de ionización), el material usado en su elaboración es acrílico (conocido como PLEXIGLAS comercialmente) sus dimensiones son: 40,5 cm x 30,5 cm x 30,0 cm.



Fig. 3.2. Maniquí BOX.

En la figura 3.2 se muestra el maniquí BOX, se puede apreciar un agujero (cuyo diámetro es de 12,4 mm) la columna superior del arreglo y dos agujeros más pequeños a los lados (3 mm de diámetro cada uno), estos se usan para posicionar los catéteres y la cámara de ionización respectivamente.

3.3. Maniquí de agua

Tanque de paredes acrílicas de 0,5 cm de espesor utilizado para contener un volumen aproximado de 40 l de agua que sirven como medio de detección, se acopla con el maniquí BOX. Construido con material acrílico (PLEXIGLAS) y de dimensiones: 46,5 cm x 36,5 cm x 33,5 cm. La figura 3.3 muestra el tanque usado para las mediciones.



Fig. 3.3. Tanque de paredes acrílicas.

3.4. Cámara de ionización gaseosa tipo farmer

Es una cámara de ionización cuyo diseño básico es el de farmer, utilizada como instrumento estándar para mediciones en radioterapia. La cámara disponible en la URO GURVE corresponde al modelo 30013 de la casa comercial PTW-Freiburg y es mostrada en la figura (3.4) junto con los planos de diseño del fabricante, figura (3.5).

Este modelo de cámara es del tipo “abierta”, es decir, que sus lecturas son afectadas por las condiciones de presión, temperatura y humedad en el medio y deben ser corregidas por diferentes factores pertinentes descritos en distintos protocolos internacionales para dosimetría en radioterapia, en

nuestro caso el TRS-398 del OIEA (Organismo Internacional de Energía Atómica).



Fig. 3.4. Farmer 30013 de la URO GURVE.

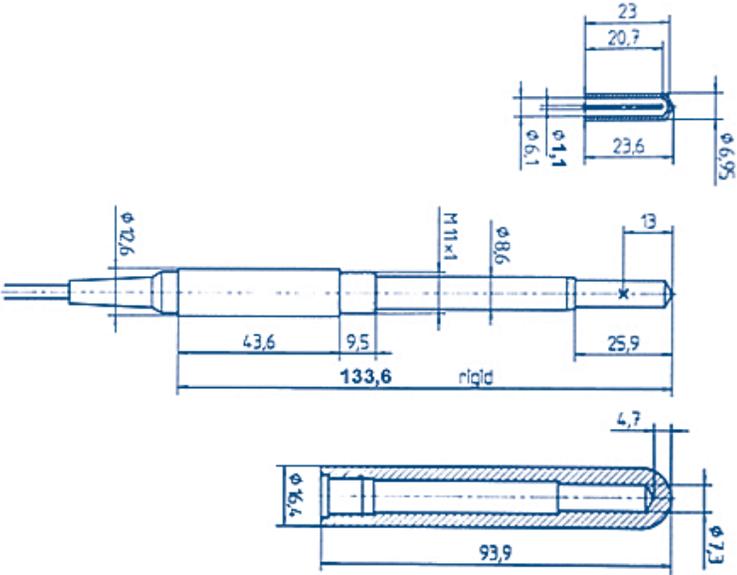


Fig. 3.5. Dimensiones de la cámara 30013 (todas en mm).

Tabla 3.2. Especificaciones técnicas de interés de la farmer 30013 de la PTW-Freiburg (información tomada del catálogo de productos PTW 2009).

Aplicación	Dosímetro para mediciones absolutas en agua, aire y maniqués de estado sólido.
Cantidades de Medición	Dosis absorbida en agua, KERMA en aire y exposición.
Radiación de referencia	^{60}Co
Volumen sensible nominal	0,6 cm ³
Punto de referencia	En el eje de la cámara a 13 mm del extremo.
Dirección de incidencia	Radial
Respuesta nominal	20 nC/Gy
Estabilidad a largo plazo	≤ 0,5% por año
Voltaje de la cámara	400 V nominal (Máximo ±500 V)
Corriente de fuga	±4 fA
Tiempo de recolección de iones	140 μs
Calidad de radiación	30 KeV ... 50 MeV fotones (10 ... 45) MeV electrones (50 ... 270) MeV protones
Temperatura	(10 ... 40) °C
Humedad	(10 ... 80)% máx 20 g/m ³
Presión	(700 ... 1060) hPa

3.5. Cámara de ionización de estado líquido

La URO GURVE dispone del detector de estado líquido conocido como la micro cámara líquida impermeable (del inglés micro liquid ion chamber) y conocida comercialmente como modelo 30018 o *microLion* fabricada por la PTW-Freiburg. Diseñada especialmente para mediciones en

campos usados en radioterapia estereotáctica donde se requiere una alta resolución espacial.

El medio de detección es un líquido más específicamente isooctano, que le permite a este detector producir lecturas útiles y apreciables en un volumen muy pequeño.

En la figura 3.6 se aprecia la cámara líquida 30018 *microLion* de la URO GURVE. A la derecha de la figura se muestra el soporte usado para fijar la cámara líquida en el fondo del maniquí BOX. Además se muestran las dimensiones del detector (figura 3.7).



Fig. 3.6. Cámara líquida 30018 *microLion* de la URO GURVE.

