

UNIVERSIDAD DE EL SALVADOR
FACULTAD MULTIDISCIPLINARIA ORIENTAL
DEPARTAMENTO DE CIENCIAS NATURALES Y MATEMATICAS



TRABAJO DE GRADUACION

**IMPLEMENTACION DEL PROTOCOLO DE CALIDAD IAEA – TECDOC – 1151 EN
LAS UNIDADES DE TELETERAPIA CON ^{60}Co DEL INSTITUTO DEL CANCER DE
EL SALVADOR "DOCTOR NARCISO DIAZ BAZAN"**

PRESENTADO POR
JUAN ERNESTO GOMEZ.

PARA OPTAR AL GRADO DE
LICENCIADO EN FISICA

ASESOR: FISICO MANUEL OLIVERIO BARAHONA MOLINA

ASESOR ADJUNTO: FISICO TELMA ELIZABETH JIMENEZ MURILLO

CIUDAD UNIVERSITARIA DE ORIENTE, AGOSTO DE 2002

UNIVERSIDAD DE EL SALVADOR
FACULTAD MULTIDISCIPLINARIA ORIENTAL
DEPARTAMENTO DE CIENCIAS NATURALES Y MATEMATICAS



TRABAJO DE GRADUACION

**IMPLEMENTACION DEL PROTOCOLO DE CALIDAD IAEA – TECDOC – 1151 EN
LAS UNIDADES DE TELETERAPIA CON ^{60}Co DEL INSTITUTO DEL CANCER DE
EL SALVADOR "DOCTOR NARCISO DIAZ BAZAN"**

PRESENTADO POR
JUAN ERNESTO GOMEZ.

PARA OPTAR AL GRADO DE
LICENCIADO EN FISICA

CIUDAD UNIVERSITARIA DE ORIENTE, AGOSTO DE 2002

AUTORIDADES UNIVERSITARIAS

Dr. María Isabel Rodríguez

(Rectora)

M. en C. José Francisco Marroquín

(Vice - Rector Académico)

Lic. María Hortensia Dueñas de García

(Vice - Rectora Administrativa)

Lic. Lidia Margarita Muñoz Vela

(Secretario General)

Dr. Pedro Rosalío Escobar Castaneda

(Fiscal General)

FACULTAD MULTIDISCIPLINARIA ORIENTAL

Ing. Joaquín Orlando Machuca

(Decano)

Lic. Marcelino Mejía

(Vice- Decano)

Sra. Bersabé Aracely Chávez

(Administrador Académico)

Lic. Julio Benítez

(Administrador Financiero)

Lic. Gloria Elizabeth Larios de Navarro.

(Jefe del Depto. de CC NN y Matemáticas)

Lic. Raúl Antonio Alfaro Hernández

(Coordinador Sección de Física)

DEDICATORIAS

A MI MADRE:

Santos Ventura Gómez Araniva

Por darme la vida, su confianza y su apoyo incondicional durante mi carrera.
Mujer virtuosa que me ha demostrado cariño aun con la distancia.

A MIS TÍOS:

Rosalina Vásquez Gómez y José Amadeo Claros Nativí

Por su apoyo emocional y económico. Sin su amor de padres, su comprensión, buenos consejos y su ayuda incondicional no me encontrara cosechando maravillosos triunfos.

TODOS LOS MIEMBROS DE LA FAMILIA CASTRO CHÁVEZ:

Especialmente a María Isaura y a su madre, María Argelia

Personas que me han demostrado amor incondicional, apoyo espiritual y emocional permanentemente.

A MIS HERMANOS Y SOBRINOS:

María Orbelina, José Rafael y Familia, Jaime Ernesto, Olga Angélica y Familia, Deysi Yaneth, Mario Alberto y Maryori Gisel, Sandra Guadalupe, Milagro Stefany Sara Sará y Roberto Carlos.

Por todo el apoyo que me dieron en los momentos que mi ánimo cayó. Sin su cariño, compañía y comprensión no sé que hubiese sido de mí.

A MIS PRIMOS Y AMIGOS:

Por estar siempre con migo y brindarme su apoyo y emocional en todo momento.

AGRADECIMIENTOS

- ↪ Al único, justo, omnipotente y sabio **DIOS** verdadero por darme vida y salud, paciencia y sabiduría durante todo el camino que he recorrido.

- ↪ A mí Tía: **Mercedes Gómez Araniva**, por su disponibilidad para ayudarme emocional y económicamente en cualquier momento y bajo cualquier circunstancia.

- ↪ A mi asesor y muy apreciado amigo: **Lic. Manuel Oliverio Barahona Molina y Familia**, por haberme brindado toda su confianza, conocimientos y ayuda incondicional, guiándome y corrigiéndome en la elaboración de este trabajo.

- ↪ A mí buen amigo y compatriota: **Lic. Melvin José Hernández Campos**, sin su contribución no hubiese sido posible el desarrollo de esta investigación.

- ↪ A mí amigo: **Lic. William Alexander Reyes Reyes**, por su guía y colaboración.

- ↪ A mí amigo: **Arq. Leonardo Wilfredo Martínez**, su colaboración fue indispensable para el desarrollo de esta investigación.

- ↪ A mis apreciados amigos y docentes de la Sección de Física: **Licenciadas Marly Yasmin Parada de Rosa, Telma Elizabeth Jiménez Murillo y Familia, Gloria Elizabeth Larios de Navarro; Licenciados Rafael Cayetano Cartagena, Fernando Sarbelio Díaz Recinos, Oscar Armando Calderón y Raul Antonio Alfaro**, por acompañarme y guiarme durante toda mi carrera.

- ↪ A mis muy buenas amigas: **Prof. Wendy Rocío Rivera López, Jackelin Yessenia Rivera López y Nadia Jahaira Carranza**, por brindarme amistad y cariño incondicionales. Ellas me han demostrado que la amistad es más importante que cualquier cosa que nos ofrezca este mundo turbulento.

- ↪ A mis compañeros de estudio, por acompañarme durante el largo camino recorrido.
- ↪ A todo el personal médico, técnico y administrativo que labora en el **Servicio de Radioterapia**, Hospital de Oncología y en el **Instituto del Cáncer de El Salvador**, por su colaboración y apoyo en los momentos de dificultad.
- ↪ A todos mis amigos y personas en general, que me brindaron palabras de alientos y me acompañaron en los momentos más difíciles de mi carrera.
- ↪ A **USTED**, estimado lector, por tomarse el tiempo y la dedicación para estudiar este documento.

A TODOS, ¡MUCHAS GRACIAS!

J.E. Gómez

TABLA DE CONTENIDOS

	Pág.
INTRODUCCION.....	i
SUMARIO DEL DOCUMENTO.....	v
CAPITULO 1.	
DISEÑO DE LA INVESTIGACION.....	1
1.1 Procedimiento para la realización del Control de Calidad del Equipo de Medición.....	2
1.2 Procedimiento para la realización de los Controles de Calidad de las Unidades de Teleterapia con ⁶⁰ Co.....	7
A) Pruebas a los Sistemas de Seguridad.....	7
B) Pruebas Mecánicas.	10
C) Pruebas Dosimétricas.	18
CAPITULO 2.	
NATURALEZA DE LAS RADIACIONES.....	24
2.1 Isótopos. Definición y simbología.....	24
2.2 Radiactividad.....	25
2.2.1 Isótopos radiactivos naturales. Radiactividad artificial.	26
2.2.2 Tipos de decaimiento radiactivo.....	27
a) Decaimiento alfa (α).....	27
b) Decaimiento beta (β).....	27
c) Decaimiento gamma (γ).....	29
d) Decaimiento por captura electrónica (captura K).....	29

2.2.3	Energías de decaimiento.....	29
2.3	Ley de Decaimiento Radiactivo	30
2.3.1	Unidades de la actividad.....	31
2.3.2	Vida media. Período de semidesintegración.....	32
2.4	Interacción de la Radiación Gamma con la materia.....	33
2.4.1	Atenuación del haz de radiación.....	34
2.4.2	Coeficientes de interacción de fotones con la materia.....	36
a)	Coeficiente de atenuación.....	36
b)	Coeficiente de transferencia de energía.....	36
c)	Coeficiente de absorción de energía.....	37
2.5	Procesos de interacción de los rayos gamma con la materia.....	38
2.5.1	Efecto fotoeléctrico.....	38
2.5.2	Efecto Compton	42
2.5.3	Producción de pares	45
a)	Radiación por aniquilación.....	46
b)	Variación de la producción de pares con la energía y el número atómico.....	46
2.6	Importancia relativa de los varios tipos de interacción	47

CAPITULO 3.

MEDICION DE RADIACION. DOSIMETRIA.....	50	
3.1	Magnitudes que describen un haz de radiación.....	50
3.2	Transferencia de energía: Kerma y Dosis absorbida.....	51
3.3	Equilibrio electrónico.....	54
3.3.1	El haz de fotones sin atenuación.	55
3.3.2	Atenuación del haz de fotones.....	55
3.4	La cavidad de Bragg-Gray.....	57
3.5	Instrumentos de medición de la radiación.....	60
3.5.1	Cámaras de ionización.....	61
3.6	Determinación de la dosis absorbida usando una cámara de ionización absoluta.....	61

CAPITULO 4.

DESCRIPCIÓN DE LA UNIDAD DE TELETERAPIA CON FUENTE DE COBALTO 60.....65

4.1	Equipo de Telecobaltoterapia.....	65
4.2	Componentes Principales de un Equipo de Telecobaltoterapia.....	66
4.2.1	Cabezal	68
4.2.2	Mecanismo Obturador	69
4.2.3	Tiempo Efectivo de Irradiación o Efecto de Apertura y Cierre	69
a)	Método de irradiación múltiple.....	70
b)	Método de Ajuste Lineal.....	71
c)	Método basado en el cronómetro incorporado al electrómetro.....	71
4.2.4	Colimadores y Sistemas lumínicos.....	72
4.2.5	Mesa de Tratamiento	73
4.2.6	Consola y Control manual.....	74
4.3	Espectro de los Rayos Gamma del ^{60}Co	75
4.3.1	Actividad y Forma de la Fuente de ^{60}Co	76

CAPITULO 5

CALIBRACION DE UNA UNIDAD DE TELECOBALTOTERAPIA.....77

5.1	Calibración de una Unidad de Teleterapia con Fuente de ^{60}Co	77
5.2	Fantomas.....	77
5.3	Calibración de la Cámara de Ionización.....	79
5.4	Determinación de la Dosis Absorbida en Agua.....	80
5.4.1	Posicionamiento del Equipo de Dosimetría	80
5.4.2	Condiciones de referencia y Factores de corrección	82
5.4.3	Determinación de la Dosis Absorbida en Agua usando un fantoma de agua.....	86
a)	Aplicando un factor de corrección por perturbación p_u	86
b)	Por el uso de un Punto Efectivo de medida p_{eff}	87

CAPITULO 6

DISTRIBUCION DE DOSIS A PROFUNDIDAD Y DISPERSION.....89

6.1	Distribución de Dosis a Profundidad.....	89
6.2	Porcentaje de Dosis a Profundidad (<i>Percent Depth Dose, PDD</i>).....	89
6.2.1	Dependencia de la calidad del haz y la profundidad	91
6.2.2	Efecto del tamaño y forma del campo	91
6.2.3	Dependencia de la distancia fuente-superficie	94
6.3	Razón Tejido-Aire (<i>Tissue-Air Ratio, TAR</i>).....	97
6.3.1	Efecto de la distancia.....	98
6.3.2	Variación con la energía, profundidad y tamaño del campo	99
6.4	Factor de Retrodispersión (<i>Backscatter Factor, BSF</i>).....	100
6.5	Relación entre el TAR y PDD	101
6.6	Conversión de un PDD a otro – método del TAR.....	103

CAPITULO 7

CALCULOS DOSIMETRICOS PARA HACES DE ⁶⁰Co.....105

7.1	Parámetros para calcular la Dosis Absorbida.....	105
7.2	Factor de Salida del Colimador (<i>Collimator Output Factor, COF</i>).....	105
7.3	Factor de Corrección por la Dispersion en el Fantoma	107
7.4	Razón Tejido-Fantoma y Razón Máximo-Tejido.....	108
7.4.1	Propiedades del TMR	108
7.5	Filtros tipo cuña. Factor de Cuña.....	110
7.6	Bloques. Factor de Bandeja.....	111
7.7	Aplicaciones Prácticas	112
7.7.1	Técnica distancia fuente-superficie fija (<i>Source- Surface Distance, SSD</i>)	112
7.7.2	Técnica distancia fuente-eje fija (<i>Source-Axis Distance, SAD</i>)	114

CAPITULO 8

RESULTADOS Y ANALISIS.....115

8.1	Descripción de los Equipos.....	115
8.1.1	Cámara de Ionización	115
8.1.2	Electrómetro	117
8.1.3	Fantoma tipo 4322	119
8.1.4	Fantoma motorizado	121
8.1.5	Mecanismo de Chequeo.....	123
8.1.6	TEL – ALING	124
8.1.8	Barómetro/Altímetro	125
8.1.9	Accesorios	125
8.2	Implementación del Control de Garantía Calidad al Sistema de Medición constituido por la Cámara de Ionización tipo Farmer W30004–0064 y el Electrometro PTW – UNIDOS.....	126
8.3.	Resultados de la Implementación del Control de Calidad en las Unidades de Teleterapia con ⁶⁰ Co del Instituto del Cáncer de El Salvador “Dr. Narciso Díaz Bazán”	139
8.3.1	Control de Calidad del Equipo de ⁶⁰ Co Theratron 780C.....	139
8.3.1.1	Pruebas a los Sistemas de Seguridad.....	140
8.3.1.2	Pruebas Mecánicas	144
8.3.3.1	Pruebas Dosimétricas	157
8.3.3.1	Calibración de la Cámara de Ionización W30004-0064.....	157
	a) Factor de Calibración de Dosis Absorbida (N_D).....	157
	b) Corrección de las lecturas realizadas por el Sistema dosimétrico Cámara de Ionización tipo Farmer modelo W30004–0064 y el Electrómetro PTW UNIDOS	158
8.3.2	Control de Calidad del Equipo de ⁶⁰ Co Theratron 80.	172
8.3.2.1	Pruebas a los Sistemas de Seguridad.....	172
8.3.2.2	Pruebas Mecánicas.....	172
8.3.2.3	Pruebas Dosimétricas.....	173
	RECOMENDACIONES.....	182

ANEXO 1.

**Certificado de Calibración de la Cámara de Ionización tipo C/Al Farmer modelo
W30004 – 0064.....185**

ANEXO 2.

Formularios para el Control de Calidad de los Equipo utilizados en Radioterapia.....189

ANEXO 3

**Portadas de los textos del Organismo Internacinal de Energía Atómica (IAEA) en
los cuales se fundamenta la presente investigación.....212**

ANEXO 4

**Límites de aceptación de las Pruebas de Garantía de Calidad de las Unidades de
⁶⁰Co.....215**

BIBLIOGRAFIA.....220

GLOSARIO.....223

INTRODUCCION

El tratamiento de un tumor mediante radiaciones ionizantes es un proceso continuo con etapas bien diferenciadas. Estas incluyen el diagnóstico y la localización del tumor, la decisión sobre la estrategia de tratamiento, la planificación y el cálculo de dosis absorbida, la administración del tratamiento, la verificación de la dosis impartida, y la evaluación de resultados a corto y a largo plazo. En el tratamiento de los pacientes, el oncólogo radioterapeuta prescribe un régimen de tratamiento para la curación o paliación de la enfermedad, a la vez que se intentan minimizar las complicaciones originadas por la irradiación de tejidos normales. Tal tratamiento se acompaña, casi siempre, de otros métodos como el recurso quirúrgico y farmacológico (Quimioterapia), para contrarrestar en forma más efectiva las neoplasias.

Los niveles altos de radiación pueden destruir las células o impedir que crezcan y se dividan. En ese sentido, la radioterapia es un método útil para tratar el cáncer, por que las células cancerosas crecen y se dividen más rápidamente que muchas de las células normales que las rodean. Además, la mayoría de las células normales parecen recuperarse mejor de los efectos de la radiación que las células dañadas por el tumor. Una de las modalidades de la radioterapia es teleterapia ó radioterapia externa, en la cual existe una separación o distancia considerable entre la fuente radiactiva (a tal punto que ésta es considerada puntual) y la región del cuerpo a tratar. Esta investigación se enmarca justamente en esta modalidad.

La calidad de un tratamiento de radioterapia esta íntimamente ligada a factores que pueden clasificarse como clínicos, tales como el diagnóstico, la localización del tumor, la estrategia de tratamiento escogida y la continua re-evaluación de dicho tratamiento; otros son dosimétricos o físicos, tales como la incertidumbre en el cálculo de la dosis, su optimización y su verificación, la idoneidad de los equipos para proporcionar un haz de radiación consistente con la planificación del tratamiento; otros están, finalmente, relacionados con la aplicación práctica del tratamiento de radioterapia y con el manejo del paciente. Es por lo tanto claro que si se desea analizar la calidad de la radioterapia, debe entenderse que los tres aspectos, médico, físico o dosimétrico y de aplicación práctica, necesitan tenerse en cuenta de una manera combinada. Esto significa que numerosas acciones de los oncólogos radioterapeutas, los físicos médicos y los técnicos en radioterapia deben

realizarse de forma conjunta y que el nivel de conocimientos de cada uno de ellos afectará significativamente la calidad del tratamiento.

Para hablar de Garantía de Calidad en radioterapia es preciso describir primero qué se entiende por calidad en radioterapia. La “calidad” en radioterapia puede definirse como el conjunto de rasgos distintivos o características del proceso de la radioterapia que repercuten en su capacidad para satisfacer las necesidades declaradas o implícitas del cuidado del paciente. El Protocolo de Calidad IAEA – TECDOC – 1151 proporciona fundamentalmente recomendaciones para los aspectos físicos de la Garantía de Calidad (GC) en los tratamientos de radioterapia. El documento incluye algunos aspectos clínicos, pero son tratados solo de manera superficial y con la intención de aclarar ciertas pautas y actuaciones.

La Garantía de Calidad de los equipos empleados en teleterapia es en primer lugar una evaluación continua de sus características funcionales, de ahí que un Programa de Calidad se base en una investigación general de los parámetros del estado referencia establecidos por el fabricante del equipo y definidos en un Protocolo de Calidad. Las pruebas que contempla un Programa de Calidad pueden clasificarse de acuerdo con su frecuencia de realización como: *diaria, semanal, mensual y anual*; y se incluyen todas aquellas que pudieran afectar seriamente la colocación del paciente, el rendimiento de la unidad de telecobaltoterapia, etc.

Las unidades de teleterapia con fuente radiactiva de cobalto 60 constituyen hoy en día el principal equipo de tratamiento en los Servicios de Radioterapia de América Central y del Caribe. Ahora bien, el comportamiento funcional de estos equipos puede variar abruptamente debido a desperfectos electrónicos, fallas de componentes o fracturas mecánicas; o puede cambiar lentamente debido al deterioro y envejecimiento de sus componentes. Por lo tanto, en un Programa de Garantía de Calidad se destaca un requerimiento esencial: deben realizarse mediciones de Control de Calidad periódicamente en estos equipos, incluyendo a los propios instrumentos de medición. Debido a que una fuente de ^{60}Co de un equipo de teleterapia disminuye su actividad con el tiempo, se hace necesario, además de verificar los aspectos de seguridad y mecánicos de la máquina, calibrarlos por lo menos cada seis meses. La calibración consiste en determinar el rendimiento, es decir, la dosis por unidad de tiempo o tasa de dosis para la profundidad de dosis máxima a la distancia fuente superficie de referencia del equipo. La calibración se realiza en un medio o material que simula el

tejido humano; estos materiales son llamados fantasmas o maniqués. El fantoma que se utiliza mundialmente para este fin es el agua.

La finalidad de la presente investigación es la implementación (por primera vez) en el Instituto del Cáncer de El Salvador “Dr. Narciso Díaz Bazán” del Protocolo de Garantía de Calidad OIEA – TECDOC –1151, el cual, además de detallar todo el conjunto de pruebas de control que debe aplicarse a las unidades de telecobaltoterapia, además, proporciona los criterios de aceptabilidad para cada una de éstas. También proporciona la frecuencia con la que se debe realizar cada prueba. Algo importante de mencionar sobre este documento es que su utilización esta siendo implementada de manera muy rigurosa en toda Latinoamérica.

El Sistema Dosimétrico fundamental para la calibración de fuentes de teleterapia con ^{60}Co está constituido por una cámara de ionización absoluta tipo dedal y un dosímetro (electrómetro), estos instrumentos se deben almacenar con un estricto cuidado para que conserven sus características eléctricas y dosimétricas durante el tiempo pre-establecido por el fabricante. La certeza de un control de calidad implementado en una unidad de telecobaltoterapia depende en gran medida del estado de calibración del equipo de dosimetría, lo que presenta la necesidad de implementar un control de calidad a dicho equipo. En este sentido, el Protocolo de Garantía de Calidad OIEA – TECDOC – 1151 establece criterios de aceptación que debe de cumplir el equipo de medición, a fin de garantizar al máximo el cumplimiento de las estrictas Normas de Calidad en las que se basa dicho protocolo.

El principal objetivo de la protección del paciente en radioterapia, tal como lo definen las Normas Básicas Internacionales de Seguridad, consiste en “velar porque la exposición del tejido normal durante las sesiones de radioterapia se reduzca al valor más bajo que pueda razonablemente alcanzarse y sea compatible con la administración de la dosis requerida al volumen blanco de planificación”, lo cual es parte del objetivo del tratamiento mismo. Las medidas que se tomen para asegurar la calidad de un tratamiento de radioterapia proporcionan de forma implícita protección para el paciente y reducen la posibilidad de exposiciones accidentales. Por lo tanto, la protección radiológica del paciente está integrada en la garantía de la calidad del tratamiento de radioterapia. En este sentido, el papel de los órganos reguladores debe consistir en velar porque en cada

institución que brinde estos servicios se implemente un programa integral de garantía de calidad, mientras que el de la institución será elaborar y ejecutar dicho programa.

SUMARIO DEL DOCUMENTO

Este documento consta de ocho capítulos. En el capítulo primero se presenta el diseño de la investigación. Se hace una descripción de las pruebas mínimas que el Protocolo de Garantía de Calidad IAEA – TECDOC – 1151 recomienda se realicen en la implementación de un Programa de Calidad a una unidad de telecobaltoterapia, así como las pruebas de Control de Calidad que se deben de aplicar al equipo de medición. Un Programa de Calidad completo incluirá el análisis de todos los parámetros físicos, clínicos y técnicos involucrados en el tratamiento de un paciente.

En el capítulo segundo, se trata la naturaleza de las radiaciones ionizantes. Se hace una descripción breve de las principales características de los tipos de radiación ionizante, así como de los isótopos y de la radiactividad; se define además, el concepto de vida media. También, se describen los efectos físicos que se producen cuando interactúan con la materia. Aunque la radiación de alta energía pasa a través de un material de espesor cualquiera, ésta es atenuada exponencialmente. Cuando un haz de fotones interactúa con los átomos de un material, se pueden dar ciertos efectos cuyo estudio físico es muy importante, como son: La dispersión Compton, el efecto fotoeléctrico, la producción y la aniquilación de pares; estos se dan también cuando el material es tejido humano, siendo la dispersión Compton el de mayor importancia en radioterapia.

El capítulo tercero hace referencia a la medición de la radiación. Se definen las principales magnitudes que describen al haz de radiación, así como el efecto de la deposición de su energía a los materiales que atraviesa. Se proporciona la teoría básica sobre la cual se fundamenta el funcionamiento de las cámaras de ionización absolutas, así como la de la determinación de la dosis con éstas.

El capítulo cuarto hace una descripción completa de un equipo de cobaltoterapia, se describen los componentes principales como el cabezal, el mecanismo obturador, el sistema de colimación, los sistemas lumínicos, la mesa de tratamiento y el tamaño y forma de la fuente de ^{60}Co .

La explicación de los parámetros de referencia usados para la calibración (determinación del rendimiento) del equipo de teleterapia se presenta en el capítulo quinto; se definen los factores de corrección, posicionamiento del equipo y forma de obtener la dosis absorbida en agua.

En el capítulo sexto se describe la forma en la cual la dosis se distribuye a profundidad a medida que el haz de radiación penetra en el fantoma o tejido. Se definen parámetros de mucha importancia para el planificación del tratamiento de los pacientes, a saber: el porcentaje de dosis a profundidad, la razón tejido–aire, la retrodispersión y algunas otras relaciones. Se analiza la dependencia de estos parámetros de la distancia y el tamaño de campo.

Los parámetros para calcular la dosis absorbida se presentan en el capítulo séptimo. El factor de salidad, la dispersión del fantoma, las razones tejido-fantoma y máximo-tejido así como las factores de transmisión de los filtros (bandejas y cuñas) están directamente involucrados en el cálculo del tiempo de tratamiento de los paciente. Se describen además en este capítulo, las dos técnicas básicas de tratamiento: la técnica a piel y a isocentro.

Finalmente, en el capítulo octavo, se presentan las especificaciones técnicas de los fantomas y el equipo de dosimetría con el que se desarrolló la investigación y los resultados obtenidos del control de calidad del mismo. Además, se reportan los resultados obtenidos de la implementación de Protocolo de Garantía de Calidad IAEA – TECDOC – 11151 a las dos unidades de telecobaltoterapia del Instituto del Cáncer de El Salvador “Dr. Narciso Díaz Bázan”. Se brindan algunas recomendaciones para el mejor desarrollo y continuidad del Programa de Calidad en tal institución.

CAPITULO 1

DISEÑO DE LA INVESTIGACION

El Instituto del Cáncer de El Salvador “Dr. Narciso Díaz Bazán” es una de las dos instituciones que administran la radioterapia en el país (La otra institución que lo hace es el Hospital de Oncología del Instituto Salvadoreño del Seguro Social). El Instituto del Cáncer es una entidad de carácter privado presidido por La Liga Nacional contra el Cáncer, y ofrece sus servicios a la población que no poseen seguro social.

Dicha institución cuenta con dos unidades de telecobaltoterapia (equipo con fuente radiactiva de ^{60}Co) con denominaciones THERATRON 80 (Serie 540) y THERATRON 780C (Serie 196), ésta última adquirida en Marzo de 1994, que son la columna medular de la presente investigación.

En el desarrollo de esta investigación se verificó si las unidades de telecobaltoterapia del Instituto del Cáncer de El Salvador “Doctor Narciso Díaz Bazán”, THERATRON 80 (Serie 540) y THERATRON 780C (Serie 196), cumplen con las normas de calidad establecidas en el Protocolo de Calidad IAEA – TECDOC – 1151. Siendo los principales objetivos el control de calidad del equipo de medición

En el Instituto del Cáncer de El Salvador “Dr. Narciso Díaz Bazán”, nunca hasta este momento se ha implementado un programa de calidad completo, como el establecido en el Protocolo de Garantía de Calidad IAEA – TECDOC – 1151. Lo anterior es una razón de peso, y convierte a la presente investigación en un trabajo de suma importancia para el quehacer físico, médico y técnico del país.

El tipo de estudio de esta investigación fue de carácter experimental – comparativo. Experimental porque las conclusiones se hicieron con base a datos experimentales obtenidos a partir de un montaje experimental. Comparativo porque los resultados obtenidos se compararon con los criterios de aceptación establecidos en el Protocolo de Calidad IAEA – TECDOC – 1151.

La población en estudio comprende las dos unidades de teleterapia con ^{60}Co que se encuentran en uso en el Departamento de Cobalto del Instituto del Cáncer de El Salvador “Dr. Narciso Díaz Bazán

1.1 PROCEDIMIENTO PARA LA REALIZACIÓN DEL CONTROL DE CALIDAD DEL EQUIPO DE MEDICIÓN.

El sistema dosimétrico de medición por excelencia para la calibración absoluta de las unidades y fuentes de radioterapia es el basado en cámaras de ionización, por ello, es muy importante el estudio de este tipo de sistemas.

Controles de calidad

Para realizar un control de calidad del equipamiento dosimétrico hay que realizar una serie de pruebas de comprobación de los factores de calibración del sistema Cámara - Electrómetro. El primer paso consiste en la lectura detallada de los manuales de uso de los instrumentos, o sea, del electrómetro y de la cámara de ionización.

1. Integridad física del equipo.

Se debe verificar la integridad y uniformidad exterior del material de la cámara de ionización, para ello se realiza una radiografía de control de ésta; el Protocolo de Garantía de Calidad IAEA – TECDOC - 1151 recomienda que para obtener una buena definición, se coloque un filtro de 0.2 mmCu a la salida del tubo y se emplee una técnica de 70 – 80 kV_p con 5 mAs.

2. Tiempo de estabilización del electrómetro.

El tiempo de estabilización (o de calentamiento) debe corresponder al estipulado por el fabricante (15 min), se mide con la cámara en la fuente de chequeo de ⁹⁰Sr. Un procedimiento para evaluar el tiempo de estabilización del sistema dosimétrico es el siguiente:

Se selecciona en el *UNIDOS* el modo de medición de corriente en el rango más sensible “*LOW*” y se registra la corriente “*Offset*” (I_{off}) indicada. Luego, se repite el paso anterior cada 5 min, desde que es encendido el electrómetro hasta transcurridos 5 min posterior al tiempo de estabilización especificado por el fabricante. Se compara el tiempo necesario para que la I_{off} se estabilice en un pequeño valor, respecto al tiempo especificado por el fabricante.

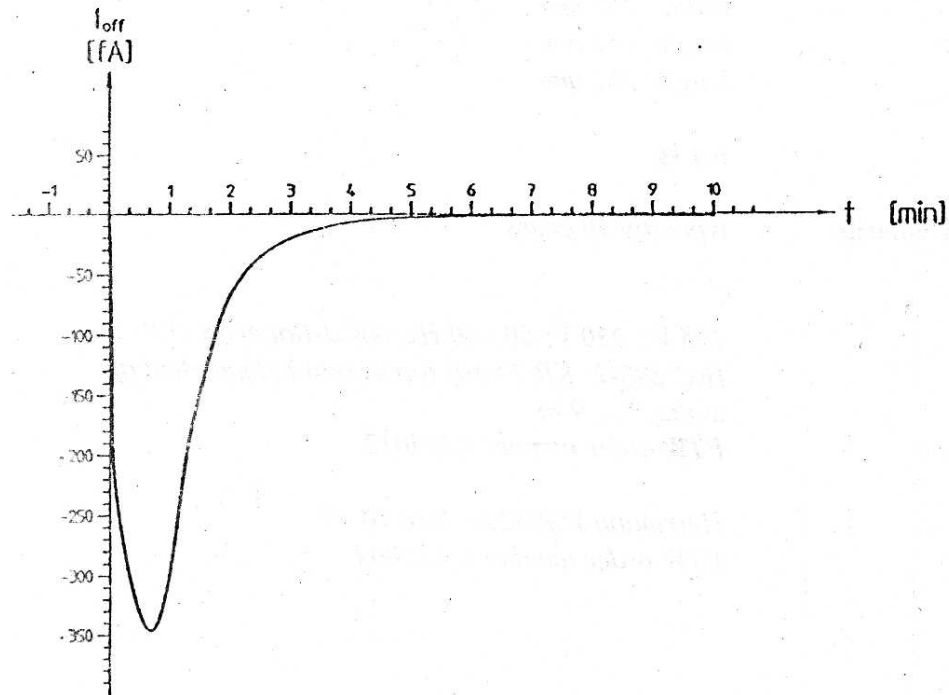


Fig. 1.1 Comportamiento típico de la corriente offset (I_{off}) contra el tiempo después de encendido (“ON”) el UNIDOS a 23 °C. El máximo valores alrededor de 300 fA inmediatamente después de encendida la unidad. El período de calentamiento es de 15 min.

3. Señales de Ruido.

Corriente de fuga del Sistema Dosimétrico(Electrómetro + Cámara)

El procedimiento propuesto para calcular la corriente de fuga del sistema dosimétrico de medición es el siguiente:

Se conecta la cámara bajo control de calidad al UNIDOS (debe comprobarse cuidadosamente que corresponda con la selección del tipo de cámara a utilizar), con un voltaje de polarización (V_{Pol}) de -250 V y se introducen la cámara y el termómetro en sus respectivos orificios dentro del contenedor del mecanismo de chequeo de la fuente de control de ^{90}Sr .

Se colecta una carga significativa (“STA”) en el rango “High” del electrómetro y transcurridos 300 seg, sin detener el proceso de colección, se retira la cámara del campo de radiación de la fuente chequeo (colocándole nuevamente la caperuza de equilibrio) y se deja un

tiempo suficientemente largo para evaluar las posibles fugas (entre 30 min y 1 hora). Se anota la carga integrada (Q_i) y el tiempo transcurrido (t_i).

Se detiene la lectura (“HLD”) transcurridos unos 30 min y se anota la carga (Q_f) y el tiempo total de integración (t_f).

La corriente de fuga (I_{fuga}) del sistema se determina como la variación de la carga dividida por el tiempo transcurrido luego de retirada la cámara:

$$I_{fuga} = \frac{\Delta Q_{colectada}}{\Delta t_{descarga}} = \frac{(Q_f - Q_i)}{(t_f - t_i)} \quad (1.1)$$

Para que la corriente de fuga del sistema dosimétrico se encuentre dentro de los niveles de aceptación establecidos en el Protocolo de Garantía de Calidad IAEA – TECDOC - 1151, su porcentaje de error debe ser menor que el 0.1 %.

4. Chequeo de constancia.

Constancia

Esta prueba se realiza con la fuente de chequeo de ^{90}Sr y el procedimiento que se utiliza es describe a continuación:

Se fijan en el electrómetro los parámetros de medición: modo $\int dose\ rate\ dt$, rango LOW y un intervalo de tiempo (t_m) de medida de 60 seg (estos parámetros fueron los utilizados para obtener la dosis de referencia, D_{ref} , dada en el Certificado de Calibración de la cámara de ionización). Se introduce la cámara en la fuente de chequeo y se alinean las marcas presentes tanto en la fuente como en el mango de la cámara.

Se realizan 5 lecturas sucesivas de la dosis, D (“INT”) integradas en t_m , y se registra para cada una la temperatura del interior del contenedor de la fuente y la presión atmosférica. Se determina la dosis corregida por densidad de aire, D_{ip} y por decaimiento radiactivo como:

$$D_{ip} = D_i \left(\frac{K_{TP}}{F_d} \right) \quad (1.2)$$

Finalmente se obtiene su promedio \bar{D}_p y su porcentaje de error respecto a la dosis de referencia. Tal de error tiene que ser menor al 2 %.

Reproducibilidad:

Se calcula la dosis promedio \bar{D}_p de las 5 mediciones anteriores y la desviación típica estándar, σ_{n-1} . El coeficiente de variación C.V. definido como:

$$C.V. = \left(\frac{\sigma_{n-1}}{\bar{D}_p} \right) \times 100\% \quad (1.3)$$

El inserto para colocar la cámara en la fuente de control debe garantizar una elevada reproducibilidad (< 0.5 %)

5. Dependencia de la polaridad de la Tensión de Colección.

Las mediciones hechas por el sistema dosimétrico no deben de cambiar significativamente al efectuarse una inversión de polaridad. Es importante tener en cuenta que antes de efectuar un cambio de polaridad, el electrómetro debe estar apagado. Para la verificación de esta prueba, se propone el procedimiento siguiente:

Se selecciona un voltaje de 250 V y se realizan 5 lecturas sucesivas (D_{1i}) en el modo de medición de dosis integradas en 1.0 min en el haz de ^{60}Co , registrándose la presión y la temperatura al comienzo y al final de la medición. Se obtiene luego, el valor promedio de las lecturas (D_1). Se invierte el voltaje a -250 V y se repite el paso anterior. Se obtiene el promedio (D_2) de las lecturas (D_{2i}). Se comparan las lecturas promedios resultantes.

El Protocolo de Garantía de Calidad IAEA – TECDOC – 1151 establece que el límite de aceptación, ya sean cámaras de ionización específicas para haces de fotones o no, de la fracción D_1/D_2 es de 1 %.

6. Comunicación atmosférica.

El objetivo de esta prueba es comprobar que el intercambio de aire de la cámara con el exterior no se encuentre obstruido. Para ello se realizan mediciones en idénticas condiciones de

irradiación (utilizando la fuente de chequeo de ^{90}Sr), variando bruscamente la presión o temperatura en un corto intervalo de tiempo; las lecturas de la cámara deben seguir estas variaciones con cierta inercia. El procedimiento propuesto para evaluar este aspecto es el siguiente:

Se introducen la cámara y el termómetro en la fuente de control. Se registran la presión y la temperatura (T_1 y P_1) existentes. Se realizan 3 lecturas sucesivas en el modo de carga de ionización (“INT”) integradas en 60 seg, se obtiene el promedio y se le aplica la corrección por densidad de aire, Q_{t1} .

Se aplica un cambio brusco de la temperatura, esperando que se estabilice, registrándose en este momento la presión (T_2 y P_2). Se realizan 3 lecturas sucesivas en el modo de carga de ionización integradas en 60 seg, se obtiene el promedio y se le aplica la corrección por densidad de aire, Q_{t2} . Se comparan los valores de las cargas de ionización obtenidas con su respectiva corrección, y las temperaturas.

Después de estabilizada la nueva temperatura, se debe registrar el tiempo que se requirió para que la carga alcanzara el 90% de su valor final (estable). El Protocolo de Calidad recomienda que este tiempo no debe superar los 10 seg.

7. Linealidad de la respuesta.

Se utilizará el electrómetro en el modo de integración de cargas, programando tiempos de medición desde 1.0 min hasta 10.0 min. Luego, se realiza la representación gráfica de las lecturas (obtenidas para idénticas condiciones de temperatura y presión) contra los tiempos de irradiación (programados en el temporizador del electrómetro); a partir del método de ajuste por mínimos cuadrados.

Se corrigen las lecturas por corriente de fuga y por densidad de aire, luego, se determinan las tasas de carga como $R_i = M_i / t_i$ y su valor promedio R_{ave} . Se obtienen entonces, los valores de la no - linealidad:

$$\psi_i = \left(1 - \frac{R_{ave}}{R_i} \right) \times 100\% \quad (1.4)$$

La no – linealidad se establece como el **mayor valor** de ψ_i y tiene que ser $< 0.5 \%$.

8. Corrección de la lectura del electrómetro

Factor de recombinación iónica (Método de los dos voltajes):

La medición se efectúa en el haz de ^{60}Co y el procedimiento propuesto para calcular el factor de corrección por recombinación es el siguiente:

Se selecciona en el electrómetro un voltaje de trabajo de la cámara de 300 V, V_1 (normal), y se conecta al *UNIDOS*. Se irradia la cámara en el modo de medición de corriente esperando que la corriente que se registra sea aproximadamente constante. Se detiene la exposición y se espera que la corriente decrezca hasta cero. Si es necesario, se realiza ajuste automático a cero (“NUL”)

Se realizaran 5 lecturas sucesivas (M_{1i}) de carga de ionización integradas cada una en un minuto, registrándose la temperatura y presión al comienzo y al final de la medición. Se obtiene la lectura promedio (M_1). Se selecciona un voltaje correspondiente al 50% del voltaje normal, V_2 (reducido), de trabajo de la cámara de ionización y se repiten los pasos anteriores. Obteniéndose la lectura promedio (M_2) de las 5 lecturas sucesivas (M_{2i}) realizadas.

1.2 PROCEDIMIENTO PARA LA REALIZACIÓN DE LOS CONTROLES DE CALIDAD DE LAS UNIDADES DE TELETERAPIA CON ^{60}Co .

A) PRUEBAS A LOS SISTEMAS DE SEGURIDAD

Como una prueba adicional a las establecidas en el Documento Técnico ó Protocolo de Garantía de Calidad OIEA - TECDOC - 1151, se debe verifica el buen estado de todo el sistema de luces de la unidad de telecobaltoterapia, o sea, las luces indicadoras de la consola, puerta cabezal y gantry (brazo)

1. Indicador de condición de la fuente.

La operabilidad de indicadores de posición *dentro/fuera* (Off/On) en la consola, la puerta y en el equipo debe ser verificada visualmente. El sistema de vigilancia del paciente debe ser usado para el verificar el indicador de posición en el equipo.

2. Monitor (alarma) de radiaciones.

En cada búnker de ^{60}Co debe existir un monitor estacionario de radiaciones que posea un sistema de alimentación confiable (baterías) para los casos de corte de la energía eléctrica. Se debe verificar que éste produzca la señal correspondiente (luminosa o sonora) mientras dure la irradiación.

