

UNIVERSIDAD DE EL SALVADOR
FACULTAD MULTIDISCIPLINARIA ORIENTAL
DEPARTAMENTO DE CIENCIAS NATURALES Y MATEMATICA
SECCION DE FÍSICA



TITULO

“DETERMINACION DE LA ACTIVIDAD EN mgRaEq Y SU RESPECTIVA INCERTEZA DE VEINTICUATRO FUENTES DE CESIO-137 UTILIZANDO LA CAMARA DE IONIZACION TIPO POZO HDR 1000 PLUS Y CAMARA DE IONIZACION TIPO DEDAL PTW- 30004, DEL SERVICIO DE RADIOTERAPIA, HOSPITAL DE ONCOLOGIA, INSTITUTO SALVADOREÑO DEL SEGURO SOCIAL”

PRESENTADO POR:

PROF. ANA ANGELINA LOZANO RIVERA LR 96007

PROF. BLANCA MIRIAN RAMOS MARQUEZ RM 93087

PARA OPTAR AL GRADO DE:

LICENCIADO EN FISICA

DIRECTOR DE LA INVESTIGACION:

LIC. MANUEL OLIVERIO BARAHONA MOLINA

ASESOR ADJUNTO:

LIC. FERNANDO SARBELIO DIAZ RECINOS

CIUDAD UNIVERSITARIA DE ORIENTE, 27 DE AGOSTO DEL 2002

DEDICATORIA.

Agradezco la realización de mi trabajo de tesis a:

DIOS TODOPODEROSO:

Por haberme permitido vivir, darme amor, paciencia, sabiduría y fortaleza para alcanzar mis ideales y servirme de guía en cada uno de mis pasos.

A MIS PADRES:

Manuel Lozano y Consuelo Rivera de Lozano, por su amor, sacrificios, esfuerzos y apoyarme siempre para seguir adelante, enseñándome que el éxito se alcanza a través del sacrificio.

A MIS HERMANOS:

Mirna, José, Reina, Sandra, Melvis, Maribel y Martha. Por el apoyo sincero e incondicional que siempre me han manifestado.

A MI FAMILIA Y AMIGOS:

Con todo cariño, por expresarme afecto, palabras de aliento cuando más lo he necesitado.

A MI COMPAÑERA DE TESIS:

Por los momentos y experiencias compartidos en el proceso de este trabajo.

ANA ANGELINA LOZANO RIVERA

DEDICATORIA

Dedico mi tesis a:

DIOS TODOPODEROSO

Por regalarme el don maravilloso de la vida, por permitirme conocerle, amarle y servirle, por la paciencia, por la sabiduría que me ha regalado para guiar mi vida y mis estudios. Porque si no fuera por tu gracia ¿Qué sería de mí?. Gracias por todo lo que me has dado y me seguirás dando.

A MIS PADRES

Rosario Ramos y Lorenza Márquez de Ramos: Por todo el amor, el sacrificio, el cariño, la confianza que me han brindado. Por ser los mejores papás que siempre me dijeron con Dios y con tu esfuerzo alcanzarás tus metas.

A MIS HERMANOS:

Alvaro, Marta, José, Germán, Miguel y Camilo: Por todo el cariño, el apoyo, la comprensión que me han dado.

A MI FAMILIA Y AMIGOS:

Por las muestras de cariño que siempre me dieron y por sus buenos consejos.

A MIS OTROS HERMANOS:

Los miembros de JUCRISMO: Por todo el cariño y la comprensión que han dado, por sus oraciones, por estar siempre conmigo

A MIS AMIGOS Y COMPAÑEROS:

Por sus muestras de afecto, de cooperación y comprensión, por todas las experiencias inolvidables que vivimos juntos, por aceptarme como soy.

A MI COMPAÑERA DE TESIS:

Ana por todos los momentos de trabajo, alegrías, enojos, preocupaciones que pasamos juntas.

Blanca Mirian Ramos Márquez

INDICE GENERAL

INTRODUCCION	i
CAPITULO I: MARCO TEORICO	
1.1 Naturaleza de las radiaciones	1
1.1.1 Radiación alfa	1
1.1.2 Radiación beta	2
1.1.3 Radiación gamma	3
1.2 Energía de ionización	7
1.2.1 Radiación	8
1.3 Radiología	8
1.3.1 Fundamentos de la Radioterapia	9
1.4 Isótopos	10
1.4.1 Radiactividad artificial	11
1.4.2 Características de los isótopos radiactivos	13
1.4.3 Características físicas del elemento radiactivo ^{137}Cs	13
1.4.4 Ventajas del radioisótopo ^{137}Cs	14
1.4.5 Desventajas del radioisótopo ^{137}Cs	14
1.5 Actividad	14
1.5.1 Unidades de actividad	16
1.6 Vida media	16
1.7 Descripción de las fuentes	17
1.7.1 Estructura física – química	17
1.7.2 Encapsulamiento	17

1.7.3	Distribución y uniformidad del radionucleido	17
1.7.4	Identificación de las fuentes	17
1.7.5	Inventario de las fuentes	18
1.8	Garantía de calidad en la planificación y administración del tratamiento en Braquiterapia	20
1.8.1	Requerimiento de exactitud en Braquiterapia	22
1.9	Calibración de las cámaras de ionización	22
1.9.1	Cámara de ionización tipo pozo HDR 1000 PLUS	22
1.9.2	Cámara de ionización tipo dedal PTW 30004	23
1.10	Calibración de las fuentes de Braquiterapia	25
1.11	Aplicadores de Braquiterapia	26
1.12	Características dosimétricas de las fuentes de Braquiterapia	26
1.13	Relaciones generales	29
1.14	Métodos comunes de especificaciones de la intensidad de las fuentes	31
1.15	Sistemas de coordenadas y geometría de las fuentes	33
1.16	Elemento cesio	33
1.17	Estroncio	34

CAPITULO II: DISEÑO METODOLOGICO Y DESARROLLO EXPERIMENTAL

2.1	Tipo de estudio	36
2.2	Población y muestra	36
2.2.1	Población	36
2.2.2	Muestra	36
2.3	Técnicas e instrumentos	37

2.3.1	Técnicas	37
2.3.2	Instrumentos	37
2.4	Desarrollo experimental	38
2.4.1	Calibración del sistema dosimétrico cámara de ionización tipo pozo HDR 1000 PLUS – electrómetro CDX 2000 A	38
2.4.2	Determinación de la actividad específica de las fuentes utilizando el sistema dosimétrico cámara de ionización pozo HDR 1000 PLUS – electrómetro CDX - 2000 A	42
2.4.3	Calibración del sistema dosimétrico cámara de ionización tipo dedal PTW – 30004 – electrómetro PTW UNIDOS	44
2.4.4	Determinación de la actividad de las fuentes utilizando el sistema dosimétrico cámara de ionización tipo dedal PTW – 30004 – electrómetro PTW UNIDOS	49

CAPITULO III: PRESENTACION Y ANALISIS DE RESULTADOS

3.1	Calibración del sistema dosimétrico cámara de ionización tipo pozo HDR 1000 PLUS – electrómetro CDX – 2000 A	52
3.1.1	Equipamiento dosimétrico	52
3.1.2	Descripción de la fuente	52
3.1.3	Instrumentos auxiliares	52
3.1.4	Prueba N° 1: Control de la precisión	53
3.1.5	Prueba N° 2: Factor de escala y linealidad	56
3.1.6	Prueba N° 3: Eficiencia de colección de carga	57

3.2	Determinación de la actividad específica de las 24 fuentes de ^{137}Cs utilizando el sistema dosimétrico cámara de ionización tipo pozo HDR 100 PLUS – electrómetro CDX 2000 A	59
3.3	Calibración del sistema dosimétrico cámara de ionización tipo dedal PTW 30004 – electrómetro PTW UNIDOS	68
3.3.1	Equipamiento dosimétrico	68
3.3.2	Descripción de la fuente	68
3.3.3	Instrumentos auxiliares	68
3.3.4	Prueba N° 1: Chequeo de constancia	69
3.3.5	Prueba N° 2: Linealidad de la respuesta	72
3.3.6	Prueba N° 3: Dependencia geométrica	74
3.4	Determinación de la actividad específica de las 24 fuentes de ^{137}Cs utilizando el sistema dosimétrico cámara de ionización tipo dedal PTW 30004 - electrómetro PTW UNIDOS	78
CAPITULO IV: CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES		
4.1	Conclusiones	88
4.2	Recomendaciones	91
BIBLIOGRAFIA		
GLOSARIO		
ANEXOS		

INDICE DE FIGURAS

Fig. N° 2.1: Ilustración de la cámara de pozo HDR 1000 PLUS e insertos	38
Fig. N° 2.2: Ilustración del electrómetro CDX – 2000 A	39
Fig. N° 2.3: Colocación del inserto PN 70020	39
Fig. N° 2.4: Introducción del inserto dentro de la cámara de pozo	40
Fig. N° 2.5: Introducción de la fuente dentro del inserto PN70020	40
Fig. N° 2.6: Contenedor de las fuentes de ^{137}Cs	43
48	
Fig. N° 2.7: Ilustración de la cámara dedal PTW 30004	45
Fig. N° 2.8: Dimensiones de la cámara dedal PTW 30004	45
Fig. N° 2.9: Ilustración del electrómetro PTW – UNIDOS	46
Fig. N° 2.10: Fuente de ^{90}Sr	46
Fig. N° 2.11: Sistema dosimétrico cámara dedal – electrómetro PTW – UNIDOS	47
Fig. N° 2.12: Perpendicularidad cámara dedal – fuente	48
Fig. N° 3.1: Carga colectada versus tiempo de integración	56
Fig. N° 3.2: Comportamiento lineal de la respuesta del sistema dosimétrico cámara tipo dedal – Electrómetro PTW - UNIDOS	73
Fig. N° 3.3: Carga colectada versus distancia fuente – cámara	75
Fig. N° 3.4: Carga colectada para una distancia de 10 cms	77
Fig. N° 3.5: Carga colectada para una distancia de 15 cms	79

Fig. N° 3.6: Distribución porcentual en la actividad de las fuentes ^{137}Cs utilizando cámara de pozo	86
Fig. N° 3.7 Distribución porcentual en la actividad de las fuentes ^{137}Cs utilizando la cámara dedal	87

INDICE DE TABLAS

Tabla N° 2.1: Factor de corrección por gradiente P_{grad}	49
Tabla N° 2.2: Distancia fuente – cámara dedal tipo Farmer	50

CAMARA DE IONIZACION TIPO POZO HDR 1000 PLUS –ELECTROMETRO CDX 2000A

Tabla N° 3.1: Modo de medición carga	53
Tabla N° 3.2: Modo de medición corriente	55
Tabla N° 3.3: Linealidad de la integración de carga	56
Tabla N° 3.4: Determinación de la eficiencia de colección de carga	58
Tabla N° 3.5: Distribución de las fuentes de ^{137}Cs en su respectivo contenedor	59
Tabla N° 3.6: Cálculo de las actividades de las fuentes de ^{137}Cs , así como su error. Depósito N° 1 (10 mgRaEq)	62
Tabla N° 3.7: Cálculo de las actividades de las fuentes de ^{137}Cs , así como su error. Depósito N° 2 (10 mgRaEq)	63
Tabla N° 3.8: Cálculo de las actividades de las fuentes de ^{137}Cs , así como su error. Depósito N° 3 (15 mgRaEq)	64

Tabla N° 3.9: Cálculo de las actividades de las fuentes de ^{137}Cs , así como su error. Depósito N° 4 (15 mgRaEq)	65
--	----

Tabla N°3.10: Cálculo de las actividades de las fuentes de ^{137}Cs , así como su error Depósito N° 5 (20mgRaEq)	66
--	----

Tabla N°3.11: Cálculo de las actividades de las fuentes de ^{137}Cs , así como su error Depósito N° 6 (25mgRaEq)	67
--	----

CAMARA DE IONIZACION TIPO DEDAL PTW 30004 – ELECTROMETRO PTW UNIDOS

Tabla N° 3.12: Lectura de dosis para verificar la constancia de la respuesta del sistema cámara de ionización tipo dedal – electrómetro PTW UNIDOS	69
--	----

Tabla N° 3.13: Linealidad de la respuesta	72
---	----

Tabla N° 3.14: Distancia fuente – cámara	74
--	----

Tabla N° 3.15: Distancia de 10 cms fuente – cámara	75
--	----

Tabla N° 3.16: Distancia de 15 cms fuente – cámara	76
--	----

Tabla N°3.17: Cálculo de las actividades de las fuentes de ^{137}Cs , así como su error. Depósito N° 1 (10mgRaEq)	80
---	----

Tabla N°3.18: Cálculo de las actividades de las fuentes de ^{137}Cs , así como su error. Depósito N° 2 (10mgRaEq)	81
---	----

Tabla N°3.19: Cálculo de las actividades de las fuentes de ^{137}Cs , así como su error. Depósito N° 3 (5mgRaEq)	82
--	----

Tabla N°3.20: Cálculo de las actividades de las fuentes de ^{137}Cs , así como su error. Depósito N° 4 (15mgRaEq)	83
---	----

Tabla N°3.21: Cálculo de las actividades de las fuentes de ^{137}Cs , así como su error.
Depósito N° 5 (20mgRaEq) 84

Tabla N°3.22: Cálculo de las actividades de las fuentes de ^{137}Cs , así como su error.
Depósito N° 6 (25mgRaEq) 85

ERRORES PORCENTUALES

Tabla N° 3.23 Distribución porcentual en la actividad de las fuentes ^{137}Cs utilizando cámara de pozo
86

Tabla N° 3.24 Distribución porcentual en la actividad de las fuentes ^{137}Cs utilizando cámara dedal 87

INTRODUCCION

Las cámaras de pozo al igual que las de dedal si se mantienen adecuadamente deben conservar sus características eléctricas y radiológicas por el tiempo establecido por el fabricante.

En el pasado en la práctica de la Braquiterapia era común aceptar la intensidad de las fuentes especificadas por el fabricante de las mismas. En los últimos años se ha observado que los límites de la incertidumbre estándar reportados por algunos de los fabricantes eran de hasta $\pm 10\%$ puede tener efectos no esperados en el tratamiento de la paciente. Es por ello que al igual que en la Teleterapia, el usuario debe calibrar cada una de las fuentes a emplear.

Aunque los suministrantes comerciales de fuentes de Braquiterapia ofrecen siempre una medida de la actividad de las mismas, no se debe confiar solamente en éste valor para la realización de los cálculos en la dosimetría de las pacientes. Cada institución que cuente con un servicio de Braquiterapia debe poseer la capacidad de verificar independientemente la actividad de las fuentes que pose

Se debe recordar que el éxito de un tratamiento con fuentes de Braquiterapia depende exclusivamente de la administración de las dosis correctas a los pacientes; y para que esto suceda, se debe contar con éstas fuentes debidamente calibradas; de lo contrario, nos podemos encontrar con la insuficiencia de dosis que nos conduzca al fracaso en el tratamiento o también a un accidente grave por exceso de dosis; en éstos casos, la radiación podría causar más daño que beneficio a las pacientes. En éste sentido, la calibración óptima de las fuentes de ^{137}Cs es uno de los principales requerimientos de seguridad clínica que todo servicio de Radioterapia debe tener en cuenta.

El radioisótopo ^{137}Cs , tiene una vida media de 30.17 años, lo cual nos indica que su actividad específica decae con el tiempo; por lo tanto fue necesario calibrar dichas fuentes, ya

que de no hacerlo, se corría el riesgo de una insuficiencia o exceso de dosis en el tratamiento, causando más daño que beneficio a la paciente.

Debido a que el radioisótopo ^{137}Cs disminuye su actividad con el tiempo (teniendo una vida media de 30.17 años), se hizo necesario calibrar dichas fuentes siguiendo las recomendaciones del Protocolo de Garantía de Calidad IAEA-TECDOC-1151 que entre otras cosas establecía poseer un inventario actualizado y una descripción en cuanto a longitud, diámetro y encapsulamiento de las fuentes. La investigación benefició de ésta manera al Servicio de Radioterapia del Hospital de Oncología del I.S.S.S porque cuenta con datos actualizados sobre la actividad específica de sus veinticuatro fuentes de ^{137}Cs para garantizar un servicio eficiente a las pacientes aplicando las dosis adecuadas y evitando los riesgos de irradiación tanto a la paciente como al personal ocupacional expuesto.

El objetivo principal de ésta investigación fue la determinación de la actividad en miligramos de Radio Equivalente (mgRaEq) de las 24 fuentes de ^{137}Cs de carga manual utilizados en Braquiterapia en el Hospital de Oncología, ISSS. Esto constituye uno de los principales requerimientos de seguridad clínica que todo servicio de radioterapia debe tener en cuenta.

La intensidad de las fuentes se midió utilizando dos tipos sistemas dosimétricos: cámara de ionización tipo pozo HDR 1000 PLUS – electrómetro (CDX- 2000 A) y la cámara de ionización tipo dedal PTW 30004 – electrómetro PTW UNIDOS.

Para la determinación de la actividad de las veinticuatro fuentes de ^{137}Cs se calibraron las cámaras de ionización tipo pozo y dedal. La cámara de ionización tipo pozo se calibró utilizando una fuente patrón cuyas especificaciones estaban dadas por el fabricante, de igual manera, se calibró la cámara dedal usando una fuente de $^{90}\text{Estroncio}$.

Un sistema dosimétrico capaz de medir las fuentes lineales, está constituido por una cámara de ionización tipo pozo HDR 1000 PLUS y dedal PTW 30004 con su respectivo

electrómetro. Estos instrumentos se usaron para determinar la intensidad de las fuentes radiactivas.

Uno de los objetivos de este trabajo fue calibrar la cámara de pozo mediante los controles de calidad del sistema calibrador de fuentes de Braquiterapia. Así como también se determinó el control de la precisión de la cámara de pozo, el control de los factores de escala - linealidad del sistema, y la eficiencia de colección de carga.

Otro objetivo de este trabajo fue la calibración de la cámara tipo dedal mediante los controles de calidad del sistema calibrador de fuentes de Braquiterapia. Se determinó el mecanismo de chequeo, la linealidad de la respuesta y la dependencia geométrica.

La calibración de la cámara de pozo fue respaldada por un laboratorio secundario de calibración dosimétrica (LSCD) certificado al respecto. Se recomendaban fundamentalmente dos procedimientos para garantizar el respaldo de esta calibración.

a) Calibración directa en el LSCD.

Este método puede ser empleado para fuentes de baja o alta tasa de radiación. En el caso de fuentes de baja tasa la cámara del usuario se puede enviar al LSCD para que se calibre con sus fuentes patrones.

En el caso de las fuentes de alta tasa la calibración de la cámara debe realizarse en la institución del usuario comparándola con una cámara patrón del LSCD. El certificado de calibración expedido por LSCD debe especificar los parámetros de trabajo del sistema cámara - electrómetro calibrado, así como las condiciones de irradiación: características de la fuente patrón, voltaje de polarización, tipo de dispositivo (inserto) empleado para la inserción de la fuente en el pozo.

b) Calibración por el usuario.

Este método se emplea preferiblemente para equipos de carga remota diferida con alta tasa. La determinación del factor de calibración de la cámara N_{KS} se puede efectuar por intercomparación con la medición en aire. La calibración de las fuentes de braquiterapia requiere un sistema redundante. Un sistema redundante es un sistema de fuentes de braquiterapia y detectores de radiación cuyas características radiológicas son predecibles con alto grado de reproducibilidad estas fuentes y detectores se comparan periódicamente para comprobar si ha variado alguna de sus características radiológicas. Los componentes de un sistema redundante de calibración de fuentes de braquiterapia están constituidos por:

- a) Un calibrador de fuentes (cámara de pozo o de dedal con mecanismo de colocación preciso).
- b) Una fuente radiactiva sellada con una vida media larga, cuya integridad mecánica y su vida sea bien conocida (por ejemplo ^{90}Sr y ^{137}Cs).
- c) La especificación dada por el fabricante, la cual asume que no cambia con el tiempo. La mayor desventaja de este componente del sistema es que el usuario, no conoce la confiabilidad del especificado por el fabricante.

CAPITULO I: MARCO TEORICO

1.1 NATURALEZA DE LAS RADIACIONES

Las radiaciones ionizantes emitidas por sustancias radiactivas se clasifican en tres tipos llamados rayos alfa (α), beta (β) y gamma (γ); la clasificación se hizo sobre la base del poder de penetración de las mismas en la materia y de acuerdo con el orden creciente de espesores que pueden atravesar respectivamente. Por otra parte, estudiando su movimiento bajo la acción de campos electromagnéticos se midieron sus propiedades de carga eléctrica y masa, lo que condujo a su completa identificación.

1.1.1 Radiación Alfa

La radiación alfa (rayos α) es la menos penetrante, siendo fácilmente absorbida en unos cuantos centímetros de aire o por unas cuantas hojas de papel. La radiación alfa está formada por partículas de carga $+2e^-$ y masa aproximadamente 4 umas, que se ha identificado como núcleos ^2He .

Las partículas alfa tienen carga positiva (se desvían menos porque son más pesadas que las partículas beta). En un campo eléctrico, la trayectoria de las partículas alfa se desvía mucho hacia el polo negativo. Los experimentos sobre la desviación de partículas alfa en un campo eléctrico demostraron que la relación entre la carga eléctrica y la masa de dichas partículas es aproximadamente la mitad que la del ion hidrógeno. Los físicos supusieron que las partículas podían ser iones helio con carga doble (átomos de helio a los que les faltaban dos electrones). El ion helio tiene una masa unas cuatro veces mayor que el de hidrógeno, lo que supondría que su relación carga-masa sería efectivamente la mitad que la del ion hidrógeno. Esta suposición fue demostrada por Rutherford cuando hizo que una sustancia que emitía partículas alfa se desintegrara cerca de un recipiente de vidrio de paredes finas en el que se había hecho el vacío. Las partículas alfa podían atravesar el vidrio y quedaban

atrapadas en el recipiente; al cabo de unos días pudo demostrarse la presencia de helio elemental utilizando un espectroscopio.

Los núcleos emiten la radiación alfa, beta y gamma a velocidades enormes. Las partículas alfa resultan frenadas y detenidas al pasar por la materia, sobre todo debido a su interacción con los electrones de dicha materia. Casi todas las partículas alfa emitidas por una misma sustancia salen de los núcleos con una velocidad prácticamente igual; por ejemplo, la mayoría de las emitidas por el polonio 210 viajan 3,8 cm por el aire antes de quedar detenidas completamente, mientras que las emitidas por el polonio 212 avanzan 8,5 cm. La medida de la distancia recorrida por las partículas alfa se emplea para identificar isótopos.