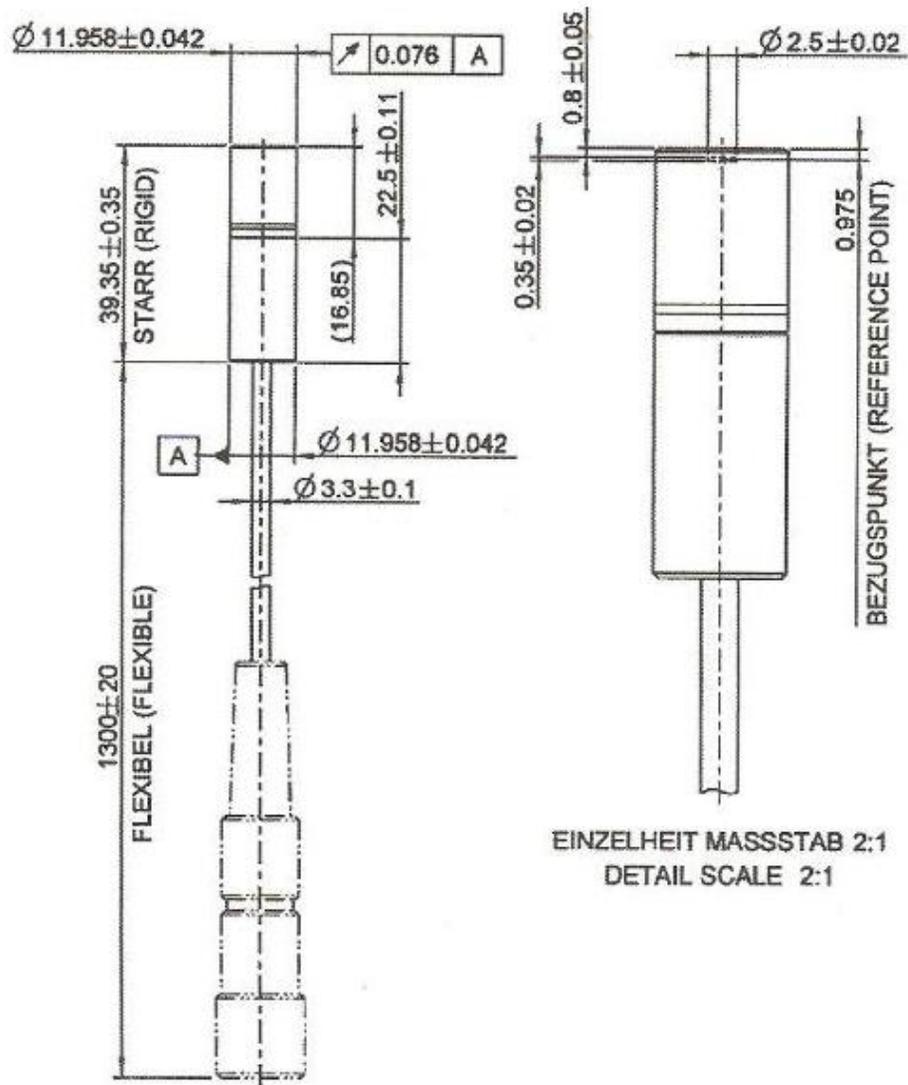


Fig. 3.7. Dimensiones de la microLion (todas en mm).

Tabla 3.3. Especificaciones técnicas de interés de la cámara líquida microLion de la PTW-Freiburg (información tomada del catálogo de productos PTW 2009).

Aplicación	Mediciones de distribuciones de dosis para fotones de alta energía.
Cantidades de Medición	Dosis absorbida en agua.
Radiación de referencia	^{60}Co
Volumen sensible nominal	0,002 cm ³ (exactamente 0,0017 cm ³)
Punto de referencia	En el eje de la cámara a 0,975 mm de la entrada.
Dirección de incidencia	Axial.
Respuesta nominal	9,8 nC/Gy
Estabilidad a largo plazo	≤ 1% por año
Voltaje de la cámara	800 V nominal (Máximo ±1000 V)
Corriente de fuga	±4 fA
Tiempo de recolección de iones	5,3 ms
Calidad de radiación	^{60}Co ... 25 MeV fotones
Temperatura	(10 ... 35) °C
Humedad	(10 ... 80)% máx 20 g/m ³
Presión	(700 ... 1060) hPa
Construcción	Hermética llena de líquido.

3.6. Electrómetros

3.6.1. *Electrómetro para dosimetría absoluta*

En el caso de la Farmer modelo 30013 es necesario el uso de un electrómetro para poder visualizar las lecturas obtenidas con el detector. El

electrómetro usado es el UNIDOS E de la casa comercial PTW-Freiburg (figura 3.8).



Fig. 3.8. Electrómetro. Modelo: UNIDOS E de la PTW.

Tabla 3.4. Especificaciones técnicas de interés sobre el electrómetro UNIDOS E de la PTW (información tomada del catálogo SOLUTIONS de PTW 2013).

Características
Alta precisión, excelente resolución (1 fA) y cuenta con un amplio rango de medición.
Fuente de poder HV (0 ... ± 400) V en incrementos de ± 50 V.
Capaz de medir dosis integrada (o carga) y tasa de dosis (o corriente) de manera simultánea.
Puede ser usado como una interface a través de una conexión R232.