3. Sistema de visualización del paciente.

Verificar que el sistema de vídeo y audio de la sala de irradiación funcionan correctamente. En caso de existir sistemas pasivos (espejos, visores, etc.) se debe comprobar que permitan una visión clara y completa del paciente.

4. Sistema de parada de emergencia.

Verificar que la irradiación se interrumpe cuando se activa el sistema correspondiente (abriendo la puerta o atravesando la entrada del búnker, presionando el interruptor en la consola, etc.)

5. Sistema de retorno de la fuente.

El movimiento de la fuente debe ser rápido y suave (con facilidad) para cualquier posición del brazo y del cabezal. El técnico radioterapeuta deberá observar diariamente la estabilidad del tiempo de desplazamiento de la fuente hasta la posición de irradiación y viceversa; si este tiempo aumenta de forma significativa puede indicar que el mecanismo de desplazamiento de la fuente requiere mantenimiento. Se recomienda la suma de los tiempos de salida y retorno de la fuente no supere los 5 segundos, y que cada uno por separado no sea mayor de 3 segundos.

La unidad debe disponer de una barra u otro sistema similar que permita el retorno manual de la fuente en caso de trabarse ésta durante su recorrido de retorno. Se debe verificar que dicho aditamento se encuentra disponible en la entrada de la sala de irradiación.

6. Contaminación y fugas del cabezal.

Contaminación

Tome un “frotis” (pedazo de algodón o gasa) de la superficie interna y de los bloques superiores del sistema de colimación. El frotis debe ser evaluado con un contador calibrado en unidades de actividad (G.M., centelleo, proporcional); se considerará que la fuente no tiene fugas si la actividad del frotis es **< 18.5 Bq**.

Fugas del cabezal

Se deben hacer mediciones de la tasa de exposición en 14 puntos diferentes alrededor del cabezal (ver figura 1) a 1 m de la fuente en posición de guardada (*Off*) y con el mayor tamaño de campo; la lectura promedio no debe exceder 20 $\mu\text{Gy/h}$ (2 mR/h) en un área promediada no mayor a 100 cm^2 ; por otra parte se recomienda que ningún punto supere los 100 $\mu\text{Gy/h}$ (10 mR/h). A 5 cm de la superficie del cabezal no debe pasar de 200 $\mu\text{Gy/h}$ (20 mR/h) en un área promediada no mayor a 10 cm^2 ; por otra parte se recomienda que ningún punto supere los 1000 $\mu\text{Gy/h}$ (100 mR/h). El instrumento empleado para esto debe ser capaz de medir tasas de exposición en el rango de 2 $\mu\text{Gy/h}$ (0.2 mR/h) a 2 mGy/h (0.2 R/h) con una incertidumbre < 20%.

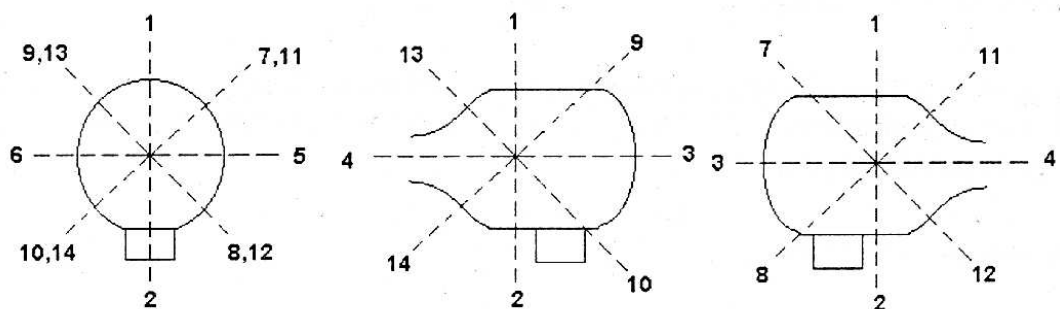


Fig. 1.2 Medición del nivel de radiación con la fuente en posición guardada (*Off*)

B) PRUEBAS MECÁNICAS.

Diariamente el técnico radioterapeuta debe comprobar que el equipo realiza adecuadamente todos sus movimientos mecánicos. El colimador debe rotar en varias posiciones del brazo para demostrar que los rodamientos permiten el movimiento suave y continuo, sin oscilaciones. Si hay problemas deben ser resueltos antes de continuar. Debe comprobar además la correspondencia del telémetro con el puntero mecánico. Resulta útil tener una plantilla con el dibujo de un campo de 10×10 cm y su centro, con ella puede controlarse la coincidencia con el campo luminoso así como el retículo, a la distancia establecida (DFI). Debe verificar que los indicadores de distancia (láseres) coinciden en el isocentro, mediante el uso del puntero mecánico.

1. Verificación de los indicadores angulares.

Deben controlarse las escalas de rotación correspondientes a los movimientos del brazo y el colimador. Con un nivel se debe verificar la coincidencia de las escalas (mecánicas y electrónicas, en el equipo y la consola) del brazo al menos en las dos posiciones verticales y horizontales (0, 180°, 90° y 270°). Con el brazo nivelado en posición horizontal (90° ó 270°), introduciendo el nivel en un lado del colimador, verificar las escalas angulares de éste (mecánicas y electrónicas).

2. Telémetro (mecánico y luminoso)

Todo equipo debería tener un telémetro luminoso, en caso de no poseerlo, el telémetro mecánico debe diseñarse de tal manera que no represente riesgo para el paciente. Debe comprobarse la firmeza del telémetro mecánico y del soporte de la luz del telémetro luminoso. La imagen definida por la luz del puntero luminoso debe ser bien definida.

Las lecturas de distancias deben verificarse para el intervalo de uso (que generalmente es $DFI \pm 15$ cm o de acuerdo a las especificaciones del fabricante). Si no se dispone de un dispositivo específico para controlar las distancias proporcionadas por el telémetro, puede utilizarse una cuba de acrílico, colocándola sobre la camilla de manera que una cara quede en posición vertical (nivelándola) y enfrentada a la escala del telémetro. Con el brazo en posición vertical se hace que el retículo coincida con el borde externo de dicha cara. Se sube o baja la camilla de manera que en la cara incida el intervalo que se va medir. A esa cara se adhiere un papel (puede pegarse directamente

una cinta de papel) y se marca la escala del telémetro. Se compara con una regla milimetrada y se registran los resultados.

3. Puntero mecánico.

Es conveniente que el fabricante proporcione el dato de la distancia de la fuente a la parte exterior del diafragma; luego, con la ayuda de una cinta métrica se puede medir la distancia desde éste hasta el plano para el cual se quiere conocer la DFS.

Preferiblemente se debe construir un puntero en "T" de longitud igual a la distancia entre la DFI y el final del sistema de diafragma; actualmente casi todos los fabricantes ofrecen punteros mecánicos, por lo que es mucho más fácil verificar el indicador luminoso de distancia. Se empleará sólo para la comprobación del telémetro. Debe guardarse en un lugar donde no sufra golpes ni tensiones. Cada vez que se use debe verificarse su integridad física.

4. Horizontalidad y desplazamiento vertical de la camilla.

Se emplea un nivel de burbuja, desplazándose la camilla en diferentes sentidos (longitudinal, lateral, rotación); el movimiento vertical se comprueba con ayuda de una plomada que sirva de referencia respecto a un punto en el extremo de la camilla, verificando si éste no se aparta de la plomada dentro de la tolerancia especificada. Estas pruebas deben realizarse con y sin peso sobre la camilla.

5. Centrado del retículo con el haz luminoso y de radiación.

En los controles mensuales y anuales, el físico médico debe comprobar el centrado y alineación del retículo y el haz luminoso con respecto al eje mecánico y estos a su vez con el eje de radiación.

Alineación del haz luminoso y retículo

El eje de rotación del colimador y el centro del campo luminoso deben ser congruentes dentro de la tolerancia especificada para todos los rangos de movimientos mecánicos. La imagen del retículo debe proyectarse a lo largo de este eje. Para ello se compara el centro del campo luminoso

con el centro del retículo (o el centro mecánico), las aristas del campo deben ser simétricas a este centro y perpendiculares entre sí. El centro del retículo debe caer en el centro mecánico (ver más adelante); si hay alguna incongruencia entre el campo de luz y el centro mecánico, generalmente se ajusta primero la posición de la fuente de luz, antes de proceder al ajuste final del retículo. Para la comprobación de la verticalidad del haz luminoso esta prueba se repite bajando la camilla hasta al menos DFI + 20 cm (debe garantizarse previamente el desplazamiento vertical de la camilla), verificándose que el desplazamiento de la imagen del centro del retículo se mantenga dentro de la tolerancia especificada.

Alineación del eje mecánico del colimador

Al cerrar las mandíbulas del sistema de colimación, estas deben mantener simetría respecto al eje de la estructura mecánica del mismo durante su rotación. Esto puede verificarse con un puntero mecánico que pueda ser "atrapado" por las cuatro mandíbulas del sistema, de manera que apunte hacia el isocentro. Al rotar el colimador se podrá comprobar si existe algún desajuste entre las mandíbulas y el eje del colimador. Si el fabricante de la unidad no ofrece este tipo de puntero, el mismo puede ser construido sin dificultades por el usuario; no obstante, si no fuese recomendable atrapar un puntero por las características particulares del colimador (por ejemplo, por existir laminas de plástico conteniendo el retículo o con fines de protección), la comprobación de la simetría de las mandíbulas puede ser llevada a cabo indirectamente asegurando la simetría del campo de luz, como se describe en el punto anterior. Hay que asegurarse que no hay movimiento de oscilación cuando se rota el colimador; tampoco debe haber angulaciones en los cojinetes que lo soportan, esto garantiza un solo eje de rotación del sistema y a su vez, si estas angulaciones están presentes, suman una incertidumbre en la definición del isocentro.

Alineación del eje de radiación

Esta prueba puede realizarse tomando varias radiografías del haz a diferentes distancias de la fuente; para esto es necesario referir todas las placas a un mismo punto (por ejemplo, el centro del retículo, determinado en el punto anterior). Las películas irradiadas son rastreadas con un densitómetro en dos direcciones perpendiculares, con vistas a localizar el centro del campo de radiación; estos centros son graficados con el fin de determinar si existe alguna tendencia de desplazamiento respecto al punto de referencia escogido.

La prueba puede realizarse también utilizando un maniquí rastreador automatizado. El rango de aceptación o tolerancia especificada para esta prueba por el Protocolo de Garantía de Calidad IAEA – TECDOC – 1151 es de 2 mm de desplazamiento.

6. Coincidencia de campos de luz – radiación.

Simetría de los campos de luz y radiación

La luz del campo y el 50 % de la línea de penumbra del campo de radiaciones deben coincidir a la profundidad del máximo de dosis en un rango de 3 mm para cada lado del campo 10×10 cm. Se irradian dos películas a la distancia nominal de tratamiento rotando los colimadores 180° entre exposiciones; las películas deben cubrirse con una lamina de plástico o acrílico de 5 mm de espesor; luego se comprueba la congruencia de los ejes de los campos de luz y radiación. Estas congruencias y simetrías deben ser verificadas en todo el rango de posiciones del colimador y el Brazo, para lo cual se emplean películas empaquetadas (“ready - pack”) ubicadas en el isocentro y perpendiculares al eje del campo de luz. Se deben realizar marcas sobre las películas que denoten el eje y bordes del haz de luz. El borde del campo se define generalmente como la línea del 50% de la dosis en el centro del haz. El ancho total a la mitad de la altura del campo de radiación se mide generalmente en base a la Densidad Optica (DO), para lo cual es necesario que ésta se encuentre en el rango de linealidad con la dosis. Por lo general se debe obtener entre 2.5 y 3.5 de DO en la placa, lo que implica que si se emplean placas de rayos X de diagnóstico comunes se deben impartir entre 0.04-0.05 Gy en cada irradiación, aunque es más recomendable emplear películas radiográficas de verificación (por ejemplo Kodak X-OMAT-V o equivalente), con las cuales las dosis pueden ser de alrededor de 0.5-1 Gy.

Congruencia de tamaños de campos de luz y radiación

Una forma más rápida y sencilla para determinar el tamaño del campo de radiación puede consistir en irradiar dos películas de prueba a la dosis nominal (según el tipo de película) así como a la mitad de esta dosis, respectivamente, con vistas a determinar la DO correspondiente al 50% de dosis. Una vez revelada, la película de comprobación del tamaño del campo es evaluada midiendo la DO en la zona central de esta, y luego buscando la posición de la DO correspondiente a la ‘dosis mitad’ (50%). Durante la aceptación del equipo esta prueba debe realizarse para todo el rango de

tamaños de campos y a diferentes DFS. Debe verificarse además la congruencia de estos tamaños con los reportados por los indicadores digitales y/o mecánicos.

7. Verificación de la posición de la fuente.

A diferencia de los aceleradores lineales, donde se recomienda la comprobación diaria de la constancia de la dosis de referencia, en el caso de las máquinas de Cobalto se propone la verificación semanal de la posición de la fuente, ya que una incorrecta ubicación de la misma puede conllevar a cambios significativos en la uniformidad del haz y la tasa de dosis de referencia.

Una forma rápida y sencilla de realizar esta prueba es mediante una radiografía de control, verificando que los bordes del campo de radiación (50% de DO) se mantengan simétricos respecto al centro del retículo, dentro de la tolerancia especificada para esta prueba.

Si no se dispone de un densitómetro adecuado se puede emplear otro método para comprobar la posición de la fuente, que consiste en fijar un detector (cámara de ionización de 0.1-0.3 cm³ o diodo) solidario al colimador, en el borde del campo, a aproximadamente DFI; se aumenta el tamaño del campo hasta que el detector se encuentre bien dentro del campo y se registra la lectura en aire. Se procede a ir cerrando el campo hasta que la lectura (tasa) alcance el 50% del valor inicial; sin mover el detector respecto al colimador, este último se rota (90°, 180° y 270°) de su posición inicial y se repite la medición de la kerma. Si la fuente está adecuadamente ubicada en el eje central, la segunda lectura no debe diferenciarse significativamente de la primera (por ejemplo, para un equipo con una penumbra de 12 mm para el 80 % - 20 % en d_{max} , las lecturas no deben cambiar en ± 15 %). Esta forma de comprobar la posición de la fuente, por su complejidad, no podría realizarse en la frecuencia semanal propuesta.

8. Indicadores de tamaños de campos.

Se debe comprobar que los tamaños de los campos indicados por la escala del colimador se corresponden con los del campo luminoso. Se emplea una plantilla donde se han trazado previamente cuadrados con tamaños de campos típicos (5, 10, 15, 20, 30 cm, etc.). Se verificará la escala para diferentes DFS.

9. Constancia de posición de la fuente efectiva.

En muchos algoritmos de cálculo de dosis en paciente se emplea la ley del inverso del cuadrado de la distancia para el cálculo a distancias mayores de DFI, por lo que es necesario conocer la posición de la posición efectiva (virtual) de la fuente. Para esto se realizan mediciones en aire (M_i) a diferentes Distancias fuente - cámara (DFC_i); se procede a obtener un gráfico de $1/M_i^{1/2}$ vs DFC_i , cuya extrapolación con el eje DFC permite estimar la posición de la fuente efectiva. Se recomienda que $DFC_i \geq DFI$.

10. Posición del Isocentro mecánico.

La posición del isocentro mecánico (intersección ideal de los ejes de rotación del colimador, brazo y camilla) debe ser determinado para todos los rangos de rotación del colimador, brazo y camilla. Generalmente la tolerancia se especifica como una cota superior del diámetro de la esfera que contiene el punto de intersección para todas las orientaciones de la unidad. Se coloca un puntero sobre el colimador y otro sobre la camilla, este último debe marcar el centro de la figura que se forma cuando se gira el colimador y el brazo (y viceversa, para cuando se rota la camilla). El centro de esta figura es el isocentro mecánico; el isocentro mecánico rara vez se encuentra en el primer intento, es decir, esta prueba requiere varias aproximaciones hasta lograr que el puntero que rota junto con el colimador no se aparte del puntero que está situado sobre la camilla (fijo) en más de la tolerancia especificada, después se verifica que el eje luminoso pase por este punto usando la luz del campo y verificando que la cruz del retículo tiene su centro en la punta del puntero fijo para cualquier posición del brazo y del colimador. En ese punto se verifica que el telémetro indique la DFI.

La camilla de tratamiento debe rotar alrededor de un eje coincidente con el eje de rotación del colimador dentro de la tolerancia especificada. Para esto se puede colocar un papel adherido a la camilla, con el brazo en posición vertical, poner la camilla en 0° , subirla a DFI, marcar el cruce, soltar el freno de rotación de la camilla, rotarla 90° en sentido horario, marcar el cruce. Proceder de la misma manera en sentido antihorario.

Una causa de la incongruencia en la posición del isocentro puede deberse a una inclinación del cabezal.

11. Corrección de la inclinación del cabezal.

Se coloca el brazo en cero. Con el cabezal hacia abajo (cero grados), se determina la línea en que esta contenido el rayo central; luego con el cabezal hacia arriba (brazo a 180 grados) se repite el procedimiento. Cualquier desplazamiento en el plano perpendicular al eje del brazo se corrige rotando el cabezal hasta que estos ejes sean colineales. Una vez que se encuentra en la posición correcta, se repite el punto anterior.

12. Posición del Isocentro de radiación.***Colimador***

Colocar el brazo en posición vertical, cerrar un par de mandíbulas del colimador (dejar el otro abierto). Poner una película de verificación sobre el encordado de la camilla (con las láminas correspondientes para el equilibrio electrónico) a DFI. Impresionar la película varias veces para distintos ángulos de colimador (por ejemplo: 0, 120° y 240°). Revelar la placa, las líneas obtenidas deberían interceptarse en un círculo de diámetro menor que la tolerancia especificada. Repetir el procedimiento para el otro par de mandíbulas del colimador.

Brazo

Colocar el Brazo en posición vertical, cerrar un par de lados del colimador (dejar el otro abierto). Poner una placa de rayos x de manera que quede perpendicular a la camilla y que contenga al eje central del haz para todas las posiciones del brazo. Se puede adherir la placa a alguna de las caras de una cuba de acrílico, nivelar dicha cara. Hacer coincidir la proyección de un pelo del cruce con el canto de la placa, y acomodar la camilla de manera que DFI quede aproximadamente en la mitad de la placa. Impresionar la placa varias veces para distintos ángulos de brazo, evitando que haya superposición. Marcar cuidadosamente con una aguja, la posición lumínica del cruce a DFI. Revelar la placa, las líneas obtenidas deberían interceptarse en un círculo de diámetro menor que la tolerancia especificada. Repetir el procedimiento para el otro par de mandíbulas del colimador.

Camilla

Colocar el brazo en posición vertical, cerrar un par de lados del colimador (dejar el otro abierto). Poner una película de verificación sobre el encordado de la camilla (con las láminas correspondientes para el equilibrio electrónico) a DFI. Impresionar la película varias veces para distintos ángulos camilla, evitando que haya superposición. Revelar la placa, las líneas obtenidas deberían interceptarse en un círculo de diámetro menor que la tolerancia especificada.

13. Posición de los láseres.

Debe verificarse que los láseres se cruzan en el isocentro dentro de la tolerancia especificada. Debe comprobarse además la alineación del láser sagital, desplazando la camilla en sentido ascendente y descendente, en todo su rango de trabajo; el láser no debe desplazarse respecto a la marca longitudinal en una plantilla colocada sobre la camilla en más de 2 mm. También se debe verificar la alineación de los láseres laterales (transversales y coronales), para lo cual se puede emplear una hoja de papel blanco, la cual se sostiene verticalmente y se mueve en sentido horizontal en todo el ancho de la camilla; debe observarse que los láseres contrapuestos se intercepten dentro de la tolerancia especificada.

Si se produce un desajuste de los láseres o luces localizadoras, se debe ubicar primeramente el isocentro mecánico por alguno de los procedimientos antes descritos. Una vez hecho esto, se colocarán los láseres de manera que se crucen en este punto. Se ajustará la horizontalidad y verticalidad de los láseres con las imágenes que proyectan en las paredes contrapuestas, empleando nivel de burbuja y plomadas; es recomendable realizar marcas indelebles sobre estas paredes, las cuales pueden facilitar posteriormente el reajuste de los láseres.

14. Escalas de la camilla.

Escala vertical de la camilla: Se coloca la parte superior de la camilla a la altura del isocentro y debe leerse cero en la escala. Escala lateral de la camilla: Con el isocentro en el centro de la parte superior de la camilla la escala debe marcar cero.

15. Intensidad del campo de luz.

Se recomienda que la intensidad del campo luminoso se corresponda con las especificaciones del fabricante y dentro de un 10% del valor medido durante las pruebas de aceptación (preferiblemente no menor que 40 Lux).

Para su evaluación se sugiere seguir el siguiente procedimiento: colocar un campo luminoso de 10×10 cm, encender la luz del campo y apagar todas las luces de la sala de tratamiento. Se procede a colocar un fotómetro (luxómetro) calibrado (con apertura de 1 mm o menor) en el centro de cada cuadrante del campo de luz, a la DFI, y se mide la intensidad de luz en cada uno, calculando el valor promedio para los cuatro cuadrantes. Si la intensidad de luz es inferior al valor esperado en más de un 10%, se debe proceder a limpiar el espejo, y si es necesario, considerar el remplazo de éste o incluso de la fuente de luz.

C) PRUEBAS DOSIMÉTRICAS.

1. Temporizador.

Reproducibilidad

El técnico radioterapeuta debe verificar diariamente la reproducibilidad y estabilidad del temporizador de la unidad de tratamiento. Para esto se puede emplear un cronómetro manual, controlando, por ejemplo, que todos los días 1 min. del temporizador corresponda al mismo tiempo del cronómetro.

Anualmente el físico médico debe realizar esta prueba para diferentes tiempos de irradiación.

Corrección por el tiempo efectivo de irradiación

Existe un error en la medición de la tasa de dosis absorbida en las unidades de ^{60}Co debido al efecto de entrada - salida de la fuente. Para su determinación se pueden emplear varios métodos entre los que tenemos:

⇨ *Método de irradiación múltiple*

⇨ *Método de ajuste lineal*

↗ Método basado en el cronómetro incorporado al electrómetro

Para la determinación del tiempo de tratamiento por campo (o “tiempo de máquina”) el valor de ε determinado por alguno de los métodos anteriores debe **restarse** con su signo al tiempo calculado (manual o por ordenador) a partir de la tasa de dosis de referencia.

Linealidad

Un procedimiento para determinar la no - linealidad del temporizador se basa en coleccionar una serie de lecturas M_i empleando un dosímetro en modo de integración de cargas para diferentes tiempos de máquina ($t_{maq,i}$) en el intervalo de uso clínico. Se determina el tiempo efectivo de irradiación y luego se determinan las tasas de lecturas corregidas para el tiempo efectivo de irradiación, así como su promedio (igual que en la prueba 7 del control de calidad aplicado al equipo de medición). La no – linealidad se obtiene de la ecuación 1.4.

2. Tasa de dosis absorbida de referencia.

Se recomienda que la tasa de dosis de referencia en agua de la unidad se determine empleando el Protocolo de Calibración TRS - 277. Se sugiere además, la implementación de los cálculos computarizados con vistas a minimizar los errores de cálculo y de interpolación de los datos necesarios.

Las medidas para la determinación de la tasa de dosis de referencia deben realizarse empleando el tiempo programado en el temporizador de la unidad de tratamiento, corregido para obtener el tiempo efectivo de irradiación (**restar** con su signo al tiempo programado el error de entrada – salida obtenido en el epígrafe anterior)

Constancia

La tasa de dosis de referencia medida debe compararse (corregida por decaimiento) con la obtenida durante la puesta en servicio de la unidad, y su discrepancia no debe superar la tolerancia especificada.

Reproducibilidad

Debe determinarse la desviación estándar (σ_{n-1}) de la tasa de dosis de referencia mediante varias medidas empleando el temporizador de la unidad. Previamente debe determinarse la influencia de las fluctuaciones intrínsecas del propio sistema de medición, para lo cual puede emplearse una fuente de referencia (^{90}Sr). La reproducibilidad de la tasa de dosis debe ser inferior a la tolerancia especificada; en caso contrario, esto puede ser un indicio de fluctuaciones en el posicionamiento de la fuente durante repetidos procesos de entrada - salida de ésta.

3. Constancia de planitud y simetría.

Planitud

Se puede especificar como la variación porcentual máxima permisible de la dosis dentro del 80% del FWHM del perfil del campo en un plano transversal al eje del haz a una profundidad definida o acordada (por ejemplo 10 cm, d_{max}); generalmente se escogen los planos principales que contiene al eje del colimador (*in - plane*, *cross - plane*). La planitud se puede medir en un maniquí de agua con sistema de rastreo automatizado, o de plástico mediante películas de verificación, para lo cual es necesario disponer de un densitómetro con posibilidades de rastreo, así como conocer la característica sensitométrica de las películas empleadas. Una forma de definir la planitud puede ser:

$$Planitud = \frac{(D_{max} - D_{min})}{(D_{max} + D_{min})} \times 100 \% \tag{1.5}$$

donde: D_{max} , D_{min} : Son las dosis máxima y mínima, respectivamente, dentro del área del 80 % del FWHM del campo.

Simetría

Los resultados del rastreo anterior se pueden utilizar para la determinación de la simetría del haz, que generalmente se define como la desviación porcentual máxima entre la dosis a ambos lados del campo en el 80 % de su ancho total, es decir:

$$\text{Simetría} = \frac{(D_{80\%}^i - D_{80\%}^d)}{D_{\text{eje}}} \times 100 \% \quad (1.6)$$

donde $D_{80\%}^i$ y $D_{80\%}^d$ son las dosis en el lado izquierdo y derecho del 80 % del ancho total respectivamente.

La planitud, así como la simetría del haz deben medirse en perfiles ortogonales sobre el plano transversal al eje del campo y preferiblemente para varios ángulos del brazo. La constancia de estos parámetros significa que no debe permitirse un incremento absoluto mayor que la tolerancia especificada en alguno de estos parámetros, respecto a sus valores en el estado de referencia inicial de la unidad, o en su defecto, a partir de las cartas de perfiles de dosis del fabricante. Por ejemplo, si en el estado de referencia inicial la simetría fuera de 0.5 % y la tolerancia especificada para su constancia de 2 %, entonces podría aceptarse una asimetría de hasta 2.5 %.

Penumbra

Se puede obtener a partir de una película radiográfica o de verificación, o mediante un maniquí de agua con rastreador automático. Se suele definir como la distancia lateral entre el 80 % y el 20 % de la dosis en el eje del haz, a cada lado de éste y a la profundidad del máximo de dosis.

4. Factores de campo.

La verificación de los factores de campo debe realizarse siguiendo el mismo procedimiento empleado durante la puesta en servicio de la unidad; se recomienda que sean medidos en maniquí, a la profundidad de referencia (para ^{60}Co , 5 cm) y para varios campos que cubran el rango de uso (por ejemplo, 5×5 , 10×10 , 20×20 y 30×30 cm). Para campos cuadrados de lado ≤ 5 cm, deben emplearse cámaras de pequeño volumen ($0.1 - 0.3 \text{ cm}^3$).

En el caso de haces de ^{60}Co , si no se dispone de un maniquí de agua con las dimensiones adecuadas, los factores de campo pudieran medirse en aire, con la cámara colocada a la DFS de interés, con caperuza de equilibrio. En este caso, el factor del campo cuadrado de lado i , calculado para el máximo de dosis en maniquí, se puede determinar como la combinación del factor de dispersión en el colimador (F_{col}) y el factor de maniquí (NPSF):

$$FC = \frac{(R)_i}{(R)_{ref}} \times \frac{(PSF)_i}{(PSF)_{ref}} = F_{col} \times NPSF \quad (1.7)$$

donde:

R : es la lectura en aire de la cámara para el campo dado

PSF : Es el factor de dispersión en el máximo para el campo dado.

Los subíndices i y ref corresponden al campo de lado i y el 10x10 cm, respectivamente.

5. Verificación de los factores de cuñas y bandejas.

Factores de cuña

La verificación de los factores de cuña debe realizarse siguiendo el mismo procedimiento empleado durante la puesta en servicio de la unidad. Antes de realizar las mediciones, debe controlarse que cada cuña calce perfectamente en su posición (no tenga juego) y quede enclavada allí aún moviendo el brazo y/o el colimador. Debe verificarse que en cada cuña esté inscripta su identificación y las dimensiones máximas del campo para el cual la cuña puede usarse. Deben verificarse los factores para todas las cuñas disponibles, teniendo en cuenta las diferentes orientaciones (preferiblemente 90° y 270° de colimador y brazo). Si la variación máxima del factor es < 2 %, puede emplearse el valor promedio para todas las orientaciones de la cuña; de lo contrario debe revisarse el mecanismo de sujeción del filtro y de no ser soluble este problema se emplearan diferentes factores para cada orientación. De igual manera, si la dependencia del factor respecto al tamaño del campo es < 1 %, se puede emplear el valor promediado.

Bandeja porta – bloqueadores

El factor de atenuación de ésta se determina de manera similar, para el campo de referencia (10 × 10 cm²) y para cada tipo de bandeja disponible. Si se emplean bandejas ranuradas o barrenadas, el factor se obtiene promediando las medidas para varias posiciones del colimador con la bandeja.

6. Perfiles de campos.

Estas mediciones se realizan generalmente en función de las exigencias o necesidades de datos de entrada del sistema de planificación computarizada disponible, durante el proceso de puesta en servicio de la unidad. Para ello es recomendable emplear un maniquí rastreador automatizado ("*beam analyzer*")

CAPITULO 2

NATURALEZA DE LAS RADIACIONES

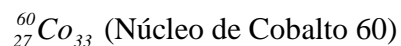
La clasificación de las radiaciones emitidas por las sustancias radiactivas se hizo sobre la base de su poder de penetración en la materia y de acuerdo con el orden creciente de espesores que pueden atravesar. Por otra parte, estudiando su movimiento bajo la acción de campos electromagnéticos, se midieron sus propiedades de carga eléctrica y masa; eventualmente se ha llegado a su completa identificación.

2.1 ISÓTOPOS. DEFINICIÓN Y SIMBOLOGÍA.

Las partículas que forman el núcleo, los protones y neutrones, son conocidos como nucleones cuando forman parte del núcleo. Puesto que cada elemento ha de tener en su núcleo un número definido y constante de protones, y que cada número es característico de cada uno, la única forma mediante la cual se puede modificar sustancialmente la masa del núcleo de un elemento, es aumentando ó disminuyendo el número de neutrones. Para identificar sin ambigüedad a los núcleos, se representan esquemáticamente así:



donde X es el símbolo químico del elemento, Z es el número atómico (indica el número de protones), N es el número neutrónico (indica el número de neutrones) y $A = Z + N$ es el número másico (indica el número total de protones más neutrones). Por ejemplo:



Cada una de las combinaciones que pueden formarse al fijar la cantidad de protones y neutrones, es decir, con valores determinados de Z y A , se denomina núclido. Pero como el valor de Z está implícito en el símbolo químico del elemento, comúnmente suele escribirse de manera simplificada:



Como ejemplos: ^{60}Co , ^{137}Cs , ^{226}Ra , ^{90}Sr (cobalto 60, cesio 137, radio 226 y estroncio 90). Otras formas de nomenclatura adoptadas son: ${}_Z\text{X}^A$, $\text{X} - A$ ó bien la de consignar el nombre completo del elemento, seguido de un guión y el número másico.

Se llama *isótopos* a aquellos núclidos que tienen un mismo número atómico Z , pero diferente número másico A , o sea, igual número de protones pero diferente número de neutrones. Por ejemplo consideremos los átomos del elemento químico Yodo (I), todos tienen en su núcleo 53 protones (osea, $Z = 53$), pero el número de neutrones puede variar dentro de ciertos límites: 74 en el ^{127}I , 75 en el ^{128}I , 73 en el ^{126}I , etc. Todos estos núclidos son isótopos de Yodo y a todos les corresponde el mismo lugar en el sistema periódico de los elementos (isótopos viene del griego *isos topos*, “mismo lugar”). Puesto que la configuración electrónica de los distintos isótopos de un mismo elemento resulta idéntica, sus propiedades químicas también son iguales; sin embargo, las propiedades que radican en el núcleo son diferentes.

Se llaman *isóbaros* a aquellos núclidos que tienen igual número másico A , pero diferente número de protones Z y neutrones N ; como ejemplos se tienen los siguientes núcleos: $^{32}_{15}\text{P}$, $^{32}_{16}\text{S}$, $^{32}_{17}\text{Cl}$. Por su parte, *isótonos* son aquellos núclidos con igual número de neutrones (N) pero diferentes valores de Z y A ; por ejemplo: $^{130}_{52}\text{Te}$, $^{131}_{53}\text{I}$, $^{132}_{54}\text{Xe}$ y $^{133}_{55}\text{Cs}$. Todos ellos tienen 78 neutrones.

Los núcleos atómicos pueden encontrarse en diferentes estados ó niveles energéticos. El estado de más baja energía de un núcleo se llama estado fundamental y los de mayor energía, estados excitados. Puesto que los núcleos tienden siempre a adoptar el estado de más baja energía, se comprende que el estado fundamental sea el más normal de estos. De acuerdo con lo anterior, se denominan *isómeros* a los núclidos cuyos estados excitados tienen un tiempo de vida media de horas, en contraposición con los tiempos de vida media normal de 10^{-7} - 10^{-11} seg. Un ejemplo se tiene en el ^{137m}Ba y ^{137}Ba , de los cuales el primero es el que se encuentra en estado excitado. Los núcleos con valores de Z comprendidos entre 40 y 80, son los que más frecuentemente presentan estados isoméricos; de ahí que algunos autores se refieren a esta zona llamándola isla isomérica.

2.2 RADIATIVIDAD.

Uno de los acontecimientos más relevantes en la historia de la física nuclear lo constituyó el descubrimiento de la radiactividad del uranio por H. Becquerel en 1896. Posteriormente se puso de

manifiesto la radiactividad del polonio, el radio, el torio y el actinio por los esposos Curie. Si bien el núcleo atómico no fue descubierto hasta unos quince años después, el hecho de que el proceso de desintegración radiactiva fuese independiente del estado físico – químico de los átomos mantuvo asombrados a los físicos. Ya por entonces se pensaba que el fenómeno se producía en las partes más internas de éstos. En el año de 1900, Rutherford y Soddy idearon la teoría de las desintegraciones radiactivas, según la cual todos los fenómenos radiactivos llevaban inherentes la transformación “espontánea” de unos átomos en otros.

2.2.1 Isótopos radiactivos naturales. Radiactividad artificial.

Existen dos clases de isótopos: unos que son estables y permanecen inalterados y otros, llamados radiactivos, que tienden a transformarse en isótopos estables por la emisión espontánea ya sea de partículas cargadas y/o radiación electromagnética. Dentro de estos últimos hay algunos que se encuentran corrientemente en la naturaleza, se llaman isótopos radiactivos ó radioisótopos naturales, mientras que los restantes han sido producidos artificialmente al “bombardearlos” con partículas atómicas de otros núcleos. En ambas clases de isótopos radiactivos sólo se ha observado un número muy limitado de formas de desintegración, siendo las partículas alfa (α), las partículas beta (β) y los rayos gamma (γ) las principales formas de radiación emitida. En la actualidad se conocen cerca de 1030 isótopos radiactivos, de los cuales sólo cerca de 65 son naturales.

Casi todos los isótopos radiactivos que existen en la naturaleza corresponden a los elementos más pesados y la totalidad de los que tienen un número atómico mayor de 83 ó número másico mayor de 209 son radiactivos, aunque sólo una parte de ellos son naturales. Los núcleos de estos isótopos contienen en un volumen muy pequeño una gran cantidad de protones y neutrones, todos en movimiento, dando lugar a una configuración que no puede subsistir durante largo tiempo, por lo que mutan mediante la emisión de partículas cargadas acompañadas de cierta cantidad de energía (radiación electromagnética). A través de este proceso, un núcleo de un elemento inicial se convierte en el núcleo de un átomo correspondiente a otro elemento, el que a su vez también puede ser radiactivo, en cuyo caso se desintegrará hasta que, al final, se llegue a un isótopo estable. De esta forma se obtienen las llamadas series radiactivas naturales por desintegraciones sucesivas de todos los miembros, producidas a expensas de un isótopo padre hasta llegar al isótopo finalmente estable.

Además de la radiactividad natural de los isótopos pesados, también se descubrió radiactividad en otros isótopos naturales más ligeros, como son: ^{40}K , ^{50}V , ^{115}In , ^{138}La , ^{142}Ce , ^{144}Nd ,

^{147}Sm , ^{180}Tl , ^{180}W , ^{187}Re , ^{190}Pt y ^{204}Pb . El hallazgo de la radiactividad de algunos de estos isótopos data de hace pocos años y su conocimiento ha contribuido notablemente al estado de perfeccionamiento alcanzado de los métodos de detección de las radiaciones. Es de esperar que en el futuro se siga encontrando radiactividad en otros isótopos considerados estables actualmente, y se llegue al convencimiento de que no existe una estabilidad absoluta. Puede que muchos de los isótopos que se tienen por estables se estén desintegrando a una velocidad tan baja que dicho fenómeno escape a la observación del hombre.

2.2.2 Tipos de decaimiento radiactivo.

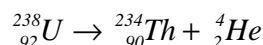
Sólo hay unas cuantas maneras por medio de las cuales los núcleos pueden desintegrarse, sí bien cada tipo de núcleo tiene su propio modo de decaimiento.

a) *Decaimiento alfa (α)*

Un grupo importante de elementos pesados pueden decaer emitiendo partículas alfa, que consisten de un agregado de dos protones y dos neutrones. Estas partículas son idénticas a núcleos de helio (^4He), por lo que su carga es $+2e$ y su número másico es 4. Cuando un núcleo emite una partícula alfa, pierde dos unidades de carga y 4 de masa, transformándose en otro núcleo, como lo indica la siguiente ecuación:



donde X es el núcleo del isótopo inicial e Y es el núcleo del isótopo final. Por ejemplo:



Nótese que los números atómicos y másico deben sumar lo mismo antes y después de la emisión. Nótese también que hay una verdadera transmutación de elementos.

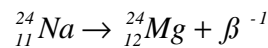
b) *Decaimiento beta (β)*

Hay dos tipos de decaimiento beta, el de la partícula negativa y el de la positiva. La partícula beta negativa que se emite es un electrón, con su correspondiente carga y masa, indistinguible de los electrones de las capas atómicas. En vista de que los núcleos no contienen electrones, la explicación

de esta emisión es que un neutrón del núcleo se convierte en un protón y un electrón; el protón resultante permanece dentro del núcleo en virtud de las fuerzas nucleares, y el electrón escapa con cierta energía cinética como partícula beta. El número másico del núcleo resultante es el mismo que el del núcleo original, pero su número atómico se ve aumentado en uno (gana una carga positiva), siendo este núclido resultante el isóbaro del elemento que le sigue en el sistema periódico. La ecuación que describe este proceso es la siguiente:



donde P^+ es el protón, N es el neutrón y β es la partícula beta. Por ejemplo:

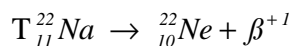


Debe mencionarse que en todo decaimiento β se emite también una nueva partícula, el neutrino (η). Esta partícula no tiene carga y su masa es despreciable, por lo que no afecta el balance de la ecuación anterior; por esa razón y porque los neutrinos son muy inícuos no se incluyen en la ecuación. Sin embargo, se lleva parte de la energía total disponible en el proceso, quedando la partícula β con sólo una parte de ésta.