1.1.2 Radiación Beta

La radiación beta (rayos β) tienen poder de penetración intermedio, apreciablemente mayor que la radiación alfa, puede viajar varios metros en el aire o a través de varias hojas de aluminio antes de ser completamente absorbida. La radiación beta está formada por partículas de la misma carga electrónica y masa que los electrones ($q = -e$ y $m = 9.11 \times 10^{-31}$ kg) y que efectivamente se han identificado como electrones. En un campo eléctrico, la trayectoria de las partículas beta se desvía mucho hacia el polo positivo, esto indica que las partículas beta tienen carga negativa.

Las partículas beta se emiten a velocidades mucho mayores que las partículas alfa, por lo que penetran bastante más en la materia, aunque el mecanismo de frenado es esencialmente similar. Sin embargo, a diferencia de las partículas alfa, las partículas beta son emitidas a muchas velocidades diferentes, y sus emisores se distinguen entre sí por las velocidades máxima y media características de sus partículas beta.

Cuando las partículas alfa y beta atraviesan la materia originan la formación de numerosos iones; esta ionización es especialmente fácil de observar cuando la materia es

gaseosa. Las partículas beta producen entre t y z de la ionización generada por las partículas alfa en cada centímetro de su trayectoria en aire.

1.1.3 Radiación Gamma

La radiación gamma (rayos γ) es la más penetrante, de hecho puede atravesar grandes espesores de plomo y su absorción no es total. Esta radiación carece de carga (son eléctricamente neutros) y de masa y se ha identificado como radiación electromagnética, de la misma naturaleza que los rayos x y la luz visible, y de los cuales se distingue sólo por su origen y frecuencia.¹

La radiación electromagnética, por carecer de masa y carga eléctrica, interacciona con la materia de forma distinta a como lo hacen las partículas cargadas. Los fotones se clasifican de acuerdo con su origen y no con su energía ya sean rayos gamma, bremsstrahlung, rayos X característicos ó radiación de aniquilamiento de los positrones, interaccionan con la materia a través de unos procesos que son independientes de su origen y que, por el contrario, dependen sólo de su energía cuántica ($h\nu$) y de la naturaleza del medio donde se produce la interacción.

En su paso a través de la materia, los rayos gamma son absorbidos o dispersados por diferentes procesos de interacción en los cuales intervienen los electrones y núcleos de los átomos. Como consecuencia de estos procesos de interacción, los fotones pueden sufrir una absorción completa, en la que toda su energía se transfiere a los electrones o núcleos atómicos; un fenómeno de dispersión inelástica también llamado dispersión incoherente, en cuyo caso el fotón cede una parte de su energía y experimenta un cambio de dirección; o bien un fenómeno de dispersión elástica o dispersión coherente, según el cual el fotón no pierde energía, pues solamente cambia su dirección. De todos los procesos de interacción de los

¹ Batres Cordero, César y otros. Calibración de veinticuatro fuentes de ¹³⁷Cs. Tesis de Licenciatura en Radiología e Imágenes. UES 1999

fotones con la materia, los que más interesan por ser los que se presentan con mayor probabilidad dentro del intervalo de energías más frecuentes de los rayos gamma, son los tres siguientes:

Efecto fotoeléctrico

Efecto Compton

Formación y aniquilación de pares

a) Efecto fotoeléctrico.

Es una interacción de absorción del fotón. Los fotones de energía inferior a 0.1 MeV interactúan con materiales de número atómico elevado, fundamentalmente por el llamado efecto fotoeléctrico. Este proceso implica la cesión de toda la energía del fotón a un electrón atómico, el cual sale expulsado del átomo con una energía cinética K , que será igual a la diferencia entre la energía del fotón ($h\nu$) y la energía de enlace del electrón en su órbita E_e

$$K = h\nu - E_e \quad Ec.1$$

Este proceso sólo puede ocurrir si $h\nu > E_e$. El electrón expulsado de su órbita recibe el nombre de fotoelectrón.

La absorción fotoeléctrica de los rayos gamma sólo puede tener lugar por interacción con los electrones fuertemente ligados al átomo. Cuando la energía de unión de los electrones puede considerarse despreciable en comparación con la energía de los fotones incidentes, aquellos se comportan prácticamente como electrones libres. Esto sucede con los electrones de los átomos ligeros y con los de las órbitas externas de los átomos más pesados, donde la energía de unión no llega a 1 KeV. Se puede esperar que el efecto fotoeléctrico será más probable cuando más firmemente unidos se encuentren los electrones al átomo.

Cuando un átomo absorbe un fotón por un proceso fotoeléctrico, queda con un puesto vacío (vacante) en la capa de donde el electrón ha sido expulsado. Por consiguiente, el átomo

emitirá en el proceso fotoeléctrico, además del electrón, un rayo X característico de una energía igual a E_e .

En el efecto fotoeléctrico:

- El número de electrones liberados es proporcional a la intensidad de las radiaciones incidentes.
- La energía cinética máxima de los fotoelectrones depende de la frecuencia, no de la intensidad de la luz incidente.
- El potencial de frenado v_0 depende de la función trabajo ϕ
- Existe una frecuencia umbral v_0 por debajo de la cual no ocurre el efecto fotoeléctrico
- La emisión empieza, sin demora observable de tiempo, en $v \geq v_0$ a un haz incidente de intensidad muy baja.

b) Efecto Compton.

Cuando el fotón incidente tiene una energía $h\nu$ que no puede considerarse despreciable frente a $m_0c^2 = 0.51 \text{ MeV}$ (m_0 es la masa de un electrón en reposo), la dispersión no se efectúa sin que se modifique su longitud de onda. El fotón dispersado tiene entonces una longitud de onda mayor que el incidente y, por tanto, una energía menor que la de éste.

Todas las peculiaridades del efecto Compton pueden explicarse fácilmente si se atribuye a la radiación gamma una naturaleza corpuscular, de forma que, además de su energía $h\nu$, tenga también que considerarse un impulso o momento lineal $p = h\nu/c$. Es decir, según esto, los fotones se manifiestan como una bola de cierta masa en movimiento y, al chocar con un electrón atómico, se produce un intercambio, tanto de energía como del impulso ligado a dichos fotones. La colisión sólo puede tener lugar con electrones libres o débilmente ligados al átomo a diferencia del efecto fotoeléctrico que sólo ocurre con electrones fuertemente unidos. Como consecuencia de una colisión de este tipo, el fotón de energía $h\nu$ cede una parte de ésta al electrón, el cual sale expulsado del átomo con una cierta energía cinética, de manera que el fotón se dispersa con una energía $h\nu'$

c) Formación y aniquilación de pares.

Como se ha indicado anteriormente, la probabilidad de la absorción fotoeléctrica disminuye rápidamente al aumentar la energía de los fotones, a partir de 0.1 MeV. De la misma forma la probabilidad del efecto Compton se reduce al aumentar la energía de los fotones, si bien más lentamente que la del efecto fotoeléctrico. En cambio, para fotones de elevada energía entra en juego un tercer proceso de interacción, conocido con el nombre de formación de pares.

Cuando un fotón tiene una energía mayor que 1.02 MeV, puede interactuar con un núcleo atómico, de forma tal que dicho fotón desaparece y en su lugar surge un electrón y un positrón con energías cinéticas K_e (energía del electrón) y K_p (energía del positrón), respectivamente. Este proceso tiene lugar dentro del campo eléctrico de Coulomb que posee el núcleo, el cual adquiere una cantidad de energía indeterminada, pero prácticamente despreciable.

El electrón y el positrón no proceden ni de las capas electrónicas (donde no hay positrones), ni del núcleo atómico (donde no existen ninguna de estas dos partículas) sino que son producidos a expensas de la energía del fotón. Por tanto, resulta evidente que para que este proceso pueda ocurrir, la energía del fotón tiene que ser mayor que el doble de la energía correspondiente a la masa en reposo del electrón. Según el principio de la conservación de la energía, tiene que cumplirse la expresión:

$$h\nu - 2m_0c^2 = K_e + K_p \quad \text{Ec. 2}$$

El positrón formado a través de este proceso, llega ser aniquilado por unión a un electrón, emitiéndose dos fotones de 0.511 MeV. La probabilidad de que esto suceda es muy elevada cuando la energía cinética del positrón se aproxima a cero. Con una energía cinética de cero, el positrón tiene una enorme probabilidad de ser aniquilado por un electrón. Entonces, dado que el impulso o momento total de estas dos partículas en el punto exacto donde tiene lugar el proceso de aniquilamiento es nulo, los dos fotones son emitidos con sentidos opuestos.

El proceso de aniquilamiento puede acontecer también antes de que el positrón pierda toda su energía cinética, en cuyo caso los fotones no son emitidos en sentidos opuestos; aunque esto resulte poco probable.²

1.2 ENERGIA DE IONIZACION

La energía de ionización, es cantidad de energía que se necesita para separar el electrón menos fuertemente unido de un átomo neutro gaseoso en su estado fundamental (estado energético más bajo).

Estas energías se determinan por interpretación de los espectros de emisión o de absorción, y a través de experiencias directas en las que se mide la variación de energía que tiene lugar en el proceso:



donde M representa un átomo de cualquier elemento.

Las energías de ionización varían de la misma forma a lo largo de cada periodo y de cada grupo de la tabla periódica. Dentro de cada periodo, los metales alcalinos tienen la mínima energía de ionización, y los gases nobles la máxima. Dentro de cada grupo, la energía de ionización disminuye a medida que aumenta el tamaño de los átomos, es decir, al descender en el grupo.

Las radiaciones ionizantes son uno de los factores causales más reconocidos. La radiación produce cambios en el ADN, como roturas o trasposiciones cromosómicas en las que los cabos rotos de dos cromosomas pueden intercambiarse.

² Acosta, Virgilio. Curso de Física Moderna. Editorial HARLA, México, 1975

La radiación actúa como un iniciador de la carcinogénesis, induciendo alteraciones que progresan hasta convertirse en cáncer después de un periodo de latencia de varios años. En este intervalo puede producirse una exposición a otros factores.

Las radiaciones ionizantes pueden ser electromagnéticas o por partículas y producen una destrucción tisular.

La utilización de radiaciones ionizantes para la valoración de las enfermedades debe seguir un planteamiento similar a la utilización de los medicamentos para su tratamiento: las técnicas radiográficas de imagen sólo se deben realizar en las situaciones clínicas en que esté indicado realizarlas, y debe ser el médico, u otra persona calificada, quien solicite la prueba.

1.2.1 Radiación

Radiación es un proceso de transmisión de ondas o partículas a través del espacio o de algún medio; el término también se emplea para las propias ondas o partículas. La radiación electromagnética es independiente de la materia para su propagación; sin embargo, la velocidad, intensidad y dirección de su flujo de energía se ven influidos por la presencia de materia. Esta radiación abarca una gran variedad de energías. La radiación electromagnética con energía suficiente para provocar cambios en los átomos sobre los que incide se denomina radiación ionizante. La radiación de partículas también puede ser ionizante si tiene suficiente energía. La radiación ionizante tiene propiedades penetrantes, importantes en el estudio y utilización de materiales radiactivos.

1.3 RADIOLOGIA

Radiología, es la especialidad médica que utiliza la radiación para el diagnóstico y el tratamiento de las enfermedades. Los rayos X y los restantes tipos de radiación son formas de energía producidas durante la desintegración de los átomos. La radiología, en sus vertientes diagnóstica y terapéutica, emplea radiaciones ionizantes (rayos alfa, beta, gamma y rayos X).

La radiología terapéutica se denomina en ocasiones radiación oncológica, y emplea la radiación ionizante como forma de tratamiento. Cada vez es más frecuente combinar esta

modalidad con otras formas de tratamiento, como los fármacos o la hipertermia (fiebre inducida artificialmente).

La radiología terapéutica consiste en la utilización de radiaciones ionizantes en el tratamiento de enfermedades malignas. Se puede emplear de manera aislada, o en combinación con fármacos o hipertermia. La radiología terapéutica ha sido posible gracias al descubrimiento de la radiactividad natural a finales del siglo XIX. En función de la energía del haz de radiación empleado, la radioterapia puede ser superficial (menos de 120 kilovoltios), de ortovoltaje (120 a 1.000 kV), o de megavoltaje (más de 1.000 kV). La radioterapia superficial se emplea en el tratamiento de las enfermedades malignas de la piel, los ojos y otras zonas de la superficie corporal. La radioterapia de ortovoltaje ha sido prácticamente sustituida por la de megavoltaje (cobalto, aceleradores lineales, betatrón y aceleradores de partículas). Con la radioterapia de megavoltaje se consigue una distribución más efectiva y eficiente de la dosis total de radiación que se pretende administrar a los tumores situados en profundidad, preservando al mismo tiempo la piel y los tejidos normales.

La Radioterapia puede emplearse como tratamiento único en la mayor parte de los cánceres de la piel, donde es el tratamiento de elección; en algunas fases del cáncer de cérvix, útero, mama y próstata; y en algunas leucemias y linfomas, sobre todo la enfermedad de Hodgkin. En estas situaciones la radioterapia se emplea como tratamiento curativo. Cuando la radioterapia se complementa con la quimioterapia (fármacos anticancerosos) en la llamada terapia combinada, su efecto puede ser curativo o simplemente paliativo (para alivio de los síntomas). La Radioterapia también se utiliza antes o después de la extracción quirúrgica de ciertos tumores para aumentar las posibilidades de curación al destruir células tumorales que pudieran haber quedado en los márgenes de la resección. La radioterapia se utiliza con frecuencia para evitar las recurrencias tumorales después de la intervención quirúrgica.

1.3.1 Fundamentos De La Radioterapia

La base de la radioterapia es la superior capacidad de recuperación de los tejidos normales con respecto a los tumores y las células tumorales tras la radiación ionizante. Una dosis de radiación que destruye a las células tumorales sólo produce una lesión transitoria a

las células normales vecinas. Cuando la capacidad de recuperación de los tejidos normales frente a una determinada dosis de radiación es similar o inferior a la capacidad de recuperación del tejido canceroso, se dice que el tumor es radiorresistente. Cuando se da esta circunstancia, la radioterapia no constituye un tratamiento adecuado.

El gray (Gy) es la unidad de dosis absorbida, cuando la energía por unidad de masa aplicada a la materia por la radiación ionizante es de 1 julio por kilogramo. La unidad que se utilizaba antes, el rad, es equivalente a 10^{-2} Gy. Con dosis superiores a 1 Gy se produce una reducción significativa del número de células sanguíneas como consecuencia de la disminución de la médula ósea, lo que conduce a un aumento de la susceptibilidad a las infecciones, la presencia de hemorragias y anemia. Una dosis aguda de aproximadamente 4 Gy producirá la muerte de manera probable en el 50% de las personas en un periodo de 60 días si no reciben tratamiento médico.

1.4 ISOTOPOS

Isótopo, es una de las dos o más variedades de un átomo que tienen el mismo número atómico, constituyendo por tanto el mismo elemento, pero que difieren en su número másico. Puesto que el número atómico es equivalente al número de protones en el núcleo, y el número másico es la suma total de protones y neutrones en el núcleo, los isótopos del mismo elemento sólo difieren entre ellos en el número de neutrones que contienen.

A principios del siglo XX se realizaron experimentos que indicaban que las sustancias radiactivas químicamente inseparables podrían diferenciarse sólo en la estructura de sus núcleos. El trabajo para detectar y estudiar los isótopos se intensificó con el desarrollo del espectrómetro de masas.

Actualmente se sabe que la mayoría de los elementos en estado natural consisten en una mezcla de dos o más isótopos. Todos los isótopos de los elementos con un número atómico superior a 83 (por encima del bismuto en el sistema periódico) son radiactivos, y

también lo son algunos de los isótopos más ligeros, por ejemplo, el potasio 40. Se conocen unos 280 isótopos estables (no radiactivos) existentes en la naturaleza.

Los isótopos radiactivos artificiales, conocidos también como radioisótopos, fueron producidos por vez primera en 1933 por los físicos franceses Irene y Frédéric Joliot-Curie. Los radioisótopos se obtienen bombardeando átomos existentes en la naturaleza con partículas nucleares como neutrones, electrones, protones y partículas alfa, utilizando aceleradores de partículas.

La separación de los isótopos de un mismo elemento es difícil. La separación total en una sola fase por métodos químicos es imposible, porque los isótopos de un mismo elemento tienen las mismas propiedades químicas. Los métodos físicos se basan generalmente en las minúsculas variaciones de sus propiedades físicas, debidas a las diferencias en la masa de los isótopos. Antes de 1940 se utilizaron varios métodos para separar pequeñas cantidades de isótopos en el curso de las investigaciones. Entre los más eficaces se encontraban: el método de centrifugación, la destilación fraccionada, la difusión térmica, la electrólisis, la difusión gaseosa y la separación electromagnética. Todos estos métodos dependen de la pequeña diferencia en masa de los isótopos a separar. En todos los procesos, excepto en el electromagnético que es el único procedimiento de una sola fase, la separación de los isótopos implica una serie de fases. El resultado de una fase individual es la separación del material original en dos fracciones, una de las cuales contiene un porcentaje ligeramente mayor del isótopo más pesado que la mezcla original, y la otra contiene un porcentaje ligeramente mayor del isótopo más ligero.

Para conseguir una concentración apreciable en el isótopo deseado, es necesario volver a separar la fracción enriquecida. Este proceso se realiza normalmente en cascada, en un gran número de fases. La fracción enriquecida de cualquier fase se convierte en la materia prima de la fase siguiente, y la fracción reducida, que todavía contiene un considerable porcentaje del isótopo deseado, se mezcla con la materia prima de la fase anterior. Incluso el material reducido de la fase original se utiliza en etapas adicionales cuando la materia prima (por ejemplo el uranio) escasea. Existe un mecanismo diseñado especialmente para que el flujo de una fase a otra sea automático y continuo.

Las partículas que forman el núcleo, los protones y los neutrones, son conocidas como nucleones cuando son parte del núcleo. Una especie de núcleo, el nucleido, se representa esquemáticamente por:



Donde: B = Elemento atómico

Z = número atómico (indica el número de protones)

A = número másico (indica el número total de protones y neutrones)

Los isótopos son núcleos con el mismo número atómico (Z) pero con diferente número másico (A). Los isótopos radiactivos mutan a otros electrones con la emisión de ciertas radiaciones.

1.4.1 Radiactividad Artificial

Todos los isótopos naturales situados por encima del bismuto en la tabla periódica son radiactivos; además, existen isótopos naturales radiactivos del bismuto, el talio, el vanadio, el indio, el neodimio, el gadolinio, el hafnio, el platino, el plomo, el renio, el lutecio, el rubidio, el potasio, el hidrógeno, el carbono, el lantano y el samario. En 1919, Rutherford provocó la primera reacción nuclear inducida artificialmente al bombardear gas nitrógeno corriente (nitrógeno 14) con partículas alfa; comprobó que los núcleos de nitrógeno capturaban estas partículas y emitían protones muy rápidamente, con lo que formaban un isótopo estable del oxígeno, el oxígeno 17. Esta reacción puede escribirse en notación simbólica como:



donde, por convenio, se escriben los números atómicos de los núcleos implicados como subíndices y a la izquierda de sus símbolos químicos, y sus números másicos como superíndices. En la reacción anterior, la partícula alfa se expresa como un núcleo de helio, y el protón como un núcleo de hidrógeno.

Hasta 1933 no se demostró que estas reacciones nucleares podían llevar en ocasiones a la formación de nuevos núcleos radiactivos. Los químicos franceses Irène y Frédéric Joliot-Curie produjeron aquel año la primera sustancia radiactiva bombardeando aluminio con partículas alfa. Los Joliot-Curie también produjeron un isótopo de nitrógeno a partir de boro, y uno de aluminio a partir de magnesio. Desde entonces se han descubierto muchísimas reacciones nucleares, y se han bombardeado los núcleos de todos los elementos de la tabla periódica con distintas partículas, entre ellas partículas alfa, protones, neutrones y deuterones (núcleos de deuterio, el isótopo de hidrógeno de número másico 2). Como resultado de esta investigación intensiva se conocen en la actualidad más de 400 elementos radiactivos artificiales. Esta investigación se ha visto favorecida por el desarrollo de aceleradores de partículas que comunican velocidades enormes a las partículas empleadas en el bombardeo, con lo que en muchos casos aumenta la probabilidad de que sean capturadas por los núcleos utilizados como objetivo.

El estudio de las reacciones nucleares y la búsqueda de nuevos isótopos radiactivos artificiales, sobre todo entre los elementos más pesados, llevó al descubrimiento de la fisión nuclear y al posterior desarrollo de la bomba atómica. El desarrollo de reactores nucleares hizo posible la producción a gran escala de isótopos radiactivos de casi todos los elementos de la tabla periódica, y la disponibilidad de estos isótopos supone una ayuda incalculable para la investigación química y biomédica. Entre los isótopos radiactivos producidos artificialmente tiene gran importancia el carbono 14, con un periodo de semidesintegración de 5.730 ± 40 años. La disponibilidad de esta sustancia ha permitido investigar con mayor profundidad numerosos aspectos de procesos vitales, como la fotosíntesis.

En el análisis de activación de neutrones se coloca una muestra de una sustancia en un reactor nuclear para hacerla radiactiva. Detectando los tipos de radiactividad asociados con los radioisótopos correspondientes es posible encontrar impurezas que no pueden ser detectadas por otros medios.

Otras aplicaciones de los isótopos radiactivos se dan en la terapia médica, la radiografía industrial, y ciertos dispositivos específicos como fuentes de luz fosforescente, eliminadores estáticos, calibradores de espesor o pilas nucleares.³

1.4.2 Características De Los Isótopos Radiactivos

- Pueden producir tres clases de radiación: alfa (α), beta (β) y gamma (γ), o también sólo una.
- Se produce por fisión nuclear
- Es un derivado útil de las plantas de energía atómica
- Emite más energía que el radio
- Se usa en investigaciones medicinales e industriales.
- Sólo los elementos más pesados producen radiaciones alfa.
- Cada isótopo se descompone o se desintegra a una velocidad distinta.

1.4.3 Características Físicas Del Elemento Radiactivo ¹³⁷Cs⁴

- Tiene una vida media de 30.17 años.
- Su vida media permite que pueda estar permanentemente encapsulado para el uso de muchos pacientes. El promedio de uso de éstas fuentes ha sido de 8 a 10 años.
- Decae en producto sólido, esto reduce el riesgo de ruptura de la fuente.
- Fue usado por primera vez a mediados de los años 50's.
- Es producto de la fusión del ²³⁵Uranio.
- Es emisor de radiación monocromática gamma.
- Tiene una energía de emisión igual a (0.662) MeV
- Su principal vía de decaimiento es por emisión de una partícula beta.
- La siguiente ecuación resume el proceso de decaimiento:

³ Enciclopedia Interactiva Encarta 2000. Radiaciones Ionizantes

⁴ Aguirre, Francisco y otros. Aspectos Físicos de la Garantía de Calidad en Radioterapia



1.4.4 Ventajas Del Radioisótopo ${}^{137}\text{Cs}$

- Su bajo costo, debido a que es producto de desechos radioactivos.
- Requiere de menos medidas de seguridad que el ${}^{60}\text{Co}$ ya que la radiación es menos penetrante que ésta.
- Su vida media comparativamente es larga.
- La dosis de salida es pequeña comparada con la del ${}^{60}\text{Co}$. Esto nos ofrece ciertas ventajas para el tratamiento de algunos tumores.