3.6.2. *Electrómetro dual o bicanal*

En el caso de la microLion se usa el electrómetro Dual o TANDEM de la PTW el cual consta de dos partes: una fuente de poder que entrega un voltaje máximo de ± 400 V, esta va conectada a una unidad de control (como se muestra en la figura 3.9) que a su vez se integra a un computador a través de una conexión R232 permitiendo visualizar lecturas de distintos dosímetros compatibles al sistema (entre ellos la microLion) con el software de la PTW TanSoft.

Tabla 3.5. Especificaciones técnicas de interés sobre el sistema TANDEM de la PTW (información tomada del catálogo SOLUTIONS de PTW 2013).

Características
Resolución (10 fA).
Sirve como dosímetro para dosis absoluta en conjunto con el software TanSoft.
Suministro eléctrico variable.
Se pueden conectar cámaras de ionización y detectores de estado sólido.



Fig. 3.9. Electrómetro para dosimetría absoluta TANDEM de la PTW.

3.7. Fuente de poder externa

En el caso de la cámara líquida microLion el voltaje de polarización nominal recomendado por el fabricante es de +800 V, como el electrómetro TANDEM solo proporciona un máximo de +400 V no puede ser usado directamente en conjunto con la microLion es por eso que dicho sistema incluye una fuente de alto voltaje externa controlable (figura 3.10).



Fig. 3.10. Fuente externa de alto voltaje de la PTW.

Tabla 3.6. Especificaciones técnicas de interés de la fuente de voltaje externa PTW (información tomada del catálogo SOLUTIONS de PTW 2013).

Características
Ajustable con precisión valores de alto voltaje.
Sistema interno de detección de errores.
Voltaje ajustable hasta ± 950 V.

3.8. Termómetro y barómetro

Utilizados para corregir las lecturas en aire con la farmer por efecto de presión y temperatura en el medio de detección. Ambos se muestran en la figura 3.11, a la izquierda el termómetro digital que tiene una apreciación mínima de 0,1 °C y a la derecha el barómetro analógico que permite una lectura mínima de 0,5 mBar.

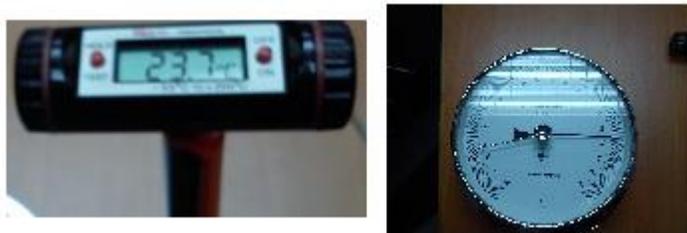


Fig. 3.11. Termómetro y barómetro.

3.9. Determinación de la actividad experimental en aire

Haciendo uso del maniquí BOX se posiciona la farmer en el agujero ubicado en su centro. A 10 cm de distancia, tanto a la derecha como a la izquierda de la farmer se colocan catéteres que servirán como guía para el paso de la fuente de ^{192}Ir (véase figura 3.12).

Se tendrá como sistema de referencia para reportar los resultados el mostrado en la parte superior de la figura 3.12, el eje “y” corresponde a la dirección de movimiento de la fuente, el eje “x” corresponde a la distancia perpendicular entre el detector (farmer) y el catéter.

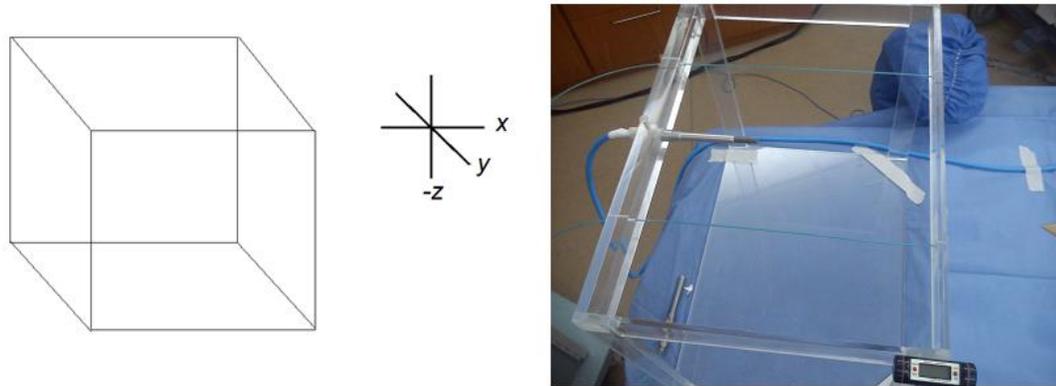


Fig. 3.12. Arreglo experimental para mediciones en aire.

Como primer paso se debe determinar cuál es el punto efectivo de medición de la cámara, para ello se programa en el sistema de control de movimiento de la fuente de ^{192}Ir una serie de paradas de la fuente en distintos puntos de los catéteres situados a la izquierda y la derecha de la cámara (lado A y lado B) seguidamente se grafican los valores de carga (o corriente) colectada por la farmer en función de la posición de la fuente en el eje "y". El punto efectivo de medición es aquel donde hay una lectura máxima. Al verificar el punto efectivo de la cámara se fija esta coordenada en el sistema de entrega de tratamientos.

Una vez fijado este punto se procede ahora a determinar la actividad experimental de la fuente en aire siguiendo las recomendaciones de los protocolos internacionales de calibración de fuentes de braquiterapia de la OIEA [2] y del ESTRO [4] (European Guidelines for Quality Assurance in Radiotherapy).