Algunos núcleos emiten partículas beta positivas (positrones), que tienen la misma masa que los electrones y carga opuesta a éstos ($+e$). Los positrones son las antipartículas de los electrones. Se crean en el núcleo cuando un protón se convierte en un neutrón. El nuevo neutrón permanece en el núcleo y el positrón (junto con el neutrino) es emitido. En consecuencia, el núcleo pierde una carga positiva (su número atómico se ve disminuido en uno) aunque su número másico se mantiene constante. Mediante este proceso, el núclido padre se convierte en el isóbaro del elemento que le antecede en el sistema periódico. La ecuación que describe este proceso de decaimiento es la siguiente:



Por ejemplo:

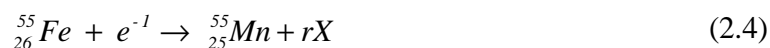


c) Decaimiento gamma (γ)

Los rayos gamma son fotones, o sea, radiación electromagnética (como la luz visible, los rayos ultravioletas, los rayos infrarrojos, los rayos X, las microondas y las ondas de radio). No tienen carga ni masa, y solamente constituyen energía emitida en forma de onda. En consecuencia, cuando un núcleo emite un rayo gamma, se mantiene como el mismo núcleo, pero en un estado de menor energía.

d) Decaimiento por captura electrónica (captura K)

En ciertos núclidos es posible otro tipo de decaimiento, la captura electrónica. En este caso el núcleo atrapa un electrón orbital. En consecuencia uno de sus protones se transforma en un neutrón. Luego, en la capa donde se encontraba el electrón capturado queda una vacancia. Para llenar esta vacancia, cae un electrón de una capa exterior (*L, M, etc*), emitiendo de manera simultánea un fotón de rayos X. Lo mismo pasa con la vacancia dejada por el segundo electrón. El electrón atrapado por el núcleo generalmente proviene de la capa K. El fenómeno de cubrir las vacancias produce al final la emisión de rayos X característicos (*rX*) del nuevo átomo, como lo muestra el siguiente ejemplo :



Hay otros procesos de menos importancia que también implican decaimiento radiactivo, transmutación de elementos y emisión de alguna radiación característica. Por otro lado, si se cuenta con un acelerador de partículas ó un reactor nuclear, se puede inducir un gran número de reacciones nucleares acompañadas por sus correspondientes emisiones. De hecho, en la gran mayoría de fuentes radiactivas que se usan en la actualidad, la radiactividad ha sido inducida por bombardeo con neutrones provenientes de un reactor nuclear.

Hay fuentes radiactivas que emiten neutrones, pero éstos provienen de reacciones nucleares secundarias, porque ningún núcleo emite neutrones espontáneamente, salvo en el caso poco común de la fisión nuclear, la cual va acompañada por la emisión de varios neutrones.

2.2.3 Energías de decaimiento.

La segunda propiedad que caracteriza el decaimiento radiactivo de cada núclido es la energía de la radiación emitida. Esta energía está dada por la diferencia entre los niveles involucrados en el decaimiento. Como los núcleos sólo pueden existir en niveles de energía fijos (se dice que su

energía está cuantizada), se deduce que la energía de decaimiento entre dos estados dados es siempre la misma. Esta energía puede incluso servir para identificar el núclido.

Las radiaciones alfa (α) y gamma (γ) cumplen con esta regla de ser monoenergéticas si provienen de un solo tipo de decaimiento. Las beta (β), sin embargo, deben compartir la energía disponible con el neutrino, por lo que tienen un espectro continuo de energías. Las radiaciones nucleares tienen normalmente energías del orden de los MeV.

2.3 LEY DE DECAIMIENTO RADIOACTIVO

La tercera propiedad característica de la desintegración radiactiva es su rapidez. Un núclido al desintegrarse se transforma en otro, y por lo tanto, el original desaparece. Si el proceso es rápido, el núclido original dura poco (pronto se agota). Si el proceso es lento, puede durar mucho tiempo, hasta miles de millones de años.

Supóngase que se tiene una muestra de material radiactivo con un número dado N de núcleos radiactivos en cualquier instante de tiempo, la velocidad con que disminuye dicho número de núcleos, por su desintegración en función del tiempo $-dN/dt$, será igual al producto de N por la fracción de átomos que se desintegran por unidad de tiempo λ , es decir :

$$-\frac{dN}{dt} = \lambda N \quad (2.5)$$

Al reescribir la ecuación 2.5, se transforma en:

$$dN = -\lambda N dt \quad (2.6)$$

donde λ es llamada *constante de desintegración* y representa la fracción o el porcentaje de núcleos radiactivos que se desintegran en una muestra del material radiactivo. Esta constante es característica de cada elemento y cada tipo de decaimiento.

Integrando ambos miembros de la ecuación 2.6 y suponiendo que para $t = 0$ (al inicio), el número de núcleos radiactivos presentes en la muestra es N_0 , se obtiene que:

$$N(t) = N_0 \text{Exp}(-\lambda t) \quad (2.7)$$

donde $N(t)$ es el número de núcleos de radiactivos presentes en la muestra en el tiempo t .

La actividad A de una muestra es el número de desintegraciones que ocurren en la misma por unidad de tiempo. En otras palabras, es la rapidez a la que se desintegra la muestra radiactiva, o sea:

$$A = -\frac{dN}{dt} \quad (2.8)$$

Además, la actividad de una muestra radiactiva es proporcional al número N de núcleos que se desintegran en cada instante (siendo la constante de proporcionalidad el porcentaje de átomos radiactivos que se desintegran en la muestra por unidad de tiempo, es decir, la constante de desintegración λ del átomo radiactivo en cuestión). Esto significa que en el instante $t = 0$, la actividad de la fuente puede calcularse como $A_0 = \lambda N_0$, y para un instante cualquiera $t = t$ la actividad de la fuente puede calcularse por $A(t) = \lambda N$, siendo N el número de núcleos presentes en la muestra en dicho instante. Por lo tanto, si sustituimos las consideraciones anteriores en la ecuación 2.7, se obtiene que:

$$A(t) = A_0 \text{Exp}(-\lambda t) \quad (2.9)$$

La actividad de una muestra radiactiva no se ve afectada por las condiciones físico-químicas de la misma. Su medición suele expresarse en átomos desintegrados por segundo, y es mayor o menor según si λ es grande o pequeña.

2.3.1 Unidades de la actividad.

La unidad más común usada para medir la actividad de una fuente radiactiva es el Curie (Ci), 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 ^{226}Ra , pero se abandonó debido a sus limitaciones tanto conceptuales como experimentales. También son muy usados algunos submúltiplos del Curie:

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

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

$$1\text{pCi} = 1 \text{ picoCurie} = 3.7 \times 10^{-2} \text{ des/seg} = 2.22 \text{ des/min}$$

En el Sistema Internacional de Unidades (*SI*), se ha definido el Becquerel (*Bq*), que equivale a una desintegración por segundo, como unidad de medida de la actividad de una muestra radiactiva. Sus submúltiplos más utilizados son:

$$1 \text{ kBq} = 1 \text{ kiloBecquerel} = 1000 \text{ des/seg.}$$

$$1 \text{ MBq} = 1 \text{ MegaBecquerel} = 1000000 \text{ des/seg} = 10^6 \text{ des/seg}$$

Es claro que ambas unidades, el Curie y el Becquerel, se relacionan por medio del siguiente factor de conversión:

$$1 \text{ Ci} = 3.7 \times 10^{10} \text{ Bq} = 3.7 \times 10^{10} \text{ des/seg}$$

2.3.2 Vida Media. Período de Semidesintegración.

Con el fin de formular de una manera sencilla la velocidad de desintegración de los isótopos radiactivos, se utiliza una magnitud llamada período de semidesintegración o vida media ($T_{1/2}$), el cual se define como el tiempo que tiene que transcurrir para que la actividad o velocidad de desintegración de una muestra radiactiva, se reduzca a la mitad de su valor inicial. Sustituyendo $A = A_0/2$ y $t = T_{1/2}$ en la ecuación 2.9 (o ecuación de decaimiento), se obtiene:

$$T_{1/2} = \frac{\text{Ln}(2)}{\lambda} = \frac{0.693}{\lambda} \tag{2.10}$$

Despejando λ de la ecuación anterior (2.10) y se sustituye el resultado en la ecuación 2.9, se obtiene que tal ecuación se puede escribir de la siguiente forma:

$$A(t) = A_0 \text{ Exp} \left(-0.693 \frac{t}{T_{1/2}} \right) \tag{2.11}$$

Donde la expresión

$$\text{Exp} \left(-0.693 \frac{t}{T_{1/2}} \right)$$

se denomina factor de desintegración. El período de desintegración es característico de cada isótopo radiactivo y su valor puede variar de una fracción muy pequeña de segundo para unos, hasta muchísimos millones de años para otros.

En pocas palabras, la vida media de un isótopo radiactivo es el tiempo que se requiere para que se desintegren la mitad de los átomos en una muestra de éste.

2.4 INTERACCION DE LA RADIACIÓN GAMMA CON LA MATERIA

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 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 por la materia, los rayos gamma (γ) 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 ó dispersión coherente, según el cual, el fotón no pierde energía, pues solamente cambia su dirección.

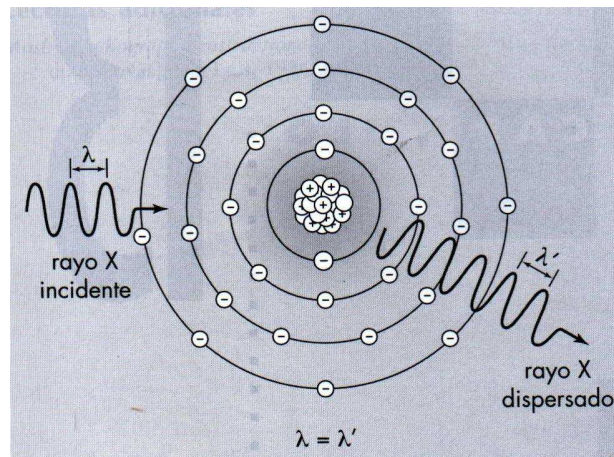


Fig. 2.1. Ilustración de la dispersión clásica o coherente.

De todos los procesos de interacción de los 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 (0.01 a 10 MeV), son los tres siguientes: el efecto fotoeléctrico, el efecto Compton y el proceso de formación y aniquilación de pares

2.4.1 ATENUACION DEL HAZ DE RADIACIÓN

En la figura 2.2 se muestra un arreglo diseñado para medir las características de la atenuación de fotones. Un estrecho haz monoenergético de fotones está incidiendo sobre un absorbedor de espesor variable. Se coloca un detector a una distancia fija de la fuente suficientemente lejos del absorbedor, de tal manera que únicamente se miden los fotones primarios. En este arreglo, el detector no mide radiación dispersa. Así, si un fotón interactúa con un átomo, es completamente absorbido o dispersado lejos del detector.

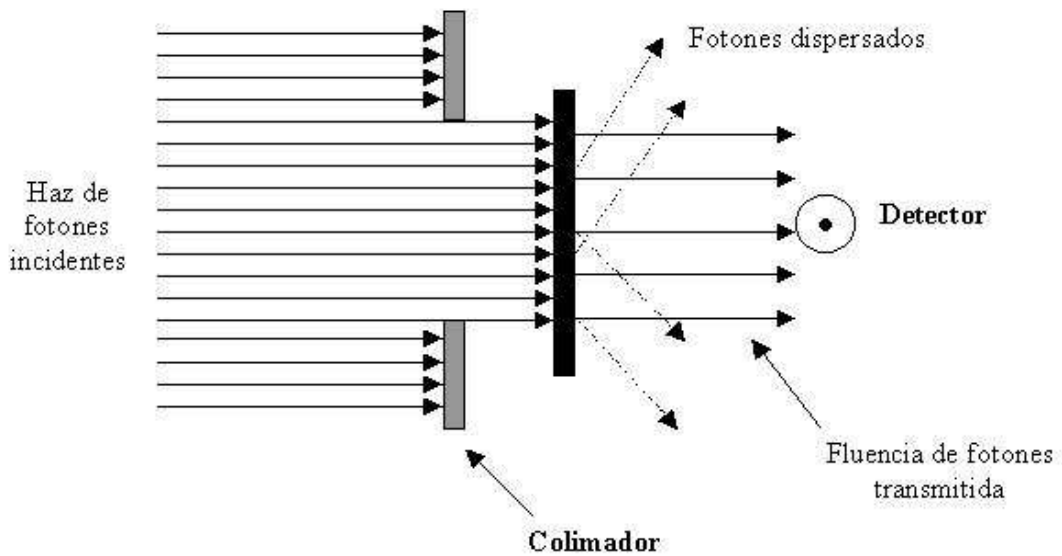


Fig. 2.2. Diagrama que ilustra un arreglo experimental para estudiar la atenuación de un haz estrecho a través de un absorbedor.

Bajo esas condiciones, la reducción en el número de fotones dN es proporcional al número de fotones incidente N , y el espesor del absorbedor dx :

$$dN \propto Ndx$$

por lo que

$$dN = - \mu Ndx \tag{2.12}$$

donde μ es una constante de proporcionalidad, llamada *coeficiente de atenuación*. El signo menos indica que el número de fotones disminuye conforme aumenta el espesor del absorbedor. La ecuación 2.12 puede describirse también en términos de intensidad I :

$$dI = -\mu I dx \tag{2.13}$$

o

$$\frac{dI}{I} = -\mu dx \tag{2.14}$$

Si el espesor “ x ” se expresa como una longitud, entonces μ es llamado *coeficiente de atenuación lineal*.

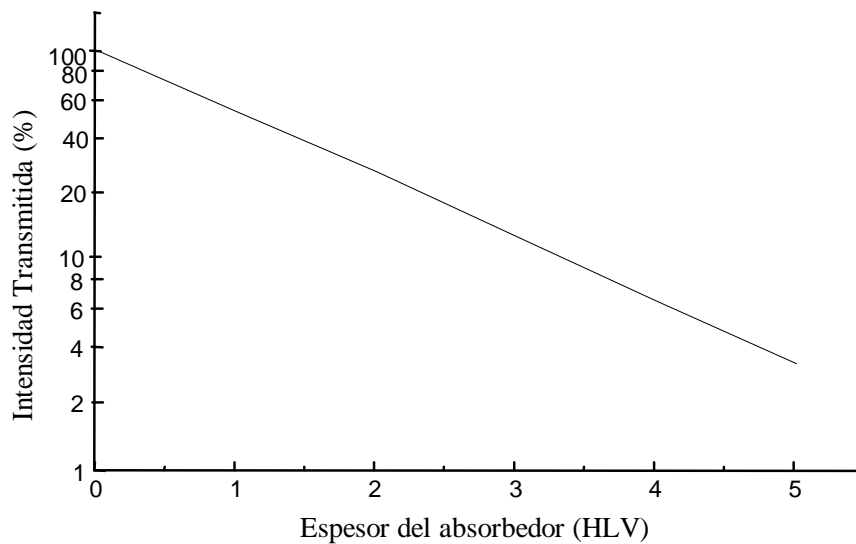


Fig. 2.3. Gráfico del porcentaje de transmisión de un haz monoenergético estrecho en función del espesor del absorbedor.

La ecuación diferencial 2.14 puede resolverse para obtener la siguiente ecuación:

$$I(x) = I_o e^{-\mu x} \tag{2.15}$$

donde $I(x)$ es la intensidad transmitida en un espesor x , I_o es la intensidad incidente en el absorbedor.

La capa hemirreductora (Half-Value Layer, *HLV*) se define como el espesor requerido para atenuar la intensidad del haz de radiación a la mitad de su valor original. Lo que significa que cuando $x = HLV$, $I = 1/2 I_o$ por definición. Así de la ecuación 2.15 se puede mostrar que

$$HLV = \frac{\ln 2}{\mu} \quad (2.16)$$

En la figura 2.3 se muestra una curva de atenuación para un haz monoenergético.

2.4.2 COEFICIENTES DE INTERACCION DE FOTONES CON LA MATERIA

a) *Coefficiente de atenuación*

El coeficiente de atenuación lineal μ tiene, en el sistema CGS, unidades de cm^{-1} . En general, este coeficiente depende de la energía de los fotones y de la naturaleza del material. Puesto que la atenuación producida por un espesor x depende del número de electrones presentes en el espesor, μ es directamente proporcional a la densidad del material. Así, dividiendo μ por la densidad ρ , resulta el coeficiente μ/ρ que es independiente de la densidad. μ/ρ se conoce como *coeficiente de atenuación másico*. Este coeficiente es más fundamental que el coeficiente de atenuación lineal puesto su dependencia de la naturaleza del material no involucra la densidad pero toma muy en cuenta la composición atómica.

Las dimensiones del coeficiente de atenuación másico son cm^2/g . Cuando se utiliza μ/ρ en la ecuación 2.14, el espesor debe expresarse como ρx , que tiene unidades de g/cm^2 .

Debe hacerse énfasis en que el proceso de atenuación o el coeficiente de atenuación representa la fracción de fotones removidos por unidad de longitud. La intensidad transmitida $I(x)$ en la ecuación 2.14 es debida a los fotones que no interactúan con el material. Los fotones que interactúan transfieren parte de su energía al material, resultando una absorción total o parcial.

b) *Coefficiente de transferencia de energía*

Cuando un fotón interactúa con los electrones en el material, una parte de su energía se convierte en energía cinética del electrón. Si únicamente una parte de la energía del fotón es dada al electrón, el fotón es dispersado con la energía reducida. El fotón dispersado puede interactuar con una transferencia de energía completa o parcial a los electrones. Así, un fotón puede experimentar una o múltiples interacciones, en las cuales la energía perdida por fotón se convierte en energía cinética del electrón.

Si consideramos un haz de fotones atravesando un material, la fracción de la energía de fotones transferida como energía cinética a las partículas cargadas por unidad de espesor de

absorbedor es llamada *coeficiente de transferencia de energía* μ_{tr} . Este coeficiente está relacionado con μ por la ecuación

$$\mu_{tr} = \frac{\bar{E}_{tr}}{h\nu} \mu \quad (2.17)$$

donde \bar{E}_{tr} es la energía transferida como energía cinética a las partículas cargadas por interacción y $h\nu$ es la energía del fotón incidente. El *coeficiente másico de transferencia de energía* está dado por μ_{tr}/ρ .

c) Coeficiente de Absorción de Energía

Muchos de los electrones puestos en movimiento por los fotones pierden su energía por colisiones inelásticas con los electrones de los átomos del material. Unos pocos electrones, dependiendo del número atómico del material, pierden la energía por interacciones de bremsstrahlung con el núcleo. La energía de los fotones producidos por bremsstrahlung es radiada hacia fuera del volumen local como rayos X y no se incluyen en la energía absorbida localmente.

El *coeficiente de absorción de energía* μ_{en} se define como:

$$\mu_{en} = \mu_{tr} (1 - g) \quad (2.18)$$

donde g es la fracción de la energía de las partículas secundarias cargadas que se pierde por bremsstrahlung en el material. Como antes, el coeficiente de absorción másico de energía está dado por μ_{en}/ρ .

Para muchas interacciones que involucran tejidos del cuerpo u otros materiales con número atómico bajo, en las que los electrones pierden su energía casi en su totalidad por colisiones de ionización, la componente por bremsstrahlung es despreciable. Así, $\mu_{en} = \mu_{tr}$ bajo esas condiciones. Esos coeficientes difieren apreciablemente cuando la energía cinética de las partículas secundarias es alta y el material atravesado tiene un número atómico elevado.

El coeficiente de absorción másico de energía es una cantidad importante en radioterapia puesto que permite la evaluación de la energía absorbida en el tejido, una cantidad de interés en la predicción de los efectos biológicos de la radiación.

2.5 PROCESOS DE INTERACCION DE LOS RAYOS GAMMA CON LA MATERIA

La atenuación del haz de fotones por un material absorbente es causada por cinco tipos principales de interacción. Uno de estos tipos, la fotodesintegración, es importante solamente para fotones de alta energía (>10 MeV). Los otros cuatro procesos son la dispersión coherente, el efecto fotoeléctrico, el efecto Compton y la producción de pares. Cada proceso puede representarse por su propio coeficiente de atenuación que varía en forma particular con la energía de los fotones y con el número atómico del material absorbedor. El coeficiente de atenuación total es la suma de los coeficientes individuales para cada proceso:

$$\frac{\mu}{\rho} = \frac{\sigma_{coh}}{\rho} + \frac{\tau}{\rho} + \frac{\sigma_c}{\rho} + \frac{\pi}{\rho} \quad (2.19)$$

donde σ_{coh} , τ , σ_c y π son los coeficientes de atenuación para la dispersión coherente, el efecto fotoeléctrico, el efecto compton y la producción de pares, respectivamente. La dispersión coherente es más probable en materiales de alto número atómico y fotones de baja energía, el proceso es únicamente de interés académico en radioterapia por lo que no se tratará aquí.

2.5.1 EFECTO FOTOELECTRICO

El efecto fotoeléctrico es un fenómeno en el cual un fotón interactúa con un átomo y expulsa uno de los electrones orbitales del átomo (Fig. 2.4). En este proceso, toda la energía del fotón $h\nu$ se transfiere al electrón. La energía cinética del electrón arrancado del átomo (llamado *fotoelectrón*) es igual a $h\nu - E_B$, donde E_B es la energía de enlace del electrón. Las interacciones de este tipo tienen lugar en las capas K, L, M o N.

Después que el electrón ha sido expulsado del átomo, se crea una vacancia en el nivel, elevando al átomo a un estado excitado. La vacancia puede llenarse con otro electrón orbital con la emisión de un rayo X característico. Existe además la posibilidad de la emisión de electrones Auger, los cuales son electrones monoenergéticos producidos por la absorción interna de un rayo X característico por el átomo. Puesto que la energía de enlace de un electrón de la capa K de tejidos suaves es aproximadamente 0.5 KeV, la energía de los fotones característicos producidos en absorbedores biológicos es tan pequeña que puede considerarse que se absorbe localmente. Para fotones de energías más altas y materiales con número atómico más grande, los fotones

característicos son de alta energía y pueden depositar la energía en una distancia más larga comparada con el rango de los fotoelectrones. En tales casos, la absorción de energía local se reduce por la energía emitida como radiación característica (llamada radiación fluorescente) que se considera absorción leve.

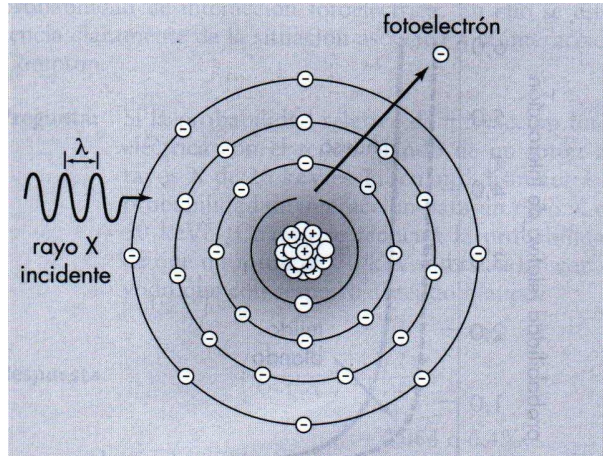


Fig. 2.4. Diagrama que ilustra el efecto fotoeléctrico

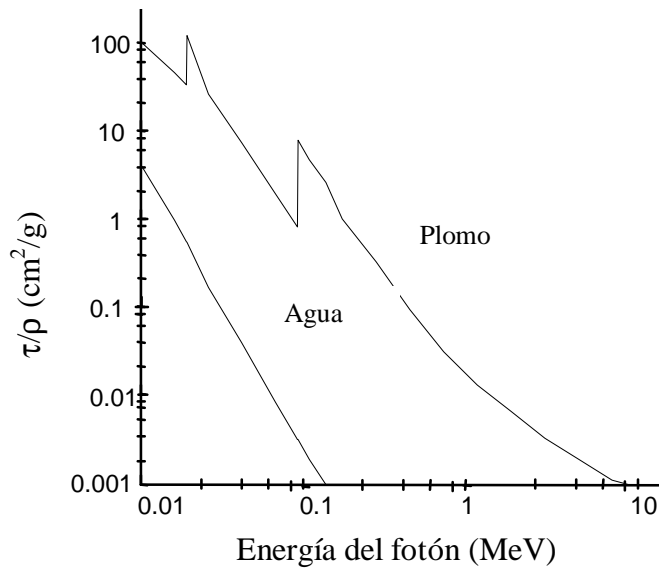


Fig. 2.5. Coeficiente fotoeléctrico de atenuación másico τ/ρ vs. la energía del fotón. Curva para el agua ($Z = 7.42$) y plomo ($Z = 82$)

La probabilidad de la absorción fotoeléctrica depende de la energía de los fotones tal como se muestra en la figura 2.5, donde el coeficiente de atenuación másico fotoeléctrico, τ/ρ , se grafica

como una función de la energía del fotón. Los datos mostrados para agua representan un material con número atómico bajo similar al tejido, y los del plomo, representan un material de número atómico alto. Puesto que en una escala logarítmica, el gráfico para agua es aproximadamente una línea recta con una pendiente de aproximadamente -3 , tenemos la siguiente relación entre τ/ρ y la energía del fotón:

$$\frac{\tau}{\rho} \propto \frac{1}{E^3} \quad (2.20)$$

El gráfico para el plomo tiene discontinuidades en aproximadamente 15 y 88 KeV, llamadas *radiación de pico*, que corresponden a las energías de enlace de las capas L y K. Un fotón con energía menor que 15 KeV no tiene energía suficiente para expulsar un electrón. Así, por debajo de 15 KeV, la interacción está limitada a electrones de la capa M o mayores. Cuando el electrón tiene una energía que es justamente igual a la energía de enlace de la capa L, ocurre resonancia y la probabilidad de que se dé la absorción fotoeléctrica es muy alta. Más allá de este punto, si la energía del fotón aumenta, la probabilidad de la atenuación fotoeléctrica disminuye aproximadamente con $1/E^3$ hasta la próxima discontinuidad, la absorción de pico de la capa K. Para este punto en el gráfico, el fotón tiene 88 KeV de energía que es justamente suficiente para expulsar un electrón de la capa K. Como se ve en la figura 2.5, la probabilidad de absorción en el plomo para esta energía crítica incrementa dramáticamente, por un factor de aproximadamente 10.

Las discontinuidades o absorción de pico para el agua no se muestra en el gráfico porque la absorción de pico K para agua ocurre para una energía de fotones muy baja ($\approx 0,5 \text{ KeV}$).

Los datos para varios materiales indican que la atenuación fotoeléctrica depende fuertemente del número atómico del material absorbedor. La siguiente relación aproximada establece que

$$\frac{\tau}{\rho} \propto Z^3 \quad (2.21)$$

Esta relación fundamenta la base de muchas aplicaciones en radiodiagnóstico. La diferencia en Z para varios tejidos, tales como hueso, músculo y grasa, amplifican la absorción diferencial de rayos X, considerando que para ortovoltaje que el modo primario de interacción es el fotoeléctrico. Esta dependencia con Z^3 es además explotada cuando se usa materiales de contraste como mezclas con BaSO_4 . En terapia radiológica, los haces de energía baja producidos por máquinas de ortovoltaje

y terapia superficial causan una alta e innecesaria absorción de rayos X en hueso debido a la dependencia de Z^3 . Combinando las ecuaciones 2.20 y 2.21 obtenemos:

$$\frac{\tau}{\rho} \propto \frac{Z^3}{E^3} \quad (2.22)$$

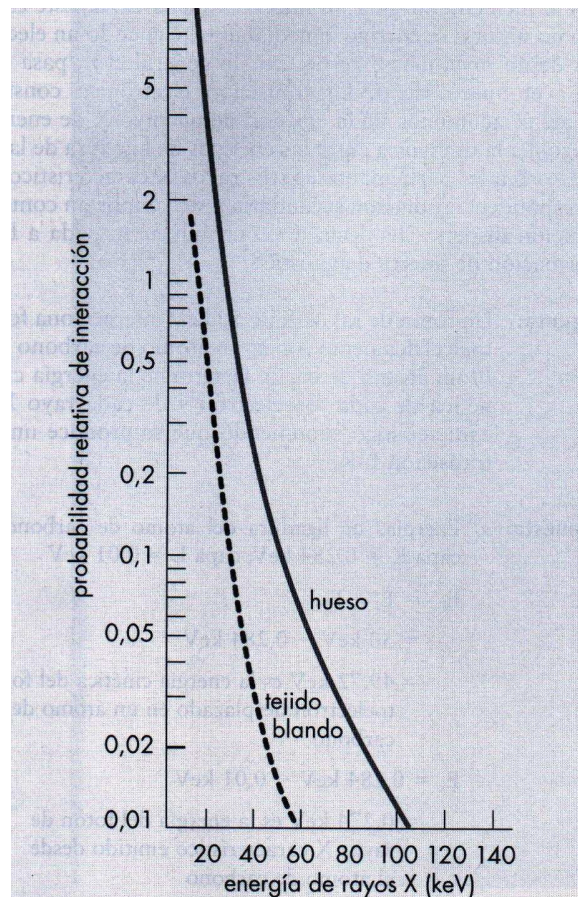


Fig. 2.6. La probabilidad relativa de que un fotón experimente una interacción fotoeléctrica con el tejido blando y con el hueso para energías menores a 150 KeV.

La distribución angular de los electrones emitidos en procesos fotoeléctricos depende de la energía del fotón. Para un fotón de baja energía, la probabilidad de que el fotoelectrón se emita casi a 90° relativos a la dirección del fotón incidente es alta. Conforme aumenta la energía del fotón, el fotoelectrón se emite a ángulos cada vez menores que 90° pero tendiendo a la dirección del fotón incidente.

2.5.2 EFECTO COMPTON

En el proceso Compton, el fotón interactúa con un electrón del átomo como si se tratara de un electrón libre. El término “libre” aquí significa que la energía de enlace del electrón es mucho menor que la energía del fotón incidente. En esta interacción, el electrón recibe parte de la energía del fotón y es emitido a un ángulo θ (Fig. 2.7). El fotón, con su energía reducida, es dispersado a un ángulo ϕ .

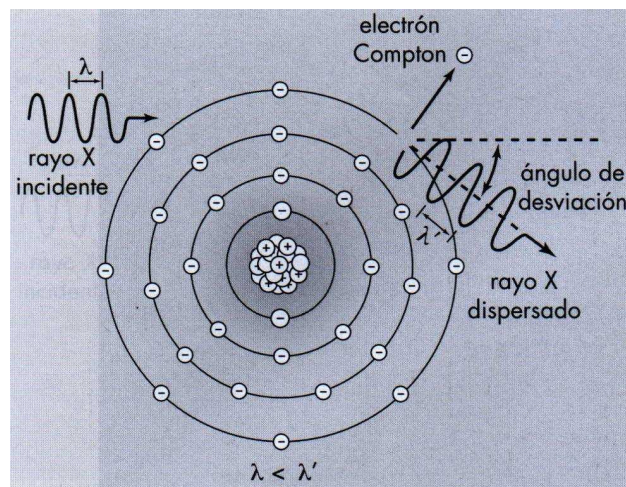


Fig. 2.7. Diagrama que ilustra el efecto Compton.

La interacción entre el fotón y el electrón en el proceso Compton puede analizarse en términos de una colisión entre dos partículas. Aplicando las leyes de la conservación de la energía y el momento lineal, se derivan las siguientes relaciones:

$$E = h\nu_o \frac{\alpha(1 - \cos \phi)}{1 + \alpha(1 - \cos \phi)} \tag{2.23}$$

$$h\nu' = h\nu_o \frac{1}{1 + \alpha(1 - \cos \phi)} \tag{2.24}$$

$$\cot \theta = (1 + \alpha) \tan\left(\frac{\phi}{2}\right) \tag{2.25}$$

donde $h\nu_o$, $h\nu'$ y E son las energías del fotón incidente, fotón dispersado y electrón, respectivamente. α está dado por

$$\alpha = \frac{h\nu}{m_0 c^2} \tag{2.26}$$

donde $m_0 c^2$ es la energía de reposo del electrón, cuyo valor es 0.511 MeV.

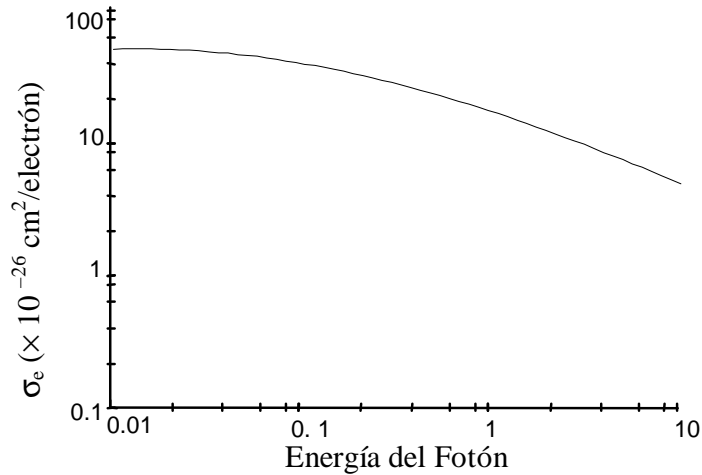


Fig. 2.8. Gráfica del coeficiente Compton electrónico σ_e contra la energía del fotón.

Como se mencionó anteriormente, en el efecto Compton la energía del fotón incidente es grande comparada con la energía de enlace del electrón. Esto está en contraste con el efecto fotoeléctrico el cual es más probable cuando la energía del fotón incidente es igual o ligeramente mayor que la energía de enlace del electrón. Así, conforme la energía del fotón aumenta más allá de la energía de enlace del electrón K, el efecto fotoeléctrico disminuye rápidamente con la energía (Ecuación 2.20 y Fig. 2.5) y el efecto Compton viene a ser predominante. Sin embargo, como se muestra en la figura 2.8, el efecto Compton disminuye con el incremento de la energía del fotón.

Puesto que la interacción Compton involucra esencialmente electrones libres en el material absorbente, *es independiente del número atómico Z*. En consecuencia el coeficiente Compton de atenuación másico σ_e/ρ , es independiente de Z y depende únicamente del número de electrones por gramo. Aunque el número de electrones por gramo de elementos disminuye lenta pero sistemáticamente con el número atómico, se puede considerar que muchos materiales, exceptuando al hidrógeno, tienen el mismo número de electrones por gramo (ver tabla 2.1). Así, σ_e/ρ es aproximadamente el mismo para todos los materiales.

Tabla 2.1 Número de electrones por gramo de varios materiales

Material	Densidad (g/cm ³)	Número Atómico	Número de electrones por gramo (× 10 ²³)
Hidrógeno	0.0000899	1	6.00
Carbono	2.25	6	3.01
Oxígeno	0.001429	8	3.01
Aluminio	2.7	13	2.90
Cobre	8.9	29	2.75
Plomo	11.3	82	2.38
		Número Atómico Efectivo	
Grasa	0.91	5.92	3.48
Músculo	1.00	7.42	3.36
Agua	1.00	7.42	3.34
Aire	0.001293	7.64	3.01
Hueso	1.85	13.8	3.00

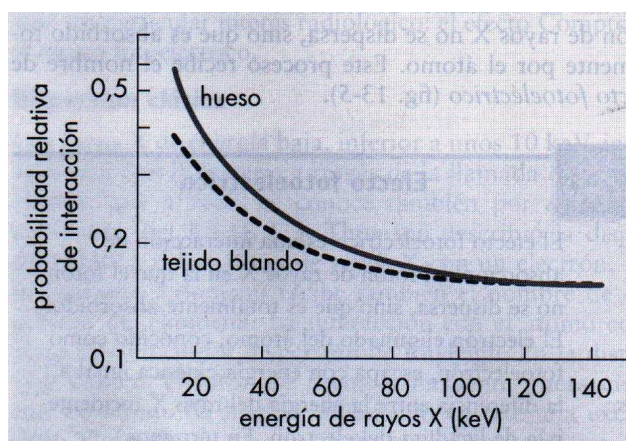


Fig. 2.9. La probabilidad relativa de que un fotón γ experimente una interacción Compton es aproximadamente igual en los átomos diana del tejido blando y del hueso.

Si la energía del haz está en la región donde el efecto Compton es el único modo posible de interacción, ocurrirá aproximadamente la misma atenuación del haz para cualquier material de igual densidad de espesor expresado en g/cm². Por ejemplo, en el caso de un haz de rayos γ de ⁶⁰Co que interactúa con efecto Compton, la atenuación por g/cm² para hueso es aproximadamente la misma que para el tejido suave. Sin embargo, 1 cm de hueso puede atenuar más que 1 cm de tejido suave ya que el hueso tiene mayor densidad electrónica ρ_e (electrones por cm³), el cual está determinado por el número de electrones por gramo.

2.5.3 PRODUCCIÓN DE PARES

Si la energía del fotón es mayor que 1.02 MeV, el fotón puede interactuar con la materia a través del mecanismo de producción de pares. En este proceso (Fig. 2.10), el fotón interactúa fuertemente con el campo electromagnético de un núcleo atómico y toda su energía se emplea para la creación de un par consistente de un electrón negativo e^- y un electrón positivo e^+ (positrón). Puesto que la masa en reposo de un electrón es equivalente a 0.51 MeV, se requiere una energía mínima de 1.02 MeV para crear el par de electrones. Así, la *energía del umbral* para el proceso de producción de pares es 1.02 MeV. El exceso de energía del fotón respecto a este umbral se reparte entre las partículas como energía cinética. La energía cinética disponible para el par electrón-positrón está dada por $(h\nu - 1.02)$ MeV. La tendencia del sentido del movimiento de las partículas creadas es en la dirección del fotón incidente.

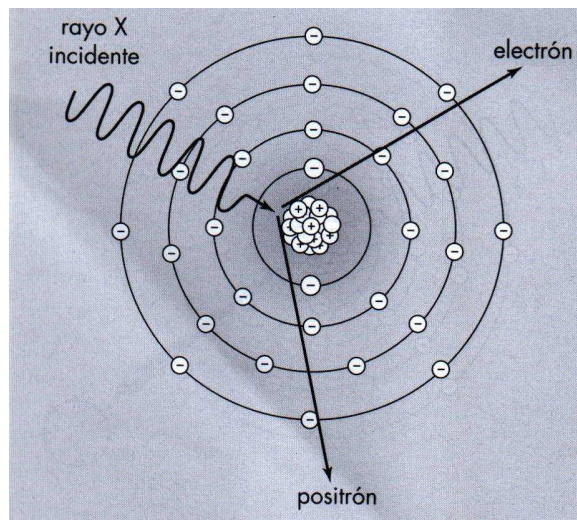


Fig. 2.10. Diagrama que ilustra la producción de pares.

El proceso de producción de pares en un evento en el cual la energía se convierte en masa, tal como predice la ecuación de Einstein, $E = mc^2$. El proceso inverso, denominado conversión de masa en energía, tiene lugar cuando un electrón se combina con un positrón para producir dos fotones, llamados radiación de aniquilación.

a) **Radiación por Aniquilación**

El positrón creado como resultado del proceso de producción de pares pierde su energía conforme atraviesa la materia por el mismo tipo de interacciones que sufre un electrón, a saber, por ionización, excitación y bremsstrahlung. Cerca del fin de su rango, el movimiento lento del positrón permite que se combine con uno de los electrones libres de la vecindad, dando lugar, mediante la aniquilación, a dos fotones de 0.51 MeV cada uno.

Puesto que el momento lineal se conserva en el proceso de aniquilación, los dos fotones son expulsados en direcciones opuestas (Fig. 2.11).

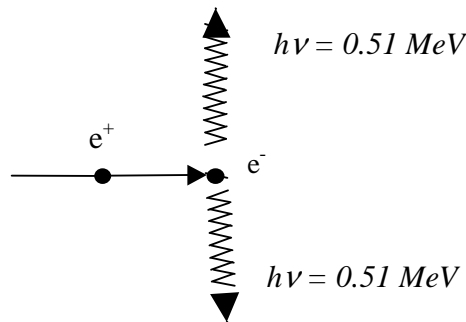


Fig. 2.11. Diagrama que ilustra la producción de la radiación de aniquilación.

b) **Variación de la producción de pares con la energía y el número atómico**

Puesto que la producción de pares ocurre de una interacción con el campo electromagnético del núcleo, la probabilidad de este proceso incrementa rápidamente con el número atómico. El coeficiente de atenuación por producción de pares ${}_a\pi$ varía con Z^2 por átomo, Z por electrón y aproximadamente Z por gramo. En general, para un material dado, la probabilidad de esta interacción aumenta con el logaritmo de la energía del fotón incidente por encima de la energía de umbral. Esa relación se muestra en la figura 2.12. Para remover la dependencia que posee la producción de pares del número atómico, el coeficiente por átomo debe dividirse por Z^2 antes de graficar. Para energías arriba de 20 MeV, las curvas casi coinciden para todos los materiales, indicando que ${}_a\pi \propto Z^2$. Para energías más altas, las curvas para materiales con Z más altos cae por debajo de los materiales con Z bajo porque se elimina la carga nuclear por la carga de los electrones orbitales.