1.4.5 Desventajas Del Radioisótopo ${}^{137}\text{Cs}$

- Dificultad para obtener fuentes con suficiente actividad específica que nos permita una mayor intensidad de radiación gamma. El límite aparente de actividad específica es cerca de 80 Ci/seg
- Su utilización es limitada a lesiones superficiales con aparatos de distancia focal débil.

1.5 ACTIVIDAD

Es el proceso de auto transformación de algunos isótopos, en éste proceso se emite energía. Los isótopos que sufren éste proceso se les llama radioisótopos. La actividad de una muestra no es afectada por las condiciones físicas o el estado químico de la misma.

Es muy importante conocer la variación del número de núcleos radiactivos en una muestra dada con respecto al tiempo. Cada núcleo de un radioisótopo particular tiene una probabilidad de desintegrarse en la unidad de tiempo. La probabilidad de decaimiento de cada átomo es un intervalo de tiempo dt es: λdt .

Si existe una muestra de N átomos radiactivos en un tiempo dado, el número de átomos que se transforman en el tiempo dt es dN , que está dado por:

$$dN = -\lambda N dt \quad \text{Ec.7}$$

Integrando esta ecuación y suponiendo que el tiempo $t = 0$, el número de átomos presentes en la muestra es N_0 , se obtiene que:⁵

$$N_{(t)} = N_0 e^{-\lambda t} \quad \text{Ec.8}$$

Donde $N_{(t)}$ es el número de átomos radiactivos presentes en la muestra en el tiempo t .

La actividad de una muestra es el número de desintegraciones que ocurre en la misma por unidad de tiempo. En otras palabras, es la rapidez de desintegración de la muestra si la muestra radiactiva contiene isótopos que emiten una radiación por cada desintegración, entonces la actividad es también igual al número de radiaciones emitidas por la muestra por unidad de tiempo.

Por otra parte, si la muestra contiene isótopos que emiten más de una radiación por cada desintegración, entonces la actividad es menor que la rapidez de emisión de radiaciones, la relación entre ambas cantidades se puede determinar si se conoce el esquema de desintegración correspondiente.

En todo caso, la medición de la actividad se reduce a la determinación del número de radiaciones emitidas por la unidad de tiempo.

A medida que los radioisótopos se van desintegrando, el número N de los mismos en la muestra irá disminuyendo. Entonces por definición la actividad A de la muestra está dada por la ecuación:

$$A = \frac{-dN}{dt} \quad \text{Ec. 9}$$

⁵ IBID. 2

1.5.1 Unidades De Actividad

La unidad más comúnmente usada para medir la actividad es el Curie, el cual se define como la actividad de una muestra en la que ocurren 3.7×10^{10} desintegraciones por segundo.

Originalmente, la definición del Curie se basó en la actividad de un gramo de ^{126}Ra pero esa definición se abandonó debido a sus limitaciones tanto conceptuales como experimentales.

También son muy usados algunos submúltiplos del Curie:

$$1\text{mCi} = 1\text{miliCurie} = 3.7 \times 10^7 \text{ des/seg.}$$

$$1\mu\text{Ci} = 1\text{microCurie} = 3.7 \times 10^4 \text{ des/seg}$$

$$1\text{pCi} = 1\text{picoCurie} = 3.7 \times 10^{-2} \text{ des/seg} = 2.2 \text{ des/min}$$

En el Sistema Internacional de Unidades (SI) se ha definido:

$$1 \text{ Becquerel} = 1\text{seg}^{-1} \quad (1\text{des/seg})$$

1.6 VIDA MEDIA

Se define como el intervalo de tiempo en el cual la actividad de una muestra que contiene un sólo radioisótopo se reduce a la mitad. Sustituyendo $N = N_0/2$ y $t = t_{1/2}$ en la ecuación de decaimiento, ec. 2 se obtiene:

$$t_{1/2} = \frac{\text{Ln}2}{\lambda} \quad \text{Ec.10}$$

En pocas palabras, la vida media es el tiempo que se requiere para la desintegración de la mitad de los átomos de un isótopo radiactivo.

1.6 DESCRIPCIÓN DE LAS FUENTES

1.7.1 Estructura Física - Química

La composición química del radionucleido y el material en que está contenido (por ejemplo, ^{137}Cs absorbido en esferas de cerámica ^{192}Ir absorbido en barras de plata, etc.) deben ser reportados por el fabricante, debido a que la atenuación en el material de la fuente puede alterar significativamente las distribuciones de las dosis alrededor de la fuente, además la

presencia de impurezas radiactivas puede requerir de almacenamiento previo a su uso clínico para permitir el decaimiento de radionucleido de corta vida.⁶

1.7.2 Encapsulamiento

El encapsulamiento de la fuente puede influir en la calibración de la misma, en la distribución de dosis y su integridad física. Los diseños de los encapsulamientos varían para diferentes tipos de radionucleido y pueden variar para el mismo radionucleido según el fabricante. La mayoría de las fuentes de larga vida (²²⁶Ra, ¹³⁷Cs, ⁶⁰Co) son doblemente encapsuladas.

1.7.3 Distribución Y Uniformidad Del Radionucleido

El material radiactivo puede estar distribuido de forma continua a lo largo del encapsulamiento o dividido en compartimiento o celdas, la carga radiactiva a lo largo de la fuente puede o no ser uniforme, ya sea por diseño o por otra causa. La longitud activa puede o no estar centrada respecto a la longitud total de la fuente y el espesor de la pared de la envoltura o la autoabsorción en el núcleo puede o ser uniforme.

1.7.4 Identificación De Las Fuentes

Es esencial poder distinguir entre fuentes del mismo radionucleido y encapsulamiento que difieren en su actividad. Para fuentes de vida media corta es necesario disponer de un inventario confiable y sencillo. Para fuentes de vida media larga es recomendable disponer de un sistema rápido y confiable de verificación de la intensidad de la fuente con la cual pueden prevenirse errores y reducir el nivel de exposición y ansiedad del personal.

La fuente certificada utilizada en la calibración de la cámara de pozo fue el ¹³⁷Cs, cuya actividad es de 3.70 GBq y una vida media de 30.17 años, esto permite que pueda estar encapsulada para ser usada por muchos pacientes.

⁶ IBID. 4

El uso promedio de ésta fuente es de 8 a 10 años, decae en producto sólido, esto reduce el riesgo de ruptura de la fuente. Tiene una energía de emisión de 0.662 MeV, su principal vía de decaimiento es por emisión de una partícula β y rayos γ .

1.7.5 Inventario De Las Fuentes.

Tanto las fuentes de vida media ($T_{1/2}$) larga como las de corta vida requieren de un inventario actualizado y un archivo o libro permanente sobre su empleo. Debido a que la información a almacenar y los procedimientos de inventario difieren según el tipo de fuente, éstas deben analizarse por separado de la manera siguiente:

a) Fuentes De $T_{1/2}$ Largo

- ✓ **Inventario activo (actualizado trimestralmente):** El inventario activo debe ubicarse en el local de almacenamiento de las fuentes, en un lugar visible y mantener una copia en la sección de dosimetría para fines de cálculo. El inventario debe incluir:
 - Radionucleido y tipo de fuente
 - Para cada lote de fuentes equivalentes:
 - Número de fuentes con esa intensidad
 - Valor medio y desviación estándar de las intensidades
 - Fecha e intervalo de tiempo en uso clínico
 - Criterio o código de identificación (color, cantidad de mgRaEq)
 - Ubicación exacta en el local del contenedor

- ✓ **Archivo permanente:** Debe de disponerse de un archivo o carpeta permanente, que contenga la siguiente información:
 - Radionucleido, tipo de fuente, fabricante, modelo, número u otro descriptor de interés
 - Diagramas que ilustren la estructura, dimensiones y composición de las fuentes
 - Para cada fuente o lote de fuentes equivalente:
 - Verificación del certificado del fabricante (especificación de intensidad de la fuente) por parte de la institución o laboratorio acreditado
 - Resultados de pruebas de fugas radiactivas
 - Ubicación en la institución

b) Fuentes De $T_{1/2}$ Corto

- ✓ **Inventario activo:** En la mayoría de los casos el contenedor de transportación y/o el recinto de almacenamiento poseen etiquetas con la siguiente información:
 - Radionucleido y tipo de fuente
 - Identificación del lote
 - Intensidad de la fuente, total así como por unidad de longitud (alambres), por semillas, etc.

- ✓ **Archivo permanente:** Debe disponerse de un archivo o carpeta permanente por el mismo período de tiempo requerido para los registros del tratamiento del paciente, que contenga la siguiente información:
 - Radionucleido, tipo de fuente. Fabricante, modelo, número u otro descriptor de interés
 - Número de lote, fecha de embarque, número de semillas o alambres
 - Especificación de la intensidad de las fuentes dada por el fabricante (calibración) y fecha apropiada
 - Verificación de la calibración del fabricante por parte de la institución o laboratorio acreditado
 - Registro de las mediciones de máscaras para el chequeo de fugas o contaminación externa
 - Repositorio: fecha de devolución al fabricante o ubicación del almacenamiento a largo plazo y/o definitivo

c) Inventario En Uso

Debe disponerse además de una bitácora tanto para las fuentes de corta y larga vida que se encuentran en uso terapéutico. Esta bitácora debe contener:

- Nombre del paciente, # de habitación, procedimiento de aplicación y fecha
- Persona responsable y # telefónico
- Facultativo a cargo del caso
- Número de fuentes y tasa de Kerma total a un metro de estas
- Repositorio de las fuentes

Al finalizar el implante, las fuentes deben retornarse de inmediato a su lugar de almacenamiento correspondiente. Las fuentes que se empleen en sólo un paciente deben conservarse hasta que haya decaído significativamente o retornarlas al suministrador, si procediera

1.8 GARANTÍA DE CALIDAD EN LA PLANIFICACIÓN Y ADMINISTRACIÓN DEL TRATAMIENTO EN BRAQUITERAPIA.

La implementación de un plan de tratamiento con Braquiterapia es en general más compleja que con haces externos, particularmente en Braquiterapia intersticial y en menor medida en intracavitaria, intraluminal y terapia de contacto. Adicionalmente, las dificultades para determinar la ubicación de las fuentes y la presencia de elevados gradientes de dosis hacen que el cálculo de las distribuciones de dosis y la especificación de la misma (ya sea en un punto o volumen) sea menos preciso que en Teleterapia, por éstas y otras razones, los procedimientos de Garantía de Calidad (GC) en Braquiterapia son menos rigurosos que en Teleterapia convencional.

En la práctica de la Braquiterapia, a excepción de tratamiento con terapia de contacto y otros moldes con geometría fija, la ejecución del tratamiento puede diferir significativamente de lo planificado. Por lo tanto, muchas veces es necesario realizar dos cálculos: el cálculo para determinar la distribución e intensidad de las fuentes y los cálculos de verificación para determinar los tiempos de tratamiento a partir de la distribución real de las fuentes.⁷

Administrar un tratamiento de Braquiterapia con precisión significa que las fuentes planificadas fueron colocadas en las posiciones deseadas y en el aplicador correcto, que permanecen en éste el tiempo requerido y que depositan en forma precisa las dosis prescritas por el oncólogo radioterapeuta. Con respecto al diseño del implante y a su elevación, significa

⁷ IBID. 4

que el plan resultará en una distribución espacial y temporal de dosis consistente en los objetivos del tratamiento.

Un programa de GC en Braquiterapia debe por lo tanto estar dirigido a tres procesos básicos:

- ✓ **El proceso de inserción del aplicador:** éste es mayormente responsabilidad del oncólogo radioterapeuta; en términos de GC física, significa que se usó el dispositivo correcto, que se documentó, que se realizó la operación correcta y que el aplicador, las fuentes, y el volumen blanco están en correlación correcta.

- ✓ **El proceso de diseño y evaluación:** éste proceso comienza con la selección del aplicador y el diseño del implante. Luego de la ejecución del implante, se continúa con la prescripción del tratamiento, la adquisición de las imágenes del implante, la definición del volumen blanco, el cálculo de las distribuciones de dosis, su optimización, la determinación de los tiempos y/o la determinación de las posiciones estacionarias de las fuentes. En términos de GC física esto significa que los algoritmos del sistema de planificación (manual o computarizado) funcionan correctamente, que el volumen blanco de las imágenes radiográficas es consistente con otros datos relativos a la localización del tumor y que los pasos de optimización son apropiados.

- ✓ **El proceso de administración del tratamiento:** En el caso de Braquiterapia manual éste incluye la selección, preparación e inserción de las fuentes así como el retiro de éstas en el momento indicado. En el caso de equipos de carga remota automática, éste proceso incluye el ingreso de los datos al sistema de aplicación, la conexión del equipo al paciente y la administración de la irradiación. Los aspectos de GC físicos consisten en: los procedimientos para validar los datos ingresados, los procedimientos para manejar situaciones de averías de los aparatos y emergencias, así como la documentación del tratamiento.

1.8.1 Requerimientos De Exactitud En Braquiterapia.

- ✓ **Espacial:** Se refiere a que las fuentes se ubiquen en la posición correcta (definida directa o indirectamente por el oncólogo radioterapeuta) donde se planificaron. En la mayoría de los casos se considera que es alcanzable una exactitud de ± 2 mm con relación al aplicador.

- ✓ **Temporal:** Se refiere a que el tiempo que la fuente permanece en la posición prevista se corresponde con lo planificado. Para sistemas manuales esto significa que las fuentes se retiren cuando el tratamiento se complete. En los equipos de carga remota automática el temporizador debe garantizar una exactitud de ± 2 % del tiempo programado. El efecto del tránsito de la fuente debe medirse y calcular la dosis adicional que se entrega durante ese tiempo.

- ✓ **Administración de la dosis prescrita:** En Teleterapia se acepta un nivel de incertidumbre de la administración de la dosis prescrita de 5 %. Para Braquiterapia se ha descrito que es posible lograr incertidumbres del orden de 5 – 10 %, a distancia de 1 – 5 cm. de la fuente.

1.9 CALIBRACION DE LAS CAMARAS DE IONIZACION

1.9.1 Cámara De Ionización Tipo Pozo HDR 1000 PLUS

La calibración de la cámara de pozo debe ser realizada cada 2 años como mínimo. La calibración debe ser trazable a un LSCD certificado al respecto.

Un sistema dosimétrico capaz de medir las fuentes lineales está constituido por una cámara de ionización tipo pozo y electrómetro. Este instrumento se usa para la calibración de la intensidad de una fuente de radiación.

El pozo de calibración provee de una exacta, rápida y confiable medición de la actividad de radioisótopos, con un rango de medición de $1\mu\text{Ci}$ a $2\mu\text{Ci}$ con una resolución de $1\mu\text{Ci}$, la incerteza de la medición es de $\pm 2\%$. Tiene dos secciones, un pozo tipo cámara de ionización y una unidad de control en lectura digital; la cámara está herméticamente sellada. El porta-muestra plástico protege a la cámara de derrames o pérdidas accidentales.

Para usar el calibrador se selecciona en el dial el isótopo a analizar y se introduce la muestra en la cámara. El sistema ajustará automáticamente la escala correcta y mostrará el valor de la actividad.⁸

1.9.2 Cámara De Ionización Tipo Dedal PTW 30004

Todo departamento de Radioterapia debe poseer una cámara de ionización con un factor de calibración especificado por un laboratorio primario o secundario de dosimetría. Muchos laboratorios estándar (*LSCD*) proveen un factor de calibración de exposición N_X o un factor de calibración de Kerma en aire N_K

➤ Condiciones de referencia y factores de corrección

El factor de calibración de una cámara de ionización es la razón entre el valor verdadero de la magnitud a medir y el valor indicado en las condiciones de referencia. La condición de referencia se describe mediante un conjunto de magnitudes de influencia, para las cuales el factor de calibración es válido sin necesidad de factores de corrección adicionales. Son magnitudes de influencia aquellas que, sin ser el objeto de la medición, influyen en la magnitud a medir. Sin embargo, algunas de estas deben corregirse para obtener la influencia correspondiente a las condiciones de referencia:

✓ Corrientes de fugas.

Se debe medir la corriente de fuga del sistema dosimétrico (M_{fuga}), cuyo valor debe ser insignificante comparado con el de la corriente obtenida para las mediciones reales. Las

⁸ Protocolo de Garantía de Calidad IAEA – TECDOC - 1079

mediciones realizadas con este sistema dosimétrico se corrigen por la fluctuación de la corriente de fuga. Cuando hay irradiación se pueden alcanzar valores de fugas muy superiores a los que se dan cuando no hay irradiación.

✓ **Temperatura y presión.**

Las cámaras de ionización tipo dedal están abiertas a la atmósfera, por lo tanto el volumen de la masa de aire en la cavidad está sujeto a las variaciones atmosféricas. Cuando la cámara de ionización se utiliza a temperatura y presión diferentes de las condiciones de calibración, la lectura proporcionada debe corregirse multiplicándose por el factor:

$$k_{TP} = \frac{P_0}{P} \left(\frac{273.2 + T}{273.2 + T_0} \right) \quad \text{Ec.11}$$

donde T es la temperatura ambiente en °C y P es la presión atmosférica. P_0 es la presión de referencia, siendo este valor, generalmente 101.3 Kpa. La temperatura de referencia T_0 varía; algunos laboratorios usan 20 °C, mientras que otros proveen un factor de calibración a 22 °C.

El factor K_{TP} se aplica para llevar la masa de aire de la cavidad de la cámara a las condiciones de referencia

✓ **Dependencia de la distancia fuente superficie**

La fluencia de fotones emitida por una fuente de radiación puntual varía inversamente con el cuadrado de la distancia desde la fuente. Aunque las fuentes clínicas para Teleterapia tienen un tamaño finito, se selecciona una distancia fuente - superficie grande de tal forma que las dimensiones de la fuente carecen de importancia en relación con la variación de la fluencia de fotones a esa distancia. Es decir, la fuente puede ser considerada como un punto a una distancia fuente - superficie grande. Así, la tasa de exposición o “tasa de dosis en espacio libre” de una fuente varía inversamente con el cuadrado de la distancia.

1.10 CALIBRACION DE LAS FUENTES DE BRAQUITERAPIA

En principio, la intensidad de las fuentes pueden medirse con una gran variedad de detectores, entre ellos, los preferidos son las cámaras de ionización de pozo, además, para las fuentes de alta tasa pueden emplearse cámara tipo “dedal” como las usadas para la calibración de haces externos (por ejemplo, tipo Farmer). Existen reportes sobre el empleo de este último tipo de cámara para la calibración de fuentes de baja a mediana tasa de dosis.⁹

Aunque los suministradores comerciales de fuentes de Braquiterapia ofrecen siempre una medida de la intensidad de las mismas, no se debe confiar solamente en éste valor para la realización de los cálculos de dosis en los pacientes. Cada institución que cuente con un servicio de Braquiterapia debe poseer la capacidad de verificar independientemente la intensidad de las fuentes que posea.

En el pasado en la práctica de Braquiterapia era común aceptar la intensidad de las fuentes especificadas por el fabricante de las mismas. Actualmente se ha observado que los límites de la incertidumbre estándar reportados por algunos fabricantes eran de hasta $\pm 10\%$ puede tener efectos inesperados en el tratamiento del paciente.

Se recomienda emplear como magnitud para especificar la emisión radiante de la fuente la “Intensidad de Kerma en Aire” definida como el producto de la tasa de Kerma en aire en el seno de aire por el cuadrado de la distancia, medida desde el punto de calibración hasta el centro de la fuente, tomada sobre el bisector perpendicular al eje longitudinal de ésta; sus unidades SI son: $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2\cdot\text{h}^{-1}$ o $\text{cGy}\cdot\text{cm}^2\cdot\text{h}^{-1}$ y se simboliza con S_k .

Esta magnitud es numéricamente igual a la tasa de Kerma en aire de referencia K_r aunque difiere por definición de esta última en que S_k puede ser determinada a cualquier distancia donde la fuente puede ser considerada puntual, mientras que K_r se define específicamente a 1 mt.

⁹ IBID. 4

Para fuentes lineales tipo alambres o cadenas de semillas de ^{192}Ir se suele emplear la magnitud intensidad lineal de Kerma en aire, definida como la S_k por unidad de longitud de la fuente.

Relación con otras magnitudes empleadas antes.

- Miligramos equivalentes de ^{226}Ra

La cantidad de miligramos equivalentes de ^{226}Ra (simbolizado como Meq) es aquella masa de ^{226}Ra filtrada por 0.5 mm Pt que produce la misma tasa de Kerma en aire que la fuente dada. Sus unidades se expresan como:

[Meq]: mgRaEq

La conversión viene dada por:

$$S_k = 7.23 \text{ Meq}$$

Es decir que una fuente de 1 mgRaEq produce una tasa de Kerma en aire a 1 mt de distancia de $7.23 \mu \text{ Gy} \cdot \text{h}^{-1}$

1.11 APLICADORES DE BRAQUITERAPIA

Al recibir un aplicador de Braquiterapia debe verificarse que la posición de la/ las fuentes dentro de éste corresponde con la prevista por el fabricante, así como que cualquier accesorio o pieza destinada a atenuar o modificar la radiación no presente corrimiento o imperfecciones.

1.12 CARACTERISTICAS DOSIMETRICAS DE LAS FUENTES DE BRAQUITERAPIA.

El formalismo necesario para determinar las características dosimétricas de las fuentes de Braquiterapia se deben definir los siguientes conceptos: la intensidad de la fuente que está especificada por la intensidad de Kerma en aire, S_k , en lugar de una actividad aparente. El factor de atenuación de tejido α , usado en los formalismos tradicionales, han sido sustituidos por una función de dosis radial, $g(r)$, y la anisotropía de la distribución de la dosis está descrita por la función anisotrópica, $F(r,\theta)$. La exposición de una tasa constante ha sido sustituida por la constante de tasa de dosis, “A”. En el nuevo formalismo la tasa de dosis en un punto de coordenadas (r,θ) desde el centro de la fuente puede ser expresada como:¹⁰

$$D_{(r,\theta)} = S_k \Lambda \frac{G_{(r,\theta)}}{G_{(1,\pi/2)}} F_{(r,\theta)} g_{(r)} \quad Ec.12$$

Donde:

R: es la distancia radial en cm del punto de interés desde el centro de la fuente

θ : es el ángulo polar en radianes formado por el eje longitudinal de la fuente y el rayo desde el centro de la fuente al punto de interés

Λ : es la constante de la tasa de dosis ($\text{cGy h}^{-1} \text{U}^{-1}$) y está descrito en más detalles

S_k : es la intensidad de Kerma en aire (U) de la fuente

$G(r,\theta)$: es la función geométrica (cm^{-2}) que describe el cuadrado de la inversa por la distribución de material radiactivo.