El formalismo de calibración en aire está basado en el factor (N_K factor de calibración de la cámara en función del KERMA en aire) esta cantidad

tiene un valor fijo que se tomará como conocido y es proporcionado por el laboratorio secundario de calibración dosimétrica ubicado en el IVIC⁸ (Instituto Venezolano de Investigaciones Científicas).

La actividad se puede calcular utilizando la siguiente expresión:

$$A = \frac{N_K \cdot \frac{\bar{M}_U}{t} \cdot k_{TP} \cdot k_{pol} \cdot k_s \cdot k_{scatt}}{\Gamma} \quad (3.1)$$

En la ecuación (3.1) hay una relación directa entre la actividad y las lecturas arrojadas por la farmer en aire. Dónde:

- $k_{TP}, k_{pol}, k_s, k_{scatt}$: son los factores de corrección por presión, temperatura, polaridad, recombinación iónica y dispersión en aire respectivamente.
- $\frac{\bar{M}_U}{t}$: es el valor promedio de carga colectada usando el voltaje nominal de la cámara durante un tiempo t de medición fijo.
- Γ : es la constante gamma del iridio cuyo valor reportado en diversas publicaciones es referido a una distancia fuente detector de 100 cm.

Esta ecuación se aplica a los datos obtenidos para el lado A de la farmer y el lado B, el valor de actividad que se tomará como experimental es el promedio de ambas actividades determinadas. Conocido este valor se va a comparar con el valor reportado por el Sistema de planificación de braquiterapia.

⁸ Este laboratorio está adscrito al OIEA, y sus mediciones están referidas a un laboratorio de calibración primaria.

3.10. Determinación de la actividad experimental en agua

La determinación de la actividad en agua es un proceso que está dividido en dos fases, la primera consiste en hallar un factor que permita relacionar la actividad con la carga colectada por la microLion (dosímetro usado para las mediciones en agua), debido a que para este tipo de sistema de medición solo se provee el factor de calibración en agua ($N_{D,w}$).

La segunda consiste en partir del hecho de que la actividad está relacionada con la carga mediante una constante, por tanto bastará con tomar una serie de lecturas con la microLion bajo condiciones de referencia con distintos voltajes de polarización corregir estos valores usando los factores adecuados y además de la constante determinada en la primera parte descrita se puede obtener el valor de la actividad.

El montaje experimental propuesto consiste en un soporte acrílico en forma de L donde se fijará mediante tornillos la microLion, este soporte va fijo en la cara inferior del maniquí BOX y se situará a 10 cm de distancia entre el volumen sensible de detección de la cámara y el catéter condición que se tomará como referencia (véase figuras 3.13 y 3.14).

Esta distancia está en el eje $-z$ según el sistema de referencia mostrado en la figura 3.12.

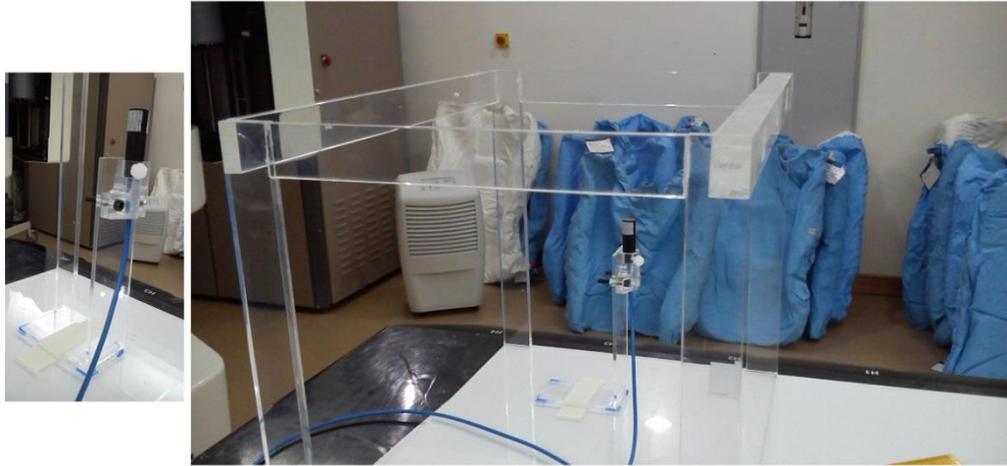


Fig. 3.13. Arreglo experimental para mediciones en agua.



Fig. 3.14. Arreglo experimental para mediciones en agua.

3.10.1. Factor de calibración para la actividad

Para determinar el factor de calibración que relaciona la carga colectada por el dosímetro con la actividad de la fuente ($N_{A,w}$), primero se debe hallar el punto efectivo de medición de la microLion de manera análoga al caso de la farmer en aire (véase sección 3.9).

Una vez fijado el punto efectivo de medición de la cámara se procede a tomar una serie de lecturas para distintos voltajes de polarización (+800 V, +400 V y -800 V) con el fin de realizar las distintas correcciones pertinentes a la lectura de la microLion. Partiendo del hecho de que la actividad cumple:

$$A \propto M_{\text{corregida}}$$

Se planteó como constante de proporcionalidad el término ($1/N_{A,w}$). Finalmente la actividad se puede calcular como:

$$A = \left(\frac{N_{D,w}}{N_{A,w}} \right) \cdot \bar{M}_U \cdot k_{\text{pol}} \cdot k_S \quad (3.2)$$

De esta expresión se puede despejar el $N_{A,w}$ y calcularse.