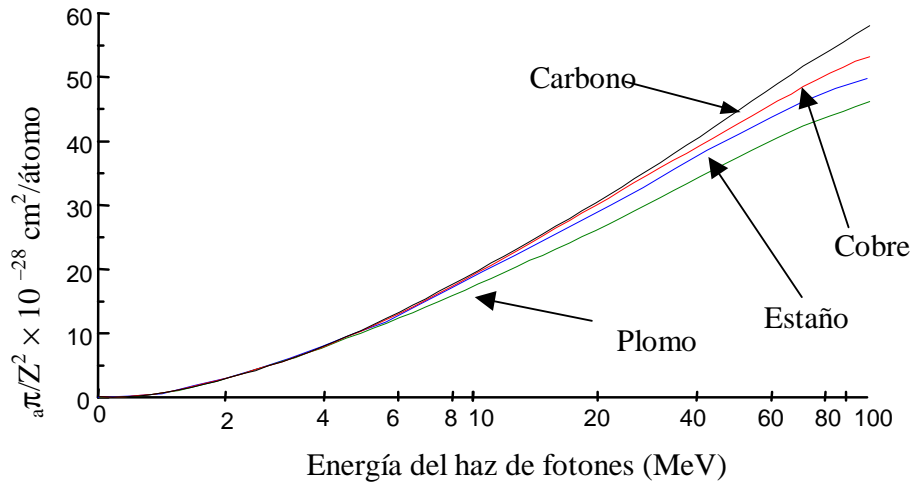


Fig. 2.12. Gráfica del coeficiente de atenuación por producción de pares dividido por el cuadrado de Z en función de la energía del fotón

2.6 IMPORTANCIA RELATIVA DE LOS VARIOS TIPOS DE INTERACCION

El coeficiente de atenuación másico (μ/ρ), es la suma de los cuatro coeficientes individuales:

$$\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{TOTAL} = \left(\frac{\tau}{\rho}\right)_{FOTOELECTRICO} + \left(\frac{\sigma_{coh}}{\rho}\right)_{COHERENTE} + \left(\frac{\sigma}{\rho}\right)_{COMPTON} + \left(\frac{\Pi}{\rho}\right)_{PARES} \quad (2.27)$$

Como se señaló anteriormente, la dispersión coherente es importante únicamente para fotones de energías bajas (<10 KeV) y materiales de alto Z. Para energías terapéuticas, este término es omitido de la suma.

La figura 2.13 es la gráfica del coeficiente total $(\mu/\rho)_{total}$ en función de la energía para dos materiales diferentes, agua y plomo, representativos de materiales de bajo y alto número atómico respectivamente. El coeficiente de atenuación másico es grande para energías bajas y alto número atómico medio porque predomina la interacción fotoeléctrica bajo esas condiciones.

El coeficiente de atenuación decrece rápidamente con la energía hasta que la energía del fotón es mucho mayor que energía de enlace del electrón y el efecto Compton es el modo de atenuación que predomina. En el rango de energías Compton, μ/ρ no difiere grandemente ya que este tipo de interacción es independiente del número atómico. El coeficiente, sin embargo, disminuye con la energía hasta que la producción de pares comienza a ser importante. El dominio de

la producción de pares ocurre para energías mucho más grandes que la energía de umbral, la cual tiene un valor de 1.02 MeV.

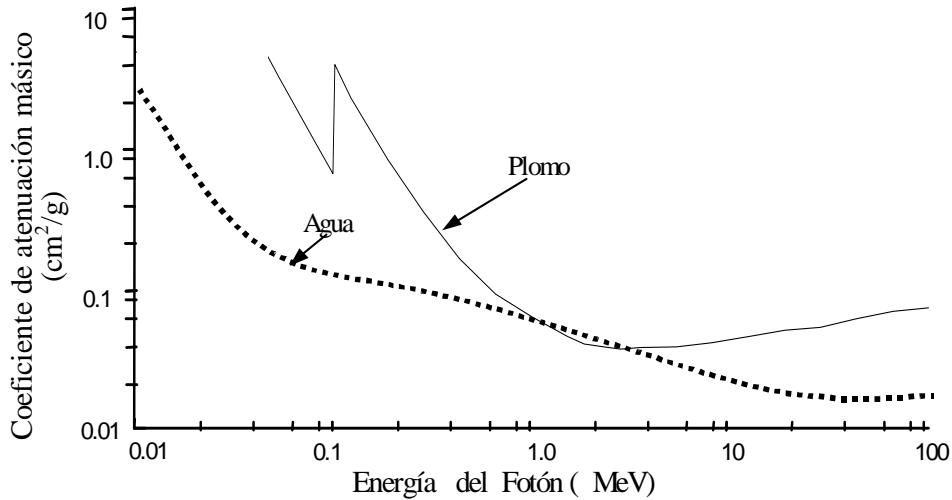


Fig. 2.13. Gráfica del Coeficiente de atenuación másico total μ/ρ en función de la energía del haz de fotones para el plomo y el agua.

Tabla 2.2 Importancia relativa de los procesos fotoeléctricos (τ), compton (σ) y producción de pares (π) en agua.

Energía del Fotón (MeV)	Número relativo de interacciones (%)		
	τ	σ	π
0.01	95	5	0
0.026	60	50	0
0.060	7	93	0
0.150	0	100	0
4.00	0	94	6
10.00	0	77	23
24.00	0	50	50
100.00	0	16	84

La importancia relativa de los tipos de interacción se presenta en forma tabular en la tabla 2.2. Los datos para agua son válidos para tejido suave. Debe notarse que las energías de los fotones listados en la columna 1 representan haces monoenergéticos. Un tubo de rayos X operando a un voltaje pico dado produce radiación de todas las energías menores a la energía pico. Como una aproximación grosera y para propósitos de la tabla de arriba, puede considerarse el promedio de

energía de un haz de rayos X es $1/3$ de la energía pico. Así, un haz monoenergético de 30 KeV en la columna 1 se considera equivalente a un tubo de rayos X operando a aproximadamente 90 kVp. Sin embargo, la precisión de esta aproximación está limitada a los efectos de filtración en el espectro de energía del haz.

CAPITULO 3

MEDICION DE RADIACION. DOSIMETRIA

3.1 MAGNITUDES QUE DESCRIBEN UN HAZ DE RADIACIÓN

Fluencia: La radiación que proviene de un generador de rayos X o de una fuente radiactiva, consiste en un haz de fotones, normalmente con una variedad de energías. Si consideramos un haz monoenergético, entonces una manera de describirlo sería especificando el número de esos fotones que cruzarían un área da , tomado a ángulo recto de los fotones. Esa razón es llamada, por la Comisión Internacional de Unidades Radiológicas y Medidas (ICRU), fluencia o fluencia de fotones, representada por la letra griega mayúscula Φ .

$$\Phi = \frac{dN}{da} \left(\frac{\text{Número de fotones}}{\text{Area}} \right) \quad (3.1)$$

Fluencia de energía: Una buena alternativa para describir un haz es en términos del flujo de su energía. La cantidad de energía que cruza un área es llamada fluencia de energía y está representada por la letra griega Ψ .

$$\Psi = \frac{dN \times hv}{da} \left(\frac{\text{Energía}}{\text{Area}} \right) \quad (3.2)$$

Razón de fluencia: A veces puede interesarnos el número de fotones que atraviesan un área por unidad de tiempo. Esto es llamado tasa de fluencia y se representa por la letra minúscula ϕ .

$$\phi = \frac{d\Phi}{dt} \left[\frac{\text{Fotones}}{\text{Tiempo} \times \text{area}} \right] \quad (3.3)$$

Tasa de fluencia de energía: Es la energía depositada al cruzar un área por unidad de tiempo. Esta representada por la letra ψ mayúscula (Ψ):

$$\psi = \frac{d\Psi}{dt} \left[\frac{\text{Energía}}{\text{tiempo} \times \text{area}} \right] \quad (3.4)$$

Aunque éstos conceptos son simples, la representación real del haz de radiación por cualquiera de estos es difícil porque los haces siempre contienen fotones de diferentes energías (espectro). Para describir un haz real usando estas magnitudes necesitaríamos conocer el número y energías de todos los fotones en el haz y esta información es difícil de obtener.

Exposición: Un haz puede ser descrito en términos de medidas de exposición en Roentgen. Es una medición en términos de su habilidad para ionizar el aire. Se define como la carga liberada por kilogramo de aire.

$$1R = 2.58 \times 10^{-4} \text{ C/kg}$$

3.2 TRANSFERENCIA DE ENERGÍA: KERMA Y DOSIS ABSORBIDA.

Kerma: La transferencia de energía de un haz de fotones se da en dos etapas. La primera etapa (a) involucra la interacción del fotón con un átomo, causando que uno o varios electrones se pongan en movimiento. La segunda etapa (b) involucra la transferencia de energía desde el electrón de alta energía al medio a través de excitación y ionización. Esto se ilustra en la figura 3.1.

El fotón interactúa en el punto (a), transfiriendo alguna de su energía (cinética) a un electrón. Este electrón cede su energía en pequeñas colisiones a lo largo de la trayectoria en (b). La transferencia de energía en (a) es llamada *Kerma* y a lo largo de (b), *dosis absorbida*. El fotón $h\nu'$ es dispersado desde (a); el fotón $h\nu''$ resulta de un bremsstrahlung formado por la colisión entre el electrón y un núcleo. El rayo delta es otro resultado de la trayectoria del electrón formado por la colisión, relativamente violenta, con otro que también es puesto en movimiento.

Una magnitud llamada *kerma* (Kinetic Energy Released in the Medium +A) ha sido introducida por el ICRU para describir la interacción inicial:

$$Kerma = \frac{d\bar{E}_{tr}}{dm} \quad (3.5)$$

donde \bar{dE}_{tr} es la energía cinética que los fotones transfieren a los electrones en un elemento de volumen cuya masa es dm . Es la magnitud que conecta más directamente la descripción del haz de

radiación con sus efectos. Por ejemplo, si se tiene un haz de fotones con energía $h\nu$ y fluencia de fotones Φ , luego el kerma es dado por:

$$K = \Phi \cdot \left(\frac{\mu}{\rho} \right) \cdot \bar{E}_{tr} \quad (3.6)$$

donde (μ/ρ) es el coeficiente de atenuación másico para el medio y \bar{E}_{tr} es la cantidad promedio de energía transferida a los electrones del medio en cada interacción.

El producto $\Phi \left(\frac{\mu}{\rho} \right)$ da el número de interacciones de fotones por unidad de masa del material irradiado por una fluencia de fotones Φ . La unidad del kerma es el J/kg, la misma de la dosis absorbida. En el sistema internacional de medida no hay una unidad especial para el kerma.

En cualquier medio irradiado habrá, por supuesto, un espectro de energías de fotones. Si ese espectro es descrito por $\frac{d\Phi(h\nu)}{dh\nu}$, el kerma será dado por:

$$Kerma = \int_0^{h\nu_{max}} \frac{d\Phi(h\nu)}{dh\nu} \left(\frac{\mu(h\nu)}{\rho} \right) \bar{E}_{tr} \times h\nu \times dh\nu \quad (3.7)$$

la cual es la suma de los kermas de todos los fotones del espectro. El kerma es un concepto usado ampliamente para esclarecer los principios de radiación dosimétrica. Es fácil de calcular pero difícil de medir.

Dosis absorbida: Es la magnitud que más interesa en radioterapia y radiobiología; es la energía absorbida por unidad de masa de materia. La diferencia entre kerma y dosis absorbida se puede ver en la figura 3.1. La energía es transferida a un electrón en (a) pero no toda de ésta es retenida en el medio; alguna de esta radiación se pierde en bremsstrahlung. *La dosis absorbida* es la energía que realmente se retiene en el medio por las ionizaciones y excitaciones que se dan a lo largo de la trayectoria indicada por (b) en la figura 3.1. El kerma y la dosis absorbida no se dan en el mismo lugar. El ICRU ha definido la magnitud llamada dosis absorbida como:

$$D = \frac{d\bar{E}_{en}}{dm} \quad (3.8)$$

donde \overline{dE}_{en} es la energía impartida por la radiación ionizante a una masa dm . El diferencial de masa suele ser considerada suficientemente pequeña por lo que la dosis absorbida es definida en un punto. En realidad no debe ser tan pequeña, pues las fluctuaciones estadísticas en la deposición de energía son significativas.

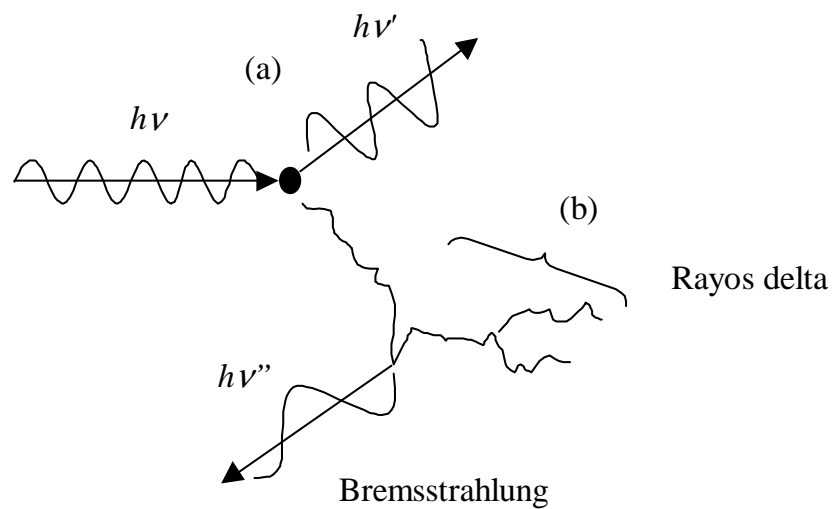


Fig. 3.1. Representación esquemática de la transferencia de energía de un fotón $h\nu$ al medio que atraviesa.

En 1953 se introdujo una unidad especial llamada *rad* (*radiation absorbed dose*) para esta magnitud y recientemente, para que sea congruente con el SI, una nueva unidad llamada *Gray* (*Gy*). La relación entre se expresa de la manera siguiente:

$$\begin{aligned}
 1 \text{ rad} &= 100 \text{ erg/g} \\
 1 \text{ Gy (Gray)} &= 1 \text{ J/kg.} = 10^7 \text{ erg} / 10^3 \text{ g} = 100 \text{ rad} \\
 1 \text{ Gy} &= 100 \text{ rad}
 \end{aligned}$$

En la actualidad, el rad ha dejado de usarse y ha sido reemplazado por el Gray.

3.3 EQUILIBRIO ELECTRÓNICO

El hecho de que el kerma y la dosis absorbida no se den en el mismo lugar, trae severas implicaciones para el cálculo de dosis absorbida. El kerma puede ser relacionado con la fluencia simplemente con la ecuación 3.6. Por otro lado, la dosis absorbida no puede relacionarse de esta simple forma, al menos que exista un estado de equilibrio entre las dos magnitudes.

La figura 3.2 muestra esquemáticamente, a los electrones que se ponen en movimiento cuando un haz de fotones de alta energía bombardea un medio. Para propósitos de ilustración, los electrones se muestran con pequeñas líneas anguladas en la dirección del haz y todos los electrones se muestran viajando (en la misma dirección) una distancia igual al rango R . Se presentarán dos casos:

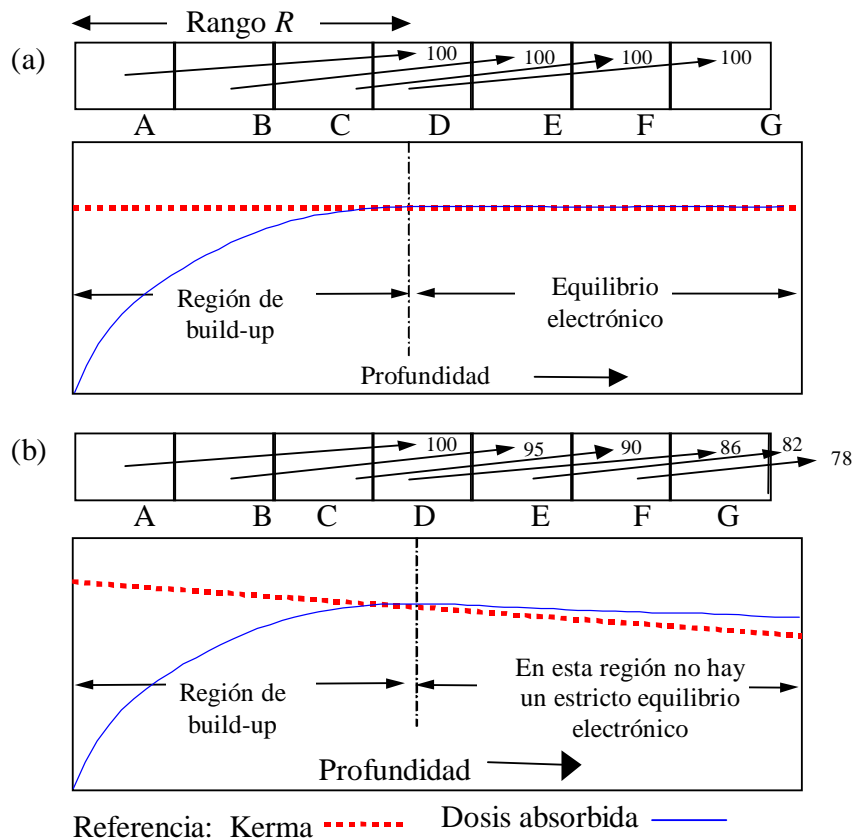


Fig. 3.2. (a) Representación de un equilibrio entre la dosis absorbida y el kerma cuando no hay atenuación del haz de fotones. (b) Similar situación en la que ocurre una atenuación primaria y en la que no hay equilibrio electrónico.

3.3.1 *El haz de fotones sin atenuación.*

En la figura 3.2(a), se ha asumido que en la distancia R no hay atenuación del haz de fotones y que el mismo número de trazas de electrones (100) se ponen en movimiento en cada cuadrado desde A hasta G . Si ahora examinamos el cuadro D , se ve que es atravesado por 400 trazas, 100 de las cuales iniciaron en cada cuadro A , B , C y D . Así, una medición de la ionización en D será la misma que la total producida por una traza iniciada en A . La dosis absorbida es proporcional a la ionización producida en cada uno de los cuadros, y se ve rápidamente que ésta iniciará en cero y alcanza su máximo valor a la profundidad R . La porción del medio desde la superficie a la profundidad R , es llamada la *región de build-up*, y la porción más allá es llamada la *región de equilibrio electrónico* donde unos electrones se detienen y otros son puestos en movimiento dentro de ésta.

El kerma se mantiene constante con la profundidad como lo muestra la línea horizontal punteada en la figura 3.2(a). Si también asumimos que no ocurren pérdidas por bremsstrahlung, la dosis absorbida es igual al kerma más allá de la región de build-up.

3.3.2 *Atenuación del haz de fotones.*

En la figura 3.2(b) se muestra una condición en la cual no se logra el equilibrio electrónico. Aquí se asume que la radiación primaria se atenúa exponencialmente con una reducción del 5 % en una distancia igual a la distancia entre A y B , B y C , etc., entonces, el número de electrones puestos en movimiento en cuadros sucesivos son 100, 95, 90, 86, 82, 78, respectivamente. La ionización en el cuadro D esta compuesta de 100 trazas de electrones que inician en A , 95 en B , etc. Ahora, la ionización en D es menor que la ionización completa producida por todas las trazas que inician en A .

El kerma decrecerá continuamente pero la dosis absorbida primero se incrementará como lo hizo en el primer caso, luego disminuye. Más allá de este espesor de equilibrio la dosis absorbida y el kerma decrecen exponencialmente, pero la curva de dosis absorbida esta siempre arriba de la curva del kerma si se omite la pérdida por bremsstrahlung.

Los diagrama de la figura 3.2 son esquemáticos y ampliamente simplificados, un espectro de todas las energías desde cero hasta un máximo valor está siempre en movimiento; además, los electrones se proyectan en diferentes direcciones. Para ilustrar estas ideas considere la tabla 3.1. La columna 2 muestra la energía máxima transferida a electrones en agua por fotones que tienen energías dadas en la primera columna. La tercera columna da el rango de estos electrones en agua

expresada en g/cm^2 , este rango se incrementa continuamente con el aumento de la energía. La cuarta columna da el coeficiente de atenuación en agua expresado en cm^2/g , éste disminuye rápidamente en la región de 0.1 a 1.0 MeV y luego disminuye lentamente para llegar a ser casi constante por encima de 10 MeV. La quinta columna da el porcentaje de atenuación de los fotones en una distancia igual al rango del electrón de la columna 3. Para nivelar el equilibrio electrónico, el porcentaje de atenuación de los fotones en el rango R sería muy pequeño. Este es ciertamente en el rango de 0.1 a 0.5 MeV; pero a energías más altas esta atenuación se incrementa y nivela en 3.0 MeV, excediéndose un 5 %.

Tabla 3.1. *Atenuación de un haz de fotones a una distancia igual al rango de los electrones en agua*

(1) Energía de los fotones (MeV)	(2) Energía máxima de los electrones (MeV)	(3) Alcance R en agua de los electrones con energías dadas en la columna 2 (g/cm^2)	(4) Coeficiente de atenuación total en agua (Cm^2/g)	(5) Porcentaje de atenuación en el rango R	(6) Alcance de los electrones en aire con energías dadas en la columna 2 (cm)
0.1	0.1	0.014	0.1706	0.24	13
0.2	0.2	0.045	0.1370	0.62	42
0.5	0.4	0.128	0.0969	1.2	120
1.0	0.8	0.329	0.0707	2.3	308
2	1.8	0.865	0.0494	4.3	970
3	2.8	1.40	0.0397	5.7	1500
5	4.76	2.40	0.0303	7.3	
10	9.8	4.82	0.0222	11	
20	19.7	9.10	0.0182	18	
50	49.7	19.6	0.0167	39	
100	99.7	32.5	0.0172	75	

Se ha discutido un caso especial muy simple en el que se logra el equilibrio electrónico, iniciando con un haz de fotones “limpio” que no incluye electrones y que produce electrones monoenergéticos en la misma dirección. En una situación real esto nunca es simple; por ejemplo, en las interfaces hueso - tejido blando, los electrones inician su trayectoria en una interface y produce parte de su trayectoria en la otra. Esta región de transición se extiende sobre una distancia determinada por el rango de los electrones en cada material. El kerma y la dosis absorbida no están en equilibrio de uno a otro y el cálculo de dosis se complica.

La ecuación 3.6 fue dada para permitir calcular el kerma cuando se conoce la fluencia de

fotones en un punto. No hay una ecuación para la dosis que corresponda a esto, a menos que exista un equilibrio entre el kerma y la dosis absorbida. En este caso especial en el que hay un equilibrio, la dosis absorbida esta dada por:

$$D = \Phi \left(\frac{\mu}{\rho} \right) \bar{E}_{en} = K(1 - g) \quad (3.9)$$

donde \bar{E}_{en} es la parte del promedio de energía cinética transferida a los electrones que contribuyen a la ionización, g es la fracción de energía que se pierde por bremsstrahlung y K es el kerma de la ecuación 3.6.

La relación más común del kerma y la dosis absorbida es la que se describe en la figura 3.2(b) donde las curvas de kerma y dosis absorbida son paralelas, pero la curva de dosis esta ligeramente arriba que la del kerma. En este caso, la dosis absorbida se diferencia del kerma por un factor b , que es ligeramente mayor que 1.00. En la práctica, b se toma como 1.0. Entonces:

$$D = \Phi \left(\frac{\mu}{\rho} \right) \bar{E}_{en} b \quad (3.10)$$

3.4 LA CAVIDAD DE BRAGG-GRAY

La calorimetría es un método directo de medición de dosis absorbida en la que se mide el aumento de temperatura de una masa aislada de un medio. Aunque el método ha sido ampliamente desarrollado por varios usuarios de radiación, desafortunadamente no ha sido adoptado todavía por los laboratorios de estandarización. Como resultado, la mayor parte de mediciones de dosis absorbida se hacen, en la actualidad, basadas en ionización seguidas por cálculos que involucran un número de dificultosos factores de corrección. Estos factores se derivan de la teoría de la cavidad de Bragg - Gray.

La figura 3.3 muestra un medio atravesado por un haz de fotones, que producen electrones en trayectoria como se muestra en el diagrama. Supongamos ahora que una pequeña cavidad llena de gas se coloca en el medio (Para propósitos de ilustración esta cavidad es mostrada bastante aumentada de tamaño). La ionización en el gas de la cavidad será producida por los electrones cuyas trayectorias se muestran en la figura 3.3. Estos electrones expulsan otros electrones de los átomos y moléculas del gas, dando un aumento en la energía absorbida por este. Es posible, por medios eléctricos, coleccionar la carga así liberada en el gas. Resulta también que el promedio de energía

requerida para causar una ionización en el gas es constante sobre condiciones muy variantes de presión de gas y energías del electrón; esta es representada por W/e y para el aire tiene un valor de:

$$W/e = 33.97 \text{ eV/par iónico} = 33.97 \text{ Joule/Coulomb.}$$

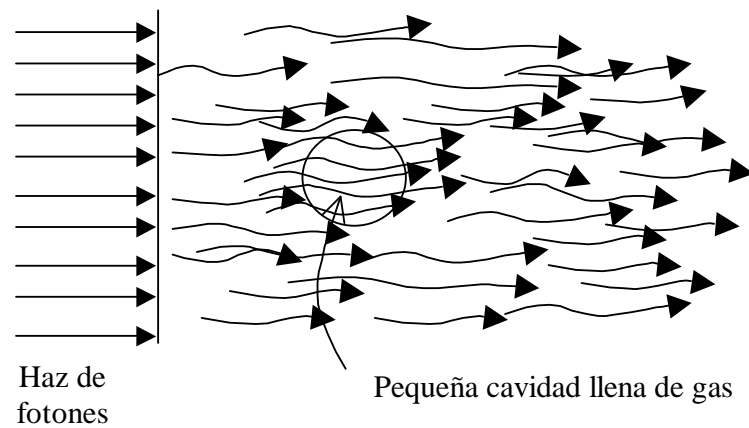


Fig. 3.3. Ilustración de la cavidad de Bragg – Gray atravesada por trazas de electrones

La dosis absorbida en el gas puede ser referida a la ionización producida en el gas por la ecuación:

$$D_{gas} = \frac{Q}{m_{gas}} \times \frac{W}{e} \tag{3.11}$$

Si Q está expresada en coulomb y m_{gas} en kg, entonces la dosis absorbida está en J/kg o Gy . La masa de gas en la cavidad puede determinarse por el volumen y la densidad del gas en la cavidad. El gas usado comúnmente es aire, cuya densidad es:

$$\rho = 1.293 \text{ kg/cm}^3 \text{ a TPS (0}^\circ \text{ C, 101.3 kPa)}$$

La ecuación 3.9 da la energía impartida al gas, pero se requiere la energía neta impartida por unidad de masa de la pared que circunda al gas y expuesta a la misma fluencia de electrones. La cavidad llena de aire se asume tan pequeña que no afecta el espectro de electrones, el gas en la cavidad verá la misma fluencia de electrones como la pared, luego se tiene que:

$$\frac{D_{wall}}{D_{gas}} = \frac{\int_{E_{min}}^{E_{max}} \left(\frac{d\Phi(E)}{dE} \right)_{wall} S_{ion}(E)^{wall} dE}{\int_{E_{min}}^{E_{max}} \left(\frac{d\Phi(E)}{dE} \right)_{wall} S_{ion}(E)^{gas} dE} = \bar{S}_{gas-wall} \quad (3.12)$$

La razón de esas dos integrales será denotada por el símbolo $\bar{S}_{gas-wall}$, los subíndices significan que la razón está siendo calculada y las dos barras significan que esta promediado sobre ambos espectros de fotones y electrones en el medio. La razón de esas dos integrales es frecuentemente llamado *promedio de la razón de poderes de frenado*. Esta es una razón más espacial porque ambas integrales envuelven al espectro de la fluencia de electrones en la pared. E_{max} es la energía del electrón de energía máxima y E_{min} es la energía de un electrón que puede justamente cruzar la cavidad. En nuestros cálculos hemos escogido E_{min} de 1 keV.

Los típicos valores de \bar{S}_{gas} relativos a aire y para materiales de la pared de carbón, bakelita, perspex, poliestireno y agua se listan en la tabla 3.2.

Tabla 3.2. Razones de poderes de frenado para varios materiales de la pared calculados con la ecuación 3.10 y se comparan con la razón de promedios de poderes de frenado de agua y aire en la última columna.

Descripción	$\bar{S}_{gas-med}$ Para varios medios					$\frac{\bar{S}_{agua}}{\bar{S}_{aire}}$
	Carbón	Bakelita	Perspex	Poliestireno	Agua	
^{137}Cs	1.015	1.075	1.104	1.112	1.133	1.132
^{60}Co radiación primaria	1.000	1.071	1.099	1.105	1.129	1.128
^{60}Co primaria más dispersión	1.011	1.073	1.101	1.109	1.131	1.129

La ecuación 3.12 no es del todo correcta para el cálculo de los promedios de poderes de frenado porque no toma en cuenta el hecho que un electrón rápido produce muchas colisiones. Estos electrones primarios serían sumados al espectro del electrón primario $\frac{d\Phi(E)}{dE}$, incrementando el número de electrones de baja energía. Al mismo tiempo, el uso de los poderes de frenado sería restringido y la integración se extenderá de algún límite de baja energía Δ a E_{max} , en lugar de E_{min} .

Generalmente, Δ se asocia al tamaño de la cavidad dentro de la cámara de ionización y toma

en cuenta justo la energía que posee un electrón para cruzar la cavidad.

Se ha determinado la razón de promedios de poderes de frenado $\bar{L}_{\text{aire-agua}}$, usando técnicas de Montecarlo para una selección de espectro de fotones similar a los presentados en la tabla 3.2. Sus resultados se presentan en la tabla 3.3 donde son comparados con los correspondientes poderes de frenado de Bragg - Gray de la tabla 3.2. que son un poco menores para agua, pero la diferencia no es más que del 0.5 %. Esta diferencia sería mayor y de dirección opuesta para materiales de mayor número atómico.

Tabla 3.3. Razones de poderes de frenado restringidos para Agua a aire, $\bar{L}_{\text{aire-agua}}$ calculados por técnicas de Montecarlo y comparados con los calculados por la ecuación 3.12 dados en la tabla 3.2.

Espectro de fotones	$\bar{S}_{\text{aire-agua}}$ (Ec. 3.12)	$\bar{L}_{\text{aire-agua}}$ ($\Delta = 10 \text{ keV}$)	Diferencia (%)
^{60}Co	1.130		
^{60}Co más dispersión	1.131	1.135	+ .4
6 MeV	1.123	1.129	+ .5
12 MeV	1.102	1.019	+ .6

Usando los valores tabulados de $\bar{S}_{\text{gas-wall}}$ podemos ahora calcular la dosis del material de la pared de la cavidad que rodea el aire. Combinando ecuaciones 3.11 y 3.12 se obtiene:

$$D_{\text{wall}} = \frac{Q}{m_{\text{gas}}} \times \frac{W}{e} \times \bar{S}_{\text{gas-wall}} \quad \text{ó} \quad D_{\text{wall}} = \frac{Q}{m_{\text{gas}}} \times \frac{W}{e} \times \bar{L}_{\text{gas-wall}} \quad (3.13)$$

La cual es la fórmula de Bragg - Gray que relaciona la ionización en la cavidad con la dosis absorbida en la pared que rodea a ésta.

3.5 INSTRUMENTOS DE MEDICIÓN DE LA RADIACIÓN

El hecho que la radiación interactúe con la materia, permite construir instrumentos capaces de determinar, con buena aproximación, la cantidad de radiación existente en determinado lugar. La

mayoría de estos instrumentos están basados en la ionización que produce la radiación al interactuar con un medio que puede ser un cristal de estado sólido o aire (se parte de que la ionización es proporcional a la cantidad de radiación que la causa). Algunos de estos instrumentos son los dosímetros fotográficos y placas radiográficas, dosímetros termoluminiscentes (*TLD*), detectores de estado sólido, detectores de trazas por ataque químico, detectores Gueiger - Muller y cámaras de ionización. Estas últimas se utilizan para determinar el rendimiento de equipos de ^{60}Co basadas en la teoría de la cavidad de Bragg - Gray descrita en la sección 3.4.

3.5.1 Cámaras de ionización.

Una cámara de ionización está basada en la teoría de la cavidad de Bragg - Gray. Consta de una pequeña cavidad llena de aire con un volumen que puede ser de 0.6 cm^3 (hay cámaras con mayor o menor volumen de medida), que se asume infinitamente pequeña para perturbar la homogeneidad del fantoma en una calibración; la pared de la cavidad debe ser de un material conocido (por lo general se utiliza grafito) para determinar los poderes de frenado de la radiación al atravesarla; en el centro de la cavidad se encuentra un electrodo de aluminio (99.98 %) que colecta los iones producidos por la radiación y los electrones primario en la cavidad, los cuales son interpretados por un electrómetro; la presencia de este electrodo implica una perturbación en el aire por lo que se debe multiplicar por un factor que corrige este hecho y otro por la recombinación de iones que no se logran coleccionar. Además, consta de otra capa exterior (Capa de build - up) hecha de material de PMMA (Perspex).

3.6 DETERMINACIÓN DE DOSIS ABSORBIDA USANDO UNA CÁMARA DE IONIZACIÓN ABSOLUTA

Una cámara de ionización hecha de un material conocido y que tiene una cavidad de volumen conocido es llamada cámara de ionización absoluta. Puede usarse para determinar la dosis absorbida en un medio. Es necesario coleccionar toda la carga Q producida por la ionización que la radiación causa en el gas encerrado en la cavidad de la cámara, tal medida debe ser realizada con mucha exactitud. Conociendo el volumen de la cavidad es posible conocer la masa de gas m contenida en ésta. La determinación real y con precisión de Q y m no es fácil, pero estamos interesados en los principios que envuelven dichos cálculos. Se desea determinar la dosis en un

medio a un punto P (Figura 3.4) cuando el medio es colocado en un campo de radiación. En el punto P se coloca la cavidad de la cámara (Bragg – Gray, figura 3.4), de radio exterior c y radio interno a . El espesor de la pared de la cavidad ($c - a$) debe ser más grande que el rango de los electrones dentro para garantizar que los electrones que cruzan la cavidad se originen en la pared y no en el medio. Suponga que después de una irradiación dada se mide una carga Q , con esta medición se puede usar la ecuación 3.13 para calcular la dosis depositada en la pared de la cámara. Deseamos, primero relacionar ésta a la *dosis del medio* y luego determinar un factor de corrección que toma en cuenta el hecho de que la inserción de la cámara con su pared y su cavidad llena de aire ha perturbado ligeramente la dosis en el punto P dentro del fantoma homogéneo.

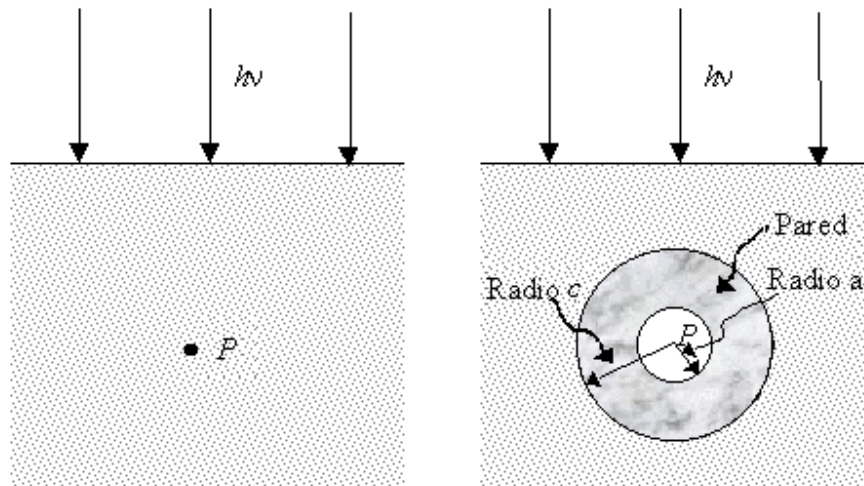


Fig. 3.4. La figura muestra un medio en el que se ha colocado una cavidad (Bragg – Gray) para determinar la dosis en el punto P causada por la radiación de energía $h\nu$

La situación en la figura 3.4 es más complicada que la figura 3.3 ahora tenemos involucrados tres materiales: *el gas, la pared de la cavidad y el medio* en el que se coloca la cámara de ionización. La ecuación de Bragg - Gray (ecuación 3.13) da la dosis para la pared de la cavidad; pero se quiere la dosis en el medio. Desde que se introduce la cantidad de material de la pared en el medio, se asume que ésta debe ser pequeña y no muy diferente en composición al medio, se asume, además, que el espectro de fotones no cambia por la introducción del material de la pared. La dosis absorbida en el material de la pared puede, sin embargo, ser diferente de su valor en el medio. La razón de la dosis resultante en los dos materiales del mismo espectro de fotones debería ser

aproximada a la razón de la parte de la colisión de los kermas en los dos materiales. Es decir:

$$\frac{D_{med}}{D_{wall}} = \frac{K_{med}}{K_{wall}} = \frac{\int_0^{h\nu_{max}} \left(\frac{d\Phi(h\nu)}{dh\nu}\right)_{med} \left(\frac{\mu(d\nu)}{\rho}\right)_{med} \bar{E}_{en}^{med}(h\nu) dh\nu}{\int_0^{h\nu_{max}} \left(\frac{d\Phi(h\nu)}{dh\nu}\right)_{wall} \left(\frac{\mu(d\nu)}{\rho}\right)_{wall} \bar{E}_{en}^{wall}(h\nu) dh\nu} = \left(\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho}\right)_{wall-med} \quad (3.14)$$

Debe recordarse que esta razón está sujeta a los mismos requerimientos de equilibrio electrónico que se discutieron anteriormente.

Tabla 3.4. Valores calculados de (μ/ρ) para varios materiales

	$\left(\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho}\right)_{med-agua}$				$\left(\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho}\right)_{aire-agua}$			
(1) Espectro del haz de fotones	(2) Carbón	(3) Bakelita	(4) Perspex	(5) Poliestireno	(6) Agua	(7) Músculo	(8) Grasa	(9) Hueso
¹³⁷ Cs	1.111	1.051	1.029	1.032	1.112	1.102	1.112	1.064
⁶⁰ Co (1.17 MeV)	1.111	1.051	1.029	1.032	1.112	1.103	1.113	1.061
⁶⁰ Co (1.33 MeV)	1.116	1.055	1.032	1.037	1.111	1.102	1.107	1.105

La cantidad $\left(\frac{\bar{\mu}_{ab}}{\rho}\right)_{wall-med}$ definida de esta forma surge en muchos cálculos de dosis y entonces se puede usar un símbolo simple para ésta, la razón $\left(\frac{\mu}{\rho}\right)$, que significa la conexión con interacciones de fotones y la barra para dar a significar que es un promedio. Los valores calculados de $\left(\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho}\right)_{wall-med}$ usando la ecuación 3.14 para el espectro de fotones de una tabla están dadas en la tabla 3.4.

Se está, ahora, en posición para calcular la dosis absorbida por el medio a partir de la determinación de la dosis en la pared de la cavidad. Combinando las ecuaciones 3.13 y 3.14, se obtiene:

$$D_{med} = \left(33.97 \frac{J}{C}\right) \left(\frac{Q}{m}\right) \bar{S}_{air-wall} \left(\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho}\right)_{wall-med} \quad (3.15)$$

Esta expresión nos permite calcular la dosis en el medio a partir de la medición de Q/m en el gas, dentro del material de la pared de la cavidad de la cámara de ionización.

Es correcto afirmar que la cavidad de aire (radio a) es suficientemente pequeña para producir una perturbación insignificante del campo de radiación, y estipula que la superficie del material de la pared tiene esencialmente el mismo número atómico que el medio.

CAPITULO 4

DESCRIPCIÓN DE LA UNIDAD DE TELETERAPIA CON FUENTE DE COBALTO 60

4.1 EQUIPO DE TELECOBALTOTERAPIA

Antes de 1951 las máquinas para haces externos de irradiación (*teleterapia*) que empleaban isótopos radiactivos, eran hechas para usar ^{226}Ra . El costo prohibitivo, la filtración y su baja tasa de dosis fueron algunas de las razones de porque las unidades de tele radio nunca ganaron popularidad.

En la actualidad se emplean otros equipos con otros isótopos como fuentes de los que se destacan los de cobalto 60 (^{60}Co) los cuales, aunque no son los únicos, aun se siguen utilizando en gran medida en la actualidad. El desarrollo de poderosas fuentes de cobalto 60 en Canadá en 1951 permitió la introducción de este isótopo para unidades de teleterapia. La Figura 16 muestra un diagrama típico de una unidad de ^{60}Co con su mesa de tratamiento.

Las unidades de telecobaltoterapia, o unidades de cobalto, han sido las máquinas más empleadas en radioterapia por muchos años, a raíz de su gran confiabilidad y aceptable porcentaje de dosis a profundidad; aunque este porcentaje es menor al ideal en algunos casos. Estas máquinas pueden ser usadas para tratar la mayoría de las localizaciones tumorales. Para el tratamiento de lesiones más profundas es necesario recurrir a técnicas más sofisticadas o complejas, pero pueden ser tratadas también con estas máquinas. Las unidades de cobaltoterapia aun siguen siendo usadas en clínicas modernas, particularmente para lesiones de cabeza y cuello y tumores de mama, y a la vez son una alternativa para los países en vías de desarrollo, por sus mínimos requerimientos para su mantenimiento y su confiabilidad.