$F(r,\theta)$: es la función anisotrópica que explica la dependencia angular de la dosis debida a la absorción y dispersión por el encapsulamiento y el medio, es dimensional, y es igual a la unidad en el eje transversal

$g(r)$: es la función de dosis radial que explica la dependencia radial de la dosis en el eje transversal debido a la absorción de un fotón y a la dispersión en el medio, es dimensional, y es igual a la unidad de 1 cm en el eje transversal.

¹⁰ Bentel, Gunila. Radiation Therapy Planning, USA. 1996

La cantidad Λ , referida a la constante de la tasa de dosis, es la tasa de dosis por unidad de la intensidad de Kerma en aire en 1 cm de longitud del eje transversal en la semillas equivalente a un Fantoma de agua y sus unidades son $\text{cGy h}^{-1} \text{U}^{-1}$

Para una fuente de geometría idealizada, la función $G(r, \theta)$ está dada por r^2 para un punto de la fuente. Para una fuente lineal de una longitud activa (L) la función $G(r, \theta)$ está dada por:

$$G_{(r, \theta)} = \frac{\theta_2 - \theta_1}{Lr \sin \theta} \quad \text{Ec.13}$$

La distancia y el ángulo para la fuente lineal están definidos para puntos a lo largo del eje transversal, el factor geométrico para una fuente lineal se reduce a:

$$G_{(r, \pi/2)} = \frac{2 \tan^{-1}(L/2r \sin \theta)}{Lr \sin \theta} \quad \text{Ec.14}$$

La función de la dosis radial $g(r)$ explica la absorción la dispersión para un fotón en el medio a lo largo del eje transversal ($\theta = \pi/2$) y por la definición, ésta unidad es 1 cm. $g(r)$.

La dosis puede ser determinada en la curva a lo largo del eje transversal, como sigue:

$$g_{(r, \theta)} = \frac{D_{(r, \pi/2)} G_{(1, \pi/2)}}{D_{(1, \pi/2)} G_{(r, \pi/2)}} \quad \text{Ec.15}$$

Para un punto de la fuente, la ecuación (12) se reduce a:

$$g_{(r)} = \frac{D_{(r)} r^2}{D(r_0)^2} \quad \text{Ec.16}$$

La función radial para un punto de la fuente es proporcional a la tasa de dosis a dos distancias con el inverso del cuadrado de la dependencia removida.

La función anisotrópica, $F(r,\theta)$, explica la absorción y la dispersión de un fotón en un medio y el encapsulamiento de un ángulo polar relativo a la de $\theta = \pi/2$ y de alguna distancia radial. La función también puede ser obtenida desde las medidas relativas a la dosis, usando la siguiente expresión:

$$F_{(r,\theta)} = \frac{D_{(r,\theta)}G_{(r,\pi/2)}}{D_{(r,\pi/2)}G_{(r,\theta)}} \quad Ec.17$$

Para puntos a lo largo del eje transversal a una distancia “r” grande como 2L, la ecuación (12) puede ser simplificada a valores aproximados a la tasa de dosis desde la fuente actual por la siguiente ecuación:

$$D_{(r)} \approx \Lambda S_k \frac{g^{(r)}}{r^2} \quad Ec.18$$

Para los cálculos en dosimetría usando un punto de la fuente por aproximación, la tasa de dosis de la fuente a una distancia radial “r” también puede obtenerse desde la siguiente expresión:

$$D_{punto(r)} \approx \Lambda S_k \frac{g^{(r)}}{r^2} \phi_{an(r)} \quad Ec.19$$

donde $\phi_{an(r)}$ es el factor anisotrópico, que tiene proporcionalmente de 4π de la tasa de dosis promedio que es dada a una distancia dividida por la tasa de dosis de una distancia a lo largo del eje transversal.

El factor anisotrópico puede ser expresado como:

$$\phi_{an(r)} = \frac{\int_{4\pi} D_{(r,\theta)} d\Omega}{4\pi [D_{(r,\pi/2)}]} \quad Ec.20$$

Puede notarse que la tasa de dosis en un punto del eje transversal en la fuente actual según la ecuación (14) es usualmente larga como la tasa de dosis media a una distancia calculada usando un punto de aproximación en la fuente según la ecuación (15). Como, $F(r,\theta)$ es llamada la función anisotrópica, desde $\phi_{an(r)}$ que es el factor anisotrópico

1.13 RELACIONES GENERALES

Considerando una pequeña muestra de fotón emitiendo radionucleido en el espacio libre. Si la muestra contiene N átomos y tiene una constante de decaimiento λ (unidades en tiempo⁻¹), entonces el número de decaimiento por unidad de tiempo (por ejemplo actividad A) es igual a $N\lambda$ (si las unidades de λ son en seg^{-1} entonces A es en Bq. A puede darse también en unidades de 3.7×10^{10} Bq = 1Ci) Si el radionucleido isotrópicamente emite K clases de fotones (rayos gamma y rayos X), cada tipo “ i ” tiene energía E_i , y n_i fotones del tipo “ i ” son emitidos por decaimiento, entonces a la distancia “ r ” la tasa del flujo de energía (energía / área. tiempo)¹¹

$$\Psi_{(r)} = \frac{N\lambda \sum_{i=1}^k n_i E_i}{4\pi r^2} \quad \text{Ec.21}$$

De la tasa del flujo de la energía, varias cantidades pueden ser obtenidas. En particular la tasa de Kerma

$$K_{(r)} = \Psi_{(r)} \left[\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right] \quad \text{Ec.22a}$$

Y la colisión de la Tasa de Kerma

$$K_{c(r)} = \Psi_{(r)} \left[\frac{\mu_{ab}}{\rho} \right] \quad \text{Ec.22b}$$

Donde μ_{tr}/ρ y μ_{ab}/ρ son el coeficiente másico de absorción y la energía transferida respectivamente, y el paréntesis significa energía promedio del espectro de fotones apropiados y el medio. Para fotones, la colisión de un punto es esencialmente la dosis de Kerma en el punto. La tasa se expresa así:

$$X = K_{cair} \left(\frac{q}{w} \right) \quad \text{Ec.23a}$$

$$X = \psi_{(r)} \left[\frac{\mu_{ab}}{\rho} \right]_{air} \left(\frac{q}{w} \right) \quad Ec.23b$$

donde q es la carga del electrón y W es la energía necesaria para crear un par de iones en el aire. (33.97 eV)

1.14 METODOS COMUNES DE ESPECIFICACIONES DE LA INTENSIDAD DE LA FUENTE

Por combinación de la ecuación 21 y 22 b se encuentra que, la distancia r en el espacio libre de un pequeño punto de la fuente, la tasa de dosis¹²

$$D = K_c = \left[\frac{\Lambda}{r^2} \right] C \quad Ec.24$$

Donde la constante

$$C = \frac{1}{4\pi} \sum_{i=1}^k n_i E_i \left[\frac{\mu_{ab}}{\rho} \right]_i$$

Ec.25

También de la ecuación 21 y 24, la tasa de exposición es

$$X = \frac{\Lambda}{r^2} (\Gamma_\delta) \quad Ec.26$$

Donde

$$(\Gamma_\delta) = \frac{q}{4\pi w} \sum_{i=1}^k n_i E_i \left[\left(\frac{\mu_{ab}}{\rho} \right)_{air} \right]_i \quad Ec.27$$

¹¹ Starkcall, Horton. Quality Assurance in Radiotherapy

¹² IBID. 11

Y la sumatoria es sobre todos los fotones de energía grande, donde $\delta \cdot (\Gamma \delta)_x$ es llamada la constante de la tasa de exposición, y los valores son dados en números de referencia. Si los rayos X emitidos de la fuente son excluidos de la ecuación (27), Γ es llamado la constante específica gamma.

La ecuación 18 y 20 demuestra que la tasa de dosis y la tasa de exposición a una distancia r de la fuente son directamente proporcional a la actividad A, la cual es una medida tradicional de la intensidad de la fuente. Sin embargo, éstas son desventajosas para especificación de la intensidad de la fuente por la actividad. Una desventaja es que la fuente real está encapsulada por materiales que atenúan y emiten fotones dispersos.

El flujo de la energía es alterada, en la ecuación 21 y la ecuación siguiente puede tener una longitud no válida. Un soporte en la fuente puede ser correcto para ésta deficiencia por su estado “equivalente” o “compensado”, el cual es un valor modificado para explicar el encapsulamiento. Un potencial grande difícilmente es una constante en la ecuación 24 y 26, se muestra explícitamente en la ecuación 25 y 27. En particular, diferentes trabajos pueden ser empleados para diferentes valores de las constantes en tal caso, la misma actividad puede ser calculada para diferentes valores de la dosis y de la exposición.

En éstos días la Braquiterapia, donde el radio sólo es un radionucleido usado terapéuticamente, la intensidad de la fuente está especificada por la masa del radio. Como la masa es proporcional al número de átomos esto es esencialmente una actividad. Sin embargo, donde los radionucleidos están disponibles, el radioterapeuta busca fuentes que sean equivalentes o familiares a la fuente de radio denominadas en unidades de masa. Estas especificaciones de la intensidad de la fuente en unidades de miligramos de radio equivalente.

Las fuentes pueden ser equivalentes si ellos producen la misma tasa de exposición a un mismo punto.

$$X_{(desconocida)} = X_{(Ra)} \quad Ec.28$$

La ecuación 26 está relacionada así:

$$mgRaEq = \frac{actividad_{(desconocida)}(\Gamma \delta)X_{(desconocida)}}{(\Gamma \delta)X_{(Ra)}} \quad Ec.29$$

Los valores frecuente aceptados de (Γ_{δ}) , (Ra) es $8.25 \text{ Rcm}^2/\text{mgh}$, donde el encapsulamiento de la fuente es de 0.5 mm Pt . Estos valores apreciables tienen desventajas conceptualmente en la intensidad de varias fuentes que pueden ser relatadas de las medidas de la tasa de exposición y que son derivadas de la actividad. Sin embargo, dependiendo de los valores de (Γ_{δ}) , diferentes trabajos pueden describirse de forma diferente a la masa de radio equivalente para algunos estados de la actividad.

Las cantidades pueden estar basadas con las medidas externas de la fuente, y no dependen de la información de la estructura interna de la fuente, valores de las constantes físicas, etc. $K_{c,air}$ podría ser determinadas a lo largo de un bisector perpendicular de la longitud del eje de la fuente, en un espacio libre a una distancia “r” muy grande ($> 10 \text{ x}$) que representa la dimensión máxima de la fuente.

1.15 SISTEMA DE COORDENADAS Y GEOMETRIA DE LAS FUENTES

El área para la planificación del tratamiento en Braquiterapia es calculado desde la tasa de dosis en un punto o en un conjunto de puntos, debido a una o más fuentes. Si los cálculos son más complejos hay múltiples aplicaciones en la fuente única o en un punto único.

En general, las fuentes radioactivas podrían tener una fase arbitraria. En la práctica, las fuentes usadas clínicamente tienden a ser pequeñas y generalmente cilíndrica. Las fuentes largas, exhiben una anisotropía significativa y es aproximadamente a la de las fuentes lineales.

1.16 ELEMENTO CESIO

Cesio, de símbolo Cs, es un elemento metálico químicamente reactivo, blanco y blando. Pertenece al grupo 1 (o IA) del sistema periódico, y es uno de los metales alcalinos. Su número atómico es 55.

El cesio fue descubierto en 1860 por el químico alemán Robert Wilhelm Bunsen y el físico alemán Gustav Robert Kirchhoff mediante el uso del espectroscopio.

El cesio ocupa el lugar 64 en abundancia natural entre los elementos de la corteza terrestre. Tiene un punto de fusión de 28 °C, un punto de ebullición de 669 °C, y una densidad relativa de 1,88; su masa atómica es 132,91.

La fuente natural que produce la mayor cantidad de cesio es un mineral poco frecuente llamado pólux (o polucita). Se extrae separando el compuesto de cesio del mineral, transformando el compuesto así obtenido en cianuro, y realizando la electrólisis del cianuro fundido. Se obtiene también calentando sus hidróxidos o carbonatos con magnesio o aluminio, y calentando sus cloruros con calcio. El cesio comercial contiene normalmente rubidio, con el que coexiste habitualmente en los minerales y al que se asemeja tanto que no se realiza ningún esfuerzo para separarlos.

Al igual que el potasio, el cesio se oxida fácilmente cuando se le expone al aire, y se usa para extraer el oxígeno residual de los tubos de vacío. Debido a su propiedad de emitir electrones cuando se le expone a la luz, se utiliza en la superficie fotosensible del cátodo de la célula fotoeléctrica.¹³

¹³ IBID. 3

1.17 ESTRONCIO

Estroncio, de símbolo Sr, es un elemento metálico, dúctil, maleable y químicamente reactivo. Pertenece al grupo 2 (o IIA) del sistema periódico, y es uno de los metales alcalino-térreos. Su número atómico es 38.

El estroncio metálico fue aislado por vez primera por el químico británico sir Humphry Davy en 1808; el óxido se conocía desde 1790. El estroncio tiene color plateado cuando está recién cortado. Se oxida fácilmente al aire y reacciona con el agua para producir hidróxido de estroncio e hidrógeno gas. Como los demás metales alcalino-térreos, se prepara transformando el carbonato o el sulfato en cloruro, el cual, por hidrólisis, produce el metal. Tiene un punto de fusión de 769 °C, un punto de ebullición de 1.384 °C y una densidad de 2,6 g/cm³. Su masa atómica es 87,62.

El estroncio nunca se encuentra en estado elemental, y existe principalmente como estroncianita, SrCO₃, y celestina, SrSO₄. Ocupa el lugar 15 en abundancia natural entre los elementos de la corteza terrestre y está ampliamente distribuido en pequeñas cantidades. Las cantidades mayores se extraen en México, Inglaterra y Escocia. Debido a que emite un color rojo brillante cuando arde en el aire, se utiliza en la fabricación de fuegos artificiales y en señales de ferrocarril. La estronciana (óxido de estroncio), SrO, se usa para recubrir las melazas de azúcar de remolacha. Un isótopo radiactivo del elemento, el estroncio 85, se usa para la detección del cáncer de huesos. El estroncio 90 es un isótopo radiactivo peligroso que se ha encontrado en la lluvia radiactiva subsiguiente a la detonación de algunas armas nucleares¹⁴

¹⁴ IBID. 3

CAPITULO II: DISEÑO METODOLOGICO Y DESARROLLO EXPERIMENTAL

2.1 TIPO DE ESTUDIO

El tipo de estudio de este trabajo de investigación fue de carácter descriptivo, comparativo y experimental.

Descriptivo: porque se obtuvo información sobre las características físicas del radioisótopo ^{137}Cs y de los instrumentos de medida a utilizar.

Comparativo: porque de acuerdo al decaimiento radiactivo del ^{137}Cs se pudo calcular la actividad específica y se compararon los valores medidos con los calculados, utilizando los dos tipos de detectores se tuvo como referencia los del fabricante. Además se compararon los valores obtenidos utilizando un pozo de calibración de Medicina Nuclear realizada en el año de 1999.

Experimental: porque se utilizaron instrumentos de medida de gran precisión y estas medidas se hicieron utilizando procedimientos apropiados ya establecidos.

2.2 POBLACIÓN Y MUESTRA.

2.2.1 Población

La población en estudio comprendió las 30 fuentes de ^{137}Cs en uso en el Servicio de Radioterapia del Hospital de Oncología, del Instituto Salvadoreño del Seguro Social (ISSS), 6 de ellas se utilizaron con carga automática y las 24 restantes con carga manual.

2.2.2 Muestra

La muestra comprendió las veinticuatro fuentes de ^{137}Cs para carga manual.

2.3 TECNICAS E INSTRUMENTOS

2.3.1 Técnicas

Observación: La cual sirvió para obtener información de las condiciones físicas de las fuentes de ^{137}Cs , de los instrumentos que se utilizaron en las calibraciones y de los dispositivos de protección radiológica.

Medición: La cual sirvió para cuantificar las características de las fuentes, se midió la actividad específica de las 24 fuentes de ^{137}Cs

Entrevistas: Al Físico encargado de la Dosimetría quien participó junto con el grupo investigador coordinando las sesiones de trabajo.

2.3.2 Instrumentos

- Cámara de ionización tipo pozo HDR- 1000 PLUS
- Electrómetro digital CDX-2000A
- Fuentes de ^{137}Cs
- Inserto PN 70020
- Cámara de ionización tipo dedal PTW – 30004
- Electrómetro digital PTW UNIDOS
- Fuente de chequeo ^{90}Sr
- Barómetro: AIR - HB – 1A
- Termómetro: (0 – 40) $^{\circ}\text{C}$

2.4 DESARROLLO EXPERIMENTAL

Se determinó la actividad de las 24 fuentes de carga manual utilizadas en Braquiterapia en el Hospital de Oncología, usando dos sistemas dosimétricos, los cuales fueron previamente calibrados.

2.4.1 *Calibración Del Sistema Dosimétrico Cámara De Ionización Tipo Pozo HDR 1000 PLUS – Electrómetro CDX - 2000 A.*

La calibración se realizó verificando las condiciones físicas de la cámara de pozo HDR 1000 PLUS, mostrada en la fig. N° 2.1, usando una fuente patrón de ^{137}Cs de actividad 3.70 GBq, un inserto PN70020 y un electrómetro digital CDX – 2000 A, mostrado en la fig. N° 2.2



Fig N° 2.1 Ilustración de la cámara de pozo HDR 1000 PLUS e insertos

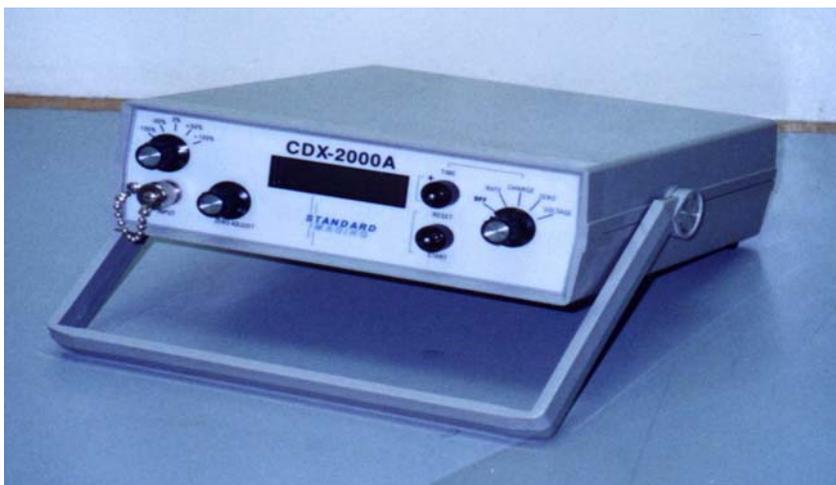


Fig. N° 2. 2 Ilustración del electrómetro CDX - 2000A

Las especificaciones físicas que se utilizaron en la calibración fueron las siguientes:

a) Control De La Precisión

1. Se seleccionó el inserto modelo PN700020 y se introdujo el espaciador de PMMA dentro del inserto sin colocar la tapa del inserto. Como se muestra en la fig. N° 2.3

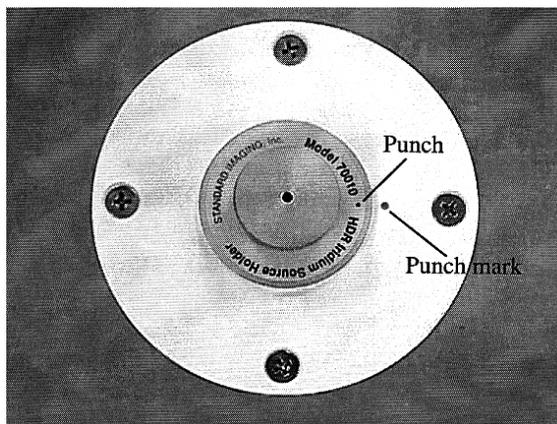


Fig N° 2.3 Colocación del inserto PN70020

2. Se introdujo el inserto dentro de la cámara de pozo. Se tomó lectura de la temperatura y la presión atmosférica en las cercanías de la cámara. Como se muestra en la fig. N° 2.4

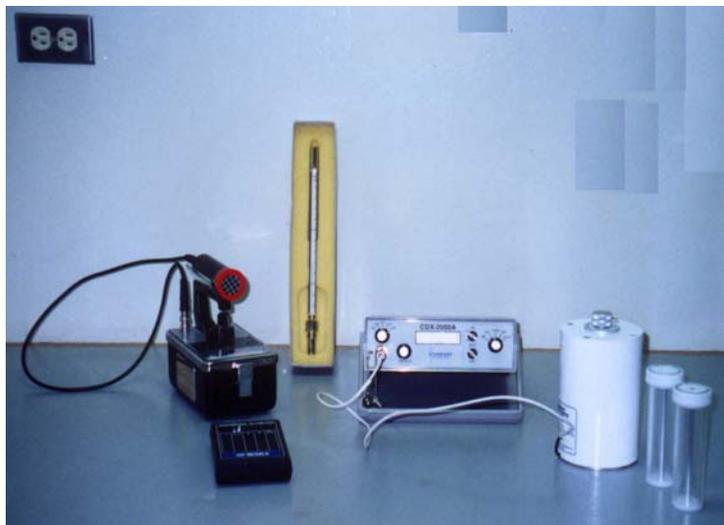


Fig N° 2.4 Introducción del inserto dentro de la cámara de pozo

3. Se introdujo la fuente dentro del inserto y se dispuso de un tiempo de medición de 15 segundos en el régimen de medición CHARGE. Como se muestra en la fig. N° 2.5

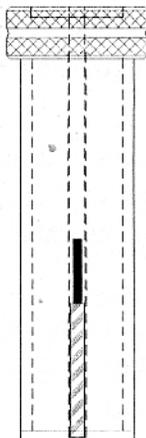


Fig N° 2.5 Introducción de la fuente dentro del inserto PN 70020

4. Se efectuaron una serie de 10 medidas de carga integrada y se repitió la serie de medición en el régimen RATE

5. Se determinó el coeficiente de variación en ambos casos. Utilizando las siguientes ecuaciones: para carga (30) y corriente (31)

$$C.V. = \frac{100}{Q_{med}} * \frac{\sum (Q_i - Q_{med})^2}{n - 1}$$

Ec.30

$$C.V. = \frac{100}{I_{med}} * \frac{\sum (I_i - I_{med})^2}{n - 1}$$

Ec.31

6. Se realizaron correcciones por presión y temperatura usando las ecuaciones: carga (32) y corriente (33)

$$Q_{TP} = \bar{Q} * \frac{P_o}{P} * \frac{273.15 + T}{273.15 + T_o}$$

Ec.32

$$I_{TP} = \bar{I} * \frac{P_o}{P} * \frac{273.15 + T}{273.15 + T_o}$$

Ec.33

b) Factor De Escala Y Linealidad

1. Se mantuvo introducida la fuente dentro de la cámara, se seleccionó en régimen de medición CHARGE
2. Se dispuso de tiempos sucesivos de integración de (30, 60, 120, 180, 240 y 300) seg y se midió la carga en cada caso
- 3- Se calculó el coeficiente de regresión lineal R de la carga en función del tiempo de integración y se evaluó la no linealidad del sistema dosimétrico usando la ecuación:

$$No\ linealidad = 100 * (1 - R)$$

Ec.34

- 4- Se evaluó la exactitud del factor de escala a partir de la desviación porcentual existente entre la corriente obtenida como pendiente de la regresión lineal y la corriente media medida con la ecuación:

$$A_{charge\ y\ rate} = \left(\frac{I_{regres}(CHARGE) - I_{med}(RATE)}{I_{regres}(CHARGE)} \right) \quad Ec.$$

35

c) Eficiencia De Colección De Carga

1. Se mantuvo introducida la fuente dentro de la cámara de pozo y se seleccionó el régimen de medición CHARGE
2. Se realizaron 5 medidas de carga con un tiempo 30 seg, con el voltaje de polarización en la posición +100%

3. Se redujo el voltaje de polarización a +50% y se realizaron 5 medidas de carga con el mismo tiempo de integración.

4. Se calculó la corrección P_{ion} (pérdidas por recombinación de carga) usando la ecuación:

$$P_{ion} = \frac{4}{3} - \frac{Q_{TPmed(+50\%)}}{3Q_{TPmed(+100\%)}}$$

Ec.36

2.4.2 Determinación De La Actividad Específica De Las Fuentes Utilizando El Sistema Dosimétrico Cámara De Ionización Tipo Pozo HDR 1000 PLUS – Electrómetro CDX-2000A

Se verificó que la disposición de las fuentes correspondiera al inventario de la Unidad de Dosimetría del departamento de Radioterapia del Hospital de Oncología del Seguro Social. La distribución de las fuentes en los contenedores era de la siguiente manera: diez fuentes de 10 mgRaEq, ocho fuentes de 15 mgRaEq, cuatro fuentes de 20 mgRaEq y dos fuentes de 25 mgRaEq. Había un total de veinticuatro fuentes de ^{137}Cs respectivamente. La fig. N° 2.6 ilustra el contenedor de las fuentes.