3.10.1. Cálculo de la actividad experimental en agua

Una vez determinado el $N_{A,w}$ se puede verificar experimentalmente la actividad de la fuente de ^{192}Ir usando la ecuación (3.1). Para este caso se toman lecturas bajo condiciones de referencia y se determinan los distintos factores de corrección pertinentes para la cámara líquida (sólo por polaridad y recombinación iónica), finalmente este valor de actividad se compara con el reportado por el fabricante.

Capítulo 4

Resultados y Análisis

4.1. Punto efectivo de medición para la farmer en aire

Para los catéteres etiquetados como A y B, las gráficas obtenidas (figuras 4.1, 4.2), y los puntos efectivos de medición registrados son:

Para el catéter A:

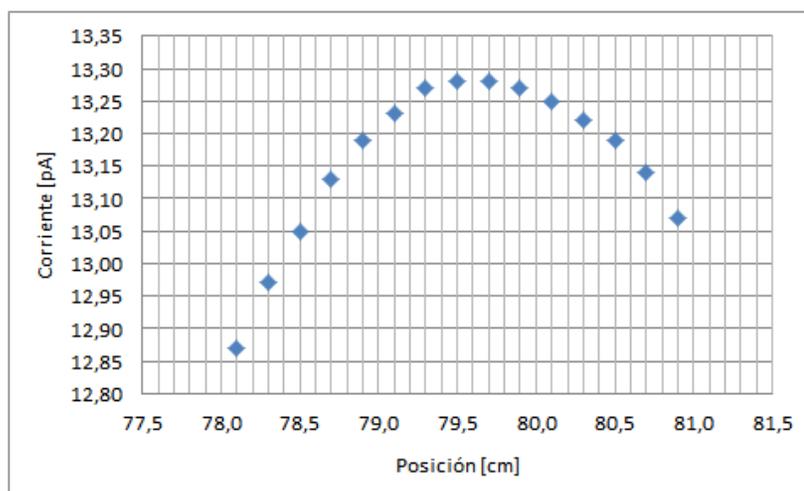


Fig. 4.1. Corriente vs Posición para el catéter A.

El punto efectivo de medición resultante es el:

$$P_A = (10,0 ; 79,7) \text{ cm}$$

En el caso del catéter B:

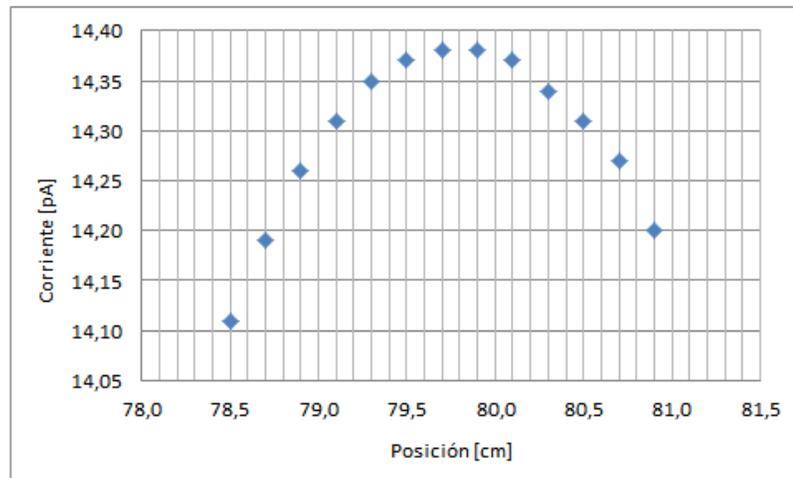


Fig. 4.2. Corriente vs Posición para el catéter B.

El punto efectivo de medición resultante es el:

$$P_B = (-10,0 ; 79,7) \text{ cm}$$

Para ambos casos se obtuvieron curvas del tipo $y = -Ax^2 + bx + c$, estos resultados están acorde con los reportados por el OIEA [3] y la

ESTRO [4] para la calibración de la actividad experimental de una fuente de ^{192}Ir usando el método de calibración en aire, en el cual la respuesta máxima de la cámara ocurre en el punto donde la lectura de corriente es mayor. Como era de esperarse este punto tiene la misma coordenada en el eje Y tanto en A como en B, indicando que este punto es el óptimo para realizar la verificación de la actividad.

4.2. Determinación de la actividad experimental en aire

Las lecturas obtenidas en aire para el catéter A son:

Tabla 4.1. Valores registrados de carga para distintos voltajes de polarización en el caso del Lado A, también se muestra la desviación estándar entre las distintas lecturas promediadas.

Voltaje	\bar{M}_U [nC]	σ [nC]
-400 V	0,9941	0,001
+200 V	0,9900	0,001
+400 V	0,9792	0,001

Los factores de corrección calculados y usados para obtener la actividad experimental en el caso del lado A del arreglo:

Tabla 4.2. Valores de los distintos factores de corrección por magnitudes de influencia, el valor de la dispersión en aire⁹ se toma como conocido.

k_{TP}	k_{pol}	k_s	k_{scatt}
1,1212	1,0076	0,9891	0,9840

El valor reportado por el IVIC para el N_k :

- $N_K = 48,01 \times 10^{-3} \text{ Gy/nC}$

El valor reportado para la constante gamma¹⁰ por el grupo de calibración adscrito a la URO GURVE:

- $\Gamma = 4,11 \times 10^{-3} \frac{\text{Gy.m}^2}{\text{Ci.h}}$

El tiempo t para las mediciones es de 240 s. Sustituyendo todos estos valores en la ecuación (3.2) se obtuvo el valor de la actividad experimental:

$$A = 6,3379 \text{ Ci}$$

El valor de actividad reportado por el sistema para la fecha de la medición es de 5,9500 Ci, la diferencia porcentual entre ambos valores es de + 6,52 %.