En el caso específico del Instituto del Cáncer de El Salvador "Doctor Narciso Díaz Bazán", cuenta con dos equipos de telecobaltoterapia con denominaciones THERATRON 780C y THERATRON 80, este último es un modelo bastante viejo.

El THERATRON 780C es una máquina de las marcas modelos más completas como unidades de teleterapia y consiste en una fuente de ^{60}Co , el ensamble del cabezal y el gantry rotatorio, colimador ajustable, mesa de tratamiento, control manual electrónico (el THERATRON 80 posee perillas para realizar sus movimientos) y consola de mando.

4.2 COMPONENTES PRINCIPALES DE UN EQUIPO DE TELECOBALTOTERAPIA.

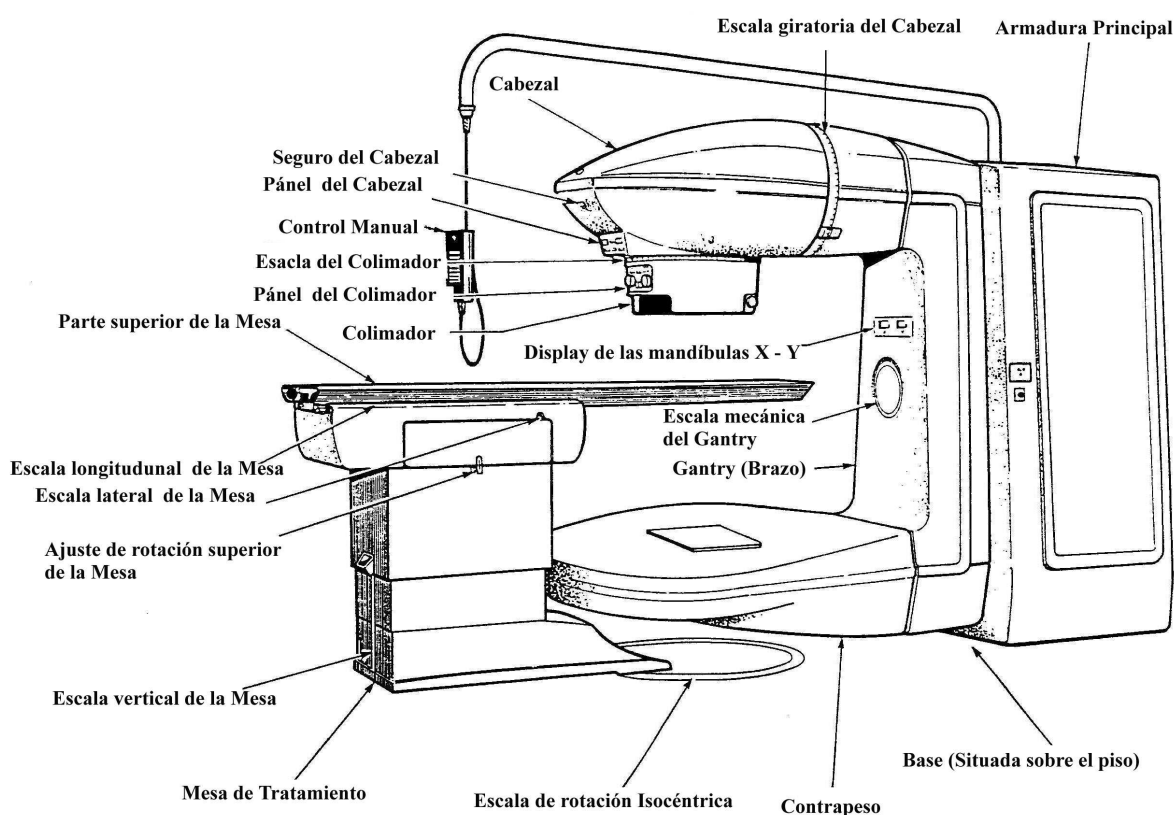


Fig. 4.1. Unidad de Telecobaltoterapia THERATRON 780C. Se detallan sus principales componentes

En principio, una unidad de cobalto es simplemente una fuente radiactiva alojada en una estructura masiva con una abertura para permitir el uso del haz emergente. En la práctica, una unidad de cobaltoterapia es compleja, es una máquina de precisión que puede incorporar más de 10 distintos movimientos (*traslación y rotación*), independientemente a los de abertura y cierre; algunos de estos movimientos se muestran en la figura 4.2. Uno de los problemas que enfrentan los fabricantes de equipos para radioterapia es que, a raíz de que los movimientos deben ser

identificables y reproducibles con alta precisión; cada uno de ellos requiere una escala, ya sea con indicadores mecánicos o electrónicos, a modo de asegurar una precisa reproducibilidad de las posiciones que adopta el equipo es cada movimiento.

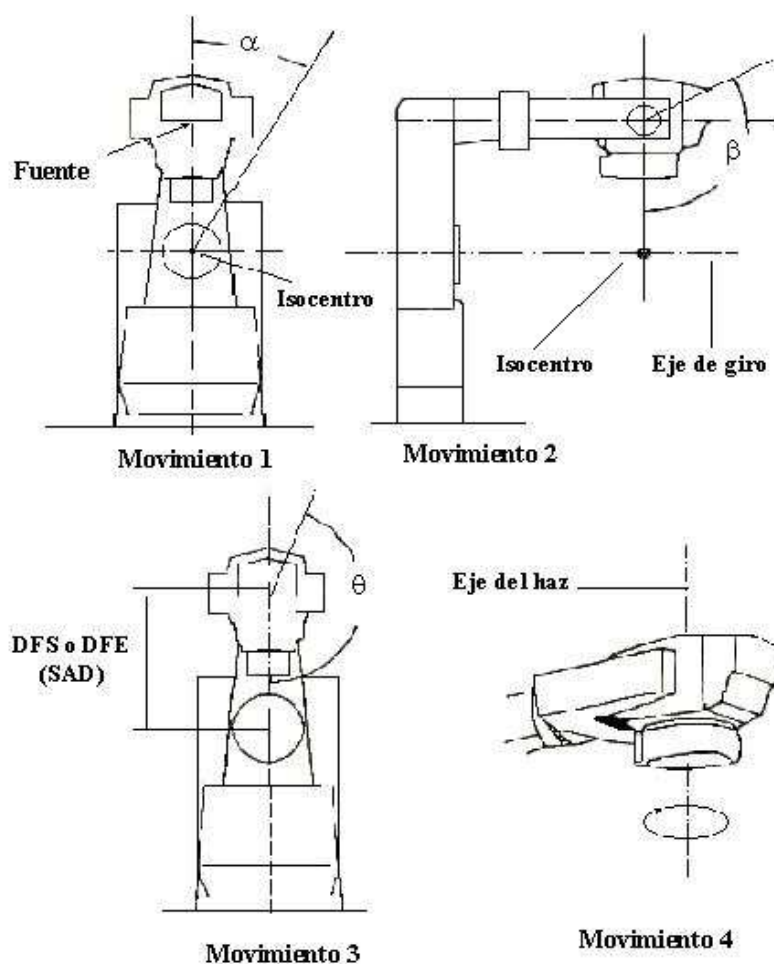


Fig. 4.2. Movimientos de un equipo de telecobaltoterapia THERATRON 780C (el movimiento 2 no lo posee)

Inicialmente había dos tipos de unidades de cobalto para teleterapia: *la estacionaria* y *la isocéntrica*. Las primeras dejaron de tener vigencia hace varios años, en razón de permitir solo tres movimientos: acercar o alejar la fuente del paciente (vertical), el giro de la cabeza y la inclinación de la misma. Otra inconveniencia era que no existía relación geométrica alguna entre el cabezal con la fuente y la camilla para posicionar al paciente a tratar.

Las unidades isocéntricas incorporaron un brazo rotatorio que permite a la fuente girar alrededor de un eje horizontal siendo perpendicular al eje del haz cuando los movimientos de giro e inclinación de la cabeza se encuentran en la posición cero. De este modo el eje del haz y el eje de rotación definen un punto en el espacio llamado *isocentro* (intersección ideal de los ejes de rotación del gantry, colimador y mesa con el eje central del haz de radiación).

4.2.1 Cabezal

La fuente radiactiva de una unidad de cobalto está alojada en un contenedor protector llamado cabezal (véase figura 4.3), que reduce la tasa de exposición a la radiación a un nivel relativamente bajo (según normas internacionales de radioprotección) en todos los puntos alrededor de éste. El cabezal contiene el sistema obturador del haz útil y un colimador ajustable para controlar el tamaño y forma del haz.

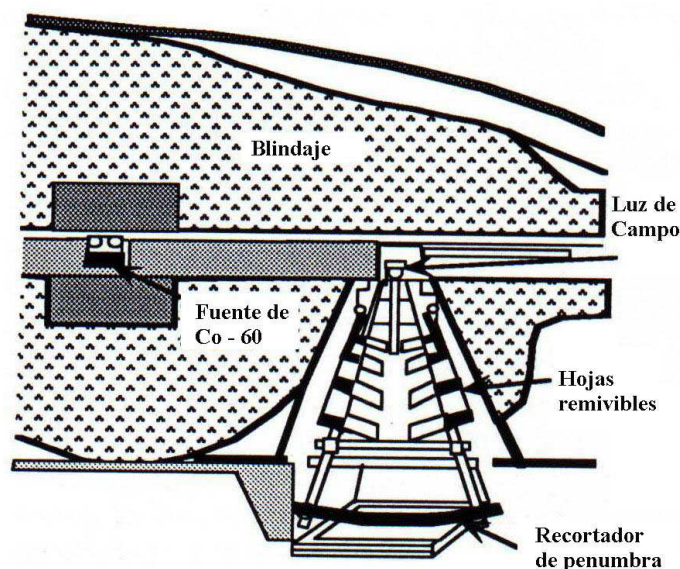


Fig. 4.3. Diagrama simplificado del cabezal de un equipo de ^{60}Co

Los materiales que forman el cabezal debe tener altos número atómico (Z) y densidad (ρ), cumpliendo las condiciones de blindaje exigidas. Los materiales comúnmente elegidos son: Plomo (Pb) con $Z = 82$ y $\rho = 11.34 \text{ g/cm}^3$, tungsteno (W) con $Z = 74$ y $\rho = 19.30 \text{ g/cm}^3$, uranio natural (U) con $Z = 92$, $\rho = 18.70 \text{ g/cm}^3$. El factor determinante para la atenuación de los fotones de rayos gamma es la densidad y no depende demasiado del valor Z .

4.2.2 Mecanismo Obturador

A diferencia de otras máquinas que operan eléctricamente (aceleradores y rayos X), una fuente de ^{60}Co emite radiación constantemente, así, la fuente debe estar protegida cuando la máquina esta en la posición de apagado.

Las máquinas de isótopos radiactivos consisten de un contenedor lleno de plomo en el cual se aloja la fuente, cerca del centro, que esta provisto de una abertura que permite la salida de controlada de la radiación cuando la máquina está en la posición de encendido (*On*). Existen varios mecanismos para llevar la fuente a las posiciones de encendido y apagado (véase figura 4.4). En un arreglo, la fuente es montada en una rueda que es en sí misma un buen escudo para la radiación, la cual puede rotar 180° para acarrear la fuente entre las dos posiciones (figura 4.4b). En otro arreglo, la fuente es colocada en un cajón en el que la fuente desliza horizontalmente entre las posiciones de encendido y apagado (figura 4.4a) que es el sistema que utiliza el THERATRON 780C.

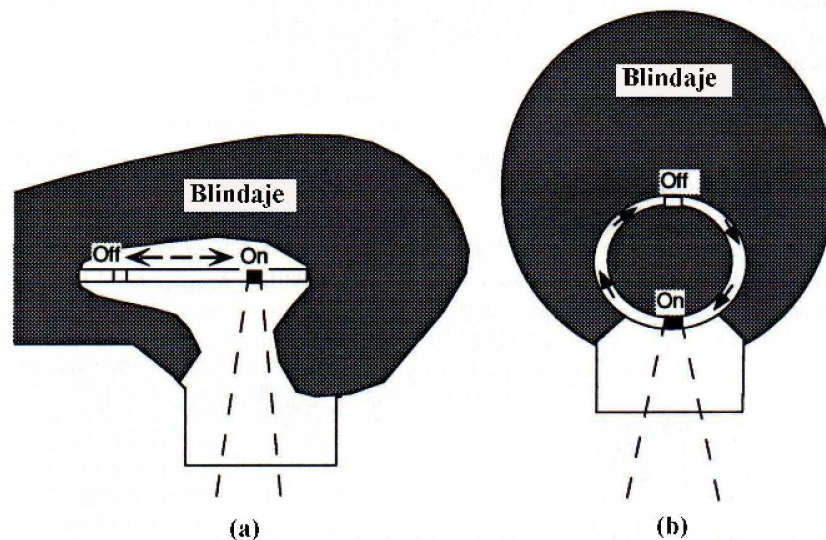


Fig. 4.4. Dos formas de llevar la fuente a la posición de "encendido" y "apagado"

4.2.3 Tiempo Efectivo de Irradiación o Efecto de Apertura y Cierre

La apertura y cierre del mecanismo obturador es normalmente muy rápido, pero no es instantáneo. Existe lo que se llama un *error del tiempo* o *error de apertura y cierre* (ϵ), que normalmente no supera 1 ó 2 seg en los cuales el temporizador de la máquina esta operando pero no hay radiación efectiva emitida; el error puede ser positivo o negativo según el temporizador se dispare cuando el obturador comienza a abrirse o cuando el mismo ha alcanzado la apertura total.

Se demuestra la existencia del error del tiempo al tomar un número de mediciones de exposición para diferentes tiempos de irradiación; estos datos se representan gráficamente y la intersección de la curva con el eje del tiempo es el valor del error, como se muestra en la figura 4.5.

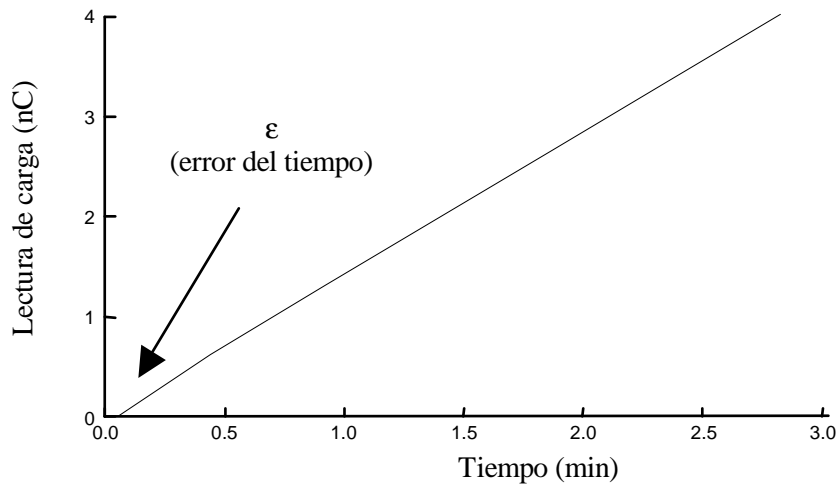


Fig. 4.5. Gráfica para determinar el error del tiempo. En un grupo de datos, la gráfica de exposición vrs tiempo, crea una línea recta que se intercepta en el eje del tiempo en +0.05min.

El conocimiento del error del tiempo efectivo de irradiación es necesario para que en el tratamiento de un paciente no haya una sobre o baja exposición de radiación. El error del tiempo puede determinarse usando varios métodos, entre los cuales se tienen:

a) Método de irradiación múltiple

Este método se emplea especialmente con sistemas dosimétricos de no buena linealidad. Se procede a coleccionar una lectura M_1 para un único tiempo t_1 ; luego, manteniendo la cámara en la misma posición y sin llevar el electrómetro a cero se realizan n lecturas para un tiempo t_n tal que $t_1 = nt_n$, siendo entonces M_n la suma de las n lecturas. Luego, el error del tiempo por la apertura y cierre del mecanismo obturador se obtiene por medio de la expresión siguiente:

$$\epsilon = \frac{t(M_n - M)}{nM - M_n} \tag{4.1}$$

b) Método de ajuste lineal.

Este método se emplea especialmente con sistemas dosimétricos de buena o excelente linealidad. Se emplea un dosímetro (electrómetro) en el modo de integración de cargas, usando tiempos de máquina en el intervalo de uso clínico. Se realiza la representación gráfica de las lecturas M_i (obtenidas para idénticas condiciones de presión y temperatura) contra los tiempos de irradiación t_i (medidos con el temporizador de la unidad de tratamiento); a partir del ajuste de estos datos por mínimos cuadrados, se obtiene la recta:

$$M_i = mt_i + b \quad (4.2)$$

Para $M_i = 0$, se obtiene el error de entrada – salida como:

$$\varepsilon = -\frac{b}{m} \quad (4.3)$$

Además, es importante calcular el coeficiente de correlación r^2 , pues es el que nos dice que tan bueno es el ajuste por regresión lineal aplicado a la información.

c) Método basado en el cronómetro incorporado al electrómetro.

Con el haz abierto (irradiando) se fija en el electrómetro un tiempo de colección t_E y se determina la tasa efectiva de lectura como:

$$R = \frac{M}{t_E}$$

Con el haz cerrado, se fija un tiempo de máquina t_{maq} igual t_E empleado antes; se inicia y se detiene la medición en base al temporizador de la unidad de cobalto, de manera que la tasa efectiva de lectura se podrá expresar entonces como:

$$R = \frac{M_{maq}}{t_{maq} - \varepsilon} \quad (4.4)$$

de donde se deduce que:

$$\varepsilon = t_{maq} - \frac{M_{maq}}{R} \quad (4.6)$$

Este método no es muy utilizado por que no es muy preciso. Para reducir la incertidumbre de ϵ con este método, se deben realizar repetidas medidas (de 3 a 5) de R y de M_{maq} .

Para la determinación del tiempo de tratamiento por campo (*tiempo efectivo de irradiación, $t_{ef,i}$*) el valor de ϵ determinado por alguno por los métodos anteriores debe **restarse** con su signo al tiempo calculado (manual o por ordenador) a partir de la tasa de dosis de referencia.

4.2.4 Colimadores y Sistemas lumínicos.

El colimador sirve para delimitar, conformar y dirigir el haz útil; consiste en una superficie fija (delimitador primario) y otra parte móvil constituida por un conjunto de bloques de tungsteno o uranio que se desplazan simétricamente hacia o desde el eje del haz. De este modo, se pueden formar haces de sección cuadrada o rectangular, usualmente dentro de los límites desde $5 \times 5 \text{ cm}^2$ a $35 \times 35 \text{ cm}^2$ para una distancia fuente-superficie determinada.

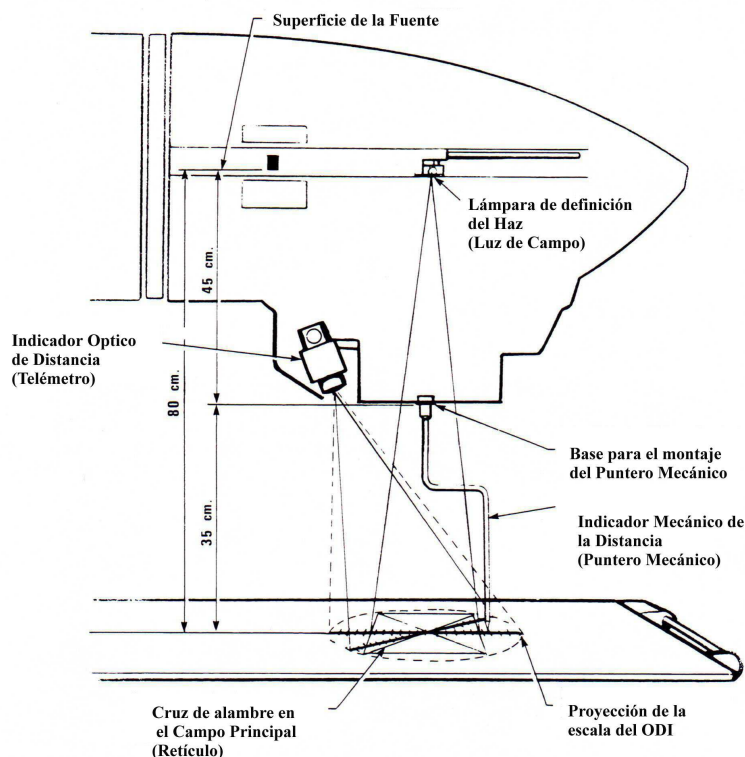


Fig. 4.6. Sistemas lumínicos y puntero mecánico del THERATRON 780C.

En la práctica, el colimador debe atenuar el haz primario a menos del 1 % de su valor en el eje central, esto se consigue logrando que la zona de transición o penumbra sea lo más estrecha posible. El cabezal también incorpora, además del colimador, dos sistemas ópticos indispensables para el posicionamiento del paciente a tratar, a saber: *El sistema iluminador de campo (luz de campo)*, que muestra el tamaño, forma y posición del campo radiante sobre la piel del paciente, es decir, simula con luz el haz de radiación. *El Indicador óptico de distancia (ODI) o telémetro (puntero luminoso)*, sistema que proyecta una escala para indicar con precisión la distancia fuente superficie (DFS).

El iluminador de campo consiste en una lámpara con un pequeño filamento ubicada en una posición tal que simula la posición frontal de la fuente de cobalto. Uno de los más importantes controles a realizar en una unidad de cobalto es la relación entre el campo luminoso y el campo radiante. Usualmente no es difícil ajustar las escalas mecánicas o indicadores para que correspondan exactamente con el campo visual, el problema está en ajustar la congruencia entre el campo luminoso y el radiante. La mayoría de los fabricantes de equipos de cobalto especifican tolerancias permitidas para las distintas discrepancias; sin embargo, no existen límites universalmente aceptados, y los físicos se guían por recomendaciones de las distintas asociaciones nacionales o internacionales (HPA, AAPM, IAEA, etc.)

4.2.5 Mesa de Tratamiento

La mesa está soportada por la armadura de la base y tiene cinco movimientos: *Rotación isocéntrica* alrededor de un eje a través del isocentro (escala ubicada en el piso), *vertical*, *lateral*, *longitudinal* y *rotación superior* alrededor de un eje a través de la columna vertical

La mesa esta constituida por una parte superior sólida y/o una sección abierta. La parte sólida esta diseñada para tratamientos rotacionales y tiene una delgada capa de acero sobre un núcleo plástico de espuma. La parte superior abierta es similar excepto que tiene dos manivelas y sus cojines efectivamente bloquean el haz de radiación, esta parte superior se adapta mejor para tratamientos fijos. La sección abierta superior se adapta con un marco de malla de nylon para soportar al paciente.

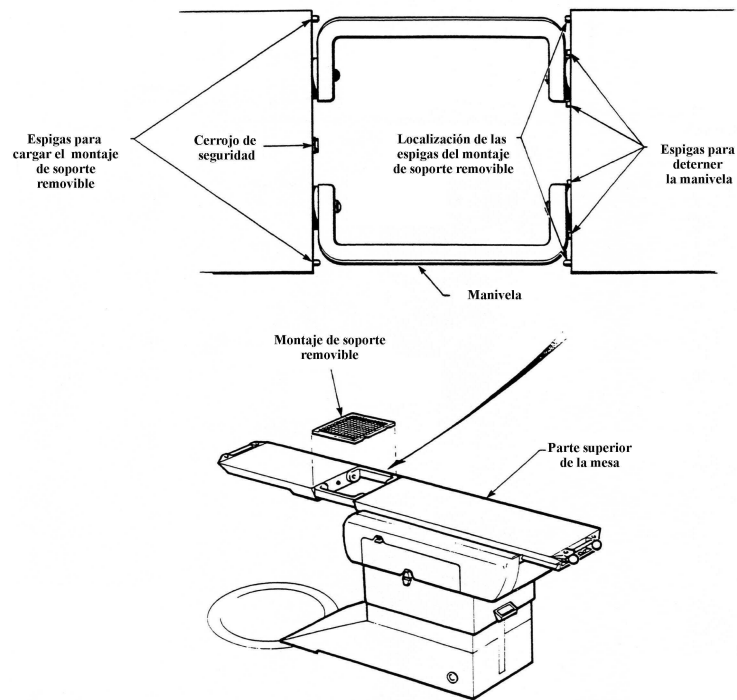


Fig. 4.7. Mesa de tratamientos del THERATRON 780C.

4.2.6 Consola y Control manual.

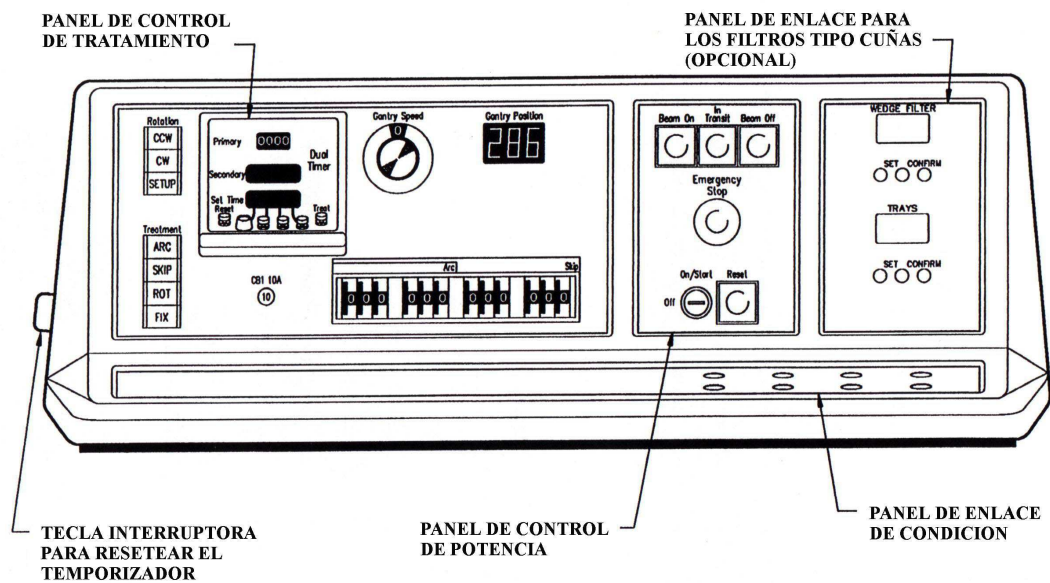


Fig.4.8. Panel de control (consola) del THERATRON780C

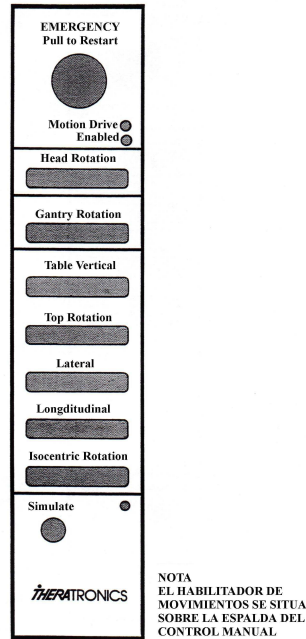


Fig. 4.9. Control manual del THERATRON 780C.

4.3 ESPECTRO DE LOS RAYOS GAMMA DEL ^{60}Co

El ^{60}Co es un isótopo radiactivo producido en un reactor nuclear por activación con neutrones del ^{59}Co (isótopo natural). El isótopo radiactivo de ^{60}Co es primeramente un emisor beta ($E_{\beta \text{ max}}$ de 0.31 MeV) que decae a un estado excitado de ^{60}Ni , cuya vida media es de 5.28 años. El núcleo excitado del ^{60}Ni libera el exceso de energía emitiendo dos fotones gamma en cascada, con energías de 1.17 MeV y 1.33 MeV . Por lo tanto cada desintegración de un núcleo de ^{60}Co da lugar a una partícula beta y a dos fotones gamma; se dice que la energía media que emite es de 1.25 MeV . (figura 4.9)



En teleterapia son solo de utilidad los fotones de rayos gamma, en razón de que los rayos beta son completamente absorbidos en la fuente y su cápsula contenedora. La radiación de una unidad de cobalto es considerada monoenergética (1.25 MeV). Sin embargo, el espectro de fotones es, en la práctica, mucho más complejo, ya que incluye fotones secundarios producto de la

dispersión compton en la misma fuente, encapsulado, alojamiento (cabezal) y por el bremsstrahlung producidos cuando los rayos beta son absorbidos por la misma cápsula.

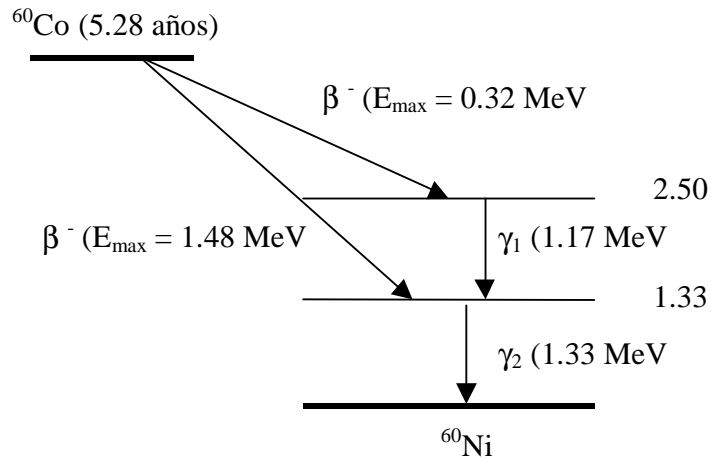


Fig. 4.10. Diagrama de los niveles de energía del ^{60}Co

4.3.1 Actividad y Forma de la Fuente de ^{60}Co

La fuente de ^{60}Co consiste en un doble encapsulado cilíndrico, diseñado para soportar estrés mecánico y térmico, lleno con discos o pelotitas de 1 mm de diámetro del isótopo radiactivo; el doble encapsulado es necesario para prevenir el escape de material radiactivo. Una fuente típica tiene una forma cilíndrica con un diámetro de 1.0 a 1.5 cm de diámetro y de 2.0 a 3.0 cm de largo. A diferencia de los aceleradores y cualquier otra máquina que opere eléctricamente, el ^{60}Co siempre está emitiendo radiación por lo que debe estar protegida cuando el equipo esta apagado.

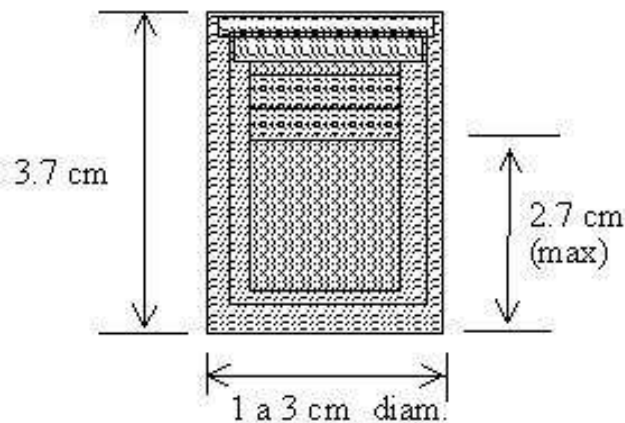


Fig. 4.11. Cápsula típica para fuentes de ^{60}Co

CAPITULO 5

CALIBRACION DE UNA UNIDAD DE TELECOBALTOTERAPIA

5.1 CALIBRACION DE UNA UNIDAD DE TELETERAPIA CON FUENTE DE ^{60}Co

La calibración de una máquina de radioterapia consiste en la determinación de la exposición o dosis absorbida por unidad de tiempo (Tasa de dosis) bajo las condiciones específicas del equipo, es decir la determinación del rendimiento de la máquina a la profundidad de la dosis máxima (d_m) a la *SSD* de referencia. En el caso de un haz de rayos γ , una calibración completa incluirá la determinación de la tasa de dosis como una función del tamaño de campo o tratamiento aplicado para cada calidad de radiación y para cada distancia de tratamiento que pueda ser usada.

5.2 FANTOMAS

Normalmente los datos rendimiento de unidades de telecobaltoterapia se miden en fantomas de agua, ya que ésta posee propiedades de absorción y dispersión de la radiación similares a las de los músculos y otros tejidos suaves del cuerpo. Una de las razones por las que se escoge el agua como material de fantoma, es porque está disponible universalmente con propiedades de radiación reproducibles. Un fantoma de agua, sin embargo, posee problemas prácticos cuando se usa conjuntamente con una cámara de ionización u otros detectores que son afectados por el agua, a menos que sean impermeables. En muchos casos los detectores se revisten de una manga delgada de material plástico (equivalente al agua) antes de ser sumergidos dentro del fantoma de agua.

Puesto que no siempre es posible colocar un detector de radiación en agua, se han desarrollado fantomas secos para sustituir al agua. Idealmente, para escoger un material semejante a tejido o equivalente al agua, se debe verificar que tenga los mismos número atómico efectivo, número de electrones por gramo y densidad de masa. Sin embargo, puesto que el efecto Compton es el modo de interacción de la radiación que predomina para haces de fotones de megavoltaje en el

rango clínico, la condición necesaria de la equivalencia con el agua para tales haces es la misma densidad electrónica (Electrones por cm^3).

Tabla 5.1. Número de electrones por gramo para varios materiales.

Material	Densidad (g/cm^3)	Número atómico (Z)	Número de electrones por gramo ($\times 10^{23}$)
Hidrógeno	0.0000899	1	6
Carbón	2.25	6	3.01
Oxígeno	0.001429	8	3.01
Aluminio	2.7	13	2.9
Cobre	8.9	29	2.75
Plomo	11.3	82	2.38
		Número atómico efectivo	
Grasa	0.91	5.92	3.48
Músculo	1	7.42	3.36
Agua	1	7.42	3.34
Aire	0.001293	7.64	3.01
Hueso	1.85	13.8	3

La densidad electrónica, ρ_e , del material puede calcularse a partir de su densidad de masa ρ_m y su composición atómica de acuerdo con la fórmula

$$\rho_e = \rho_m \times N_A \times \left(\frac{Z}{A} \right) \tag{5.1}$$

donde

$$\frac{Z}{A} = \sum_i a_i \times \left(\frac{Z_i}{A_i} \right) \tag{5.2}$$

N_A es el número de Avogadro y a_i es la fracción por peso del i -ésimo elemento de número atómico Z_i y número másico A_i . Las densidades electrónicas para vario tejidos humanos y cuerpos fluidos se han calculado aplicando la ecuación 5.1. Valores para algunos tejidos de interés dosimétrico se listan en la tabla 5.1.

La tabla 5.2 da las propiedades de varios fantomas que se usan frecuentemente en dosimetría de radiaciones. De los materiales fantomas comercialmente disponibles, los de plástico Perspex (*Lucita*) y poliestireno son los más utilizados como fantomas dosimétricos. Aunque la densidad de esos materiales puede variar dependiendo de la muestra dada, su número de electrones por gramo

permanece suficientemente constante para garantizar su uso en dosimetrías de radiaciones con fotones de alta energía.

Tabla 5.2. Propiedades físicas de varios materiales de fantomas

Material	Composición química	Densidad de masa (g/cm ³)	Z _{ef} (fotoeléctrico)
Agua	H ₂ O	1	7.42
Poliestireno	(C ₈ H ₈) _n	1.03 - 1.05	5.69
Perspex (Plexiglás, lucita)	(C ₅ H ₈ O ₂) _n	1.16 - 1.20	6.48
Poliestileno	(CH ₂) _n	0.92	6.16
Parafina	C _n H _{2n+2}	0.87 - 0.91	5.42
Mezcla D	Parafina 60.8 Poliestileno: 30.4 MgO: 6.4 TiO ₂ : 2.4	0.99	7.05
M 3	Parafina: 100 MgO: 29.06 CaCO ₃ : 0.94	1.06	7.35

5.3 CALIBRACION DE LA CAMARA DE IONIZACION

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 kerma en aire* N_K para un megavoltaje simple, el cual es normalmente rayos gamma de ⁶⁰Co. Los dos factores de calibración están relacionados por

$$N_K = N_X \left(\frac{W}{e} \right) (1 - g)^{-1} \tag{5.3}$$

donde W es la energía promedio necesaria para producir un par iónico en aire, e es la carga del electrón y g es la fracción de energía que se convierte a bremsstrahlung en aire. El valor aceptado de W/e es $33.97 \frac{J}{C}$, y para un haz de rayos γ de cobalto 60 se tiene que $g = 0.003$.

El Reporte Técnico Serie 277 del Organismo Internacional de Energía Atómica (IAEA), titulado “*Determinación de la Dosis en Haces de Fotones y Electrones, Código de Práctica Internacional*” (texto que toma como referencia de cálculo el Protocolo de Garantía de Calidad OIEA – TECDOC – 1151) sugiere que se utilice el *factor de calibración de dosis absorbida* N_D , el cual puede calcularse a partir de N_K , aplicando la ecuación:

$$N_D = N_K (1 - g) k_{att} k_m \quad (5.4)$$

donde k_{att} es una corrección por absorción y dispersión en la pared, la capa de build - up (caperuza) y en el electrodo central de la cámara de ionización; k_m es una corrección por la diferencia en composición entre la pared más la capa de build - up y el aire, y está dada por

$$k_m = \alpha S_{air-wall} \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{wall-air} + (1 - \alpha) S_{air-cap} \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{cap-air} \quad (5.5)$$

donde α es la fracción de ionización esperada cuando los electrones se ponen en movimiento en la pared de la cámara; $(\mu_{en}/\rho)_{wall-air}$ y $(\mu_{en}/\rho)_{cap-air}$ y son las razones del coeficiente de absorción másico de aire a pared y de pared a la capa de build - up, respectivamente; $S_{wall-air}$ y $S_{cap-air}$ son las razones de poderes de frenado másico de pared a aire y de capa de build - up a aire, respectivamente. En los casos en que la pared y la capa de equilibrio son del mismo material, la ecuación anterior se reduce a

$$k_m = S_{air-m} \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{m-air} \quad (5.6)$$

5.4 DETERMINACION DE LA DOSIS ABSORBIDA EN AGUA

5.4.1 Posicionamiento del Equipo de Dosimetría

El TRS 277 recomienda que el centro de la cámara de ionización sea tomado como la posición de medida, el cual debe ubicarse a una profundidad mayor que la profundidad de la dosis máxima d_m correspondiente a la calidad del haz a calibrar. Para haces de fotones de ^{60}Co , la profundidad recomendada por los protocolos es de 5 cm si se utiliza un fantoma de agua. Sin embargo, esta profundidad puede variar si se usa un fantoma sólido. La figura 5.1 muestra la geometría de la medida.

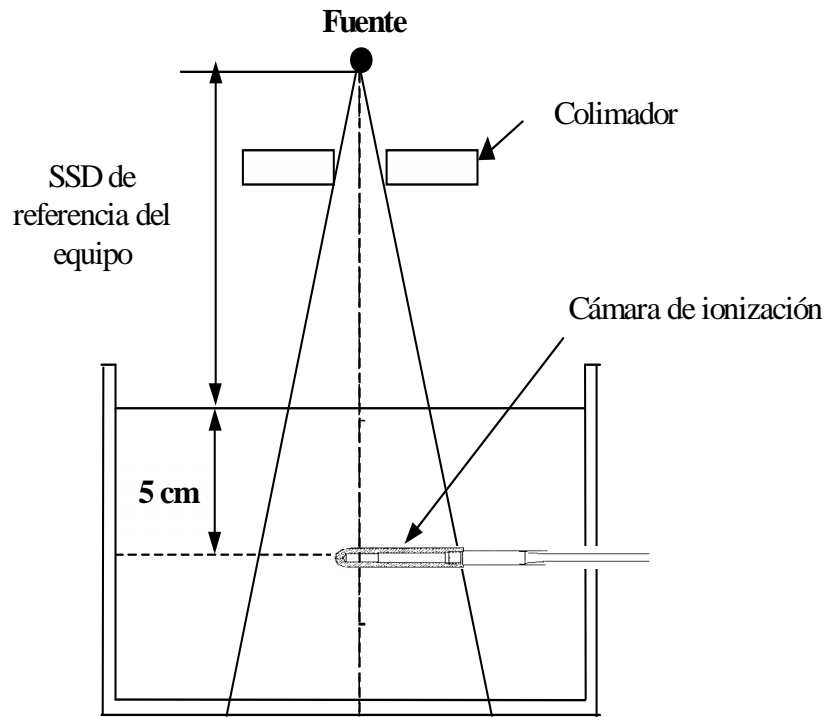


Fig. 5.1. Geometría de calibración en un fantoma de agua para un haz de fotones de ^{60}Co vertical.