Fig N° 2.6 Contenedor de las fuentes

Las mediciones se hicieron con una colección de carga durante 5 minutos (300 seg) para cada una de las fuentes 3 veces (M_o) y se tomó el promedio (M_{op}). Como sw muestra en el anexo I.

Del certificado de calibración de la cámara de pozo se anotaron los valores de P_o y T_o que representan a la presión y temperatura en condiciones de laboratorio de calibración.

Se calculó el factor de corrección por presión y temperatura según la ecuación (11)

Se calculó el factor de corrección por recombinación de carga, según la ecuación (36)

Se calculó la Tasa de Kerma en Aire (AKR) según la ecuación:

$$S_{k, med} = M_{op} N_{SK} K_{TP} A_{ion} P_E$$

Ec.37

Donde: M_{op} es el promedio de la carga colectada
 N_{SK} es el factor de calibración de la cámara de pozo
 K_{TP} es el factor de corrección por temperatura y presión
 A_{ion} es la pérdida por recombinación de cargas
 P_E es el valor de corrección por escala del electrómetro.

Se calculó el valor corregido por decaimiento de la Tasa de Kerma en Aire (AKR) para cada fuente según el certificado de calibración dado por el fabricante de acuerdo a la ecuación:

$$S_{KCert}^* = S_{KCert} e^{\frac{-(0.693 \lambda t)}{T^{1/2}}}$$

Ec.38

Donde : $S_{K, \text{cert}}$ es la Tasa de Kerma dada por el fabricante
 t es el tiempo transcurrido del radioisótopo
 $T_{1/2}$ es el tiempo de vida media de radioisótopo

El porcentaje de error se calculó utilizando la ecuación:

$$\varepsilon = \frac{S_{K, \text{med}} - S_{K, \text{Cert}}^*}{S_{K, \text{Cert}}^*} \times 100\%$$

Ec.39

Donde: $S_{K, \text{med}}$ es la Tasa de Kerma medida
 $S_{K, \text{Cert}}^*$ es el valor corregido por decaimiento de la Tasa de Kerma

2.4.3 Calibración Del Sistema Dosimétrico Cámara De Ionización Tipo Dedal PTW 30004 – Electrómetro PTW UNIDOS.

Se verificaron algunos parámetros de calibración de la cámara de ionización tipo dedal PTW-30004, mostrando su aspecto físico ilustrada en la fig. N° 2.7 y sus dimensiones en la fig. N° 2.8, usando una fuente certificada de Estroncio-90 (^{90}Sr) de actividad 33.3 MBq (fig. N° 2.10) y el electrómetro PTW- UNIDOS (Fig N° 2.9)



Fig N° 2.7 Ilustración de la cámara dedal PTW 30004

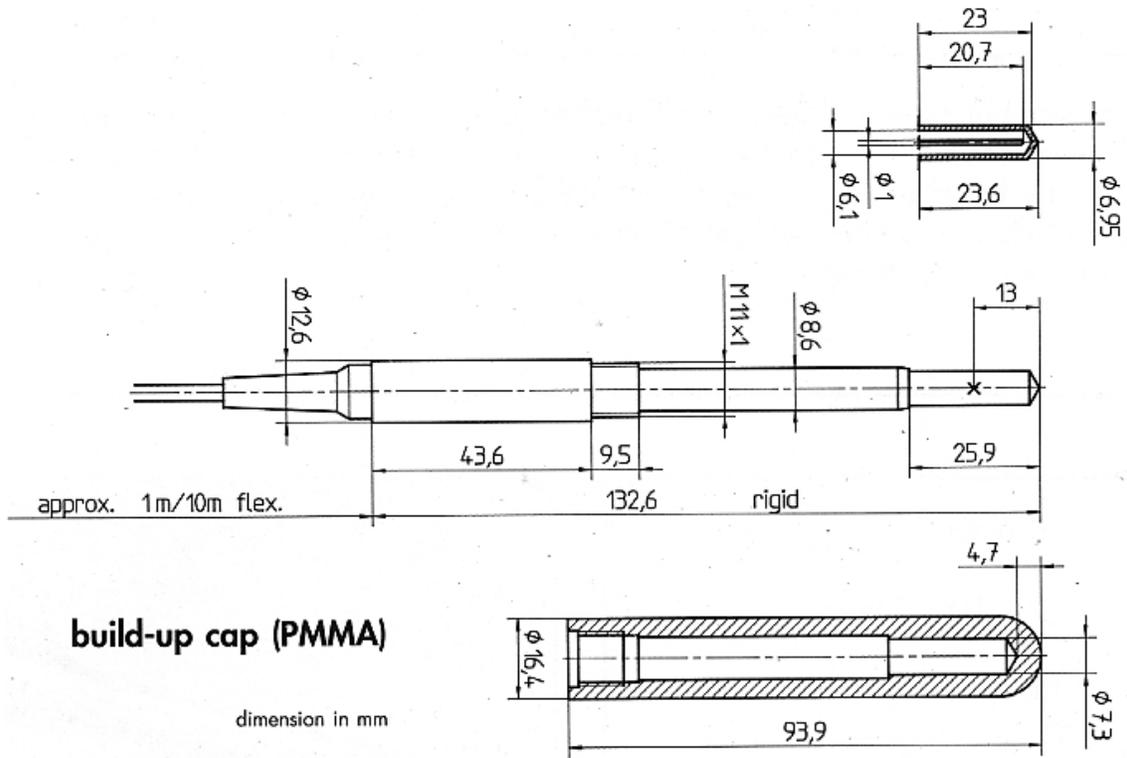


Fig N° 2.8 Dimensiones de la cámara dedal PTW 30004

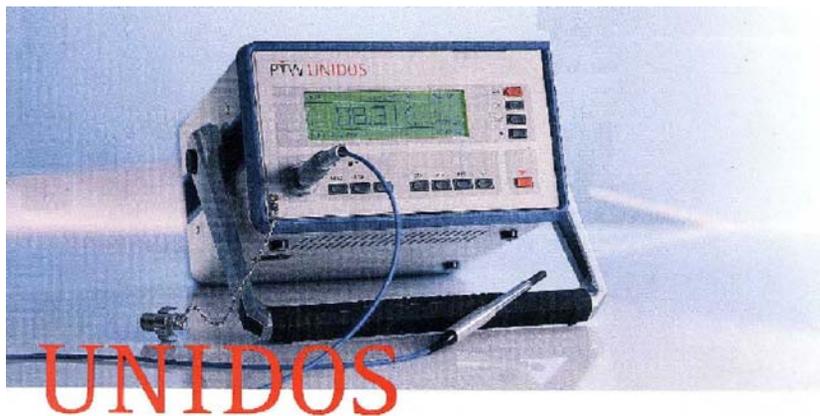


Fig N° 2.9 Ilustración del electrómetro PTW UNIDOS



Fig N° 2.10 Fuente de ^{90}Sr

Para verificar las condiciones del sistema cámara de ionización tipo dedal PTW 30004 y el electrómetro PTW - UNIDOS (fig. N° 2.11), fue necesario realizar el mecanismo de chequeo 48002 el cual contiene una fuente de ^{90}Sr con una actividad de 33.3 MBq y una vida media de 28.7 años. El sistema mencionado fue usado para comprobar la estabilidad de la respuesta electrónica de la cámara de ionización tipo dedal.

La medida de exposición (D) se calculó según la ecuación:

$$D = RN_c N_e K_{PT}$$

Ec.40

Donde: R es el valor de la carga colectada

N_c es el factor de calibración de la cámara

N_e es el factor de corrección del electrómetro

K_{PT} es el factor de corrección por presión y temperatura

El valor de exposición (D) obtenido debía coincidir en $\pm 2\%$ del valor resultante por decaimiento de la fuente de ^{90}Sr .

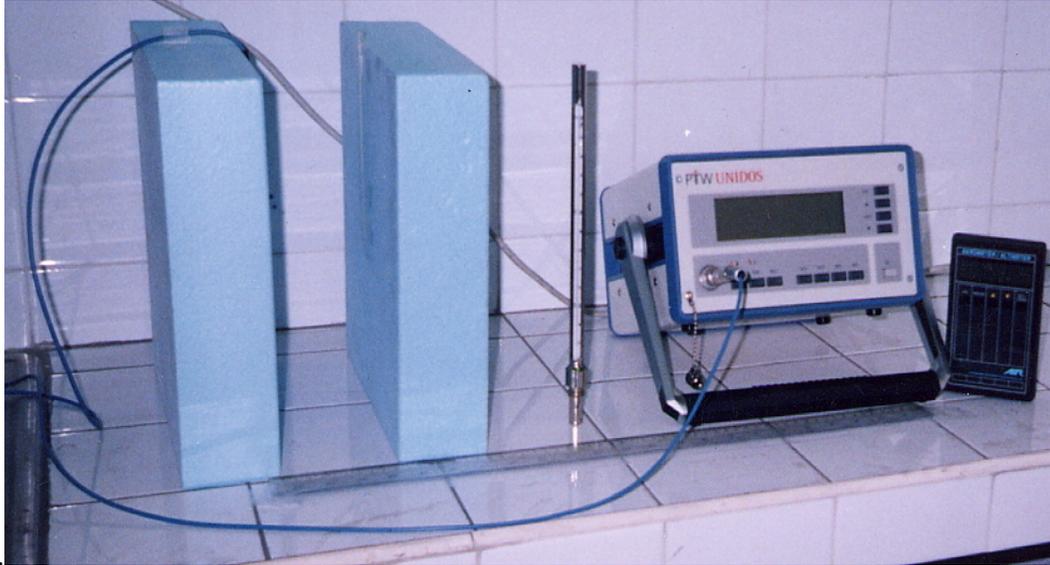


Fig N° 2.11 Sistema dosimétrico cámara dedal – electrómetro

Las especificaciones físicas que se utilizaron fueron las siguientes: chequeo de constancia, la linealidad de la respuesta y la dependencia geométrica

a) Chequeo De Constancia

1. Se tomaron cuatro medidas de la dosis para verificar la constancia de la respuesta del sistema cámara de ionización tipo dedal - electrómetro PTW UNIDOS
2. La lectura promedio de la dosis fue corregida por presión y temperatura
3. Se calculó el valor de la dosis utilizando la ecuación de decaimiento (8)
4. Se calculó el porcentaje de error con respecto al valor calculado por decaimiento

a) La Linealidad

1. Se realizaron una serie de seis medidas de carga con tiempos de (30, 60, 90, 120, 150 y 180) segundos
2. Se realizó un gráfico de la carga contra el tiempo, para verificar la linealidad de la cámara.

b) Dependencia Geométrica:

1. Se utilizó la fuente patrón de ^{137}Cs
2. Se utilizaron dos bloques de styrofomer colocados a una distancia tal entre la fuente y la cámara que ambas puedan considerarse aproximadamente puntuales.
3. La cámara se colocó de forma tal que el eje longitudinal de esta se hallara perpendicular a la bisectriz entre el centro de la cámara y el centro de la fuente. Como se ilustra en la fig. N° 2.12

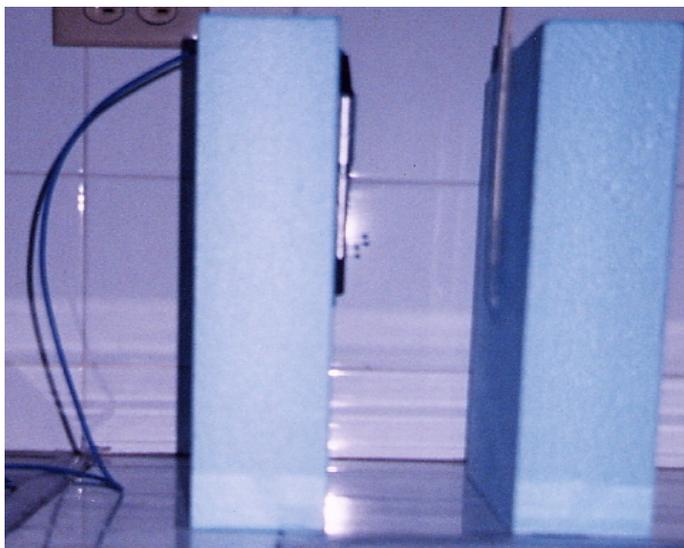


Fig N° 2.12 Perpendicularidad cámara dedal - fuente

4. Se empleó el método de la distancia variable, para lo cual fue necesario que el aparato de colocación de fuente – cámara permitiera la variación de la distancia “d” con una precisión de al menos 1 mm.
5. Se realizaron mediciones de 6 a 7 distancias en el rango entre 10 y 40 cm.

6. Se determinó la distancia óptima a la cual se calibraron las fuentes.

2.4.4 Determinación De La Actividad De Las Fuentes Utilizando El Sistema Dosimétrico Cámara De Ionización Tipo Dedal PTW 30004 – Electrómetro PTW UNIDOS.

Se verificó que la disposición de las fuentes corresponde al inventario de la Unidad de Dosimetría del departamento de Radioterapia del Hospital de Oncología del Seguro Social

Las mediciones se hicieron con una colección de carga durante 10 minutos (600 seg) para cada una de las fuentes 3 veces (M_o) y se tomó el promedio (M_{op}). Ver anexo II.

Las lecturas del sistema de medición fueron corregidas por el efecto de corrección por gradiente (P_{grad}). El valor de P_{grad} se tomó de la tabla N° 2.1 en función del radio interno “r” y la longitud interna λ de la cámara, así como de la distancia fuente – cámara (tabla N° 2.2)

Tabla N° 2.1: Factor de Corrección por Gradiente P_{grad}

r/d	0.1	r/λ 0.25	0.5	0.70
0.000	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000
0.005	1.0008	1.0000	1.0000	1.0000
0.010	1.0030	1.0005	1.0001	1.0000
0.050	1.0790	1.0123	1.0020	1.0002

Tabla N° 2.2: Distancia fuente – cámara tipo Farmer ($r/\lambda=0.3$)

D (cms)	P _{grad}
1	1.338
2	1.107
5	1.019
10	1.006
15	1.003
20	1.000

- Se determinó la tasa de Kerma en aire a la distancia “d” debida sólo a la radiación primaria (directa) de la fuente y se expresó como:

$$K_{p(d)} = K_{(d)} - K_s$$

Ec.41

Donde:

$K_{(d)}$: es la tasa de Kerma en aire medida a la distancia “d”

K_s : es la contribución de la radiación dispersada a la tasa de Kerma

La intensidad de la fuente se obtuvo entonces como:

$$S_k = K_{p(d)} d^2 = [K_{(d)} - K_s] d^2$$

Ec.42

La expresión presenta dos incógnitas S_K y K_S ; reorganizando tenemos:

$$K_{(d)} = K_s + \frac{S_k}{d^2}$$

Ec.43

CAPITULO III: PRESENTACIÓN Y ANÁLISIS DE RESULTADOS

3.1 CALIBRACIÓN DEL SISTEMA DOSIMÉTRICO DE CAMARA DE IONIZACIÓN TIPO POZO HDR 1000 PLUS ELECTRÓMETRO - CDX 2000 A

3.1.1 Equipamiento dosimétrico

✓ **Cámara de ionización tipo pozo**

• **Cálculo de S_k**

El valor experimental de $K(d)$ se obtuvo con la expresión:

$$K_{(d)} = (M_o - M_L) P_{TP} N_k P_{grad}$$

Ec.44

Donde :

M_L es la corriente de fuga del sistema cámara – electrómetro.

P_{TP} es corrección de la lectura por presión y temperatura

P_{TP} es el factor de corrección por presión y temperatura.

N_k es el factor de calibración de Kerma en aire de la cámara de ionización.

Marca: Estándar Imaging

Modelo: HDR 1000 PLUS

Serie: A98097

✓ **Electrómetro:**

Modelo: CDX – 2000 A

Serie: B980715

✓ **Inserto:**

Modelo: PN 70020

3.1.2 Descripción de la fuente

Radionucleido: Cesio – 137

Tipo: Tubo CDC – J

Serie: F0445

Intensidad de Kerma en aire certificada por el fabricante= 288 mGy m² h⁻¹

Factor de calibración= 5.010×10¹¹ mGym² h⁻¹ (dado a P₀=101.3 kPa y T₀=22 °C)

3.1.3 Instrumentos auxiliares

Barómetro: AIR – HB – 1A

Serie: 7F4D11

Termómetro: (0 – 40) °C (**Serie:** 119)

3.1.4 Prueba N°1. Control de la Precisión.

Las medidas se realizaron con la fuente introducida en el inserto y éste en la cámara de pozo, el día 03 de Junio de 2002, utilizando los siguiente parámetros:

Modo de medición del electrómetro: CHARGE (Carga)

Modo de medición del electrómetro: RATE (Corriente)

Voltaje de polarización 302 V (+100%)

Las condiciones atmosféricas en las instalaciones del hospital durante la medición fueron de:

Presión = 93.76 Kpa y Temperatura = 24.70°C

Los resultados obtenidos se muestran en la tabla N° 3.1

Tabla N° 3.1 Modo de medición carga.

T (seg)	Q (nC)	Q (nC)Corr	(Q_i - Q_{med})²
15	9.0200	9.8318	0.000016
15	9.0300	9.8427	0.000036
15	9.0200	9.8318	0.000016
15	9.0300	9.8427	0.000036
15	9.0300	9.8427	0.000036
15	9.0300	9.8427	0.000036
15	9.0200	9.8318	0.000016
15	9.0200	9.8318	0.000016
15	9.0200	9.8318	0.000016
15	9.0200	9.8318	0.000016
Media	9.0240		0.00024

El factor de corrección por presión y temperatura (K_{TP}) esta dado por:

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

Siendo $P_0 = 101.3Kpa$ y $T_0 = 22^\circ C$ las condiciones atmosféricas de referencia

$$K_{TP} = \frac{101.3}{93.76} \left(\frac{273.15 + 24.70}{273.15 + 22} \right) = 1.090$$

El valor de la carga promedio de las lecturas (\bar{Q}) fue de (9.024nC) corregido por presión y temperatura es:

$$Q_{TP} = \bar{Q} * K_{TP} = (9.024nC)(1.090) = 9.836nC$$

El coeficiente de variación en el modo de medición carga se obtuvo según la ecuación (30)

$$C_v = \frac{100}{Q_{med}} \sum_{i=1}^n \frac{(Q_i - Q_{med})^2}{n-1} = 0.029\%$$

Análisis: según el valor obtenido del coeficiente de variación (Cv) que fue de 0.029 % en el modo de medición carga, se puede concluir que el sistema dosimétrico cámara de ionización tipo pozo HDR 1000 PLUS y el electrómetro CDX 2000 A es bastante preciso, ya que el valor obtenido es menor a la tolerancia del 2 % especificada en el Protocolo de Garantía de Calidad IAEA – TECDOC – 1151.

Tabla N°3.2 Modo de medición Corriente

T (seg)	I (nA)	I (nA)Corr	(I _i - I _{med}) ² × 10 ⁻⁷
15	0.601	0.65509	1.6
15	0.602	0.65618	3.6
15	0.601	0.65509	1.6
15	0.602	0.65618	3.6
15	0.602	0.65618	3.6
15	0.602	0.65618	3.6
15	0.601	0.65509	1.6
15	0.601	0.65509	1.6
15	0.601	0.65509	1.6
15	0.601	0.65509	1.6
Media	0.6014		2.4 × 10⁻⁶

El valor de la corriente promedio (\bar{I}) fue de (0.6014) corregida por presión y temperatura es:

$$I_{TP} = \bar{I} * K_{TP} = (0.6014nA)(1.090) = 0.655nA$$

El coeficiente de variación en el modo de medición corriente se calculó con la ecuación (31)

$$Cv = \frac{100}{Imed} \sum_{i=1}^n \frac{(Ii - Imed)^2}{n - 1} = 0.0044\%$$

Análisis: según el valor obtenido del coeficiente de variación (Cv) que fue de 0.0044 % en el modo de medición corriente, se puede concluir que es bastante preciso, ya que el valor obtenido es menor a la tolerancia del 2 % especificada en el Protocolo de Garantía de Calidad IAEA – TECDOC – 1151.