⁹ El valor de k_{SCATT} usado está tomado del reporte o booklet 8 de la ESTRO

¹⁰ Este valor debe ser corregido por Ley de Inverso al cuadrado ya que las mediciones se realizaron a 10 cm de distancia y no a 100 cm. Además se debe realizar la conversión de unidades de hora a segundos.

Las lecturas obtenidas en aire para el catéter B son:

Tabla 4.3. Valores registrados de carga para distintos voltajes de polarización en el caso del lado B, también se muestra la desviación estándar entre las distintas lecturas promediadas.

Voltaje	\bar{M}_U [nC]	σ [nC]
-400 V	1,0620	0,001
+200 V	1,0644	0,002
+400 V	1,0644	0,001

Los factores de corrección calculados y que se usaron para obtener la actividad experimental en el caso del lado B del arreglo:

Tabla 4.4. Valores de los distintos factores de corrección por magnitudes de influencia, el valor de la dispersión en aire¹¹ se toma como conocido.

k_{TP}	k_{pol}	k_s	k_{scatt}
1,1212	0,9989	1,0000	0,9840

El tiempo t para las mediciones es de 240 s. Sustituyendo todos estos valores en la ecuación (3.2) se obtuvo el valor de la actividad experimental:

$$A = 6,3690 \text{ Ci}$$

¹¹ El valor de k_{SCATT} usado está tomado del reporte o booklet 8 de la ESTRO

El valor de actividad reportado por el sistema para la fecha es de 5,9500 Ci, la diferencia porcentual entre ambos valores es de + 7,04 %.

Finalmente el valor promedio de la actividad en aire en el arreglo farmer – BOX es:

- $A_{Experimental} : 6,3530 \text{ Ci}$
- $A_{Sistema} : 5,9500 \text{ Ci}$

La diferencia porcentual entre ambos valores es de: + 6,78 %, la diferencia registrada está dentro de los valores de tolerancia establecidos en los protocolos internacionales de dosimetría, más específicamente el TEC-DOC 1274 del OIEA en el cual se especifica que la discrepancia máxima permitida entre el valor de actividad suministrado por el fabricante y el medido por el usuario con este tipo de arreglo experimental debe ser de hasta $\pm 10 \%$ indicando que este método puede ser aplicado a la hora de establecer la aceptación o no de una fuente de ^{192}Ir en un servicio de braquiterapia.

No obstante si se compara este resultado de la farmer con mediciones realizadas con una cámara de pozo que es el estándar internacional en donde las discrepancias entre los valores medidos y reportados oscilan entre $\pm (3 - 5) \%$ indica que la cámara de elección para calibraciones en aire debe ser una cámara de pozo.

Esta diferencia tiene que ver con que la fuente de radiación en este caso ^{192}Ir se comporta como una fuente puntual que emite fotones γ en todas las direcciones, por ello cuando se analiza detenidamente el montaje, la farmer sólo recibe una parte del frente de radiación en cada punto de parada de la fuente en el catéter, perdiendo información durante el proceso de

medición, no obstante pudiéramos pensar que este hecho se compensa midiendo en ambos lados de la farmer (en 0° y 180° o lo que se denominó lado A y B) pero igual tomando en cuenta esto hay pérdida de información.

En el caso de la cámara de pozo se tiene un arreglo que presenta geometría cilíndrica que sigue el frente de radiación de una fuente puntual en todas las direcciones posibles y la pérdida de información por tanto es menor comparado con una cámara tipo farmer.

4.3. Punto efectivo de medición para la cámara líquida

La curva obtenida de la carga colectada en función de la posición de la fuente en el catéter (figura 4.3) es:

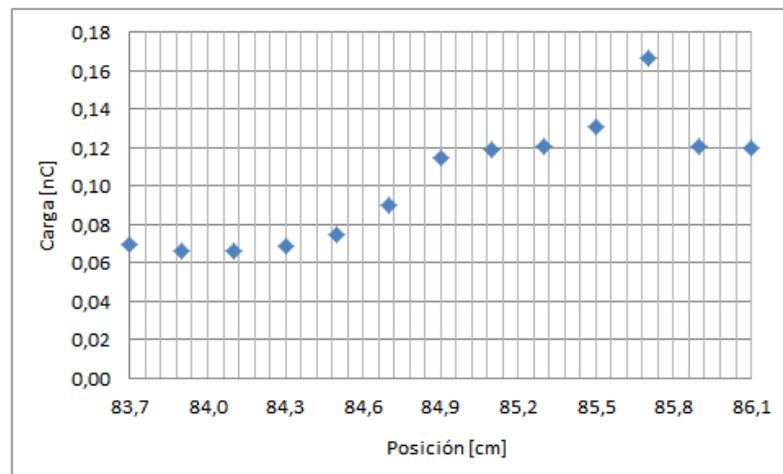


Fig. 4.3. Carga vs Posición de la fuente para la microLion en agua.