Las ventajas de colocar la cámara a una profundidad mayor que d_m son:

- a) La contaminación del haz por electrones o la posibilidad de insuficiencia de electrones de build - up no afectará la respuesta de la cámara.
- b) La cámara se localiza cerca de la profundidad de tratamiento deseada que es la profundidad de la dosis absorbida máxima, así las discrepancias entre las dosis a profundidad publicadas y las aplicaciones a máquinas particulares se reducen.
- c) Se eliminan las complicaciones que resultan de la variación de la dosis máxima con el tamaño del campo.

El tamaño del campo utilizado en la calibración debe ser el indicado en el certificado de calibración de la cámara, con el campo que se determinó el factor de calibración de ésta (Normalmente es $10 \times 10 \text{ cm}^2$).

También se puede realizar la calibración de una unidad de telecobaltoterapia con el brazo en posición horizontal (90° o 270°). Se utiliza un fantoma para calibrar un haz de radiación horizontal (ver figura 5.2). Los parámetros de medición son los mismos que en el caso anterior. La diferencia

más notoria entre las dos formas de calibración es que para el horizontal hay que hacer una corrección extra por la atenuación del haz en la ventana del fantoma; además, los fantomas para calibraciones horizontales limitan el rango de tamaños de campo y profundidades de trabajo.

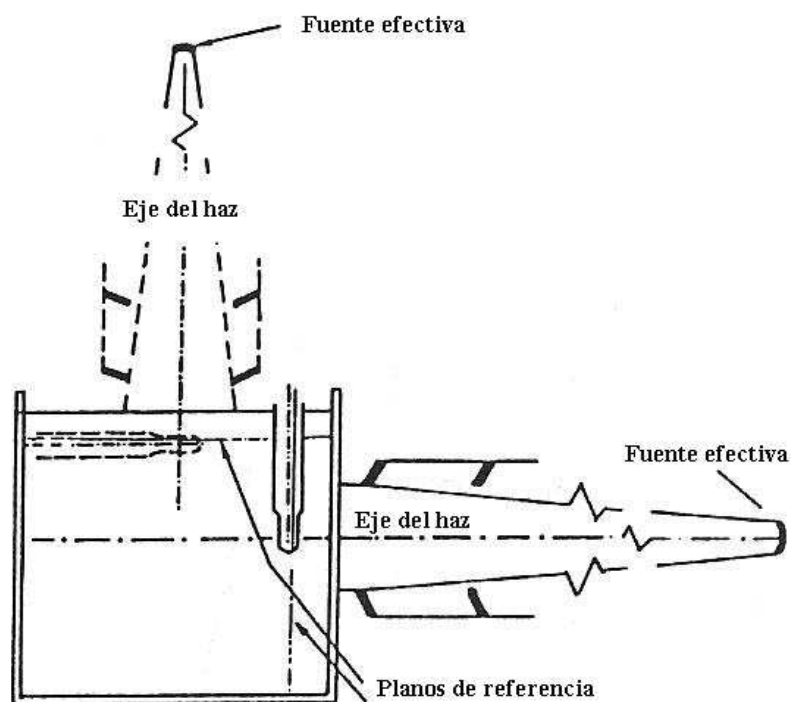


Fig. 5.2. Geometría de calibración para un haz de fotones, ya sea vertical u horizontal, en un fantoma de agua.

5.4.2 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. Las condiciones de referencia se describen 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. Al calibrar un dosímetro deben mantenerse en las condiciones de referencia el mayor número de magnitudes de influencia. Sin embargo, algunas de estas deben corregirse para obtener la influencia correspondiente a las condiciones de referencia.

1) ***Efecto de calentamiento***

Antes de hacer medidas con un sistema dotado de cámara de ionización, se debe esperar el tiempo suficiente para que la cámara alcance el equilibrio térmico y para que el equipo de medición se caliente.

2) ***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. Por lo tanto, las mediciones realizadas con este sistema dosimétrico tienen, entonces, que ser corregidas por la fluctuación de la corriente de fuga. Cabe señalar que cuando hay irradiación se pueden alcanzar valores de fugas muy superiores a los que se dan cuando no hay irradiación.

3) ***Calibración del electrómetro k_{elec}***

Cuando la cámara de ionización y el electrómetro son calibrados separadamente, un factor de calibración para cada uno es dado por el laboratorio encargado de la calibración. En el Reporte Técnico Serie 398 del Organismo Internacional de Energía Atómica (IAEA) denominado “*Determinación de la Dosis Absorbida en Haces Externos utilizados en Radioterapia. Un Código de Práctica Internacional para Dosimetría basado Estándares de Dosis Absorbida en Agua*”, el factor de calibración del electrómetro k_{elec} es tratado como una influencia cuantitativa y es incluido en el producto $\prod k_i$ de factores de corrección.

Si la cámara de ionización y el electrómetro son calibrados juntamente, no es requerido un factor de calibración k_{elec} por separado para el electrómetro. En este caso, k_{elec} toma el valor de 1.000. Si son calibrados por separado, k_{elec} es requerido.

4) ***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:

$$k_{TP} = \frac{P_0}{P} \left(\frac{273.2 + T}{273.2 + T_0} \right) \quad (5.7)$$

donde T es la temperatura ambiente P es la presión atmosférica. P_o es la presión de referencia, siendo este valor, generalmente 101.3 kPa. La temperatura de referencia T_o 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.

5) Efecto de la polarización k_{pol}

Es preciso siempre que siempre sea chequeado el efecto que tiene sobre las lecturas de la cámara de ionización el uso voltajes de polarización de opuesta polaridad en el electrómetro. Para la mayoría de tipos de cámaras, el efecto será insignificante en un haz de fotones; una excepción notable sería la muy estrecha ventana de las cámaras usadas para rayos X de baja energía. En un haz de partículas cargadas, particularmente electrones, el efecto es muy significativo.

Cuando una cámara es usada en un haz que produce un mensurable efecto de polaridad, la lectura verdadera será tomada como la media de los valores absolutos de las lecturas para ambas polaridades. Para el uso rutinario de una determinada cámara de ionización, un único voltaje de polarización de polaridad definida debe ser adoptado. Sin embargo, el efecto del uso de potenciales de polaridad opuesta sobre las lecturas de la cámara para cada calidad Q del haz utilizado puede ser obtenido por medio de la expresión siguiente:

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} \quad (5.8)$$

donde M_+ y M_- son las lecturas reportadas por el electrómetro, obtenidas a potenciales positivo y negativo, respectivamente, y M es la lectura del electrómetro obtenida con la polaridad usada rutinariamente (positiva o negativa).

6) Humedad relativa, k_h

La humedad del aire del ambiente tiene (excepto cuando son usados materiales higroscópicos en la pared tales como A – 150 ó Nylon) solo una influencia pequeña sobre la carga producida en la cavidad de la cámara. No es necesario la corrección por humedad relativa si el factor de calibración estuvo referido a una humedad relativa de 50% y la cámara es usada en un rango de humedad relativa entre 20 % a 80 %. Si el factor de calibración esta referido a aire seco, un factor de corrección $k_h = 0.997$ puede ser aplicado para la calibración de ^{60}Co .

7) **Factor de recombinación iónica k_s**

La incompleta eficiencia en la colección de carga en el volumen de la cavidad debido a la recombinación iónica requiere el uso de un factor de corrección. El efecto depende de la geometría de la cámara, el voltaje de colección aplicado y tasa de carga producida por la radiación. En el caso de un pulso de radiación, especialmente un haz escaneado, el factor de corrección por la recombinación llega a ser algo importante. Para un haz de radiación continua (haz de rayos γ), el efecto es usualmente muy pequeño.

Es posible derivar un factor de corrección k_s teóricamente, usando la teoría de Boag, pero como la magnitud de la corrección depende de la posición del electrodo central y este podría ser cambiado accidentalmente sin un cambio externo de la cámara, es recomendado que un proceso experimental sea usado para la determinación del factor de recombinación.

El llamado método de los “dos voltajes” es, debido a su simplicidad, el método a ser usado. Esta basado en dos mediciones de carga colectada, M_1 y M_2 usando diferentes voltajes V_1 (el voltaje parcial de operación normal) y V_2 (que puede la mitad de V_1) para algunas condiciones de irradiación. La razón $\frac{V_1}{V_2}$ debería ser igual a o mayor que 3.

El factor de corrección por recombinación k_s al voltaje parcial de operación normal V_1 puede ser, entonces, obtenido de una ecuación cuadrática que podría ser idónea a las soluciones numéricas de las expresiones para un pulso y un pulso escaneado de radiación:

$$k_s = a_o + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2} \right)^2 \quad (5.9)$$

donde las constantes a_i son tomadas de tablas reportadas en TRS 277, código de práctica internacional.

Para $k_s < 1.03$, la corrección puede ser aproximada dentro del 0.1 % usando la relación:

$$k_s - 1 = \frac{M_1 / M_2 - 1}{V_1 / V_2 - 1} \quad (5.10)$$

En radiación continua, principalmente rayos gamma de ^{60}Co , el método de los “dos voltajes” puede también ser usado y obtener el factor de corrección por medio de la relación:

$$k_s = \frac{(V_1/V_2)^2 - 1}{(V_1/V)^2 - (M_1/M_2)} \quad (5.11)$$

5.4.3 DETERMINACIÓN DE LA DOSIS ABSORBIDA EN AGUA USANDO UN FANTOMA DE AGUA

El flujo de fotones o electrones en un fantoma uniforme de agua es perturbado en el volumen de la cámara de ionización que será atravesado cuando la medida se este realizando, por lo tanto, tiene que ser corregida:

a) *Aplicando un Factor de Corrección por Perturbación, p_u .*

El factor de perturbación (p_u) corrige:

- I. Las diferentes propiedades en la producción de los electrones, la dispersión en la pared de la cámara y correspondiente volumen de agua.
- II. La diferencia en la dispersión de los electrones en el aire de la cavidad y en el agua (cuando es reemplazada por el aire de la cavidad)

La corrección por perturbación establece la diferencia entre los coeficientes másico de absorción de la energía de los fotones y el del poder de frenado de los electrones por el material de la pared de la cámara y el medio.

Para un haz de electrones, este factor tiene en cuenta la diferencia de dispersión en el material fantoma (y también en la pared de la cámara) y en el aire de la cavidad. Para un haz de fotones hay que considerar que los electrones se frenan de manera distinta en el material de la pared de la cámara y en el agua. En el cálculo se supone siempre que la medición se efectúa sin caperuza de equilibrio. El efecto de la corrección por perturbación, p_u , puede calcularse aproximadamente por la ecuación de Almond y Svensson:

$$p_u = \frac{\alpha S_{wall,air} (\bar{\mu}_{en} / \rho)_{w,wall} + (1 - \alpha) S_{w,air}}{S_{w,air}} \quad (5.12)$$

donde α es la fracción de la ionización total producida en el aire de la cavidad por los electrones que se producen en la pared de la cámara y, $S_{wall,air}$ la razón de poderes de frenado por los diferentes materiales de la cámara como una función de la calidad del haz usado.

b) Por el uso de un Punto Efectivo de Medida, P_{eff}

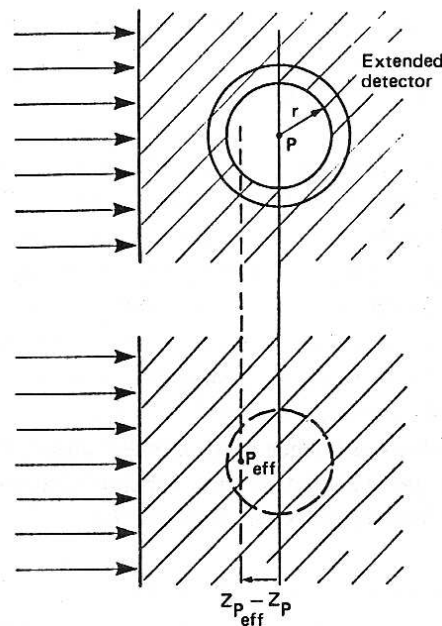


Fig. 5.3. Desplazamiento del punto efectivo de medida P_{eff} (profundidad $z_{P_{eff}}$) del centro P (profundidad z_P) de una cámara de ionización.

Valores de $z_{P_{eff}} - z_P$ recomendados:

- Para un haz de electrones $0.5 r_{cyl}$
- Para un haz de fotones de alta energía $0.75 r_{cyl}$
- Para radiación gamma de ^{60}Co $0.6 r_{cyl}$
- Para radiación gamma de ^{137}Cs $0.35 r_{cyl}$
- Para rayos X medios cero

Una corrección adicional a la determinación de la dosis absorbida en agua es la debida al desplazamiento del punto efectivo de medida de la cámara de ionización. Este punto toma en cuenta la extensión espacial en la cavidad para la localización del punto de interés P_{eff} en el frente del centro P de la cámara (ver figura 5.3) para corregir el gradiente de flujo de electrones dentro de la cavidad. La corrección por el desplazamiento ocurre por la razón que en la cavidad de una cámara

cilíndrica con su centro colocado a una profundidad de z_{ref} , se muestra una fluencia de electrones de un punto más cercano a la fuente de radiación que dicha profundidad.

La corrección depende del radio interno de la cavidad, r_{cyl} , y se obtiene a partir de

$$P_{dis} = 1 - 0.004r_{cyl} \quad (5.13)$$

donde r_{cyl} está dado en mm. Los valores recomendados en los *RTS 277* y *398* del OIEA para el punto efectivo de medida de la cámara con respecto a su centro están dados en la figura 5.3.

Luego, la dosis absorbida en agua D_W , a la profundidad de medida z_{ref} (5.0 cm), para el tamaño de campo y la *SSD* de referencia, viene dado por la ecuación:

$$D_W(z_{ref}) = M_u N_D (S_{w-air}) k_{TP} k_{elec} k_{pol} k_s k_h P_u P_{dis} \quad (5.14)$$

donde M_u es la lectura del electrómetro en nC, N_D es el factor de dosis absorbida de la cámara de ionización en cGy/nC, S_{w-air} es la razón de poderes de frenado de agua y aire, k_{TP} es el factor de corrección por temperatura y presión, k_{elec} es el factor de calibración del electrómetro, k_{pol} es de corrección por el efecto de la polaridad, k_s es por recombinación iónica, k_h de corrección por humedad relativa, P_u es el factor de perturbación y P_{dis} es el factor de corrección por el desplazamiento del punto efectivo de medida de la cámara de ionización.

Se aplica la teoría de la cavidad de Spencer Attix con una energía de corte para poderes restringidos de frenado $\Delta = 10 \text{ keV}$. El Reporte Técnico Serie 277 del OIEA recomienda que los datos sobre poderes de frenado sean tomados de Berger y Seltzer. Se usaron cálculos de Montecarlo de Andreo y Brahme para obtener los espectros de electrones, producidos por fotones, y determinar los valores medios de poderes de frenado.

El valor de D_W calculado con la ecuación 5.14 debe referirse a la profundidad de la dosis máxima d_m , por lo que se debe dividir por el porcentaje de dosis a la profundidad para 5.0 cm, de tal manera que se cuente con el valor de la dosis absorbida máxima a la profundidad de referencia (0.5 para haces de ^{60}Co) a la *SSD* de referencia.

CAPITULO 6

DISTRIBUCION DE DOSIS A PROFUNDIDAD Y DISPERSION

6.1 DISTRIBUCION DE DOSIS A PROFUNDIDAD

Cuando un haz está incidiendo en un paciente (o en un fantoma), la dosis absorbida en el paciente varía con la profundidad. Esta variación depende de muchas condiciones, a saber: *la energía del haz, la profundidad, el tamaño del campo, la distancia de la fuente y el sistema de colimación del haz*. Así el cálculo de la dosis en un paciente involucra consideraciones con referencia a estos y otros parámetros que afectan la distribución de dosis a profundidad.

Un paso esencial en los sistemas de cálculo de dosis es establecer la variación de la dosis a profundidad sobre el eje central del haz. Se tienen que definir un número funciones para este propósito, entre las que tenemos el *porcentaje de dosis a profundidad*, la *razón tejido - aire*, la *razón tejido - fantoma* y la *razón máximo - tejido*. Estas cantidades se derivan de mediciones hechas en un fantoma usando una pequeña cámara de ionización. Aunque se puede utilizar otros sistemas de medición, se prefieren las cámaras de ionización por su mejor precisión y pequeña dependencia de la energía.

6.2 PORCENTAJE DE DOSIS A PROFUNDIDAD (*Percent Depth Dose, PDD*).

Una forma de caracterizar la distribución de dosis en el eje central es normalizando la dosis a una profundidad dada con respecto a la dosis a una profundidad de referencia. La cantidad *porcentaje de dosis a profundidad* (o simplemente *porcentaje de dosis*) puede definirse como el cociente, expresado como un porcentaje, de la dosis absorbida a una profundidad d (D_d) y la dosis a una profundidad de referencia fija d_o (D_{d_o}), a lo largo del eje central del haz (Fig. 6.1). El porcentaje de dosis a profundidad *PDD*, se define así:

$$PDD = \frac{D_d}{D_{d_o}} \times 100 \% \quad (6.1)$$

Para ortovoltaje (arriba de 400 kVp) y rayos X de energía más baja la profundidad de referencia está en la superficie ($d_o = 0$). Para altas energías la profundidad de referencia se toma en la posición de la *dosis absorbida máxima* ($d_o = d_m$)

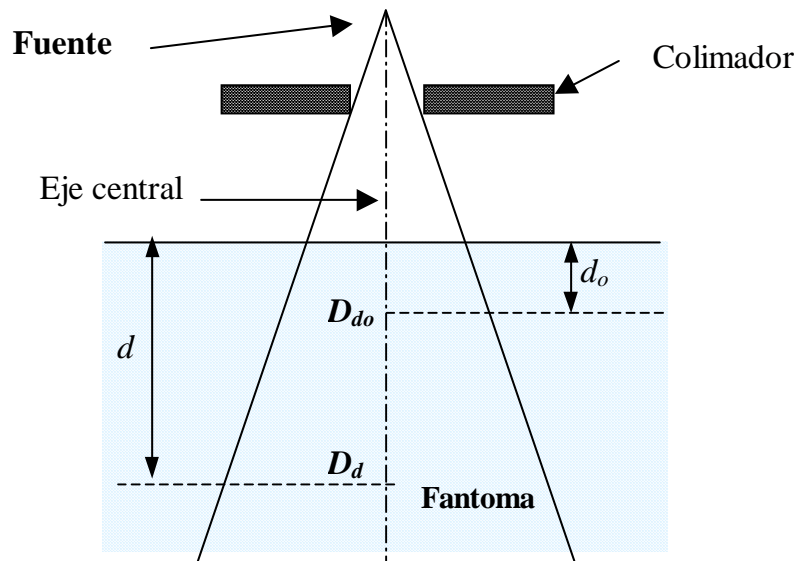


Fig. 6.1. Diagrama esquemático que muestra como se calcula el porcentaje de dosis a profundidad, “d” es cualquier profundidad y “d_o” es la profundidad de referencia o de dosis máxima (0.5 cm para el ⁶⁰Co)

En la práctica clínica, la dosis absorbida máxima en el eje central se llama usualmente *dosis máxima*, *dosis dada* o simplemente D_{max} . Así

$$D_{max} = \frac{D_d}{PDD} \times 100\% \quad (6.2)$$

Cierto número de parámetros afecta la distribución de la dosis a profundidad en el eje central. Estos incluyen la calidad o energía del haz, la profundidad, el tamaño y forma del haz, la distancia de la superficie a la fuente y la colimación.

6.2.1 Dependencia de la calidad del haz y la profundidad

El porcentaje de dosis a profundidad (más allá de la profundidad de la dosis máxima) incrementa con la energía del haz. Hazes con energías más grandes tienen poderes de penetración más grandes y así depositan un porcentaje de dosis a profundidad más grande (Fig.6.2). Sin considerar los efectos de la ley del inverso cuadrado y la dispersión, la variación del porcentaje de dosis a profundidad está gobernado aproximadamente por una atenuación exponencial. Así, la calidad de la radiación afecta el porcentaje de dosis a profundidad en virtud del coeficiente de atenuación promedio $\bar{\mu}$. Si $\bar{\mu}$ decrece, el haz viene a ser más penetrante, resultando un porcentaje de dosis a profundidad más grande para una profundidad dada más allá de la región de build - up.

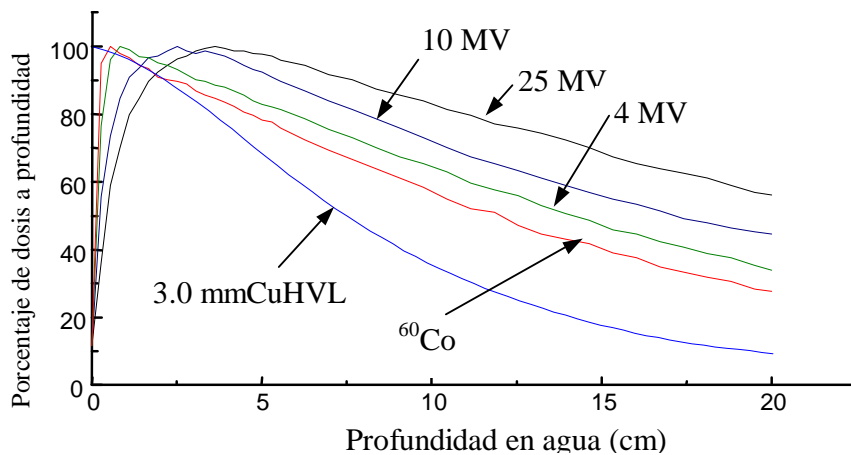


Fig. 6.2. *Distribución de dosis a profundidad para diferentes calidades de haces de fotones. Tamaño de campo 10 x 10 cm²; SSD = 100 cm para todos los haces, excepto para 3.0 mmCuHVL, que tiene una SSD de 50 cm.*

6.2.2 Efecto del tamaño y forma del campo

El tamaño de campo se puede especificar geoméricamente o en términos de dosis. EL tamaño geométrico del campo está definido como “la proyección del borde final del colimador en un plano perpendicular al eje del haz, como se vería desde el centro de la fuente”. Esta definición del campo corresponde al campo especificado por la luz localizadora, arreglada como si una fuente de luz puntual estuviera colocada en el centro de la superficie de la fuente de radiación. El tamaño

de *campo dosimétrico o físico* es la distancia interceptada por una curva isodósica dada (normalmente la isodosis de 50 %) en un plano perpendicular al eje del haz a una distancia determinada de la fuente. A menos que se especifique de otra manera, el término tamaño de campo denotará el tamaño geométrico de este. En conclusión, el tamaño de campo puede definirse para una distancia predeterminada tanto para técnica *SSD* (distancia fuente - superficie) como para técnica *SAD* (distancia fuente - eje)

Para un campo infinitesimalmente pequeño o campo $\approx 0 \times 0 \text{cm}^2$, la dosis a profundidad para un punto es efectivamente debida a la radiación primaria. La contribución de la *radiación dispersa* a la dosis a profundidad es extremadamente pequeña ($\approx \text{cero}$). Pero conforme el tamaño del campo se incrementa, la contribución de la radiación dispersa a la dosis absorbida incrementa. Puesto que el incremento en dosis dispersada es más grande para profundidades mayores que la profundidad de D_{max} , el porcentaje de dosis a profundidad se incrementa con el incremento del tamaño del campo.

El incremento en el porcentaje de dosis a profundidad debido al incremento del tamaño del campo depende de la calidad del haz. Debido a que la probabilidad de dispersión o la sección eficaz disminuye con el incremento de la energía, y los fotones con energías más altas son dispersados predominantemente en la dirección de incidencia, la dependencia entre el tamaño de campo y el porcentaje de dosis a profundidad es menos pronunciada para haces de energías altas que para haces de energías bajas. Datos de porcentaje de dosis a profundidad para radioterapia están registrados en tablas para campos cuadrados. La mayoría de los tratamientos encontrados en la práctica clínica se utilizan campos rectangulares o campos de forma irregular (limitados por bloques de protección), por lo que se requiere un sistema de campos cuadrados equivalentes para diferentes formas de campos. Se han desarrollado métodos semi - empíricos para relacionar los datos de dosis a profundidad para campos cuadrados, rectangulares, circulares y de formas irregulares.

Para una distribución de dosis a profundidad en el eje central, un campo rectangular puede aproximarse por un campo equivalente cuadrado o por un campo equivalente circular. En la tabla 6.1 se muestran datos de campos cuadrados equivalentes para campos rectangulares. Como un ejemplo, considérese el campo $10 \times 20 \text{cm}^2$. Utilizando la información proporcionada por la tabla 6.1, el campo equivalente cuadrado es el de $13 \times 13 \text{cm}^2$. Así el dato de porcentaje de dosis a profundidad para un campo de $13 \times 13 \text{cm}^2$ (obtenido de tablas estándar) puede aplicarse como una aproximación para el campo dado de $10 \times 20 \text{cm}^2$.

Una regla simple de este método ha sido desarrollada por Sterling para campos cuadrados y rectangulares equivalentes. De acuerdo con esta regla, un campo rectangular es equivalente a un

campo cuadrado si el cociente Area/Perímetro (A/P) es igual para ambos. Por ejemplo, para el campo $10 \times 20 \text{ cm}^2$ tiene un A/P de 3.33. El campo cuadrado que tiene el mismo valor de A/P es el campo de $13 \times 13 \text{ cm}^2$.

Tabla 5.1. *Equivalentes cuadrados para campos rectangulares*

Lados del campo	2.0	4.0	6.0	8.0	10.0	12.0	14.0	16.0	18.0	20.0	22.0	24.0	26.0	28.0	30.0
2.0	2.0														
4.0	2.7	4.0													
6.0	3.1	4.8	6.0												
8.0	3.4	5.4	6.9	8.0											
10.0	3.6	5.8	7.5	8.9	10.0										
12.0	3.7	6.1	8.0	9.6	10.9	12.0									
14.0	3.8	6.3	8.4	10.1	11.6	12.9	14.0								
16.0	3.9	6.5	8.6	10.5	12.2	13.7	14.9	16.0							
18.0	4.0	6.6	8.9	10.8	12.7	14.3	15.7	16.9	18.0						
20.0	4.0	6.7	9.0	11.1	13.0	14.7	16.3	17.7	18.9	20.0					
22.0	4.0	6.8	9.1	11.3	13.3	15.1	16.8	18.3	19.7	20.9	22.0				
24.0	4.1	6.8	9.2	11.5	13.5	15.4	17.2	18.8	20.3	21.7	22.9	24.0			
26.0	4.1	6.9	9.3	11.6	13.7	15.7	17.5	19.2	20.9	22.4	23.7	24.9	26.0		
28.0	4.1	6.9	9.4	11.7	13.8	15.9	17.8	19.6	21.3	22.9	24.4	25.7	27.0	28.0	
30.0	4.1	6.9	9.4	11.7	13.9	16.0	18.0	19.9	21.7	23.3	24.9	26.4	27.7	29.0	30.0

La siguiente ecuación se usa para calcular los parámetros de campo equivalentes para campos rectangulares

$$\frac{A}{P} = \frac{a \times b}{2(a+b)} \tag{6.3}$$

donde a es el ancho del campo y b lo largo. Para campos cuadrados, puesto que $a = b$, se tiene que

$$\frac{A}{P} = \frac{a}{4} \tag{6.4}$$

donde a es el lado del cuadrado. De las ecuaciones 6.3 y 6.4, es evidente que el campo cuadrado equivalente de un campo rectangular es $4(A/P)$. Por ejemplo, el campo $10 \times 15 \text{ cm}^2$ tiene un A/P de

3.0. Su equivalente cuadrado es $12 \times 12 \text{ cm}^2$, valor que está muy cercano con el valor de 11.9 dado en la tabla 6.1.

Aunque el concepto de A/P no está basado en un principio físico razonable, es muy usado en práctica clínica y ha sido considerado como un parámetro de campo para aplicarlo a otras cantidades tales como el factor de retrodispersión, la razón tejido - aire e incluso a la salida del haz en aire o fantoma. Se debe, sin embargo, ser precavido al contradecir un uso discriminado de A/P . Por ejemplo, el parámetro A/P no es aplicable a campos circulares ni irregulares, aunque el radio de un círculo puede ser obtenido por la relación

$$r = \frac{4}{\pi} \cdot \frac{A}{P} \quad (6.4)$$

La ecuación anterior se obtiene suponiendo que el círculo equivalente es el que tiene la misma área que el equivalente cuadrado.

6.2.3 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 terapia con haces externos tienen un tamaño finito, se selecciona una distancia fuente-superficie grande ($\geq 80 \text{ cm}$), 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. En otras palabras, 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. Por la dependencia de la tasa de dosis de la ley del inverso cuadrado asumiremos que estamos tratando un haz primario sin dispersores. En una situación clínica dada, sin embargo, el colimador y otros materiales dispersores en el haz pueden causar desviación en la ley del inverso cuadrado.

El porcentaje de dosis a profundidad incrementa con la SSD debido a los efectos de la ley del inverso cuadrado. Aunque la tasa de dosis real para un punto decrece con el incremento en la distancia de la fuente, el porcentaje de dosis a profundidad, como tal, es una dosis relativa con respecto a un punto de referencia incrementándose con la SSD . Esto está ilustrado en la figura 6.3 en la cual la tasa de dosis relativa de un punto de la fuente de radiación se grafica como una función de

la distancia desde la fuente siguiendo la ley del inverso cuadrado. La gráfica muestra que la disminución en la tasa de dosis entre dos puntos es mucho más grande para pequeñas distancias desde la fuente que para grandes distancias. Esto significa que el porcentaje de dosis a profundidad, que representa la dosis a profundidad relativa a un punto de referencia, disminuye más rápidamente para puntos más cercanos a la fuente que para puntos más distantes de la fuente.

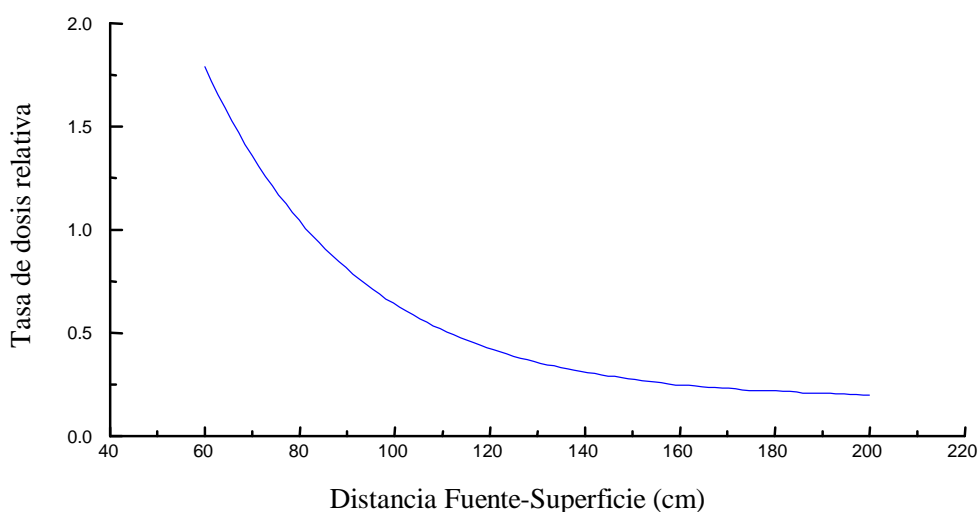


Fig. 6.3. Gráfica de la dosis relativa como una función de la distancia (Ley del Inverso al Cuadrado) de una fuente puntual. La distancia de referencia es de 80 cm

En radioterapia clínica, la *SSD* es un parámetro muy importante. Puesto que el porcentaje de dosis a profundidad determina cuanta dosis puede liberarse a una profundidad relativa a D_{max} , la *SSD* necesita ser lo más grande posible. Sin embargo, debido a que la tasa de dosis disminuye con la distancia, la *SSD*, en la práctica, es un conjunto de distancias que proveen un compromiso entre la tasa de dosis y el porcentaje de dosis a profundidad. Para el tratamiento de lesiones de tumores profundos con haces de megavoltaje la mínima *SSD* recomendada es de 80 cm.

Tablas de porcentaje de dosis a profundidad para uso clínico están disponibles para las *SSD* estándares (80 o 100 cm para unidades de megavoltaje). En una situación clínica dada, sin embargo, el conjunto de *SSD* en un paciente puede ser diferente de las *SSD* estándares. Por ejemplo, se requieren *SSDs* más grandes para técnicas que involucran tamaños de campo más grandes que los disponibles para las *SSDs* estándares. Así, el porcentaje de dosis a profundidad para una *SSD* estándar puede convertirse para aquellas aplicaciones de los actuales tratamientos a *SSD*. Aunque están disponibles métodos más precisos, en esta sección discutiremos un método apropiado: El

factor F de Mayneord. Este método se basa en una aplicación estricta de la ley del inverso cuadrado conforme se cambia la SSD, sin considerar los cambios por la dispersión.

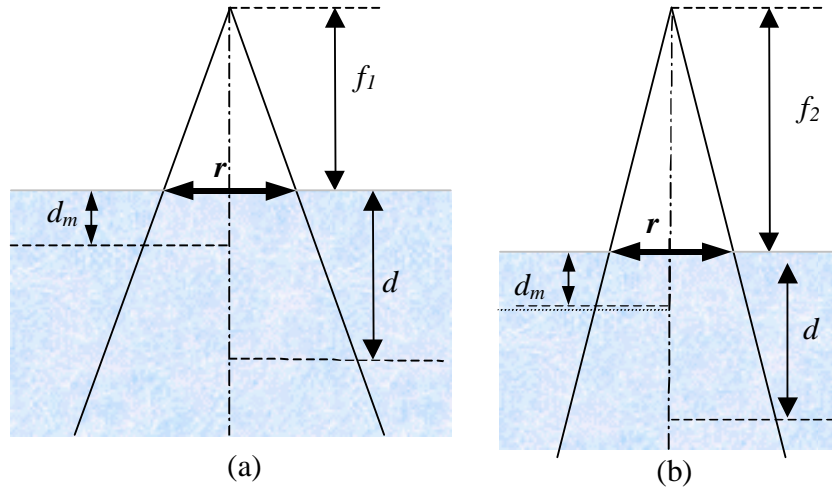


Fig. 6.4. Cambio del porcentaje de dosis a profundidad con la SSD. La condición de irradiación (a) tiene $SSD = f_1$ y la condición de irradiación (b) tiene $SSD = f_2$. En ambas condiciones se tiene el mismo tamaño de campo en la superficie del fantoma $r \times r$, y la misma profundidad.

La figura 6.4 muestra dos condiciones de irradiación, las cuales difieren únicamente con respecto a la SSD. Hagamos $PDD(d,r,f)$ el porcentaje de dosis a profundidad a la profundidad d para $SSD=f$ y a un tamaño de campo r (Campo cuadrado de dimensión r). Puesto que la variación de la dosis a profundidad está gobernada por tres efectos, a saber, la ley del inverso cuadrado, la atenuación exponencial y la dispersión, se tiene que

$$PDD(d,r,f_1) = 100 \cdot \left(\frac{f_1 + d_m}{f_1 + d} \right)^2 \cdot e^{-\mu(d-d_m)} \cdot K_s \quad (6.6)$$

donde μ es el coeficiente de atenuación lineal para el haz primario y K_s es una función que toma en cuenta el cambio en la dosis por la dispersión. Ignorando el cambio en el valor de K_s , de una SSD a otra, se tiene además que

$$PDD(d,r,f_2) = 100 \cdot \left(\frac{f_2 + d_m}{f_1 + d} \right)^2 \cdot e^{-\mu(d-d_m)} \cdot K_s \quad (6.7)$$

Dividiendo la ecuación 6.7 por la ecuación 6.6, tenemos

$$\frac{PDD(d, r, f_2)}{PDD(d, r, f_1)} = \left(\frac{f_2 + d_m}{f_1 + d_m} \right)^2 \cdot \left(\frac{f_1 + d}{f_2 + d} \right)^2. \quad (6.8)$$

El miembro izquierdo de la ecuación 6.8 es llamado el factor F de Mayneord. Así

$$F = \left(\frac{f_2 + d_m}{f_1 + d_m} \right)^2 \cdot \left(\frac{f_1 + d}{f_2 + d} \right)^2 \quad (6.9)$$

Puede demostrarse que el factor F es más grande que 1 para $f_2 > f_1$ y menor que 1 para $f_2 < f_1$. Así esto prueba que el porcentaje de dosis a profundidad disminuye con el incremento es la SSD .

El método del factor F de Mayneord trabaja razonablemente bien para campos pequeños porque la dispersión es mínima bajo esas condiciones. Sin embargo, el método puede dar un aumento significativo en el error para condiciones extremas tales como baja energía, campo grande, profundidad grande y SSD grande.

En general, el factor F de Mayneord sobrestima el incremento en el porcentaje de dosis a profundidad con el incremento en la SSD . Por ejemplo, para campos grandes y radiación de baja energía donde la proporción de la radiación dispersada es relativamente grande, el factor $\frac{1+F}{2}$ se aplica con más precisión. Factores intermedios entre F y $\frac{1+F}{2}$ deben usarse para diversas condiciones.

6.3 RAZON TEJIDO-AIRE (*Tissue-Air Ratio, TAR*)

La razón tejido-aire fue primeramente introducida por Harold Johns en 1953 y fue originalmente llamada “razón tumor-aire”. Para ese tiempo, esta cantidad fue entendida específicamente para cálculos en terapia rotatoria. En terapia rotatoria, la fuente se mueve en un círculo alrededor del eje de rotación que se coloca normalmente en el tumor. Aunque la distancia fuente superficie (SSD) puede variar dependiendo de la forma del contorno de la superficie, la distancia eje-fuente permanece constante.

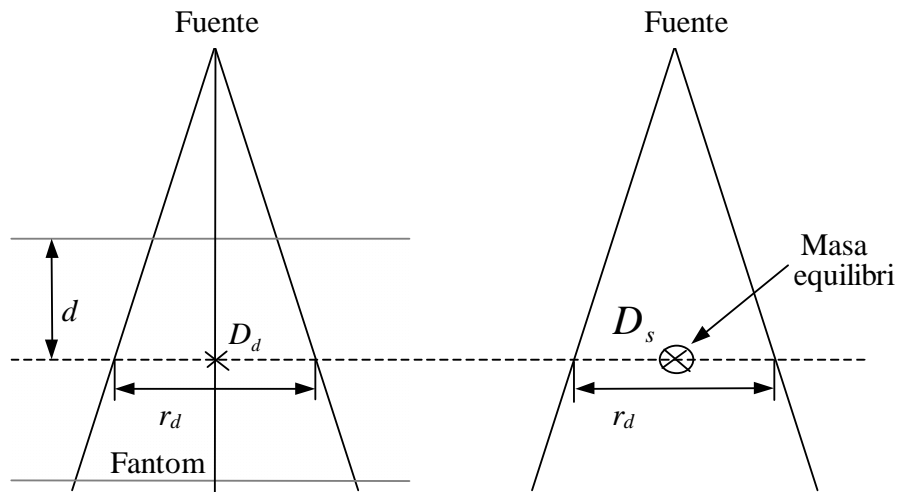


Fig. 6.5. Ilustración de la definición de Razón Tejido-Aire (TAR). $TAR(d, r_d) = D_d / D_s$.

Puesto que el porcentaje de dosis a profundidad depende de la *SSD*, se habrá de aplicar la corrección de la *SSD* al *PDD* – procedimiento que es utilizado voluminosamente en la práctica clínica. Una simple cantidad, a saber, la *razón tejido-aire (TAR)* se aplica para remover la dependencia de la *SSD*. El concepto del *TAR* fue definido para facilitar los cálculos no solamente para terapia rotatoria, sino además para técnicas con isocentro estacionario como también para campos irregulares.