3.1.5 Prueba N°2 Factor De Escala Y Linealidad.

Las medidas se realizaron con la fuente introducida en el inserto y éste en la cámara de pozo, el día 03 de Junio de 2002, utilizando los siguientes parámetros:

Modo de medición del electrómetro: CHARGE

Voltaje de polarización: 302 (+ 100 %)

Las condiciones atmosféricas en las instalaciones de hospital durante la medición fueron de: 93.76Kpa y 24.70 °C. Los resultados obtenidos se muestran en la tabla N° 3.3.

Tabla N° 3.3 Linealidad de la integración de carga

T (seg)	Q (nC)	Q (nC) Corr
30	18.0300	19.6527
60	36.1000	39.349
120	72.2000	78.698
180	108.3100	118.0579
240	144.3900	157.3851
ξ		
300	180.4600	196.7014

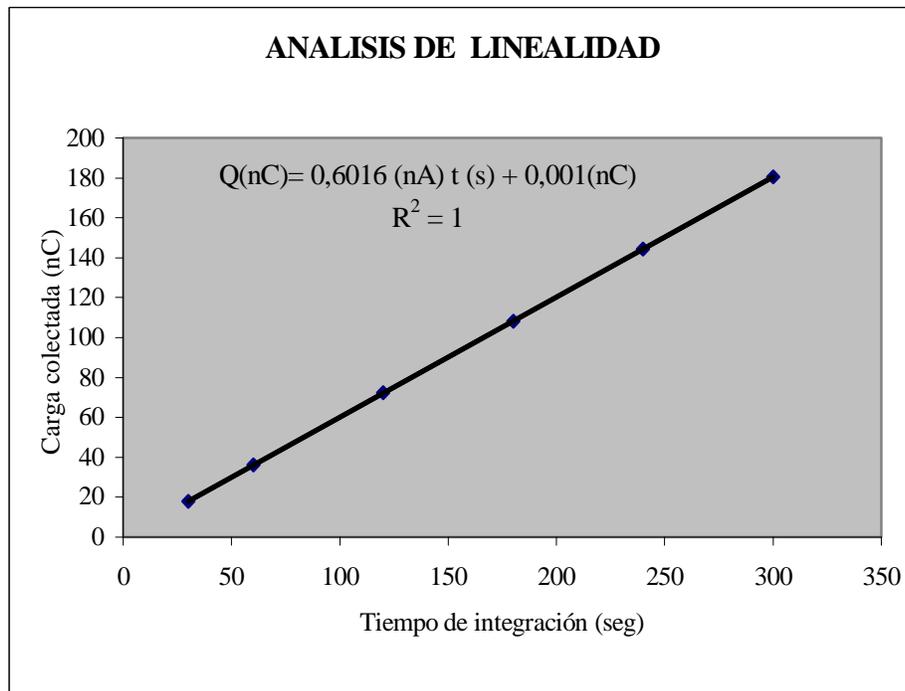


Fig N° 3.1 Carga Colectada Vrs Tiempo de Integración

Análisis: la linealidad del sistema se refleja en el valor obtenido del coeficiente de regresión lineal que fue de 1.00, el cual indica un grado óptimo de aceptación, por lo tanto, la no - linealidad es cero

El gráfico obtenido tiene una pendiente de 0.6016 nA , un intercepto de 0.001 nC y un coeficiente de regresión lineal de 1.00

La No – linealidad del gráfico se obtuvo con la ecuación (34)

$$100 \times (1 - R) = 0.0\%$$

El factor de escala (comparación de coherencia de medición en modos CHARGE y RATE), se calculó mediante la ecuación (35)

$$A_{charge\ rate} = \left(\frac{I_{regres}(CHARGE) - I_{med}(RATE)}{I_{regres}(CHARGE)} \right) = 0.033\%$$

Análisis: *La coherencia de medición entre los modos carga y corriente fue de 0.033%, que es aceptable, menor del 1% propuesto por el Protocolo de Garantía de Calidad IAEA – TECDOC 1151, por lo tanto, resulta equivalente utilizar cualquiera de los dos modos de medición.*

3.1.6 Prueba N° 3 Eficiencia De Colección De Carga

Las medidas se realizaron con la fuente introducida en el inserto y éste dentro de la cámara de pozo, el día 03 de junio de 2002, utilizando los siguientes parámetros:

Modo de medición del electrómetro: CHARGE

Tiempo de integración de las medidas 30 seg

Voltajes de polarización (+ 100 %) y (+ 50 %)

Las condiciones atmosféricas en el hospital fueron de:

Presión = 93.76Kpa

Temperatura = 24.70° C.

Los resultados se muestran en la tabla N° 3.4

Tabla N° 3.4. Determinación de la eficiencia de colección de carga

No	V pol (± %)	Q (nC)	Q(nC) Corr
1	+ 100 %	18.04	19.6636
2	+ 100 %	18.05	19.6745
3	+ 100 %	18.06	19.6854
4	+ 100 %	18.05	19.6745
5	+ 100 %	18.05	19.6745
	Qmed(+100%)	18.05	19.6745
6	+ 50 %	18.02	19.6418
7	+ 50 %	18.02	19.6418
8	+ 50 %	18.02	19.6418
9	+ 50 %	18.02	19.6418
10	+ 50 %	18.04	19.6636
	Qmed (+50%)	18.02	19.6418

Las pérdidas por recombinación de carga se calcularon con la ecuación (36)

$$A_{ion} = \frac{4}{3} - \left(\frac{Q_{ipmed} (+50\%)}{3Q_{ipmed} (+100\%)} \right) = 1.00$$

Análisis: El valor obtenido de las pérdidas por recombinación de carga fue de 1.00 que es menor que el valor (1.0015) establecido en el Protocolo de Garantía de Calidad IAEA – TECDOC – 1151, por lo que se puede concluir que las pérdidas por recombinación de carga son insignificantes y se puede utilizar cualquiera de los voltajes de polarización (+50% ó +100%)

3.2 DETERMINACION DE LA ACTIVIDAD ESPECIFICA DE LAS 24 FUENTES DE ¹³⁷Cs UTILIZANDO EL SISTEMA DOSIMETRICO CAMARA DE IONIZACION TIPO POZO HDR 1000 PLUS – ELECTROMETRO CDX - 2000 A

La determinación de la actividad se realizó con cada una de las fuentes dentro del inserto y éste dentro de la cámara, los días: 03, 04, 10, y 11 de Junio del 2002, las condiciones atmosféricas en las instalaciones del hospital fueron de:

Presión = 93.75Kpa Temperatura = 27.12° C (promedio)

Utilizando los siguientes parámetros:

Modo de medición del electómetro: CHARGE

Voltaje de polarización 302 Voltios (+100 %)

Se verificó que la distribución de las fuentes en el contenedor correspondiera al inventario de la unidad de dosimetría del departamento de Radioterapia. Tal como se muestra en la tabla N° 3.5

Tabla N° 3.5 Distribución de las fuentes de ¹³⁷Cs en su respectivo contenedor

<p>10 Fuentes de 10 mgRa Eq Depósito 1 y 2</p>
<p><i>8 Fuentes de 15 mgRaEq</i> Depósito 3 y 4</p>
<p>4 Fuentes de 20 mgRaEq Depósito 5</p>
<p>2 Fuentes de 25 mgRaEq Depósito 6</p>

Las mediciones se hicieron con un tiempo de colección de carga de 5 minutos

(300 seg) Se realizaron 3 medidas de carga (M_{op}) para cada una de las fuentes y se tomó el promedio (M_{op}) Mostrada en el anexo I. Los resultados obtenidos se muestran en las tablas: N° 3.6, 3.7, 3.8, 3.9, 3.10, y 3.11. El factor de corrección por presión y temperatura (K_{TP}) está dado por:

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

Siendo $P_0=101.3Kpa$ y $T_0= 22^\circ C$ las condiciones atmosféricas de referencia.

Las condiciones atmosféricas fueron:

Presión = 93.75 Kpa Temperatura: 27.12°C

$$K_{TP} = \frac{101.3}{93.75} \left(\frac{273.15 + 27.12}{273.15 + 22} \right) = 1.099$$

La Tasa de Kerma en Aire (AKR) se calculó para cada una de las fuentes. Usando ecuación (37). Los resultados obtenidos se muestran en las tablas (3.6 – 3.11)

$$S_{Kmed} = M_{op} N_{KS} K_{TP} A_{ion} P_E$$

Donde: M_{op} es el valor promedio de la carga colectada de cada una de las 24 fuentes

N_{KS} es el factor de calibración certificado para la cámara de ionización tipo pozo

$$N_{KS} = 5.018 \times 10^{11} \mu Gy.m^2 h^{-1}$$

A_{ion} es el factor de corrección por recombinación de carga

$$A_{ion} = 1.00$$

P_E es el factor de corrección por escala del electrómetro

$$P_E = 1.01$$

Se calculó el valor corregido por decaimiento de la Tasa de Kerma en Aire (AKR) para cada una de las fuentes según el certificado de calibración dado por el fabricante, de acuerdo a la ecuación (38). Los resultados obtenidos se muestran en las tablas (3.6 – 3.11)

$$S^*_{KCert} = S_{KCert} e^{-\left[0.693 \times \frac{t}{T_{1/2}}\right]}$$

Donde : S_{KCert} es la Tasa de Kerma en Aire en μGy por hora a un metro según el certificado de calibración

t es el tiempo transcurrido en años de cada fuente

$T_{1/2}$ es la vida media del radioisótopo ^{137}Cs

$$T_{1/2} = 30.17 \text{ años}$$

Para expresar la Tasa de Kerma en Aire en miligramos de Radio Equivalente ($mgRaEq$) se utilizó el factor de conversión: $AKR = 7.23 mgRaEq$ es decir que una fuente de 1 ($mgRaEq$) produce una tasa de kerma en aire a 1 metro de distancia de $7.23 \mu\text{Gyh}^{-1}$. El factor que se utilizó es 0.138

El porcentaje de error se calculó según la ecuación (39). Los resultados obtenidos se muestran en las tablas (3.6 – 3.11)

$$\varepsilon = \left| \frac{S_{kmed} - S^*_{KCert}}{S^*_{KCert}} \right| \times 100\%$$

Tabla N° 3.6 Cálculo de las actividades en mgRaEq del ¹³⁷Cs, así como su error

Institución: Servicio de Radioterapia, Hospital de Oncología, ISSS.

Sistema con Cámara de Ionización Tipo Pozo HDR 1000 PLUS

Fecha: 03 - 06 – 2002.

Depósito N° 1 (10 mg Ra Eq)

Fuente	Serie	AKR a 1 m ($\mu\text{Gy h}^{-1}$) S_K Certif.	Fecha de calibración (fabricante)	mgRaEq	Tiempo transcurrido (Años)	AKR a 1 m ($\mu\text{Gy h}^{-1}$) S_K^* Certif.	M_{0p} (nC)	AKR $\mu\text{Gy h}^{-1}$ S_K Medida	Actividad actual (mgRaEq)	Error (%)
F5	409	76.2	21/Dic/1992	10.52	9.45	61.33	34.42	60.44	8.34	- 1.45
F4	395	76.1	14/Dic/1992	10.50	9.47	61.22	34.41	60.42	8.34	- 1.31
F3	393	76.4	14/Dic/1992	10.54	9.47	61.46	34.54	62.49	8.62	+ 1.68
F2	384	75.9	14/Dic/1992	10.47	9.47	61.06	35.71	62.79	8.66	+ 2.84
F1	383	75.2	14/Dic/1992	10.38	9.47	60.50	34.73	61.01	8.42	+ 0.84

Tabla N° 3.7 Cálculo de las actividades en mgRaEq del ¹³⁷Cs, así como su error**Institución: Servicio de Radioterapia, Hospital de Oncología, ISSS.****Sistema con Cámara de Ionización Tipo Pozo HDR 1000 PLUS****Fecha: 04 - 06 – 2002.****Depósito N° 2 (10 mg Ra Eq)**

Fuente	Serie	AKR a 1 m (μGyh^{-1}) S_k Cert.	Fecha de Calibración (fabricante)	mgRaEq	Tiempo transcurrido (Años)	AKR a 1 m (μGyh^{-1}) S_k^* Certif	M_{op} (nC)	AKR μGyh^{-1} S_k Medida	Actividad actual (mgRaEq)	Error (%)
F10	400	75.5	21/Dic/1992	10.42	9.45	60.77	34.66	60.88	8.40	+ 0.18
F9	403	75.5	21/Dic/1992	10.42	9.45	60.77	34.46	60.52	8.35	- 0.40
F8	405	75.4	21/Dic/1992	10.41	9.45	60.69	35.45	59.70	8.24	-1.63
F7	406	75.4	21/Dic/1992	10.41	9.45	60.69	34.34	60.29	8.32	- 0.65
F6	408	75.4	21/Dic/1992	10.41	9.45	60.69	34.64	60.85	8.40	+ 0.26

Tabla N° 3.8 Cálculo de las actividades en mgRaEq del ¹³⁷Cs, así como su error

Institución: Servicio de Radioterapia, Hospital de Oncología, ISSS.

Sistema con Cámara de Ionización Tipo Pozo HDR 1000 PLUS

Fecha: 10 - 06 – 2002.

Depósito N° 3 (15 mg Ra Eq)

Fuente	Serie	AKR a 1 m (μGyh^{-1}) S_k Cert.	Fecha de Calibración (fabricante)	mgRaEq	Tiempo trancurrido (Años)	AKR a 1 m (μGyh^{-1}) S_k^* Certif	M_{op} (nC)	AKR μGyh^{-1} S_k Medida	Actividad actual (mgRaEq)	Error (%)
F14	455	118.0	04/Feb/1993	16.28	9.34	95.22	53.38	95.04	13.11	- 0.19
F13	631	118.0	01/Jun/1992	16.28	10.02	93.74	52.57	93.52	12.91	- 0.23
F12	684	117.0	12/Jun/1992	16.15	9.99	93.01	51.98	92.45	12.76	- 0.60
F11	608	117.0	21/May/1992	16.15	10.05	92.88	52.37	93.16	12.86	+ 0.30

Tabla N° 3.9 Cálculo de las actividades en mgRaEq del ¹³⁷Cs, así como su error

Institución: Servicio de Radioterapia, Hospital de Oncología, ISSS.

Sistema con Cámara de Ionización Tipo Pozo HDR 1000 PLUS

Fecha: 10 - 06 – 2002.

Depósito N° 4 (15 mg Ra Eq)

Fuente	Serie	AKR a 1 m (μGyh^{-1}) S_k Cert.	Fecha de Calibración (fabricante)	mgRaEq	Tiempo trancurrido (Años)	AKR a 1 m (μGyh^{-1}) S_k^* Certif	M_{op} (nC)	AKR μGyh^{-1} S_k Medida	Actividad actual (mgRaEq)	Error (%)
F18	487	117.0	16/Feb/1993	16.15	9.31	94.47	51.84	92.20	12.72	- 2.40
F17	485	117.0	16/Feb/1993	16.15	9.31	94.47	52.29	93.02	12.84	- 1.53
F16	482	117.0	16/Feb/1993	16,15	9.31	94.47	52.45	93.34	12.88	- 1.20
F15	453	117.0	04/Feb/1993	16.15	9.34	94.41	53.10	94.52	13.04	+ 0.12

Tabla N° 3.10 Cálculo de las actividades en mgRaEq del ¹³⁷Cs, así como su error

Institución: Servicio de Radioterapia, Hospital de Oncología, ISSS.

Sistema con Cámara de Ionización Tipo Pozo HDR 1000 PLUS

Fecha: 11 - 06 – 2002.

Depósito N° 5 (20 mg Ra Eq)

Fuente	Serie	AKR a 1 m (μGyh^{-1}) S_k Cert.	Fecha de Calibración (fabricante)	mgRaEq	Tiempo trancurrido (Años)	AKR a 1 m (μGyh^{-1}) S_k^* Certif	M_{op} (nC)	AKR μGyh^{-1} S_k Medida	Actividad actual (mgRaEq)	Error (%)
F22	240	154.0	19/Ago/1992	21.25	9.81	122.93	68.32	122.31	16.88	- 0.50
F21	237	154.0	19/Ago/1992	21.25	9.81	122.93	68.07	121.86	16.82	- 0.87
F20	236	154.0	19/Ago/1992	21.25	9.81	122.93	68.45	122.55	16.91	- 0.31
F19	235	154.0	19/Ago/1992	21.25	9.81	122.93	68.04	121.80	16.81	- 0.92

Tabla N° 3.11 Cálculo de las actividades en mgRaEq el ¹³⁷Cs, así como su error.

Institución: Servicio de Radioterapia, Hospital de Oncología, ISSS.

Sistema con Cámara de Ionización Tipo Pozo HDR 1000 PLUS

Fecha: 11 - 06 - 2002.

Depósito N° 6 (25 mg Ra Eq)

Fuente	Serie	AKR a 1 m (μGyh^{-1}) S_k Cert.	Fecha de Calibración (fabricante)	mgRaEq	Tiempo transcurrido (Años)	AKR a 1 m (μGyh^{-1}) S_k^* Certif	M_{op} (nC)	AKR μGyh^{-1} S_k Medida	Actividad actual (mgRaEq)	Error (%)
F24	108	207.0	13/May/1992	28.57	10.08	164.22	91.51	161.21	22.25	- 1.83
F23	999	206.0	13/May/1992	28.43	10.08	163.42	92.96	164.56	22.71	+ 0.70

Análisis: *Los porcentajes de error encontrado en la actividad específica en mgRaEq de cada una de las fuentes ¹³⁷Cs, están dentro del rango establecido en el Protocolo de Garantía de Calidad IAEA – TECDOC – 1151 ya que propone una tolerancia $\pm 5\%$ utilizando el sistema dosimétrico cámara de pozo HDR 1000 PLUS – electrómetro CDX – 2000 A*

3.3 CALIBRACION DEL SISTEMA DOSIMETRICO CAMARA DE IONIZACION TIPO DEDAL PTW 30004 – ELECTROMETRO PTW – UNIDOS.

3.3.1 Equipamiento dosimétrico

- ✓ **Cámara de ionización tipo dedal**

Marca: PTW – Freiburg (C/A1 Tipo Farmer)

Modelo: W 30004 - 0064

Serie: AU9705035

- ✓ **Electrómetro**

Modelo: PTW - UNIDOS

Serie: 20232

3.3.2 Descripción de la fuente

Radionucleido= Estroncio - 90

Intensidad de Kerma en aire certificada por el fabricante= 288 mGy m² h⁻¹

Factor de calibración= $N_C = 4.665 \times 10^7 \text{ Gy/C}$ (dado a $P_0=101.3 \text{ kPa}$ y $T_0= 20 \text{ °C}$)

3.3.3 Instrumentos auxiliares

Barómetro: AIR – HB – 1A

Serie: 7F4D11

Termómetro: (0 – 40) °C

Serie: 119

3.3.4 Prueba N° 1 Chequeo De Constancia

Las medidas se realizaron en el mecanismo de chequeo con la fuente de ^{90}Sr el día 04 de Junio del 2002. Utilizando los siguientes parámetros:

Modo de medición del electrómetro: $\int Doseratedt$

Rango de medida: LOW (640mGy/min)

Voltaje de polarización del electrómetro: - 400 Volts

Tiempo de integración: 60 seg

Lectura de referencia (D_{ref}): 44049mGy

Fecha de ejecución de D_{ref} Septiembre 04 de 1997

Los resultados obtenidos se muestran en la tabla N° 312

Tabla N° 3.12. Lectura de dosis para verificar la constancia de la repuesta del sistema cámara de ionización tipo dedal– electrómetro PTW - UNIDOS

N°	T (°C)	P (Kpa)	Dosis (mGy)
1	20.9	93.71	36.36
2	20.9	93.71	36.70
3	20.9	93.71	36.68
4	20.9	93.71	36.68
Promedio	20.9	93.71	36.68

El valor promedio de la temperatura en el interior del contenedor de la fuente de ^{90}Sr fue de 20.9°C y el valor de la presión atmosférica de 93.71Kpa . El factor de corrección por presión y temperatura (K_{TP}) está dado por:

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

Siendo P_0 y T_0 donde P_0 y T_0 la presión y temperatura de referencia, cuyos valores son 101.3Kpa y 20°C respectivamente.

$$K_{TP} = \frac{101.3}{93.71} \left(\frac{273.15 + 20.9}{273.15 + 20} \right) = 1.084$$

La lectura promedio de la dosis (\overline{D}) fue de (36.68mGy) corregida por presión y temperatura se calculó con la expresión:

$$D_{TP} = (\overline{D}) * K_{TP} = (36.68\text{mGy})(1.084) = 39.76\text{mGy}$$

Se calculó el valor de la dosis aplicando la ecuación del decaimiento (8)

$$D = D_0 e^{\left(-\frac{0.693 \times t}{T_{\frac{1}{2}}} \right)} = 39.91\text{mGy}$$

Donde: t es el tiempo transcurrido desde la fecha reportada en el certificado de calibración de la cámara de ionización tipo dedal (septiembre 04 del 2002)

$T_{\frac{1}{2}}$ es la vida media del ^{90}Sr y es de 28.7años .

Se calculó el porcentaje de error de D_{TP} con respecto al valor calculado por decaimiento (D)

$$Error(\%) = \left| \frac{D_{TP} - D}{D} \right| \times 100\% = 0.37\%$$

Análisis: El porcentaje de error del valor experimental respecto al valor calculado por decaimiento es mucho menor a la tolerancia del 2% especificada en el Protocolo de Garantía de Calidad IAEA – TECDOC – 1151. Esto significa que las lecturas realizadas con la cámara de ionización tipo dedal 30004 – poseen una excelente constancia.

Se calculo el valor de exposición con la ecuación (40)

$$E = RN_C N_e K_{TP}$$

Donde: R es el valor promedio de la carga colectada

$$R = 786.0 pC$$

N_C es el factor de calibración de la cámara.

$$N_C = 4.665 \times 10^7 Gy / C$$

N_e es el factor de calibración del electrómetro.

K_{TP} es el factor de corrección por presión y temperatura.

$$K_{TP} = 1.084$$

$$E = RN_C N_e K_{TP} = 39.75 mGy$$

Se calculó el valor de exposición por decaimiento, obteniéndose un valor de: 39.91mGy

Se calculó el porcentaje de error del valor medido experimentalmente (E_{TP}) y el valor calculado por decaimiento (E_D)

$$Error(\%) = \left| \frac{E_{TP} - E_D}{E_D} \right| \times 100\% = 0.40\%$$

3.3.5 Prueba N° 2 Linealidad de la Respuesta.

Las medidas se realizaron con la cámara de ionización dentro del mecanismo de chequeo 48002 el cual contiene la fuente de ^{90}Sr , el día 04 de Junio del 2002. Utilizando los siguientes parámetros:

Modo de medición del electrómetro: CHARGE

Rango de medida: HIGH

Se realizaron 3 lecturas para cada tiempo de integración programado en el temporizador del electrómetro. Los resultados se muestran en la tabla N° 3.13.