Al contrario de la cámara gaseosa tipo farmer donde la curva corriente versus posición tiene una forma conocida bien caracterizada (polinomio de segundo grado), en la cámara líquida no se aprecia una tendencia tan clara, sin embargo se nota la presencia de tres regiones bien definidas.

En principio se ve claramente la aparición de un pico o punto efectivo de medición en el cual la cámara recolecta un valor de carga máximo. A la izquierda y a la derecha del pico hay una caída del tipo sigmoide en el valor de la carga colectada hasta llegar a una saturación.

Para explicar este comportamiento basta recordar que según el fabricante PTW la microLion tiene máxima respuesta en el eje axial de la cámara eso explica la aparición de un pico tan marcado en la curva es ahí donde la fuente de radiación esta justo por encima del eje axial de la cámara, en el caso de la caída brusca de lectura y de la aparición de una región de saturación puede ocurrir por el pequeño volumen físico de detección.

El punto óptimo para el cálculo de la actividad en el caso de la microLion es:

$$P_{efec} = (y, -z) \text{ cm} = (85,7; -10,0) \text{ cm}$$

4.4. Cálculo del factor de calibración $N_{A,w}$

Las lecturas promedio obtenidas con la cámara líquida en agua son:

Tabla 4.5. Valores promedio para lecturas con la microLion. También se muestran las desviaciones estándar entre los distintos valores promediados.

Voltaje	\bar{M}_U [nC]	σ [nC]
-800 V	0,3447	0,001
+400 V	0,3187	0,001
+800 V	0,3430	0,002

Tabla 4.6. Valores de los distintos factores de corrección por magnitudes de influencia.

k_{pol}	k_s
1,0164	1,0489

Partiendo de la ecuación (3.2) se despeja el término $N_{A,w}$, se sustituyen los valores promedios medidos, los factores de corrección y el término $N_{D,w}$ el cual se obtuvo mediante el método de calibración cruzada¹².

El valor usado como $N_{D,w}$ para la microLion es:

- $N_{D,w} = 86,14 \times 10^{-3} \text{ Gy/nC}$

El $N_{A,w}$ calculado utilizando los valores descritos anteriormente es:

¹² Para este caso se toma como patrón de referencia una cámara farmer 30013 de la PTW en un haz de fotones X clínico generado por un potencial acelerador de 6 MV en un equipo de teleterapia.

$$N_{A,w} = 12,95 \times 10^{-3} \text{ Gy/Ci}$$

4.5. Determinación de la actividad experimental en agua

Usando la ecuación (3.2) se determinó el valor de la actividad de la fuente de ^{192}Ir de la URO GURVE para ello se tomaron los siguientes valores promedio:

Tabla 4.7. Valores promedio para lecturas con la microLion. También se muestran las desviaciones estándar entre los distintos valores promediados.

Voltaje	\bar{M}_U [nC]	σ [nC]
-800 V	0,3447	0,001
+400 V	0,3187	0,001
+800 V	0,3430	0,002

Los distintos factores de corrección aplicados a las lecturas para el cálculo de la actividad experimental:

Tabla 4.8. Valores de los distintos factores de corrección por magnitudes de influencia.

$N_{D,w}$	$N_{A,w}$	k_{pol}	k_s
$86,14 \times 10^{-3} \text{ Gy/nC}$	$12,95 \times 10^{-3} \text{ Gy/Ci}$	1,0164	1,0489

La actividad experimental por tanto es:

$$A = 2,3851 \text{ Ci}$$

Finalmente el valor promedio de la actividad en agua en el arreglo microLion – BOX es:

- $A_{Experimental} : 2,3851 \text{ Ci}$
- $A_{Sistema} : 2,4620 \text{ Ci}$

La diferencia porcentual registrada entre los dos valores es de: - 3,12 %. Este valor representa una incertidumbre menor a la resultante usando método de calibración en aire con la farmer (+ 6,78 %), por tanto se aprecia que la cámara líquida presenta una mejor respuesta para realizar la calibración.

No obstante revisando de una manera más detallada los resultados se encuentra que las lecturas generadas con la cámara líquida son pequeñas comparadas con las que se pudieran registrar con una farmer o una cámara de pozo, esto se debe a la alta densidad del medio líquido ionizable en cuyo

caso la tasa de recombinación iónica es mayor que la presente en el aire, esto conlleva a que deban realizarse tiempos de pasos o paradas de la fuente de radiación más largos en comparación a los usados con la farmer.

Sin embargo, sí se revisan las diferencias porcentuales entre la cámara líquida con las presentadas usualmente por una cámara de pozo se nota que son comparables indicando que es posible realizar en principio una calibración de la fuente de braquiterapia en agua con una cámara líquida, este hecho presentaría muchas ventajas, la más lógica es que las calibraciones pueden llevarse a cabo en agua que es el medio más parecido al cuerpo humano, reduciendo así las incertidumbres presentadas durante el cálculo de la dosis en el sistema de planificación de tratamientos.

Además ambos sistemas de medición presentados (en aire como en agua) tienen cámaras que pueden ser calibradas en Venezuela¹³ hecho que contrasta con la cámara de pozo que es el instrumento usual de medición para braquiterapia la cual debe ser enviada a otro país para ser calibrada puesto que en Venezuela no se dispone de un patrón de referencia para dicho detector, presentado una ventaja en cuanto al uso de estos sistemas propuestos en el trabajo en cualquier servicio de braquiterapia del país que disponga de un arreglo como el presentado.