La razón tejido-aire puede definirse como la razón de la dosis (D_d) para un punto dado en el fantoma y la dosis en el espacio libre (D_s) para el mismo punto. Esto es ilustrado en la figura 6.5. Para una calidad del haz dada, el *TAR* depende de la profundidad d y el tamaño del campo r_d para esa profundidad,

$$TAR(d, r_d) = \frac{D_d}{D_s} \tag{6.10}$$

6.3.1 Efecto de la distancia

Una de las propiedades más importantes atribuidas al *TAR* es que es independiente de la distancia de la fuente. Esto, sin embargo, es una aproximación que es usualmente válida para una precisión mejor que el 2 % sobre el rango de distancias usadas clínicamente. Este resultado útil puede ser reducido a lo siguiente: Puesto que el *TAR* es una razón entre dos dosis, D_d y D_s , para el

mismo punto, se remueve la dependencia de la distancia y la fluencia de fotones. Así, el *TAR* representa la modificación de la dosis para un punto debido unicamente a la atenuación y dispersión del haz en el fantoma comparada con la dosis para el mismo punto en el minifantoma (o fantoma de equilibrio) colocado en el aire libre. Puesto que el haz primario es atenuado exponencialmente con la profundidad, el *TAR* para el haz primario es unicamente una función de la profundidad, no de la *SSD*. En el caso de la componente de la dosis por la dispersión, sin embargo, esto no es obvio. No obstante, la contribución dispersora fraccional a la dosis a profundidad es casi independiente de la divergencia del haz y depende unicamente de la profundidad y del tamaño del haz para esa profundidad. De aquí la razón tejido-aire que involucra la componente primaria y la componente dispersada de la dosis a profundidad es independiente de la distancia de la fuente.

6.3.2 Variación con la energía, profundidad y tamaño del campo

La razón tejido-aire varia mucho más con el porcentaje de dosis a profundidad que con la energía, profundidad y tamaño del campo. Para los haces de megavoltaje, la razón tejido-aire de buildup es un máximo en la profundidad de la dosis máxima (d_m) y luego disminuye con la profundidad en una forma más o menos exponencial. Para un haz estrecho o un tamaño de campo de $\approx 0 \times 0$, en el cual la contribución a la dosis por la dispersión puede ignorarse, el *TAR* más allá de d_m varía en forma aproximadamente exponencial con la profundidad

$$TAR(d,0) = e^{\bar{\mu}(d-d_m)}, \quad (6.11)$$

siendo $\bar{\mu}$ el coeficiente de atenuación promedio del haz para un fantoma dado. Conforme se incrementa el tamaño del campo, la componente de la dosis por la dispersión incrementa y la variación del *TAR* es más compleja. Sin embargo, para haces de megavoltaje de alta energía donde la dispersión es mínima y su dirección es hacia delante, la variación del *TAR* con la profundidad puede describirse también por una función exponencial, que utiliza un coeficiente de atenuación efectivo (μ_{ef}) cuando se usa un tamaño de campo dado.

6.4 FACTOR DE RETRODISPERSION (*Backscatter factor, BSF*)

El término factor de retrodispersión es simplemente la razón tejido-aire para la profundidad de la dosis máxima sobre el eje central del haz. Este puede definirse como la razón de la dosis sobre el eje central para la profundidad de la dosis máxima y la dosis para el mismo punto en espacio libre, esto es

$$BSF = \frac{D_m}{D_s} \quad (6.12)$$

o bien,

$$BSF = TAR(d_m, r_{d_m}) \quad (6.13)$$

donde r_{d_m} es el tamaño del campo a la profundidad d_m de la dosis máxima.

El factor de retrodispersión, al igual que la razón tejido-aire, es independiente de la distancia de la fuente y depende únicamente de la calidad del haz y del tamaño del campo. La figura 6.6 muestra el factor de retrodispersión para varias calidades de haz y áreas de campo. Mientras el factor de retrodispersión aumenta con el tamaño del campo, su máximo valor ocurre para haces que tienen una capa hemirreductora entre 0.6 y 0.8 mm de Cu, dependiendo del tamaño del campo. Así, para haces de ortovoltaje con filtración normal, el factor de retrodispersión puede alcanzar valores hasta de 1.5 para campos grandes. Esto indica que se puede tener hasta un 50 % de incremento en la dosis comparada con la dosis en el espacio libre o, en términos de exposición, un incremento del 50 % en la exposición en la piel comparada con la exposición en aire.

Para haces de megavoltaje (^{60}Co y energías más altas), el factor de retrodispersión es mucho más pequeño. Por ejemplo, el BSF para un campo de 10×10 cm para ^{60}Co es 1.036. Esto significa que D_{max} será 3.6 % más alta que la dosis en espacio libre. Este incremento en la dosis se debe a la radiación dispersa que alcanza el punto de D_m procedente de puntos antes y después en el fantoma. Conforme se incrementa la energía del haz, la dispersión se reduce y por consiguiente el factor de retrodispersión lo hace también. Arriba de 8 MV, la dispersión para la profundidad de la dosis máxima es extremadamente pequeña y el factor de retrodispersión se aproxima a su mínimo valor, la unidad.

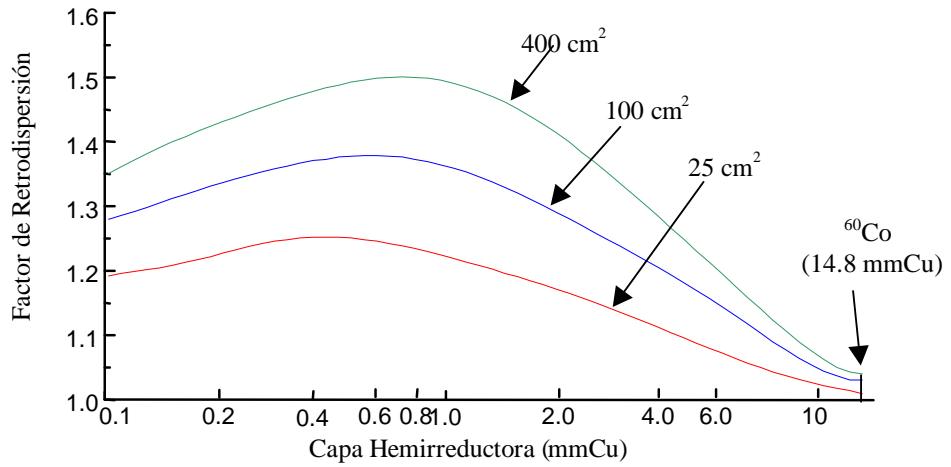


Fig. 6.6 Variación del factor de retrodispersión (BSF) con la calidad del haz. Datos para campos circulares

6.5 RELACIÓN ENTRE EL TAR Y PDD

La razón tejido-aire y el porcentaje de dosis a profundidad están interrelacionados. La relación puede derivarse de la siguiente manera: Considerando la figura 6.7a, sea $TAR(d, r_d)$ la razón tejido - aire para el punto Q para el tamaño de campo r_d a la profundidad d , r el tamaño del campo en la superficie, f la SSD, d_m la profundidad de referencia para la dosis máxima al punto P y $D_s(p)$ y $D_s(Q)$ las dosis en el espacio libre para los puntos P y Q , respectivamente (Fig. 6.7 b y c).

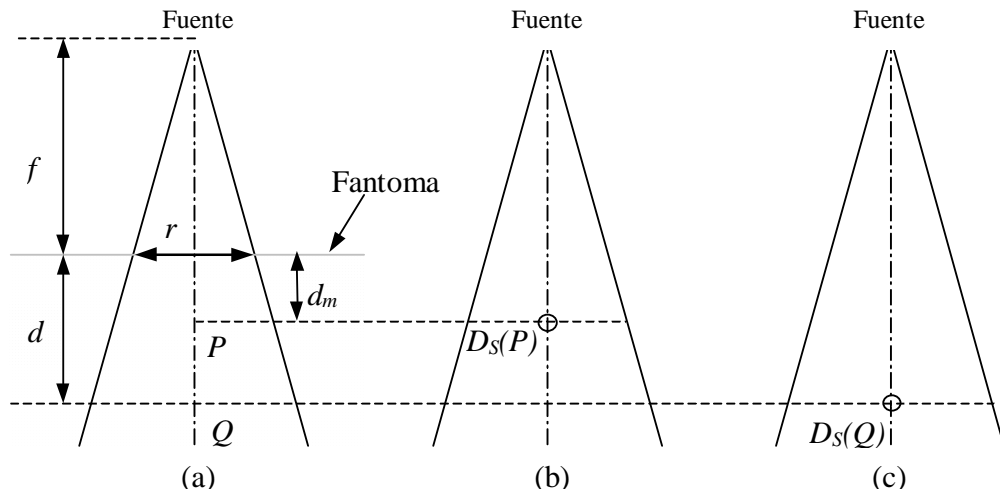


Fig. 6.7 Diagrama para relacionar el TAR y el porcentaje de dosis a profundidad. Ver sección 6.5.

$D_s(p)$ y $D_s(Q)$ están relacionadas por la ley del inverso cuadrado

$$\frac{D_s(Q)}{D_s(P)} = \left(\frac{f + d_m}{f + d} \right)^2 \quad (6.14)$$

El tamaño del campo r y r_d están relacionados por

$$r_d = r \cdot \frac{f + d}{f} \quad (6.15)$$

Por definición del TAR

$$TAR(d, r_d) = \frac{D_d(Q)}{D_s(Q)} \quad (6.16)$$

o

$$D_d(Q) = TAR(d, r_d) \cdot D_s(Q) \cdot \quad (6.17)$$

Puesto que

$$D_{\max}(p) = D_s(P) \cdot BSF(r) \quad (6.18)$$

y, por definición, el porcentaje de dosis a profundidad $P(d, r, f)$ está dado por

$$PDD(d, r, f) = \frac{D_d(Q)}{D_{\max}(P)} \quad (6.19)$$

Tenemos de las ecuaciones 6.17, 6.18 y 6.19,

$$PDD(d, r, f) = TAR(d, r_d) \cdot \frac{1}{BSF(r)} \cdot \frac{D_s(Q)}{D_s(P)} \quad (6.20)$$

De las ecuaciones 6.14 y 6.20,

$$PDD(d, r, f) = TAR(d, r_d) \cdot \frac{1}{BSF(r)} \cdot \left(\frac{f + d_m}{f + d} \right)^2 \quad (6.21)$$

6.6 CONVERSIÓN DE UN PDD A OTRO – MÉTODO DEL TAR

Anteriormente se discutió un método para convertir porcentaje de dosis a profundidad de una *SSD* a otra. Este método usa el factor *F* de Mayneord, que se deriva al considerar unicamente la ley del inverso cuadrado. Un método más preciso está basado en la relación entre el porcentaje de dosis a profundidad y el *TAR*. Este método se deriva de la ecuación 6.21 como se describe a continuación.

Supóngase que f_1 es la *SSD* para la cual el porcentaje de dosis a profundidad es conocido y f_2 es la *SSD* para la cual el porcentaje de dosis a profundidad será determinado. Denotemos por r el tamaño del campo en la superficie y d la profundidad, para ambos casos. Refiriéndonos a la figura 6.4, sean r_{d,f_1} y r_{d,f_2} los tamaños de campo proyectado a la profundidad d en la figura 6.4, a y b , respectivamente.

$$r_{d,f_1} = r \cdot \frac{f_1 + d}{f_1} \quad (6.22)$$

$$r_{d,f_2} = r \cdot \frac{f_2 + d}{f_2} \quad (6.23)$$

De la ecuación 6.21,

$$PDD(d, r, f_1) = TAR(d, r_{d,f_1}) \cdot \frac{1}{BSF(r)} \cdot \left(\frac{f_1 + d_m}{f_1 + d} \right)^2 \quad (6.24)$$

y

$$PDD(d, r, f_2) = TAR(d, r_{d,f_2}) \cdot \frac{1}{BSF(r)} \cdot \left(\frac{f_2 + d_m}{f_2 + d} \right)^2 \quad (6.25)$$

De las ecuaciones 6.24 y 6.25, el factor de conversión está dado por

$$\frac{PDD(d, r, f_2)}{PDD(d, r, f_1)} = \frac{TAR(d, r_{d,f_2})}{TAR(d, r_{d,f_1})} \left[\left(\frac{f_1 + d_m}{f_1 + d} \right)^2 \left(\frac{f_2 + d_m}{f_2 + d} \right)^2 \right] \quad (6.26)$$

La expresión encerrada entre corchetes es el factor *F* de Mayneord. Así el método del *TAR* corrige al factor *F* de Mayneord por la razón de los *TARs* para campos proyectados a profundidad para dos *SSDs*.

Burns ha desarrollado la siguiente ecuación para convertir el porcentaje de dosis a profundidad de una *SSD* a otra

$$PDD(d, r, f_2) = PDD\left(d, \frac{r}{\sqrt{F}}, f_1\right) \cdot \frac{BSF(r / \sqrt{F})}{BSF(r)} \cdot F \quad (6.27)$$

donde F es el factor F de Mayneord. La ecuación de arriba se basa en que los *TARs* son independientes de la distancia de la fuente. La ecuación de Burns puede ser usada en una situación donde los *TARs* no están disponibles pero en cambio se tiene disponible una tabla de porcentaje de dosis a profundidad para una *SSD* estándar con el factor de retrodispersión para varios tamaños de campo.

CAPITULO 7

CALCULOS DOSIMETRICOS PARA HACES DE ^{60}Co

7.1 PARAMETROS PARA CALCULAR LA DOSIS ABSORBIDA

La dosis para un punto en un medio puede analizarse considerando la componente primaria y la componente dispersada. La dosis primaria está contribuida por el fotón original o inicial emitido por la fuente y la dosis dispersada es debida a los fotones dispersados. La dosis dispersada puede ser además analizada dentro de la componente del colimador y la componente del fantoma, debido a que ambas pueden ser variadas independientemente usando bloques. Por ejemplo, bloqueando una porción del campo, la salida o exposición en la porción abierta del campo no cambia significativamente pero la radiación dispersa puede ser reducirse sustancialmente.

La discusión anterior presenta una dificultad práctica, a saber, la determinación de la dosis primaria en un fantoma excluyendo la dispersión por el colimador y el fantoma. Sin embargo, para haces de fotones de megavoltaje, es razonablemente preciso considerar la dispersión del colimador como parte del haz primario así que la dispersión del fantoma puede calcularse separadamente. Por lo tanto, definiremos una *dosis primaria efectiva* como la dosis debida a los fotones primarios incluyendo la dispersión por el sistema de colimación. *La dosis primaria efectiva en un fantoma* puede considerarse como la dosis a profundidad menos la dispersión del fantoma. Alternativamente, *la dosis primaria efectiva* puede definirse como la dosis a profundidad esperada en el campo cuando el volumen dispersor se reduce a cero mientras el colimador permanece con una abertura constante.

7.2 FACTOR DE SALIDA DEL COLIMADOR (Colimator Output Factor, COF)

La salida del haz (tasa de exposición, tasa de dosis en espacio libre o tasa de fluencia de energía) medida en el aire depende del tamaño del campo. Conforme se incrementa el tamaño del campo, incrementa la salida porque se incrementa la dispersión en el colimador que es agregada al

haz primario. El incremento en la dispersión se debe al incremento en el área de la superficie del colimador conforme este se abre para campos más grandes.

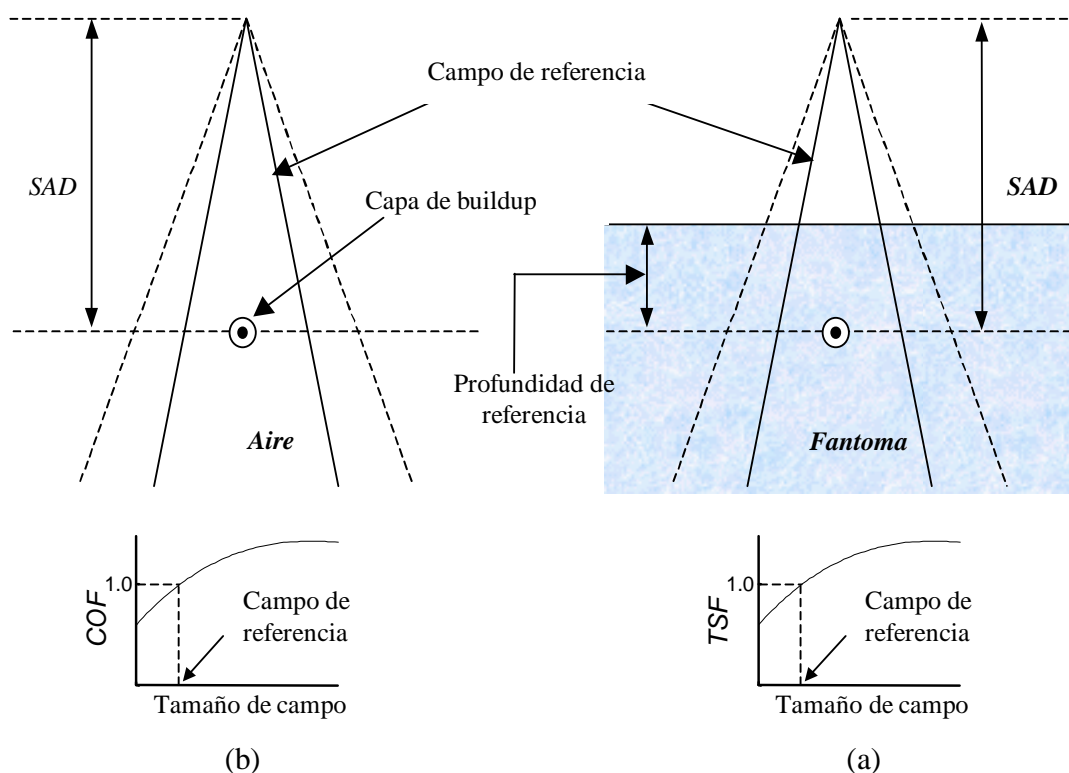


Fig. 7.1 . Arreglos para medir el *COF* y el *TSF*. (a) la cámara con una capa de buildup en aire para medir la salida relativa para un campo de referencia, para determinar *COF* vs. Tamaño de campo. (b) Medidas en un fantoma para una profundidad fija para determinar *TSF* vs. tamaño de campo.

El factor de salida del colimador (*COF*), llamado también factor de corrección por la dispersión en el colimador, puede definirse como la razón de la salida en aire para un campo dado y la salida para un campo de referencia (Normalmente $10 \times 10 \text{ cm}^2$). El *COF* puede medirse con una cámara de ionización con una capa de buildup de tamaño bastante grande para que provea la máxima dosis de buildup para un haz de una energía dada. El sistema de medida se muestra en la figura 7.1a. Las lecturas se deben presentar en función del tamaño de campo (lado o equivalente cuadrado o área/perímetro) y los valores son normalizados al campo de referencia, $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

En las medidas del *COF*, el campo debe cubrir completamente la capa de buildup para todo tamaño de campo pequeño si las medidas son para reflejar la fluencia relativa de fotones. Para campos pequeños, se pueden tomar las medidas para grandes distancias de la fuente para que los

campos más pequeños cubran la capa de buildup. Normalmente, el factor de salida del colimador se mide usando la técnica distancia fuente-eje (*SAD*)

7.3 FACTOR DE CORRECCION POR LA DISPERSION EN EL FANTOMA

El factor de corrección por la dispersión en el fantoma (*Phantom Scatter Factor, PSF*) toma en cuenta el cambio por la radiación dispersa originada en el fantoma a una profundidad de referencia conforme varía el tamaño del campo. *El PSF* puede definirse como la razón de la tasa de dosis para un campo dado a una profundidad de referencia (profundidad de la dosis máxima) y la tasa de dosis para la misma profundidad para un campo de referencia (Normalmente $10 \times 10 \text{ cm}^2$), con la misma abertura del colimador. En esta definición, puede notarse que el *PSF* está referido para los cambios en el área de un fantoma irradiado con respecto a una abertura fija del colimador. Así, el *PSF* puede determinarse, al menos en concepto, por el uso de un campo incidente grande en un fantoma para varios tamaños de sección eficaz.

Para haces de fotones, cuyos factores de retrodispersión pueden medirse con precisión, el factor *PSF* para la profundidad de la dosis máxima puede definirse simplemente como la razón del factor de retrodispersión para el campo dado y el factor de retrodispersión del campo de referencia:

$$PSF = \frac{BSF(r)}{BSF(r_o)} \quad (7.1)$$

donde r_o es el tamaño del campo de referencia.

Un método más práctico en la medida del *PSF* que puede usarse para todas las energías de los haces, consiste en la determinación indirecta usando la siguiente ecuación

$$PSF(r) = \frac{TSP(r)}{COF(r)} \quad (7.2)$$

donde *TSP* es el factor de corrección por dispersión total definido como la tasa de dosis a una profundidad de referencia para un tamaño de campo r dividido por la tasa de dosis para el mismo punto y profundidad para el tamaño de campo de referencia ($10 \times 10 \text{ cm}^2$), Fig. 7.1b. Así, *TSP(r)* toma en cuenta tanto la dispersión por el colimador y el fantoma y cuando se divide por *COF(r)* proporciona *PSF(r)*

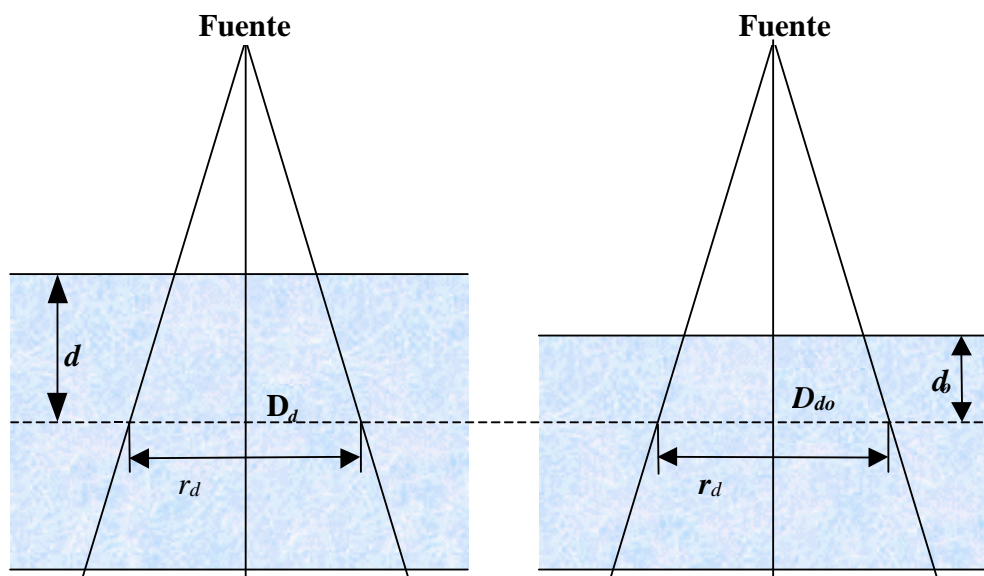


Fig. 7.2 . Diagrama que ilustra la definición de Razón Tejido-Fantoma (TPR) y Razón Máximo-Tejido (TMR).

7.4 RAZÓN TEJIDO-FANTOMA Y RAZÓN MÁXIMO-TEJIDO

La razón tejido fantoma (*tissue-phantom ratio*, TPR) se define como la dosis para un punto dado en el fantoma y la dosis para el mismo punto a una profundidad de referencia fija, normalmente de 5 cm. Esto se ilustra en la Fig. 7.2.

El TPR es una función general que puede normalizarse a una profundidad de referencia. Pero no hay un acuerdo concerniente a la profundidad usada para esta cantidad, aunque la profundidad de 5 cm es la elección usual para varias energías de haces. En otros términos, el punto sobre el eje central en el que se tiene D_{max} es muy utilizada para cálculos de dosis. Si se adopta la profundidad de referencia d_m , la cantidad TPR dada se convierte en la *razón máximo - tejido* (*Tissue-maximum ratio*, TMR). Así, el TMR es un caso especial del TPR y puede definirse como la razón de la dosis para un punto dado en un fantoma y la dosis para el mismo punto a la profundidad de referencia de la dosis máxima.

7.4.1 Propiedades del TMR

El concepto de razón máximo-tejido está basado en la suposición de que la contribución fraccional de dispersión a la dosis a profundidad a un punto es independiente de la divergencia del

haz y depende unicamente del tamaño del campo para el punto y profundidad en el tejido. Este principio que es además la razón fundamental del *TAR* y el *TPR*, toma a todas esas funciones practicamente independientes de la distancia fuente-superficie. Así, una tabla simple de *TMR* se puede usar para toda *SSD* para cada calidad de radiación.

Para haces de megavoltaje, la atenuación del haz primario puede representarse aproximadamente por

$$TMR(d,0) = e^{-\mu(d-d_m)} \quad (7.3)$$

donde μ es el coeficiente de atenuación lineal efectivo y d_m es la profundidad de referencia de la dosis máxima. μ puede determinarse a partir de datos de *TMR* graficando μ como una función del tamaño de campo (lado o equivalente cuadrado) y extrapolándolo al campo $\approx 0 \times 0$.

El *TMR* y el porcentaje de dosis a profundidad *PDD* están interrelacionados por la siguiente ecuación

$$TMR(d, r_d) = \left(\frac{PDD(d, r, f)}{100} \right) \left(\frac{f + d}{f + t_o} \right)^2 \left(\frac{S_p(r_{t_o})}{S_p(r_d)} \right) \quad (7.4)$$

donde

$$f = SSD, r_d = r \cdot \left(\frac{f + d}{f} \right) \quad (7.5)$$

$$r_{t_o} = r \cdot \left(\frac{f + t_o}{f} \right) \quad (7.6)$$

Aquí el porcentaje de dosis a profundidad está referido a la dosis para la profundidad d_m así que $P(d_m, r, f) = 100$ para todo tamaño de campo y *SSD*.

Aunque el *TMR* puede medirse directamente, se puede calcular a partir del porcentaje de dosis a profundidad, como se muestra en la ecuación 6.4. Para ^{60}Co , las ecuaciones 7.2 y 7.4 pueden usarse para calcular el *TMR*. En suma, el *TMR* puede derivarse de datos de *TAR* y en estos casos, como el ^{60}Co , donde el *TAR* es precisamente conocido se tiene que

$$TMR(d, r_d) = \frac{TAR(d, r_d)}{BSF(r_d)} \quad (7.7)$$

7.5 FILTROS TIPO CUÑA. FACTOR DE CUÑA

Los filtros tipo cuña o simplemente cuñas sirven para superar los puntos calientes que resultan de la superposición de dos campos que se interceptan formando ángulos menores que 180° . Como su nombre lo indica, son piezas de metal que tienen forma de cuña que se coloca en un haz de megavoltaje para distorsionar la distribución de dosis. Las cuñas son fabricadas de un metal pesado tal como cobre, latón o plomo y deben ser un poco más grandes en sección eficaz que el campo de tratamiento. La combinación de campos con cuñas y campos abiertos provee una composición isodósica muy efectiva para algunos tratamientos.

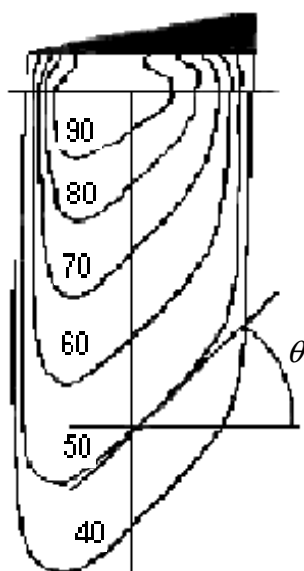


Fig.7.3 . Distorsión de la distribución de dosis por un filtro tipo cuña

Una cuña colocada en un haz ocasiona que las curvas isodósicas se inclinen hacia abajo y lateralmente con respecto a la parte más delgada de esta, tal como se muestra en la figura 7.3. El grado de inclinación de las curvas isodósicas con relación a su posición normal sin cuña, se expresa en el concepto de *ángulo isodósico de la cuña*, o simplemente *ángulo de la cuña*. El ángulo de la cuña se define como el ángulo entre la curva isodósica del 50 % de la distribución con cuña y la línea perpendicular al eje central de haz, el cual es denotado por θ en la figura 7.3. debe notarse que este no es el ángulo real de la cuña.

Cuando se combinan dos campos con cuña, el ángulo formado por sus ejes centrales define el *ángulo de bisagra* que denotaremos por ϕ . Existe una relación entre el ángulo de bisagra y el ángulo isodósico de la cuña

$$\theta = 90^\circ - \frac{1}{2}\phi \quad (7.8)$$

Una cuña es obviamente un filtro atenuador, que reduce la salida del equipo. Por lo que se hace necesario un factor de corrección conocido como *factor de cuña* (*Wedge factor, WDFAC*), definido como sigue

$$WDFAC = \frac{\text{Dosis Absorbida Con Cuña}}{\text{Dosis Absorbida Sin Cuña}} \quad (7.9)$$

Las dosis absorbidas del numerador y denominador de la ecuación anterior debe estar referida para el mismo punto en el eje central del haz.

7.6 BLOQUES. FACTOR DE BANDEJA

En numerosos tratamientos se hace necesaria la protección de algunas partes del cuerpo, para lo cual se usan bloques de un material pesado como el plomo o una aleación de este. Para sostener estos bloques se utilizan bandejas de plástico Perspex tal como se muestra en la figura 7.4.

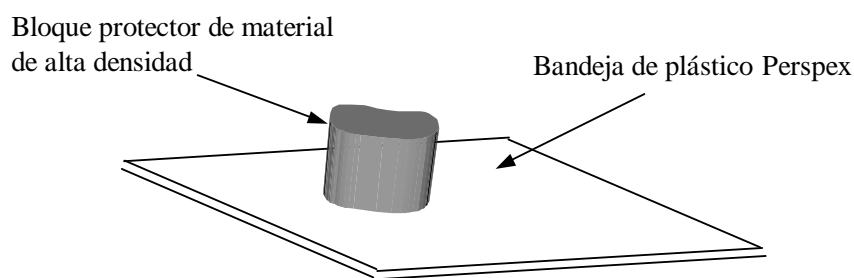


Fig. 7.4. *Bloque protector con su correspondiente*

La colocación de la bandeja modifica el haz de radiación ya que es un material atenuador, por lo que se necesita la aplicación de un factor que tome en cuenta la atenuación de la bandeja. Este

factor se denomina factor de bandeja (*Tray factor*, *TRAYFAC*) y puede calcularse dividiendo la dosis absorbida con bandeja entre la dosis absorbida sin esta para el mismo punto en el eje central del haz.

7.7 APLICACIONES PRACTICAS

La dosimetría de pacientes en radioterapia consiste en calcular el tiempo de irradiación requerido para proporcionar el tratamiento prescrito. Sin embargo, en algunas ocasiones se hace necesaria la determinación de la dosis que fue depositada durante un cierto período de tiempo. Esto puede tener lugar, por ejemplo, cuando el tratamiento fue interrumpido previamente a su término, ya sea porque el paciente se ve mal o porque falla la máquina. En esas situaciones, se necesita determinar cuanta dosis fue depositada en realidad.

Las instituciones que aplican la radioterapia varían en sus técnicas de tratamiento y prácticas de calibración. Por ejemplo, algunas confían exclusivamente en uno de los tipos de técnica *SSD* o *SAD* y otros usan ambas. El Servicio de Radioterapia del Hospital de Oncología del ISSS aplica ambas técnicas en los tratamientos. En los párrafos siguientes se tratará con detalle las formas de cálculo de cada una de las técnicas para el cálculo del tiempo de irradiación, se han nominado las variables de tal forma que los símbolos coincidan con los utilizados por ROCS (Radiation Oncology Computer Sistem), que es el sistema computarizado de dosimetría con el que cuenta el Servicio.

7.7.1 Técnica Distancia Fuente Superficie Fija (SSD)

La técnica que utiliza una *SSD* fija y el *PDD* es práctica cuando se usan campos simples. No es recomendable utilizar haces simples para lesiones a profundidad porque la dosis disminuye con la profundidad resultando un gradiente de dosis a través del tejido. El que se pueda utilizar un campo simple o campos múltiples para el tratamiento de un tumor debe ser determinado para cada situación. Los criterios son:

- Profundidad de la dosis máxima.
- Gradiente de dosis a través del tumor.
- Disponibilidad de otras alternativas.

El tratamiento de lesiones poco profundas es, en ocasiones, deseable. La dosis por tanto se prescribe ya sea a D_{max} o a una profundidad apropiada d . Las lesiones poco profundas son mejor

tratadas utilizando una calidad del haz de bajo poder de penetración tales como superficiales, de ortovoltaje bajo o haces de electrones. El tratamiento con haces simples de alta energía es únicamente considerado aquí para propósitos de cálculo de dosis.

Para calcular el tiempo de irradiación (*TIME*) usando la técnica *SSD* se requieren las siguientes cantidades:

El rendimiento del equipo (*OUTPUT*) en un fantoma a la profundidad de referencia de la dosis máxima para un campo de referencia y a una *SSD* estándar.

El porcentaje de dosis a profundidad (*PDD*) del punto de prescripción.

El factor de Salida del colimador (*COF*) para campo de tratamiento.

Factor de Corrección por la dispersión en el fantoma (*PSF*) para el campo de tratamiento.

El factor de corrección por la variación con el inverso del cuadrado de la distancia de la fuente (*INVSQR*).

El factor de cuña (*WDGFAC*), en caso que se utilice cuñas.

El factor de bandeja (*TRAYFAC*), en caso que se utilice bloques de protección.

De la definición de tasa de dosis se tiene que

$$TIME = \frac{DOSE}{(DOSE / \text{min})} \quad (7.11)$$

donde *DOSE* es la dosis de prescripción y (*DOSE/min*) es la tasa de dosis a la profundidad del tumor, la cual está dada por la expresión

$$\frac{DOSE}{\text{min}} = OUTPUT \times \frac{PDD}{100} \times COF \times PSF \times INVSQR \times WDGFC \times TRAYFAC \quad (7.12)$$

Si no se utilizan cuñas en el tratamiento *WDGFAC* = 1.000 y si no se utilizan bloques de protección *TRAYFAC* = 1.000. Además, si el tratamiento se hace a la *SSD* de referencia del equipo, se tendrá que *INVSQR* = 1.000, de lo contrario este factor puede calcularse aplicando la ecuación

$$INVSQR = \left(\frac{DISREF}{SSD + d} \right)^2 \quad (7.13)$$

donde *DISREF* es la distancia de referencia del equipo, es decir, la distancia a la cual se tiene el rendimiento *OUTPUT* y *d* es la profundidad del tumor.

Combinando las ecuaciones 7.11 y 7.12 se tiene

$$TIME = \frac{DOSE}{OUTPUT \times \frac{PDD}{100} \times COF \times PSF \times INVSQR \times WDGFC \times TRAYFAC} \quad (7.14)$$

Si la dosis se prescribe a la profundidad de la dosis máxima d_m y a la SSD de referencia del equipo, la ecuación 7.14 se reduce a

$$TIME = \frac{DOSE}{OUTPUT \times COF \times PSF \times WDGFC \times TRAYFAC} \quad (7.15)$$

ya que bajo estas condiciones se tiene que $PDD = 100$ y $INSQR = 1.000$.

7.7.2 Técnica Distancia Fuente Eje Fija (Source Axi Distance, SAD)

El cálculo de dosis para tratamientos usando una SAD fija (Normalmente referida como técnica SAD) se usa preferentemente para tratamiento con técnica isocéntrica, que no es una técnica práctica cuando se usa un campo simple. De tal manera que esta sección está limitada para cálculos de haces paralelos y opuestos y para arreglos de campos múltiples.

El tiempo de tratamiento en la técnica isocéntrica puede calcularse utilizando la ecuación 7.13 con la diferencia que en vez de usar el PDD se utilizará el TMR para el tamaño de campo de tratamiento y la profundidad del punto de prescripción, esto es

$$TIME = \frac{DOSE}{OUTPUT \times TMR \times COF \times PSF \times INVSQR \times WDGFC \times TRAYFAC} \quad (7.16)$$

Debe tenerse en cuenta tanto para la técnica SSD , como para la técnica isocéntrica que al valor del tiempo de tratamiento calculado se le debe sumar la corrección del error del tiempo E_t , para tomar en cuenta el tiempo que le toma a la fuente salir y entrar a su encapsulado.

CAPITULO 8

RESULTADOS Y ANALISIS

8.1 DESCRIPCIÓN DE LOS EQUIPOS

8.1.1 Cámara de Ionización

Datos técnicos

- Marca: PTW – Freiburg (C/Al Tipo Farmer)
- Modelo: W 30004
- Serie: 0064
- Aplicaciones: 70 kV – 1.25 MeV de ^{60}Co
- Cantidades que mide: Kerma en aire y Tasa de kerma
Dosis absorbida y Tasa de dosis en agua
Exposición y Tasa de exposición
- Volumen de medida: 0.60 cm^3 de aire
- Voltaje de la cámara: + (300 ... 500) V
- Respuesta: $2.0 \times 10^{-8} \text{ C/Gy}$
- Corriente de fuga: $\pm 4 \times 10^{-15} \text{ A}$
- Fuga en el cable: $\leq 10^{-12} \text{ C/(Gy.cm)}$
- Dependencia energética: $\pm 2 \%$ en el rango de 140 kV a 280 kV
 $\pm 4\%$ entre 200 kV y ^{60}Co
- Material de la pared/espesor: 0.425 mm Grafito
- Densidad del material: Grafito puro: 1.85 gr/cm^3
- Densidad de área: 79 mg/cm^2
- Diámetro/longitud de la cavidad: 6.1 mm y 23.0 mm, respectivamente
- Material del electrodo: Al 99.98, 1.0 mm diámetro
20.7 mm longitud

- Capa de Build - up:

Longitud: 93.9 mm; diámetro: 16.4 mm; espesor adicional al volumen de medida en la cavidad: 4.55 mm de PMMA (Perspex); peso adicional por unidad de área: 541 mg/cm²
- Tiempo de colección iónica:

300 V: 0.18 ms
400 V: 0.14 ms
500 V: 0.11 ms
- Aspecto y dimensiones:

Véanse las figuras 8.1 y 8.2

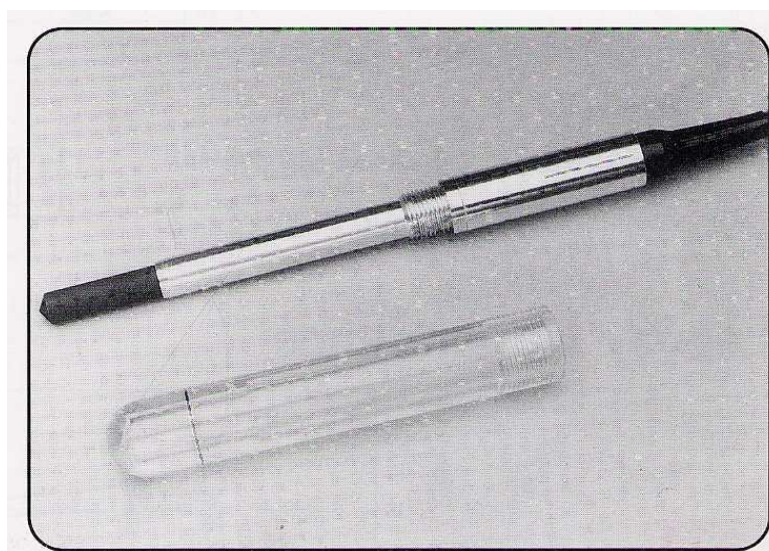


Fig. 8.1. Aspecto físico de la Cámara de Ionización tipo C/Al – Farmer modelo W30004 – 0064.

- Efecto de la polaridad en ⁶⁰Co:

≤ 0.5 %
- Condiciones ambientales nominales:

Temperatura: (10 ... 40) °C
Humedad relativa: (10 ... 80) % (< 20 g/m³)
Presión atmosférica: (93.0 ... 105.0) kPa
- Periodos de transición:

Equilibrio de presión: ≤ 10 seg.
Equilibrio térmico: (2 ... 3) min/K
- Punto de referencia:

13 mm atrás del extremo de la cámara

- Sistema de conexión: TNC y BNT

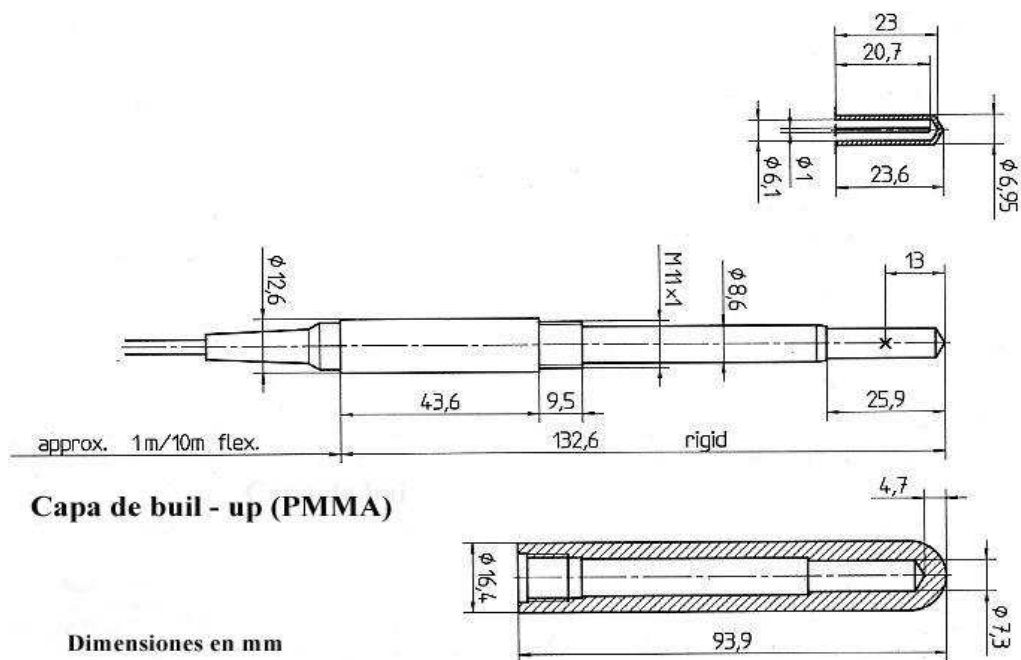


Fig. 8.2. Dimensiones de la Cámara de Ionización Tipo C/Al – Farmer modelo W30004 – 0064.