Tabla N° 3.13 Linealidad de la respuesta.

N°	T(seg)	Lec.1(pC)	Lec.2(pC)	Lec. Prom. (pC)
1	30	392.00	392.00	392.00
2	60	785.00	785.50	785.25
3	90	1176.00	1177.00	1176.50
4	120	1569.00	1568.00	1568.50
5	150	1961.00	1961.00	1961.00
6	180	2354.00	2354.00	2354.00

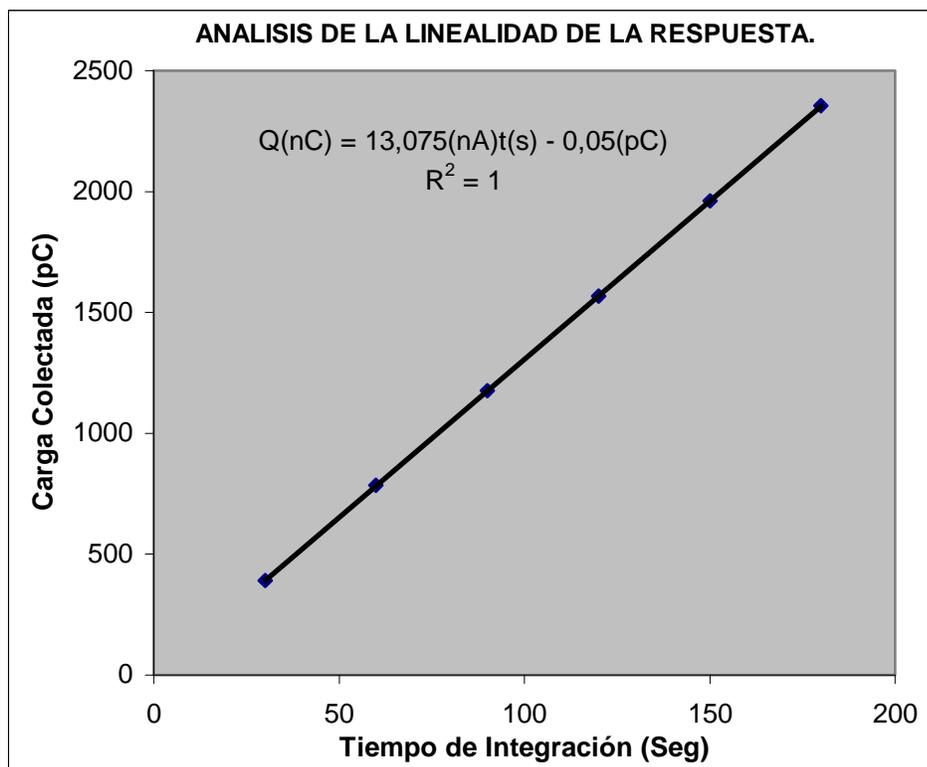


Fig. N° 3.2 Comportamiento lineal de la respuesta del sistema dosimétrico cámara tipo dedal – electrómetro PTW – UNIDOS.

Análisis: La gráfica carga colectada versus tiempo de integración establece que el sistema dosimétrico cámara de ionización tipo dedal PTW 30004 y el electrómetro PTW – UNIDOS poseen una linealidad muy buena en las lecturas. Se puede observar que cuando $t=0.0$ seg, $Q = 0.05$ pC que es exactamente la carga de fuga del sistema de medición.

3.3.6 Prueba N°3 Dependencia Geométrica.

Las medidas se realizaron con la cámara de ionización utilizando la fuente patrón de ¹³⁷Cs introducida en un catéter, utilizando el método de la distancia variable dentro del rango de (10 – 40) cm, el día 04 de Junio del 2002. Utilizando los siguientes parámetros:

Modo de medición del electrómetro: CHARGE

Rango de medida: HIGH

Los resultados obtenidos se muestran en la tabla N° 3.14

Tabla N° 3.14 Distancia fuente - cámara.

Distancia Fuente - Cámara (cm)	M₀₁ (pC)	M₀₂(pC)	M₀₃ (pC)	M_{pro} (pC)
7	136.50	136.80	136.90	136.73
10	67.36	67.36	67.40	67.37
13	35.83	35.94	35.94	35.90
15	26.98	26.86	26.87	26.90
17	20.82	20.83	20.87	20.84
20	15.08	15.00	15.06	15.05
23	11.10	11.13	11.02	11.08
25	9.10	9.11	9.10	9.10

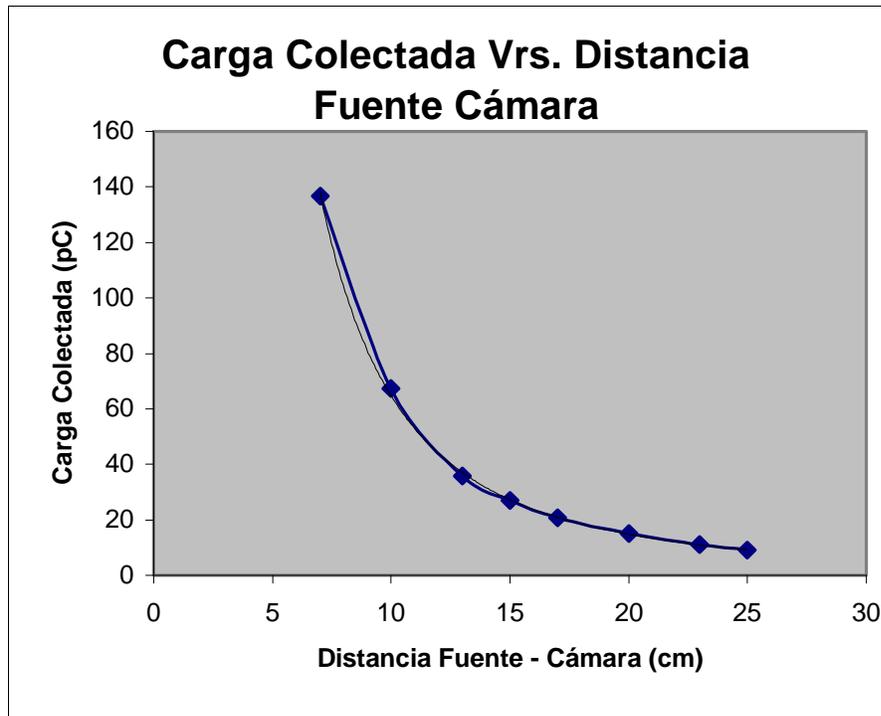


Fig. N° 3.3 Carga colectada vrs distancia fuente – cámara.

Análisis: De la gráfica se observó que la carga colectada es inversamente proporcional a la distancia fuente – cámara, es decir, que se verifica la ley del inverso del cuadrado.

Se realizaron medidas de la carga para diferentes tiempos de integración utilizando una distancia fuente – cámara de 10 cms. Los resultados obtenidos se muestran en la tabla N° 3.15.

Tabla N° 3.15 Distancia de 10 cm Fuente Cámara.

T(Seg)	M ₁ (pC)	M ₂ (pC)	M ₃ (pC)	M _{pro} (pC)
60	13.62	13.62	13.66	13.63
120	27.10	27.16	27.14	27.14
180	40.89	40.82	40.85	40.85
240	54.29	54.33	54.32	54.32
300	67.95	67.93	67.92	67.92
360	81.29	81.37	81.35	81.35

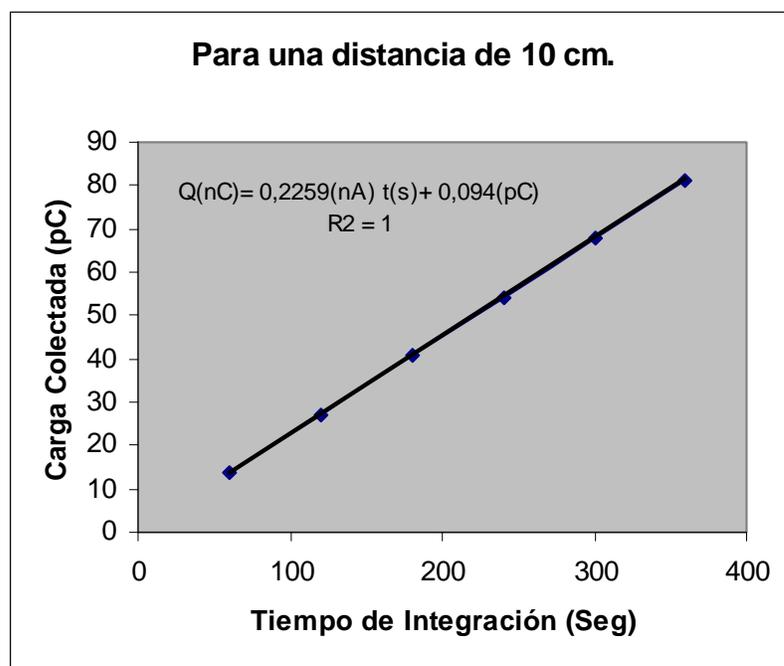


Fig.N° 3.4 Comportamiento de la carga en función de la distancia para 10 cm desde la fuente a la cámara

Análisis: De la gráfica carga colectada versus tiempo de integración se observó que para una distancia de 10 cms se colectó mayor carga de integración, es decir, entre menor sea la distancia mayor será la carga que se colecte.

Se realizaron medidas de la carga para diferentes tiempos de integración utilizando una distancia fuente – cámara de 15 cms. Los resultados obtenidos se muestran en la tabla N° 3.16.

Tabla N° 3.16 Distancia de 15 cm Fuente – Cámara.

T (Seg)	M ₁ (pC)	M ₂ (pC)	M ₃ (pC)	M _{pro} (pC)
60	6.03	6.03	5.99	6.02
120	12.03	12.04	12.07	12.05
180	18.02	18.07	18.03	18.04
240	24.05	24.03	23.96	24.01
300	30.75	30.19	30.09	30.34
360	35.92	35.89	35.87	35.89

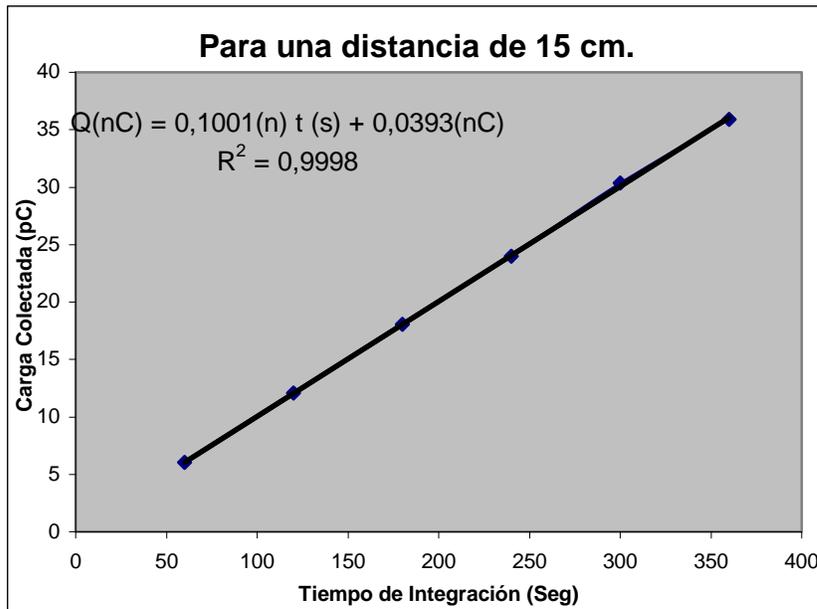


Fig. 4.4. Comportamiento de la carga en función de la distancia de 15 cm desde la fuente a la cámara

Análisis: De la gráfica carga colectada vrs tiempo de integración se observó que para una distancia de 15 cm se colectó muy poca carga, debido a que las fuentes decaen con el tiempo, entre mayor sea la distancia menor será la carga colectada.

3.4 DETERMINACION DE LA ACTIVIDAD ESPECIFICA DE LAS 24 FUENTES DE ¹³⁷Cs UTILIZANDO EL SISTEMA DOSIMETRICO CAMARA DE IONIZACION TIPO DEDAL PTW 30004 – ELECTROMETRO PTW – UNIDOS

Se verificó que la disposición de las fuentes correspondiera al inventario de la unidad de dosimetría del departamento de Radioterapia del Hospital de Oncología, del I.S.S.S.

La determinación de la actividad se realizó utilizando una distancia fuente – cámara de 10 cm. Las mediciones se realizaron los días: 01, 02, 08 / 07 / 2002. Las condiciones atmosféricas fueron de:

Presión: 93.71Kpa y Temperatura: 24.8° C

Utilizando los siguientes parámetros:

Modo de medición del electrómetro CHARGE

Distancia fuente – cámara 10 cm

Las mediciones se realizaron con un tiempo de integración de carga de 10 min (600seg). Se realizaron 2 medidas de la carga (M_O) para cada una de las fuentes y se tomó el promedio (M_{OP}) (Ver anexo II). Los resultados obtenidos se muestran en las tablas: N°(3.17 – 3.22).

Las lecturas del sistema de medición fueron corregidas por el efecto de corrección por gradiente (P_{grad}). Los valores de P_{grad} se tomaron de la tabla N° 2.2. que para 10 cm tiene un valor de 1.006

Se determinó la Tasa de Kerma en Aire a la distancia fuente cámara de 10 cm debida sólo a radiación primaria (directa) de la fuente con la ecuación (41)

$$K_{p(d)} = K_{(d)} - K_s$$

Donde:

$K_{(d)}$ es la tasa de Kerma en Aire medida a la distancia fuente-cámara de 10 cm

K_s es la contribución de la radiación dispersada a la tasa de Kerma

La intensidad de las fuentes se obtuvo con la ecuación (42)

$$S_k = K_{p(d)} d^2 = [K_{(d)} - K_s] d^2$$

El valor experimental de $K_{(d)}$ se obtuvo con la ecuación (44)

$$K_{(d)} = (M_o - M_L) K_{TP} N_K P_{grad}$$

Donde:

M_o es el promedio de la carga colectada de cada una de las fuentes

M_L es la corriente de fuga del sistema cámara electrómetro

$$M_L = 1.45857 \times 10^{-15} \text{ A}$$

N_K es el factor de calibración de la cámara tipo dedal

$$N_K = 4.665 \times 10^7 \text{ Gy/C}$$

P_{grad} es el factor de corrección por gradiente

$$P_{grad} = 1.006$$

K_{PT} es el factor de corrección por presión y temperatura

Los resultados se muestran en las tablas (3.17 – 3.22)

Tabla N° 3.17 Cálculo de las actividades en mgRaEq del ¹³⁷Cs, así como su error

Institución: Servicio de Radioterapia, Hospital de Oncología, ISSS.

Sistema con Cámara de Ionización Tipo Dedal PTW – 30004

Fecha: 01 - 07 – 2002.

Depósito N° 1 (10 mg Ra Eq)

Fuente	Serie	AKR a 1 m ($\mu\text{Gy h}^{-1}$) S_K Certif.	Fecha de calibración (fabricante)	mgRaEq	Tiempo trancurrido (Años)	AKR a 1 m ($\mu\text{Gy h}^{-1}$) S_K^* Certif.	Mop (C) E – 11	K_d cGyh^{-1}	AKR (μGyh^{-1}) S_K ($K_d - K_s$)d ²	Actividad actual (mgRaEq)	Error (%)
F5	409	76.2	21/Dic/1992	10.52	9.44	61.35	2.71	0.8106	64.06	8.84	4.42
F4	395	76.1	14/Dic/1992	10.50	9.46	61.24	2.71	0.8128	64.28	8.87	4.96
F3	393	76.4	14/Dic/1992	10.54	9.46	61.48	2.58	0.7707	60.07	8.29	-2.29
F2	384	75.9	14/Dic/1992	10.47	9.46	61.08	2.52	0.7518	58.18	8.03	-4.74
F1	383	75.2	14/Dic/1992	10.38	9.46	60.51	2.50	0.7459	57.59	7.95	-4.82

Tabla N° 3.18 Cálculo de las actividades en mgRaEq del ¹³⁷Cs, así como su error

Institución: Servicio de Radioterapia, Hospital de Oncología, ISSS.

Sistema con Cámara de Ionización Tipo Dedal PTW – 30004

Fecha: 01 - 07 – 2002.

Depósito N° 2 (10 mg Ra Eq)

Fuente	Serie	AKR a 1 m (μGyh^{-1}) S_k Cert.	Fecha de Calibración (fabricante)	mgRaEq	Tiempo trancurrido (Años)	AKR a 1 m (μGyh^{-1}) S_k^* Certif	Mop (C) E – 11	K_d cGyh^{-1}	AKR (μGyh^{-1}) S_k ($K_d - K_s$) d^2	Actividad actual (mgRaEq)	Error (%)
F10	400	75.5	21/Dic/1992	10.42	9.44	60.78	2.69	0.8041	63.41	8.75	4.33
F9	403	75.5	21/Dic/1992	10.42	9.44	60.78	2.69	0.8054	63.64	8.78	4.53
F8	405	75.4	21/Dic/1992	10.41	9.44	60.70	2.69	0.8041	63.41	8.75	4.47
F7	406	75.4	21/Dic/1992	10.41	9.44	60.70	2.69	0.8044	63.44	8.75	4.52
F6	408	75.4	21/Dic/1992	10.41	9.44	60.70	2.67	0.7985	62.85	8.67	3.55

Tabla N ° 3.19 Cálculo de las actividades en mgRaEq del ¹³⁷Cs, así como su error

Institución: Servicio de Radioterapia, Hospital de Oncología, ISSS.

Sistema con Cámara de Ionización Tipo Dedal PTW – 30004

Fecha: 02 - 07 – 2002.

Depósito N° 3 (15 mg Ra Eq)

Fuente	Serie	AKR a 1 m (μGyh^{-1}) S_k Cert.	Fecha de Calibración (fabricante)	mgRaEq	Tiempo trancurrido (Años)	AKR a 1 m (μGyh^{-1}) S_k^* Certif	Mop (C) E – 11	K_d cGyh^{-1}	AKR (μGyh^{-1}) S_k ($K_d - K_s$) d^2	Actividad actual (mgRaEq)	Error (%)
F14	455	118.0	04/Feb/1993	16.28	9.40	95.08	4.22	1.2801	99.01	13.66	4.13
F13	631	118.0	01/Jun/1992	16.28	10.08	93.61	3.97	1.2027	91.27	12.60	-2.50
F12	684	117.0	12/Jun/1992	16.15	10.05	92.88	4.09	1.2389	94.89	12.09	2.16
F11	608	117.0	21/May/1992	16.15	10.12	92.73	4.17	1.2627	97.27	13.42	4.90

Tabla N° 3.20 Cálculo de las actividades en mgRaEq del ¹³⁷Cs, así como su error

Institución: Servicio de Radioterapia, Hospital de Oncología, ISSS.

Sistema con Cámara de Ionización Tipo Dedal PTW – 30004

Fecha: 02 - 07 – 2002.

Depósito N° 4 (15 mg Ra Eq)

Fuente	Serie	AKR a 1 m (μGyh^{-1}) S_k Cert.	Fecha de Calibración (fabricante)	mgRaEq	Tiempo transcurrido (Años)	AKR a 1 m (μGyh^{-1}) S_k^* Certif	Mop (C) E – 11	K_d cGyh^{-1}	AKR ((μGyh^{-1})) S_k ($K_d - K_s$) d^2	Actividad actual (mgRaEq)	Error (%)
F18	487	117.0	16/Feb/1993	16.15	9.37	94.34	4.12	1.2463	95.63	13.20	1.37
F17	485	117.0	16/Feb/1993	16.15	9.37	94.34	4.18	1.2658	97.58	13.47	3.44
F16	482	117.0	16/Feb/1993	16,15	9.37	94.34	4.14	1.2553	96.53	13.32	2.32
F15	453	117.0	04/Feb/1993	16.15	9.40	94.28	4.02	1.2175	92.75	12.80	-1.62

Tabla N° 3.21 Cálculo de las actividades en mgRaEq del ¹³⁷Cs, así como su error

Institución: Servicio de Radioterapia, Hospital de Oncología, ISSS.

Sistema con Cámara de Ionización Tipo Dedal PTW – 30004

Fecha: 08 - 07 – 2002.

Depósito N° 5 (20 mg Ra Eq)

Fuente	Serie	AKR a 1 m (μGyh^{-1}) S_k Cert.	Fecha de Calibración (fabricante)	mgRaEq	Tiempo transcurrido (Años)	AKR a 1 m (μGyh^{-1}) S_k^* Certif	Mop (C) E – 11	K_d cGyh^{-1}	AKR (μGyh^{-1}) S_k ($K_d - K_s$) d^2	Actividad actual (mgRaEq)	Error (%)
F22	240	154.0	19/Ago/1992	21.25	9.88	122.73	5.41	1.6461	126.61	17.47	3.17
F21	237	154.0	19/Ago/1992	21.25	9.88	122.73	5.34	1.6263	164.63	22.72	1.55
F20	236	154.0	19/Ago/1992	21.25	9.88	122.73	5.24	1.5935	121.35	16.75	-1.12
F19	235	154.0	19/Ago/1992	21.25	9.88	122.73	5.22	1.5873	120.73	16.67	-1.63

Tabla N° 3.22 Cálculo de las actividades en mgRaEq el ¹³⁷Cs, así como su error.

Institución: Servicio de Radioterapia, Hospital de Oncología, ISSS.

Sistema con Cámara de Ionización Tipo Dedal PTW – 30004

Fecha: 08 - 07 – 2002.