¹³ En este caso dicha calibración la realiza el IVIC.

Conclusiones

Las fuentes radioactivas selladas se han utilizado en braquiterapia generalmente para ser insertadas sobre y/o directamente en la lesión durante un tiempo determinado.

Una de las fuentes más utilizadas a nivel mundial es el ^{192}Ir puesto que presenta una actividad específica alta en comparación a otros radioisótopos implementados anteriormente (^{60}Co , ^{137}Cs), siendo de suma importancia verificar la actividad con la cual la fuente llega a un centro donde se preste el servicio de braquiterapia.

Para tal fin se ha usado como instrumento estándar la cámara de tipo pozo que está especialmente diseñada para la dosimetría en braquiterapia, no obstante presenta la desventaja de que se calibra en aire y, no se dispone en nuestro país de un patrón de calibración para este detector.

Es por ello que se planteó la posibilidad de realizar la calibración de la fuente de ^{192}Ir de la URO GURVE con dos sistemas de medición alternativos uno en aire usando la cámara tipo farmer en aire y otro consistente de una cámara líquida microLion en agua para comparar sus resultados entre sí, además con el valor esperado que proporciona el sistema de planificación de braquiterapia. Para la comparación se determinó la actividad experimental con ambos sistemas de medición.

En el cálculo de actividad en aire se obtuvo una discrepancia promedio respecto al valor esperado de + 6,78 % valor que se encuentra dentro de las

tolerancias establecidas por los diferentes protocolos internacionales de medición que mencionan como máximo hasta un $\pm 10 \%$, por lo tanto este sistema puede ser aplicado como parte de la aceptación de una fuente de braquiterapia en un centro médico.

En el caso de la cámara líquida en agua se obtuvo una discrepancia de $- 3,12 \%$ valor que se encuentra muy cercano al valor esperado para la actividad.

El resultado obtenido muestra una factibilidad en el uso de un detector de estado líquido en agua para determinar la actividad de una fuente de ^{192}Ir , ya que si comparamos dicha diferencia porcentual con la mostrada por la farmer es sensiblemente menor entrando en el rango de las tolerancias permitidas con una cámara de pozo que es el estándar internacional, $\pm (3-5) \%$.

El agua es el medio más parecido a un paciente real y por lo tanto debe ser el medio por excelencia para realizar mediciones dosimétricas ventaja que presenta el uso de la microLion como sistema dosimétrico además de ser un montaje sencillo y reproducible.

Finalmente ambos arreglos presentan la ventaja de poder ser calibrados en Venezuela al contrario de la cámara de pozo.

En general se encontró que los sistemas de medición propuestos tanto en aire como en agua pueden lograr una medida experimental aceptable de la actividad, indicando que ambos son perfectamente aplicables.

Bibliografía

[1] Urdaneta Nelson, Vera Andrés, Paschel Richard, Lynn Wilson. **Radioterapia Oncológica. Enfoque Multidisciplinario**. Editorial Disinlimed, 2da Edición. Caracas – Venezuela, 2009.

[2] OIEA. Technical Documents TEC-DOC 1271-S. **Calibración de fuentes de fotones y rayos beta usados en braquiterapia**. Publicación de la OIEA Viena-Austria, 2004.

[3] OIEA. Technical Report Series TRS-398. **Determinación de la dosis absorbida en radioterapia con haces externos**. Publicación de la OIEA Viena-Austria, 2005.

[4] Venselaar Jack, Calatayud Pérez José. **A PRACTICAL GUIDE TO QUALITY CONTROL OF BRACHYTHERAPY EQUIPMENT**. Booklet N°8 del ESTRO, 1era edición 2004.

[5] Elliot Adam. **Study of a Liquid Ionization Chamber**. Unidad de Física Médica McGill University.

[6] Eisberg Resnick. **Fundamentos de Física Moderna**. Editorial Limusa. México, 1978.

[7] Göran Wickman. **A Liquid Ionization Chamber with High Spatial Resolution**. Umea Suecia, 1973. Publicación revista Phys. Med. Biol., 1974, Vol. 19, N° 1.

- [8] Göran Wickman. **The use of liquids in ionization chambers for high precision radiotherapy dosimetry.** Umea Suecia, 1992. Publicación revista Phys. Med. Biol., 1992, Vol. 37, N° 9.
- [9] PTW-Freiburg. **Catalogue: Detectors.** Alemania, 2009.
- [11] PTW-Freiburg. **Catalogue: Solutions.** Alemania, 2013.
- [12] Claude Brassard, **LIQUID IONIZATION DETECTORS.** Revista N° 162 NUCLEAR INSTRUMENTS AND METHODS, Montreal Canada, 1979.
- [13] Göran Wickman, Thord Holström. **Polarity effect in plane-parallel ionization chambers using air or a dielectric liquid as ionization medium.** Umea Suecia 1992. Publicación revista Phys. Med. Biol., 1992, Vol. 19.
- [14] Göran Wickman, Johansson Erick, Gogani Jalid. **General collection efficiency in liquid iso-octane and tetramethylsilane used as sensitive media in a thimble ionization chamber.** Umea Suecia, 1999. Publicación revista Phys. Med. Biol., 1999, Vol. 44.