Depósito N° 6 (25 mg Ra Eq)

Fuente	Serie	AKR a 1 m (μGyh^{-1}) S_k Cert.	Fecha de Calibración (fabricante)	mgRaEq	Tiempo transcurrido (Años)	AKR a 1 m (μGyh^{-1}) S_k^* Certif	Mop (C) E - 11	K_d cGh^{-1}	AKR (μGyh^{-1}) S_k ($K_d - K_s$) d^2	Actividad actual (mgRaEq)	Error (%)
F24	108	207.0	13/May/1992	28.57	10.15	163.95	6.70	2.0475	159.75	22.04	-2.56
F23	999	206.0	13/May/1992	28.43	10.15	163.16	6.79	2.0738	162.38	22.41	-0.48

Análisis: Los porcentajes de error encontrado en la actividad específica en mgRaEq de cada una de las fuentes ¹³⁷Cs, están dentro del rango establecido en el Protocolo de Garantía de Calidad IAEA – TECDOC – 1151 ya que propone una tolerancia $\pm 5\%$ utilizando el sistema dosimétrico cámara de ionización tipo dedal PTW - 30004 – electrómetro PTW - UNIDOS

A continuación se muestran los porcentajes de error de la actividad de las fuentes de ^{137}Cs para la cámara de pozo HDR 1000 PLUS

Tabla N° 3.23 Distribución porcentual del error de la actividad de las fuentes de ^{137}Cs

Presentación mgRaEq	Cantidad	Σ % Error	X % Error	σ	$X \pm \sigma$
10	10	11.24	1.12	0.21	1.12 ± 0.21
15	08	6.57	0.82	0.24	0.82 ± 0.24
20	04	2.60	0.65	0.12	0.65 ± 0.12
25	02	2.53	1.26	0.40	1.26 ± 0.40

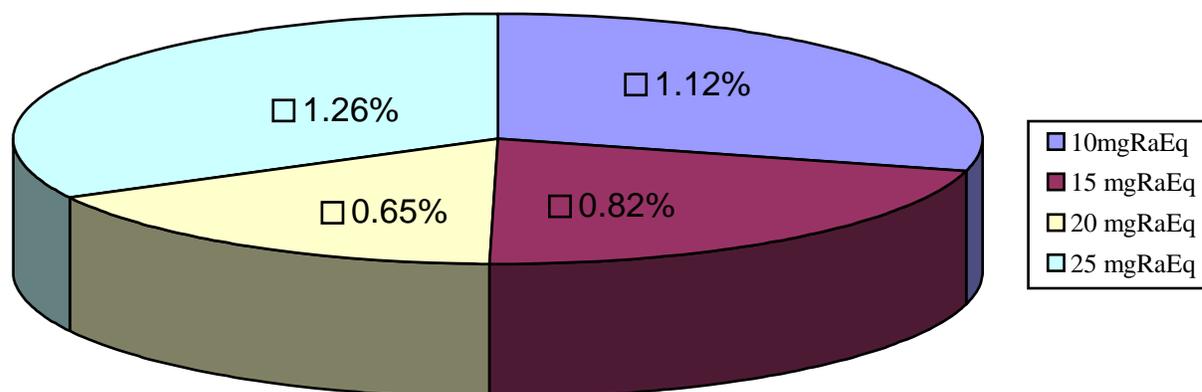


Fig. N° 3.6 Distribución porcentual del error de la actividad de las fuentes de ^{137}Cs . cámara de pozo

A continuación se muestran los porcentajes de error de la actividad de las fuentes de ^{137}Cs para la cámara dedeal PTW 30004

Tabla N° 3.24 Distribución porcentual del error de la actividad de las fuentes de ^{137}Cs

Presentación mgRaEq	Cantidad	Σ % Error	X % Error	σ	$\bar{X} \pm \sigma$
10	10	42.65	4.26	0.15	4.26 ± 0.15
15	08	22.40	2.80	0.36	2.80 ± 0.36
20	04	7.48	1.87	0.33	1.87 ± 0.33
25	02	3.04	1.52	0.73	1.52 ± 0.73

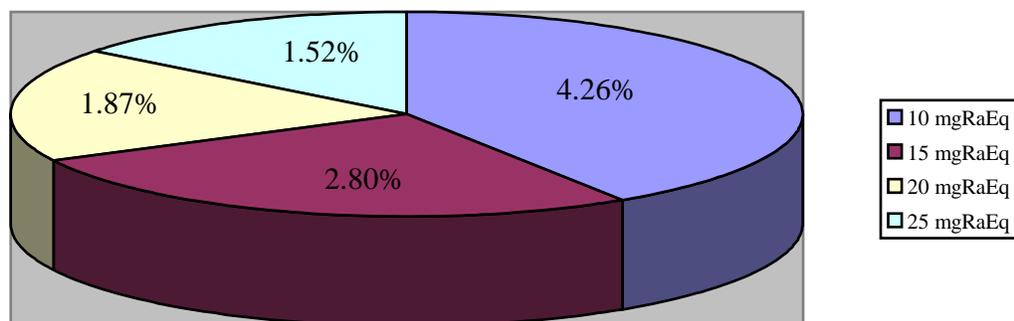


Fig. N° 3.7 Distribución porcentual del error de la actividad de las fuentes de ^{137}Cs . cámara dedeal

CAPITULOIV :CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

CONCLUSIONES

- Según el valor obtenido del coeficiente de variación (Cv) fue de 0.029 % en el modo de medición carga, se concluye que el sistema dosimétrico cámara de ionización tipo pozo HDR 1000 PLUS - electrómetro CDX - 2000 A es bastante preciso, ya que el valor obtenido es menor a la tolerancia del 2% especificada en el Protocolo de Garantía de Calidad IAEA – TECDOC – 1151.
- Según el valor obtenido del coeficiente de variación (Cv) fue de 0.0044 % en el modo de medición corriente se concluye que es bastante preciso, ya que el valor obtenido es menor a la tolerancia del 2 % especificada en el Protocolo de Garantía de Calidad IAEA – TECDOC – 1151.
- **La linealidad del sistema se refleja en el valor obtenido del coeficiente de regresión lineal que fue de 1.00, el cual indica un grado óptimo de aceptación por lo tanto la no-linealidad es cero.**
- La coherencia de medición entre los modos carga y corriente fue de 0.033% que es aceptable, menor del 1% propuesto por el Protocolo de Garantía de Calidad IAEA – TECDOC 1151, por lo tanto, resulta equivalente utilizar cualquiera de los dos modos de medición.
- El valor obtenido de las pérdidas por recombinación de carga fue de 1.00 es menor que el valor (1.00015) establecido en el Protocolo de Garantía de Calidad IAEA –TECDOC – 1151 por lo que se puede concluir que las pérdidas por recombinación de carga son insignificantes y se puede utilizar cualquiera de los dos voltajes de polarización (+50% ó +100%)

- Los porcentajes de error obtenidos en la actividad específica en mgRaEq en cada una de las fuentes ^{137}Cs , están dentro del rango establecido en el Protocolo de Garantía de Calidad IAEA – TECDOC 1151, ya que propone una tolerancia de $\pm 5\%$ utilizando el sistema dosimétrico cámara de ionización tipo pozo HDR 1000 PLUS – electrómetro CDX – 2000 A
- **El porcentaje de error del valor experimental respecto al valor calculado por decaimiento es menor a la tolerancia del 2% especificada en el Protocolo de Garantía de Calidad IAEA – TECDOC – 1151. Esto significa que las lecturas realizadas con la cámara de ionización tipo dedal PTW 30004 poseen una excelente constancia.**
- La gráfica carga colectada versus tiempo de integración establece que el sistema dosimétrico cámara de ionización tipo dedal PTW 30004 - electrómetro PTW – UNIDOS poseen una excelente linealidad en las lecturas. Se puede observar que cuando $t = 0.0$ seg, $Q = 0.05$ pC que es exactamente la carga de fuga del sistema de medición.
- De la fig (3.3) se concluye que la carga colectada es inversamente proporcional a la distancia fuente – cámara, es decir, que se verifica la ley del inverso del cuadrado
- De la fig (3.4) carga colectada versus tiempo de integración se concluye que para una distancia de 10 cms se colectó mayor carga de integración, es decir, entre menor sea la distancia mayor será la carga colectada
- De la fig (3.5) carga colectada versus tiempo de integración se concluye que para una distancia de 15 cms se colectó muy poca carga debido a que las fuentes decaen con el tiempo, entre mayor sea la distancia menor será la carga colectada.

- Analizando los errores de la actividad de las fuentes utilizando la cámara de pozo se encontró que están en el rango de $\bar{X} \pm \sigma$ ($\varepsilon = 0.95 \pm 0.24$), éstos valores están comprendidos dentro de los límites de aceptación

- Los porcentajes de error obtenidos en la actividad específica en mgRaEq en cada una de las fuentes ^{137}Cs , están dentro del rango establecido en el Protocolo de Garantía de Calidad IAEA – TECDOC 1151, ya que propone una tolerancia de $\pm 5\%$ utilizando el sistema dosimétrico cámara de ionización tipo dedal PTW- 30004 – electrómetro PTW – UNIDOS

- Analizando los errores de la actividad de las fuentes utilizando la cámara dedal se encontró que están en el rango de $\bar{X} \pm \sigma$ ($\varepsilon = 0.43 \pm 0.06$), éstos valores están comprendidos dentro de los límites de aceptación

- Los sistemas dosimétricos cámara de ionización tipo pozo HDR 1000 PLUS – electrómetro CDX 2000 A y cámara de ionización tipo dedal PTW 30004 – electrómetro PTW UNIDOS se pueden utilizar para determinar la actividad de las fuentes de ^{137}Cs

RECOMENDACIONES

- Las fuentes empleadas en Braquiterapia deben de mantenerse siempre calibradas
- Las instituciones que prestan un servicio en el área de Braquiterapia deben verificar que el valor de la calibración de las fuentes dada por el fabricante sea correcta.
- La calibración de la cámara de pozo debe ser realizada cada 2 años como mínimo. La calibración debe ser trazable a un LSCD certificado al efecto.
- Para garantizar la trazabilidad de la calibración de la cámara de ionización tipo pozo se deben utilizar dos procedimientos: calibración directa en el LSCD y la calibración por el usuario.
- En el momento de las calibraciones se debe contar con un área libre de material radiactivo, para que de esta manera no se perjudique la lectura por culpa de fuentes radiactivas parásitas.
- La calibración de las fuentes utilizando con cámara de ionización tipo dedal sólo es factible para fuentes de alta tasa dosis.
- Para reducir el aporte de la radiación dispersada en paredes y pisos se recomienda que las fuentes y cámara se han colocadas a una distancia no menor de 1 metro.
- Para calibrar la cámara de ionización tipo dedal se recomienda emplear el método de la distancia variable.

- Las fuentes que se emplean en aplicadores metálicos deben calibrarse dentro del aplicadores, con vistas a evitar una corrección adicional debido a la atenuación de la pared del aplicador.
- La calibración de cámaras de pozo y dedal deben realizarse cada vez que se realicen las calibraciones de las fuentes de uso clínico.
- Al momento de realizar las mediciones que se cuente con accesorios de protección radiológica. Tales como: dosímetros para poder saber la cantidad de dosis absorbida que recibe el personal en cada medición.

RESUMEN.

En este trabajo de investigación se determinó la actividad específica en mgRaEq de 24 fuentes de ^{137}Cs , utilizando dos sistemas dosimétricos: la cámara tipo pozo HDR 1000 PLUS – electrómetro CDX 2000 A y la cámara dedal – electrómetro PTW UNIDOS, los cuales fueron previamente calibrados.

La calibración de la cámara de pozo se hizo usando una fuente patrón de ^{137}Cs de actividad 3.70 GBq y un inserto PN70020. La calibración consistió en la verificación del control de la precisión, factor de escala – linealidad del sistema y eficiencia de colección de carga. La precisión del calibrador obtenida en los dos modos de medición CHARGE y RATE fueron de 0.029% y 0.0044% respectivamente, la linealidad del sistema se refleja en un coeficiente de correlación de 1.00 y la no - linealidad fue de 0.00%, las pérdidas por recombinación de carga fueron de 1.0. Posteriormente se determinó la actividad de las 24 fuentes, las cuales están distribuidas en sus respectivos contenedores de la siguiente manera: 10 fuentes de 10 mgRaEq, 8 de 15 mgRaEq, 4 de 20 mgRaEq y 2 de 25 mgRaEq. El mayor porcentaje de error (%) se encuentra en las fuentes de 25 mgRaEq que fue de 1.265, seguidas en forma descendente por las de 10 fue de 1.124, las de 15 que fue de 0.821 y las de 20 mgRaEq fue de 0.650.

La calibración de la cámara dedal se hizo utilizando el mecanismo de chequeo el cual contiene la fuente de ^{90}Sr de actividad 33.3 MBq. Las pruebas que se verificaron fueron: chequeo de constancia linealidad de la respuesta y la dependencia geométrica y finalmente se determinó la actividad de las fuentes que están ubicadas en los contenedores.

El mayor porcentaje de error (%) se encuentra en las fuentes de 10 mgRaEq que fue de 4.26, seguidas en forma descendente por las de 15 fue de 2.80, las de 20 que fue de 1.87 y las de 25 mgRaEq fue de 1.52.

BIBLIOGRAFIA

- ❖ Acosta, Virgilio, Cowan, Clyde. :Curso de Física Moderna”. Editorial HARLA, S.A. de C.V. México, 1975
- ❖ Aguirre, Francisco y Otros. “Aspectos Físicos de la Garantía de Calidad en Radioterapia: Protocolo de control de calidad.” Acuerdo Regional de Cooperación para la promoción de la Ciencia y la Tecnología Nucleares en América Latina y el Caribe (Dic. 1999).
- ❖ Batres Cordero, César Antonio; Guzmán, Mario Roberto; Romero Guardado, Augusto César (Enero 2000). “Calibración de veinticuatro fuentes de ¹³⁷Cesio para el tratamiento del cáncer cérvico - uterino en Braquiterapia Intracavitaria en el servicio de Radioterapia del hospital de Oncología del Instituto Salvadoreño del Seguro Social”. Tesis para optar al grado de Licenciado en Radiología e Imágenes. Ciudad Universitaria (UES). San Salvador. 1999
- ❖ Bentel Gunila C. Radiation Therapy Planning. Second Edition. International Edition, McGraw – Hill Health Profession Division. New York U.S.A. 1996
- ❖ International Atomic Energy Agency (IAEA). IAEA - TECDOC – 1079 “Calibration of Brachytherapy Sources”. Austria 1999
- ❖ Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA). “Aspectos Físicos de la Garantía de Calidad en Radioterapia:Protocolo de Calidad OIEA -TECDOC –1151”. Junio del 2000
- ❖ Schmelkes, Corina: “Manual para la presentación de Anteproyectos e Informes de Investigación (Tesis). Editorial HARLA, S.A. de C.V., México, 1999.

- ❖ Starkchall, George y Horton, John. Quality Assurance in Radiotherapy Physics
Proceedings of an American College of Medical Physics Symposium. Mayo 1991

- ❖ çalter and Miller. Text book of Radiotherapy Radiation Physics, Therapy and Oncoly.
Churchill Livingstone Edindurgh London Madrid Melbourne New York and Tokio 1993

GLOSARIO

- **ABSORCION:** Proceso donde la energía proveniente de una fuente radiactiva es depositada dentro del tejido
- **ACTIVIDAD:** Es el número de átomos que están desintegrándose por unidad de tiempo, de una muestra de material radiactivo que se producen en un mismo isótopo radiactivo
- **BRAQUITERAPIA:** Tratamiento con fuente de radiación implantada en el paciente o cerca del tejido tumoral
- **BRAQUITERAPIA INTRACAVITARIA:** Es aquella donde las fuentes radiactivas son colocadas cerca o dentro del tumor.
- **CALIBRADOR:** Proceso que determina los factores de rendimiento y otros parámetros de radiación, realizado por el físico radiólogo.
- **CALIBRADOR DE LAS FUENTES DE ¹³⁷CESIO:** Implica establecer cuanto es la cantidad de radiación que emiten las fuentes por minuto, bajo condiciones preestablecidas de calibración.
- **CAMARA DE IONIZACION TIPO POZO:** Es un sistema dosimétrico capaz de medir las fuentes lineales y está constituido por un electrómetro.
- **¹³⁷CESIO:** Isótopo radiactivo que decae por emisión de partículas Beta (β), hasta llegar al estado de isómero de ¹³⁷Bario. Su vida media es de 30.17 años y tiene una energía de emisión de 0.662MeV.
- **CONSTANTE DE DECAIMIENTO:** La actividad de una muestra radiactiva es proporcional al número de isótopos radiactivos contenidos en la misma.
- **CURVA DE ISODOSIS:** Líneas de igual dosis de radiación absorbida.
- **DOSIS ABSORBIDA:** Cantidad de radiación en rad o gray (Gy)

- **DOSIS DE RADIACION:** Cantidad de radiación que se administra o que absorbe un cuerpo
- **GRAY:** Unidad del Sistema Internacional que se refiere a la dosis absorbida
1 Gy – 1 J/kg = 100 rad
- **IRRADIACION:** Es la exposición a cualquier forma de energía radiante
- **ISOTOPO:** Son elementos químicos que tienen el mismo número atómico (Z), pero diferente peso atómico (A)
- **MILIGRAMOS DE RADIO EQUIVALENTE:** Es aquella masa de ²²⁶Ra filtrada por 0.5mm de plomo que produce una tasa de Kerma en aire. Sus unidades son mgRaEq
- **RADIACIONES:** Son cualquier forma de energía, ya sea de carácter electromagnético corpuscular
- **Rad:** Es la dosis absorbida de cualquier radiación nuclear que resulta en la absorción de 0.01 J de energía por kilogramo de material absorbente
- **RADIACION GAMMA:** Tipo de radiación electromagnética carente de carga y de masa; de la misma naturaleza de los rayos x y la luz visible, y de los cuales se distingue sólo por su origen y frecuencia
- **RADIACION IONIZANTE:** Es la emisión de ondas electromagnéticas de alta energía, las cuales en su trayectoria disocian las estructuras atómicas o moleculares en iones
- **RADIOTERAPIA:** Especialidad clínica que utiliza la radiación ionizante, en el tratamiento de pacientes con neoplasias malignas y ocasionalmente benignas
- **RADIOISOTOPO:** Son isótopos que manifiestan una capacidad de emitir radiación, se obtienen por vías artificiales a partir de un elemento generalmente estable

- ***SIMETRIA***: Es una medida de igualdad de lado a lado en el haz de radiación
- ***TASA DE KERMA EN AIRE(AKR)***: Es el producto de la energía liberada en la materia por unidad de tiempo en el punto de calibración en el aire por el cuadrado de la distancia del centro de la fuente. Su unidad es $\mu\text{Gym}^2\text{h}^{-1}$, el cual es denotado por el símbolo U
- ***TELETERAPIA***: Radiación terapéutica usando larga distancia (50-150)cm con fuentes de radiación externa
- ***VIDA MEDIA***: Tiempo que se requiere para la desintegración de la mitad de una muestra de material radiactivo

ANEXO I

Colección de carga de las fuentes de ¹³⁷Cs. Usando cámara de pozo

NUMERO FUENTE	AKR INICIAL	ACTIVIDAD mgRaEq	FECHA CERTIFICA	MEDIDA 01 Mo1 (nC)	MEDIDA 02 Mo2 (nC)	MEDIDA 03 Mo3 (nC)	PROMEDIO Mop (nC)
409.00	76.20	10.52	21 Dec 92	34.72	34.43	34.41	34.42
395.00	76.10	10.50	14 Dec 92	34.41	34.41	34.50	34.41
393.00	76.40	10.54	14 Dec 92	35.54	35.52	35.55	35.54
384.00	75.90	10.47	14 Dec 92	35.71	35.71	35.70	35.71
383.00	75.20	10.38	14 Dec 92	34.73	34.73	34.73	34.73
400.00	75.50	10.42	21 Dec 92	34.65	34.66	34.66	34.66
403.00	75.50	10.42	21 Dec 92	34.47	34.46	34.45	34.46
405.00	75.40	10.41	21 Dec 92	34.47	34.45	34.45	34.45
406.00	75.40	10.41	21 Dec 92	34.35	34.34	34.33	34.34
408.00	75.40	10.41	21 Dec 92	34.64	36.65	34.63	34.64
455.00	118.00	16.28	04-Feb-93	53.38	53.39	53.38	53.38
631.00	118.00	16.28	01-Jun-92	52.58	52.57	52.56	52.57
684.00	117.00	16.15	12-Jun-92	51.98	51.98	51.98	51.98
608.00	117.00	16.15	21-May-92	52.38	52.35	52.37	52.37
487.00	117.00	16.15	16-Feb-93	51.85	51.84	51.82	51.84
485.00	117.00	16.15	16-Feb-93	52.29	52.29	52.28	52.29
482.00	117.00	16.15	16-Feb-93	54.46	52.47	52.44	52.45
453.00	117.00	16.15	04-Feb-93	53.09	53.10	53.10	53.10
240.00	154.00	21.25	19-Aug-92	68.32	68.32	38.30	68.32
237.00	154.00	21.25	19-Aug-92	68.06	68.08	68.06	68.07
236.00	154.00	21.25	19-Aug-92	68.45	68.45	68.43	68.45
235.00	154.00	21.25	19-Aug-92	68.04	68.04	68.04	68.04
108.00	207.00	28.57	13-May-92	91.52	91.51	91.51	91.51
999.00	206.00	28.43	13-May-92	92.94	92.99	92.95	92.96

ANEXO II

Colección de carga de las fuentes de ¹³⁷Cs. Usando cámara dedal

NUMERO FUENTE	AKR INICIA L	ACTIVIDAD mgRaEq	FECHA CERTIFICADA	MEDIDA 01 Mo1 (Pc)	MEDIDA 02 Mo2 (pC)	PROMEDIO Mop (pC)
409.00	76.20	10.52	21 Dec 92	27.16	26.98	27.07
395.00	76.10	10.50	14 Dec 92	27.18	27.10	27.14
393.00	76.40	10.54	14 Dec 92	26.56	25.00	25.78
384.00	75.90	10.47	14 Dec 92	24.90	25.44	25.17
383.00	75.20	10.38	14 Dec 92	25.13	4.83	24.98
400.00	75.50	10.42	21 Dec 92	26.88	26.85	26.86
403.00	75.50	10.42	21 Dec 92	26.81	26.99	26.90
405.00	75.40	10.41	21 Dec 92	26.88	26.85	26.86
406.00	75.40	10.41	21 Dec 92	26.91	26.65	26.87
408.00	75.40	10.41	21 Dec 92	27.07	26.69	26.68
455.00	118.00	16.28	04-Feb-93	42.20	42.29	42.24
631.00	118.00	16.28	01-Jun-92	39.85	39.63	39.74
684.00	117.00	16.15	12-Jun-92	40.94	40.88	40.91
608.00	117.00	16.15	21-May-92	41.99	41.37	41.68
487.00	117.00	16.15	16-Feb-93	41.99	40.31	41.15
485.00	117.00	16.15	16-Feb-93	41.80	41.76	41.78
482.00	117.00	16.15	16-Feb-93	41.50	41.38	41.44
453.00	117.00	16.15	04-Feb-93	41.21	39.23	40.22
240.00	154.00	21.25	19-Aug-92	53.97	51.17	54.07
237.00	154.00	21.25	19-Aug-92	54.20	52.66	53.43
236.00	154.00	21.25	19-Aug-92	53.18	51.56	52.37
235.00	154.00	21.25	19-Aug-92	51.98	52.36	52.17
108.00	207.00	28.57	13-May-92	67.79	66.29	67.04
999.00	206.00	28.43	13-May-92	68.14	67.64	67.89