8.1.2 Electrómetro

Datos técnicos

- Nombre: PTW- UNIDOS
Dispositivo para medir Dosis y Tasa de dosis
- Modelo: 10002
- Serie: 20232
- Fabricado por: PTW – Freiburg
- Sistema de conexión: TNC
- Modo de operación: Operación permanente
- Aplicación:

Lecturas de Dosis y Tasa de dosis en haces de radiación utilizados en teleterapia, rayos X de diagnóstico y protección radiológica..

	Instrumento para medir Carga y Corriente.
• Magnitudes que mide y unidades:	Dosis absorbida en agua (Gy) Dosis absorbida en aire (Gy) Kerma en aire (Gy) Dosis equivalente (Sv) Exposición (R) Las correspondientes Tasas de Dosis Carga (C) Corriente (A)
• Modos de medición:	Dosis o Carga Tasa de dosis o Corriente Integración numérica de Tasa de dosis o Corriente
• Ritmo de muestra (modo de integración):	1 kHz
• Tiempo máximo de integración:	18 horas
• Intervalo de tiempo:	6 ... 9999 se
• Voltaje de las cámaras:	0 ... ± 400 V, incrementos de 50 V Polaridad seleccionable
• Corriente offset:	$\leq \pm 10^{-15}$ A
• Ajuste a cero:	Automáticamente en 75 seg.
• No – linealidad:	$\leq \pm 0.5$ % (IEC 731)
• Condiciones nominales de operación:	Temperatura: (10 ... 40) °C Humedad relativa: (10 ... 75) %, máx. 20 g/m ³ Presión: (70 ... 106) kPa
• Tiempo de respuesta:	≤ 1.5 seg en todos los rangos
• Aspecto físico:	Véase figura 8.3
• Periodo de calentamiento:	15 min
• Dimensiones:	Ancho 257 mm Alto 152 mm Largo 262 mm
• Peso:	6.4 kg
• Suministro de energía:	

115 V / 230 V; 50 ... 60 Hertz, baterías de NiCd (1.8 Ah, IEC 285 – 2: KR 27/50). Operación independiente de suministro eléctrico 7 ... 9 h

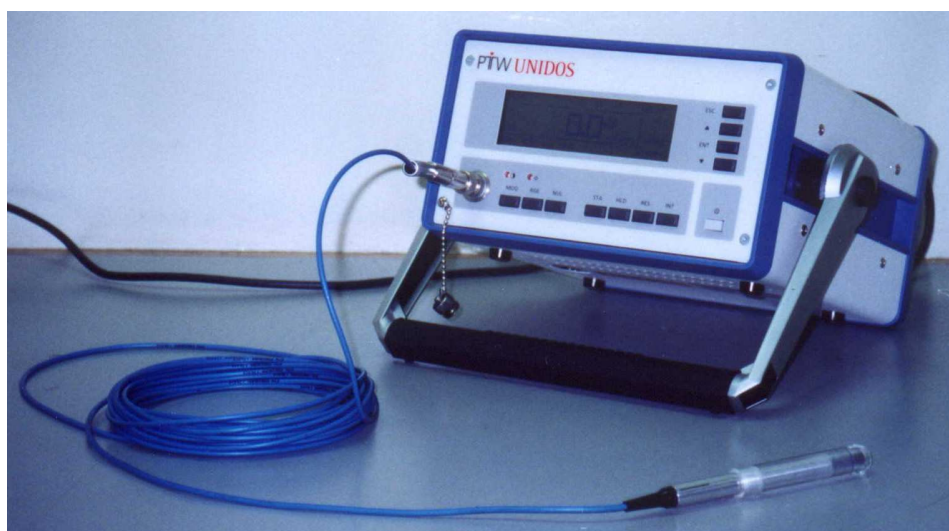


Fig. 8.3. Aspecto físico del Electrómetro PTW – UNIDOS.

8.1.3 Fantoma Tipo 4322

Datos técnicos

- Nombre: Fantoma de agua tipo 4322
- Marca: PTW – Freiburg
- Aplicación: Calibración de un haz de radiación horizontal utilizado en teleterapia
- Dimensiones externas: 300 mm × 300 mm × 300 mm
- Espesor de las paredes: 20 mm
- Ventana de entrada: 150 mm × 150 mm × 3 mm
- Material:
 - Tanque: PMMA
 - Adaptadores: PMMA
 - Puente y carril: Al
- Profundidad medida:
 - Mínima: 15 mm

- Máxima: 150 mm
- Incrementos de profundidad: 5 mm
- Volumen: 17.6 Litros
- Peso: Aproximadamente 11 kg

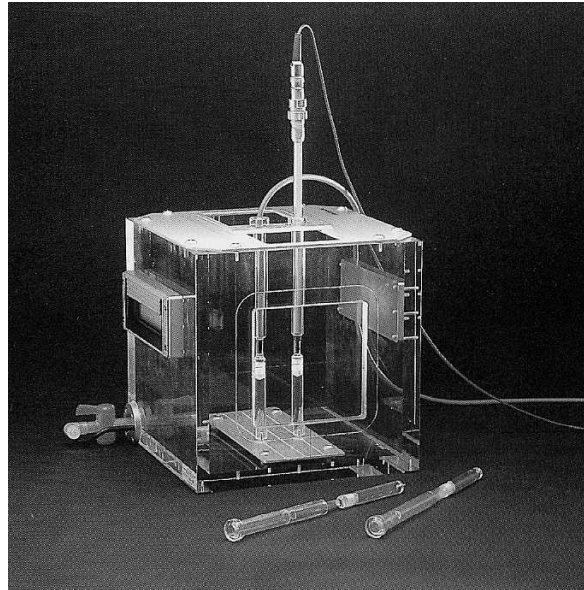


Fig. 8.4. Aspecto físico del fantoma tipo 4322.

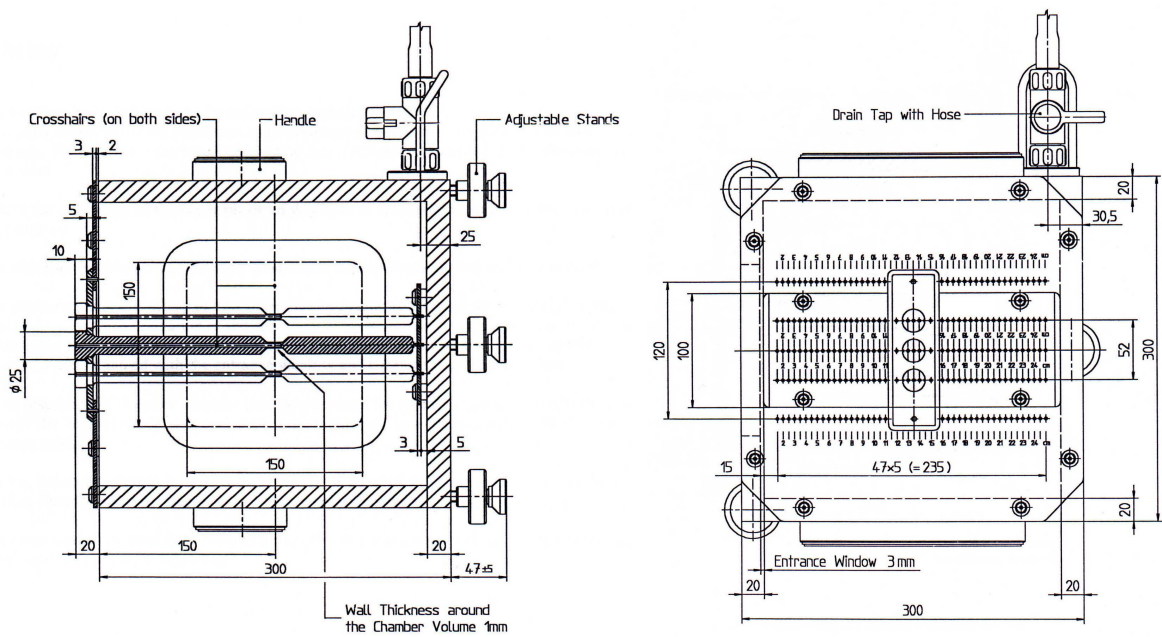


Fig. 8.5. Dimensiones del fantoma tipo 4322. Vista lateral y vista en planta, respectivamente.

8.1.4 Fantoma Motorizado

Datos Técnicos

- Nombre: Fantoma de agua con mecanismo de posicionamiento de la profundidad
- Marca: CNMC
- Modelo: WP – 300
- Dimensiones del tanque: 30 cm de ancho, 30 cm de largo y 30 cm de alto
- Material: Lados de 3/8” de acrílicos claros
Fondo de 3/8” de acrílico blanco
- Válvula de desagüe: Tipo balón, PVC asentado con teflón y niple de PVC de 1/2”
- Peso: 6.4 kg (14 lbs) vacío, aprox. 50 kg (110 lbs) lleno

Mecanismo de posicionamiento de la profundidad

- Peso: 6.4 kg (14 lbs) vacío, aprox. 50 kg (110 lbs) lleno
- Desplazamiento vertical: 25 cm
- Contador: Mecánico, 5 dígitos con 0.1 mm de precisión
- Reseteado del contador: Presionando el reset se pone en cero el contador
- Sujetador de las Cámaras: Se ajusta para soportar cámaras cilíndricas de entre 3 y 20 mm de diámetro
- Materiales: Acrílico claro, latón, acero limpio, teflón
- Peso: 1.8 kg (4 lbs)

Control remoto del motor

- Modelo: RMD – 100

- **Marca:** CNMC

- **Control:**

Potencia que consume: 85 VAC a 264 VAC de energía universal.

El display de posición LCD (unidades de cm) posee seis dígitos con indicación +/-, espacio para decimales y reset manual.

Proporciona posiciones en centímetros de hasta 0.001 cm. (la precisión depende de las especificaciones de aplicación).

La operación del motor es continua (RUN) o intermitente (JOG).

Se conecta al motor vía cable con envoltura de PVC (longitud aproximada de 50 pies).

Dimensiones generales: 20 × 15 × 8 cm (típico).

- **Motor:**

12 VDC, reversible

160 r.p.m. a 12 VDC (típico)

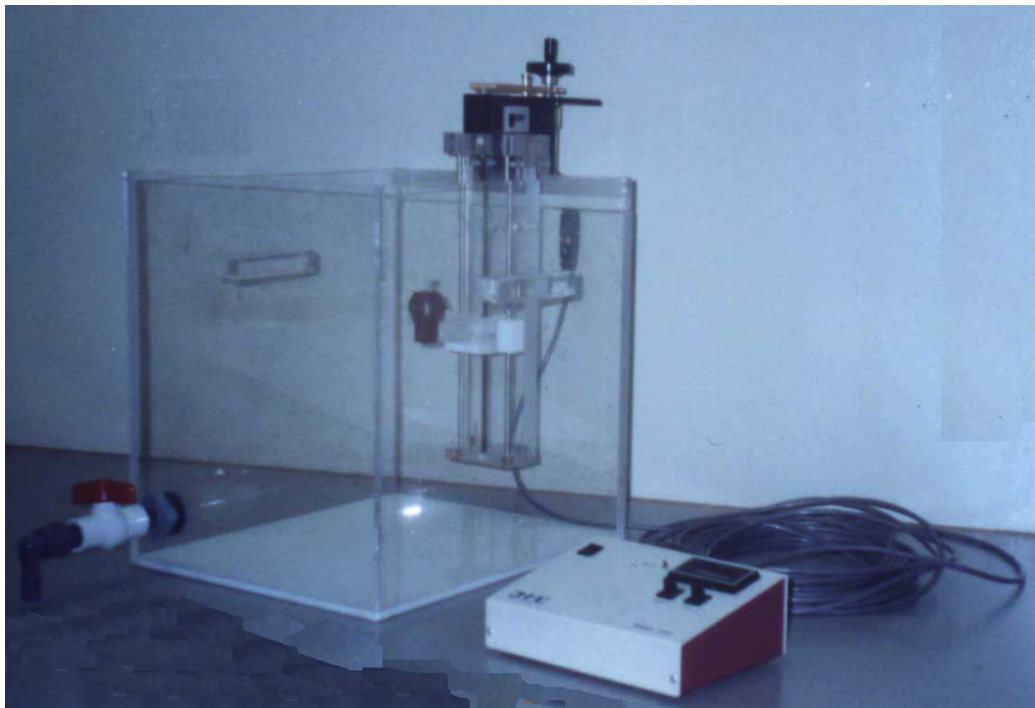


Fig. 8.6. Aspecto físico del fantoma motorizado, modelo WP – 300. Se incluye, a demás, el mecanismo de posicionamiento de la profundidad y el control remoto del motor.

8.1.5 Mecanismo de Chequeo

Datos técnicos

- Marca: PTW – Freiburg
- Modelo: Dispositivo de chequeo tipo 48002
- Contenido radiactivo: 33.3 MBq de ^{90}Sr

Características del ^{90}Sr

- Tiempo de Vida Media: 28.7 años.
- E_{max} que emite el ^{90}Sr : β^- (0.54 MeV)
- Su producto hijo es: Ytrio 90 (^{90}Yt)
- E_{max} que emite el ^{90}Yt : β^- (2.27 MeV)

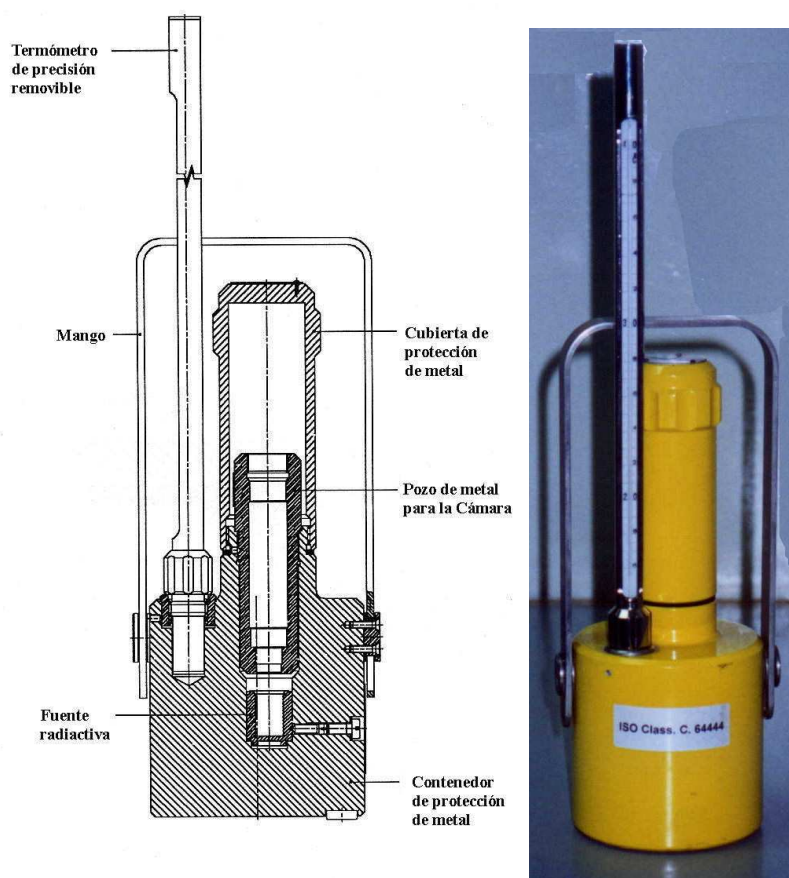


Fig. 8.7. Aspecto y partes físico del Mecanismo de Chequeo con Fuente de ^{90}Sr .

8.1.6 TEL – ALING

Datos técnicos

- Nombre: TEL – ALING
Calibrador de alineamiento para teleterapia
- Marca: PTW – Freiburg
- Aplicación: Alineación de los láseres
Verificación la precisión de la escala del ODI
- Partes: Base plástica rectangular
Marco de plomo (parte superior de la base)
Sistema de cruces (una superior y dos laterales)
Escala vertical removible
Nivel de burbuja y Tornillos de ajuste
Tornillos para nivelar.
- Dimensiones: Base plástica rectangular: 17 cm x 16 cm x 5 cm
Marco de plomo: 10 x 10 cm²

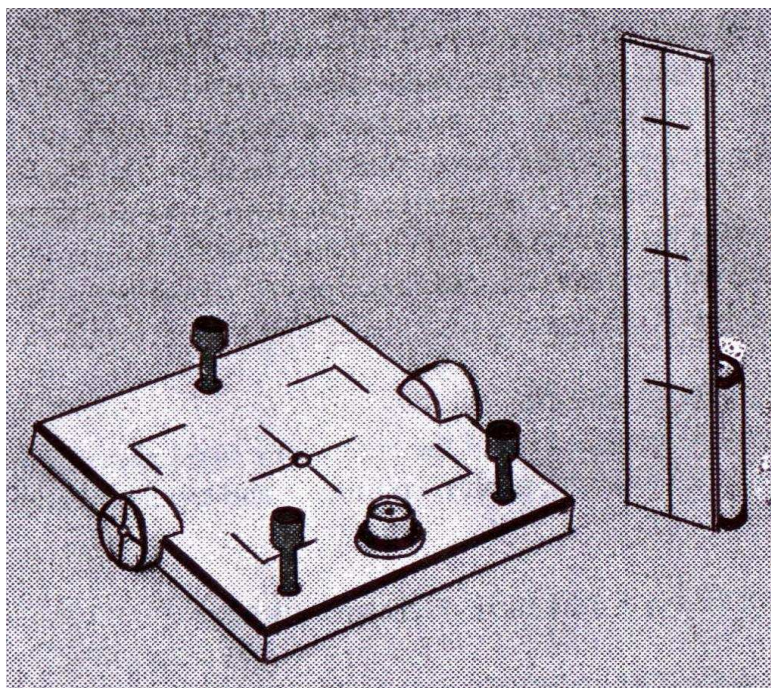


Fig. 8.8. Aspecto físico del TEL - ALING

8.1.8 Barómetro / Altímetro

Datos técnicos

- Modelo: HB – 1A
- Serie: 1k–5090
- Rangos de operación:
 - Presión: 600...1100 mb, 17.7...32.5 inHg, 50...825 mmHg, 241...442 inH₂O, 60...110 kPa, 7...16 PSIA
 - Altitud: – 2300...13 pies, – 700...4200 m
 - Temperatura: + 5...+40 °C, + 40...105 °F

8.1.9 Accesorios:

- Cinta adhesiva.
- Cronómetro.
- Termómetro.
- Geiger Müller:

Marca: RADOS
 Modelo: RDS – 120 (Universal Survey Meter)



Fig. 8.10. Aspecto físico del RADOS – 120.

- Papel milimetrado.
- Cinta métrica metálica.
- Plantilla para tamaños de campos.
- Cronómetro.
- Cinta adhesiva

8.2 IMPLEMENTACION DEL CONTROL DE GARANTIA CALIDAD AL SISTEMA DE MEDICION CONSTITUIDO POR LA CAMARA DE IONIZACION TIPO FARMER W30004-0064 Y EL ELECTROMETRO PTW – UNIDOS

Prueba # 1: Integridad física del Equipo.

Para en verificar la integridad y uniformidad exterior de la cámara de ionización, se tomó una radiografía de ésta, utilizando el Equipo de rayos X (Simulador) presente en el Servicio de Radioterapia de Hospital de Oncología del Instituto Salvadoreño del Seguro Social, el día 29 de mayo del 2002. Los parámetros que se utilizando fueron:

1. Técnica radiográfica: 52 kV_p, 4.57 mAs y 42.3 ms
2. Distancia fuente eje (SAD): 100 cm
3. Distancia fuente receptor de imagen (SFD): 150 cm
(Magnificación de 1.5)

La imagen radiográfica se obtuvo con la cámara sin caperuza de equilibrio y colocada sobre un bloque de styroformer. La radiografía se muestra en la figura 8.11.

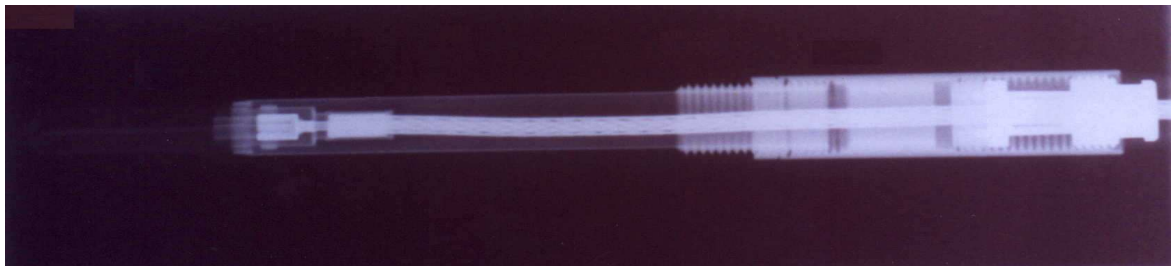


Fig. 8.11. Radiografía tomada para verificar la integridad física de la Cámara de Ionización W30004 – 0064.

Conclusión:

La radiografía mostrada en la figura 8.11 pone en claro que la integridad física de la Cámara de Ionización Tipo Farmer W30004 – 0064 es óptima, pues el electrodo central de la cavidad está en perfectas condiciones.

Prueba # 2: Tiempo de estabilización del electrómetro.

El tiempo de calentamiento del electrómetro se midió con la cámara de ionización en la fuente de chequeo de ^{90}Sr . Esta prueba se realizó el día 31 de mayo del 2002 utilizando los parámetros siguientes:

1. Modo de medición del electrómetro: CORRENT
2. Rango de medida más sensible: LOW (230 pA)
3. Voltaje de polarización del electrómetro: - 400 Volts

Las condiciones atmosféricas en las instalaciones del hospital durante la medición fueron de: 22.50 °C en el interior del mecanismo de chequeo y 93.39 kPa. Los resultados obtenidos se muestran en la tabla 8.1.

Tabla 8.1. Lecturas de la corriente Offset (I_{off}) durante el calentamiento del electrómetro.

Lecturas	Tiempo de calentamiento (min)	Corriente Offset (pA)
1	0	33.13
2	5	13.07
3	10	13.06
4	15	13.06
5	20	13.06

Conclusión:

De la tabla 8.1, se ve que luego de 10 minutos de encendido, el electrómetro registra un valor estable de la corriente offset (I_{off}); este tiempo es menor al estipulado por el fabricante en el Manual de Equipo (15 min).

Es importante de señalar es que el valor de la I_{off} registrada inmediatamente después de encendida la unidad (33.13 pA) es muy superior a la establecida en Manual del Equipo, que es de alrededor de 300 fA.

Prueba # 3: Corriente de fuga del Sistema Dosimétrico.

La medida se realizó con la cámara de ionización en el mecanismo de chequeo de ^{90}Sr , el día 31 de mayo del 2002. Los parámetros utilizados fueron:

1. Modo de medición del electrómetro: CHARGE
2. Rango de medida: HIGH (23 nC)
3. Voltaje de polarización del electrómetro: - 250 Volts

Las condiciones atmosféricas en las instalaciones del hospital durante la medición fueron de: 22.10 °C en el interior del mecanismo de chequeo y 93.56 kPa. Los resultados obtenidos se muestran en la tabla 8.2.

Tabla 8.2 Lecturas de carga para determinar la corriente de fuga del sistema Cámara – Electrómetro.

Lecturas	Carga colectada (nC)	Tiempo de medida (seg)
1	$Q_i = 3.834$	$t_i = 300$
2	$Q_f = 3.837$	$t_f = 2400$

La corriente de fuga del sistema se calcula aplicando la ecuación 1.1:

$$I_{fuga} = \frac{\Delta Q_{colectada}}{\Delta t} = \frac{(Q_f - Q_i)}{(t_f - t_i)} = \frac{(3.837 - 3.834) \times 10^{-9} \text{ C}}{(2400 - 300) \text{ seg}} = 1.4286 \times 10^{-15} \text{ A}$$

Es importante mencionar que la cámara se retiró del mecanismo de chequeo entre 295 seg y 300 seg, y la lectura de Q_i se tomó después de colocarle la caperuza de equilibrio.

Conclusión:

El valor de la corriente de fuga ($I_{fuga} = 1.4286 \times 10^{-15} \text{ A}$) obtenido experimentalmente, se encuentra dentro del rango de fuga de $\pm 4 \times 10^{-15} \text{ A}$ reportado en el Certificado de Calibración de

la Cámara de Ionización. Fundamentándose en lo anterior, se concluye que el valor de la corriente de fuga calculado es despreciable.

Prueba # 4: Chequeo de constancia.

➤ **Constancia**

Las medidas se realizaron con al cámara en el mecanismo de chequeo con fuente de ⁹⁰Sr, el día 30 de mayo de 2002. Se utilizando los parámetros siguientes:

1. Modo de medición del electrómetro: $\int Dose\ rate\ dt$
2. Rango de medida: LOW (640 mGy/min)
3. Voltaje de polarización del electrómetro: - 400 Volts
4. Tiempo de integración: 60 seg
5. Lectura de referencia (D_{ref}): 44.49 mGy
6. Fecha de ejecución de D_{ref} : Septiembre 04 de 1997

Los resultados obtenidos se reportan en la tabla 8.3.

Tabla 8.3. Lecturas de dosis para verificar la constancia de la respuesta del sistema Cámara de Ionización + Electrómetro.

Lecturas	T (°C)	P (kPa)	D _u (mGy)
1	22.40	93.41	36.44
2	22.40	93.41	36.45
3	22.40	93.41	36.44
4	22.40	93.41	36.45
5	22.40	93.41	36.45
6	22.40	93.41	36.44
Prom.	22.40	93.41	36.45

El valor promedio de la temperatura en el interior del contenedor de la fuente de ⁹⁰Sr es 22.40 °C y el de la presión atmosférica es 93.41 kPa. El factor de corrección por presión y temperatura k_{TP} está dado por la ecuación 5.7, siendo P_0 y T_0 101.3 kPa y 20 °C, respectivamente. Luego, su valor es:

$$k_{TP} = \frac{P_0}{P} \left(\frac{273.2 + T}{273.2 + T_0} \right) = \frac{101.3}{93.41} \left(\frac{273.2 + 22.40}{273.2 + 20} \right) = 1.093$$

La vida media del ($T_{1/2}$) ^{90}Sr es de 28.7 años (10475.5 días), luego, la corrección por decaimiento radiactivo del ^{90}Sr (F_d), se obtiene aplicando la ecuación (de la ecuación 2.11):

$$F_d = \text{Exp} \left(-0.6931472 \frac{t}{T_{1/2}} \right)$$

El tiempo transcurrido desde la fecha reportada en el certificado de calibración de la cámara de ionización (Septiembre 04 de 1997) hasta la fecha de la verificación (Mayo 30 del 2002), es de 1730 días. Por lo tanto:

$$F_d = \text{Exp} \left(-0.6931472 \frac{1730}{10475.5} \right) = 0.892$$

El valor promedio de las medidas de dosis (\bar{D}_u) es de 36.45 mGy, la que, corregida por densidad de aire y decaimiento (ecuación 1.2) radiactivo toma el valor de:

$$D_{TP} = \bar{D}_u \left(\frac{k_{TP}}{F_d} \right) = 36.45 \text{ mGy} \left(\frac{1.093}{0.892} \right) = 44.66 \text{ mGy}$$

Finalmente, el porcentaje de error del valor de D_{TP} con respecto a la lectura de referencia dada en el Certificado de Calibración de la cámara es:

$$\text{Error} = \left| \frac{D_{TP} - D_{ref}}{D_{ref}} \right| \times 100\% = \left| \frac{44.66 - 44.49}{44.49} \right| \times 100\% = 0.38\%$$

Conclusión:

El porcentaje de error del valor experimental respecto al valor de referencia dado en el Certificado de Calibración de la cámara es mucho menor que el 2%, que es la tolerancia especificada en el Protocolo de Garantía de Calidad IAEA - TECDOC – 1151. Esto garantiza que las lecturas realizadas con la Cámara de Ionización W30004 – 0064 poseen una muy buena constancia.

➤ Reproducibilidad

Para verificar la reproducibilidad de la respuesta del sistema, se determinará, primero, el coeficiente de variabilidad (C.V.), que se obtiene de la ecuación 1.3:

$$C.V. = \left(\frac{\sigma_{n-1}}{D_u} \right) \times 100\%$$

La desviación estándar (σ_{n-1}) de las lecturas de dosis dadas en la tabla 8.3, es:

$$\sigma_{n-1} = \sqrt{\frac{\sum (X_i - \bar{X})^2}{n-1}} = \sqrt{\frac{0.0003 \text{ (mGy)}^2}{6-1}} = 0.00775 \text{ mGy}$$

Por lo tanto, el coeficiente de variabilidad es:

$$C.V. = \left(\frac{0.00775}{36.45} \right) \times 100\% = 0.02\%$$

Conclusión:

La reproducibilidad de las lecturas realizadas con el sistema dosimétrico Cámara de Ionización – Electrómetro es muy buena, pues poseen un coeficiente de variación de 0.02%, valor que es bastante menor a la tolerancia de aceptabilidad establecida por el Protocolo de Garantía de Calidad IAEA – TECDOC – 1151 (0.5%)

Prueba # 5: Efecto de la polaridad de Tensión de Colección.

➤ Dependencia de la polaridad de la tensión

Con efecto de ejecutar esta prueba, se tomaron medidas en aire en el haz de ^{60}Co , utilizando la unidad de teleterapia del Servicio de Radioterapia del Hospital de Oncología del ISSS, Theratron 780C, el día 30 de mayo de 2002. La cámara de ionización se colocó sobre un bloque de styroformer, con su caperuza de equilibrio. Los parámetros utilizados fueron:

1. Modo de medición del electrómetro: DOSE
2. Rango de medida: HIGH (1.0 Gy)

3. Tiempo de integración de las lecturas: 0.5 min (30 seg)
4. Tamaño de campo: $6 \times 6 \text{ cm}^2$
5. Distancia fuente – centro de la cámara: 80 cm

Las condiciones atmosféricas se mantuvieron aproximadamente constantes durante la medición y fueron de: 93.43 kPa y 24.25 °C. Los resultados obtenidos se muestran en la tabla 8.4.

Tabla 8.4. Lecturas de dosis para diferente voltaje de polarización del electrómetro.

			Voltaje de uso rutinario
	V ₁ = - 250 Volts	V ₂ = + 250 Volts	V = - 400 Volts
Lecturas	M ₁ (mGy)	M ₂ (mGy)	M (mGy)
1	- 836.20	835.90	- 836.90
2	- 838.60	836.10	- 837.00
3	- 836.90	838.00	- 838.00
4	- 837.10	836.90	- 836.50
5	- 836.10	836.20	- 838.30
6	- 837.40	838.10	- 836.40
Prom.	- 837.05	836.87	- 837.18

El promedio de las lecturas de dosis realizadas para el voltaje de polarización de -250 Volts, \bar{D}_1 ó $|M_-|$, es 837.05 mGy. Para la tensión de colección de polaridad contraria (+250 Volts), el promedio de las lecturas de dosis, \bar{D}_2 ó $|M_+|$, es 836.87 mGy. Luego, la dependencia de las lecturas del sistema se determina calculando la diferencia porcentual entre ambos valores, que resultó ser:

$$\left| 1 - \frac{\bar{D}_1}{\bar{D}_2} \right| \times 100\% = \left| 1 - \frac{837.05}{836.87} \right| \times 100\% = 0.022\%$$

Conclusión:

La dependencia que tienen las lecturas registradas por el sistema dosimétrico de la polaridad del voltaje de trabajo, es mucho menor a la tolerancia establecida en Protocolo de Garantía de Calidad IAEA – TECDOC – 1151 (1%). Esto significa que el efecto que causa el cambio de polaridad del voltaje de trabajo del electrómetro no es mensurable.

➤ **Factor por el efecto de polarización**

El factor que corrige el efecto que causa la inversión de polaridad sobre la respuesta del sistema dosimétrico (k_{pol}), se obtiene aplicando la ecuación 5.8. De la información dada en la tabla 8.4, se tiene que el promedio de las lecturas de dosis, $|M|$, para el voltaje de polarización con el que trabaja rutinariamente el electrómetro es 837.18 mGy. Por lo tanto:

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2|M|} = \frac{837.05 + 836.87}{2(837.18)} = 0.9997$$

Conclusión:

El valor del factor de corrección por la inversión de polaridad del voltaje es muy pequeño, (tal como se establece en el Reporte Técnico Serie 398 del Organismo Internacional de Energía Atómica) para un haz de fotones de ^{60}Co . Su valor es casi despreciable.

Prueba # 6: Comunicación Atmosférica.

El objetivo de esta prueba es comprobar que el intercambio de aire de la cámara de ionización con la atmósfera no esté obstruido. Para efecto de verificación, se tomaron lecturas de carga bajo idénticas condiciones de irradiación de la cámara en el patrón radiactivo y condiciones atmosféricas normales; luego, se repitió lo anterior pero causando una variación brusca de la temperatura en el interior del contenedor de la fuente de ^{90}Sr . Las medidas se realizaron el día 31 de mayo de 2002, utilizándose los parámetros siguientes:

1. Modo de medición del electrómetro: CHARGE
2. Rango de medida: HIGH (23 nC)
3. Voltaje de polarización: - 400 Volts
4. Tiempo de integración de las medidas: 0.5 min (30 seg)

Para cambiar la temperatura del interior del patrón radiactivo, se calentó la base del mismo con una secadora de pelo, procurándose que se mantuviera constante durante se realizaba la medición. Los resultados se dan en la tabla 8.5.

Tabla 5. *Medidas para comprobar la correcta comunicación con la atmósfera que posee la Cámara de Ionización. W30004 - 0064*

Condiciones normales		Condiciones anormales	
$P_1 = 93.66 \text{ kPa}$	$T_1 = 21.90 \text{ }^\circ\text{C}$	$P_2 = 93.66 \text{ kPa}$	$T_2 = 30.20 \text{ }^\circ\text{C}$

Lecturas	Q_1 (pC)	Q_2 (pC)
1	780.0	761.5
2	780.0	761.0
3	780.0	761.5
Prom.	780.0	761.3

Para las lecturas bajo las condiciones atmosféricas normales, el factor de corrección por presión y temperatura se obtuvo de la ecuación 5.7:

$$k_{TP} = \frac{101.3}{93.66} \left(\frac{273.2 + 21.90}{273.2 + 20} \right) = 1.089$$

Entonces, el promedio de estas lecturas (\bar{Q}_1) con su respectiva corrección (Q_{1T}) es:

$$Q_{1T} = \bar{Q}_1 * k_{TP} = (780.0 \text{ pC})(1.089) = 849.42 \text{ pC}$$

Para lecturas bajo las condiciones atmosféricas anormales, el factor de corrección por presión y temperatura es:

$$k_{TP} = \frac{101.3}{93.66} \left(\frac{273.2 + 30.20}{273.2 + 20} \right) = 1.119$$

Luego, el promedio de estas lecturas (\bar{Q}_2) con su respectiva corrección (Q_{2T}) es:

$$Q_{2T} = \bar{Q}_2 * k_{TP} = (761.3 \text{ pC})(1.119) = 851.89 \text{ pC}$$

El efecto que causa la variación de la temperatura lo da la diferencia entre los valores de carga medidos para cada situación, la cual se obtuvo de la manera siguiente:

$$\left| 1 - \frac{Q_{1T}}{Q_{2T}} \right| \times 100\% = \left| 1 - \frac{849.42}{851.89} \right| \times 100\% = 0.29\%$$

Conclusión:

En primer lugar, la variación de la lectura bajo temperaturas diferentes confirma que la comunicación que posee la Cámara de Ionización W30004 – 0064 con al atmósfera de es correcta.

Cuando ambas lecturas se llevan a las condiciones de referencia, su diferencia es bastante menor que el 1%, lo que garantiza que las lecturas con este sistema dosimétrico son muy confiables bajo diferentes condiciones atmosféricas.

Prueba # 7: Linealidad de la respuesta.

Las medidas se realizaron con la cámara de ionización en el patrón radiactivo, el día 31 de mayo de 2002. Los parámetros utilizados fueron los siguientes:

1. Modo de medición del electrómetro: CHARGE
2. Rango de medida: HIGH (23 nC)
3. Voltaje de polarización: - 400 Volts

Se tomaron tres lecturas para cada tiempo de integración programado en el temporizador del electrómetro, y su promedio (M_u) se corrigió por fugas y por densidad de aire. Para caso, se determinó la tasa de lectura, con la expresión:

$$R_i = \frac{M_i}{t_i}$$

y su promedio, R_{ave} .

El valor de la carga de fuga (M_{fuga}) que se encontró en la prueba # 2 de este control de calidad fue de 3 pC (3×10^{-12} C). Las condiciones atmosféricas durante la medición se mantuvieron constantes, siendo de 93.66 kPa y 21.90 °C, respectivamente. Luego, el valor del factor de corrección por presión y temperatura es:

$$k_{TP} = \frac{101.3}{93.66} \left(\frac{273.2 + 21.90}{273.2 + 20} \right) = 1.089$$

Se determinó el valor de la no - linealidad (ψ_i) para cada tiempo, aplicando la ecuación 1.4:

$$\Psi_i = \left(1 - \frac{R_{ave}}{R_i} \right) \times 100\%$$

Los resultados obtenidos se reportan en la tabla 8.6.

Tabla 8.6. Medidas para determinar la no - linealidad del sistema dosimétrico Cámara de Ionización – Electrómetro.

Tiempo (min)	Lec. # 1 (nC)	Lec. # 2 (nC)	Lec. # 3 (nC)	M _u (nC)	M _i = (M _u - M _{fuga})k _{TP} (nC)	R _i (nC/min)	Ψ _i (%)
1.00	0.779	0.779	0.779	0.779	0.845	0.845	0.23
1.50	1.167	1.168	1.168	1.168	1.268	0.846	0.17
2.00	1.558	1.558	1.558	1.558	1.693	0.847	0.04
2.50	1.948	1.948	1.948	1.948	2.118	0.847	0.03
5.00	3.894	3.895	3.897	3.895	4.239	0.848	0.09
7.50	5.848	5.849	5.848	5.848	6.366	0.849	0.21
10.00	7.781	7.786	7.789	7.785	8.475	0.847	0.06
						R_{ave} = 0.847	

A la información de la tabla 8.6 se le aplicó un ajuste por mínimos cuadrados (regresión lineal), obteniéndose que la ecuación que representa el comportamiento de la carga colectada en función del tiempo de colección programado en el temporizador del electrómetro es:

$$M_i = (0.8483 \text{ nC/seg})t_i - 0.0029 \text{ nC} \tag{8.1}$$

con un coeficiente de correlación de $r^2 = 0.999998$, lo significa que el ajuste por regresión lineal aplicado a la carga colectada y al tiempo de irradiación es extremadamente bueno.

La figura 8.12 muestra el comportamiento gráfico de la carga colectada, con sus correcciones correspondientes, en función del tiempo de integración de las medidas.

Conclusión:

La no – linealidad de las lecturas se toma como el mayor valor de Ψ_i . Entonces, de la tabla 8.6 se tiene que el valor de la no – linealidad del sistema dosimétrico es 0.23%. Este valor es menor que la tolerancia establecida en el Protocolo de Garantía de Calidad AIEA – TECDOC – 1151 (0.5%)

Lo anterior establece que el sistema dosimétrico Cámara de Ionización – Electrómetro del ISSS posee una excelente linealidad en las lecturas que con él se registran.

En la figura 8.10, se observa que cuando $t = 0$ min, $M = 0.0029$ nC ($\approx 3 \times 10^{-3}$ nC, que es exactamente la carga de fuga del sistema de medición, determinada en la prueba # 2.

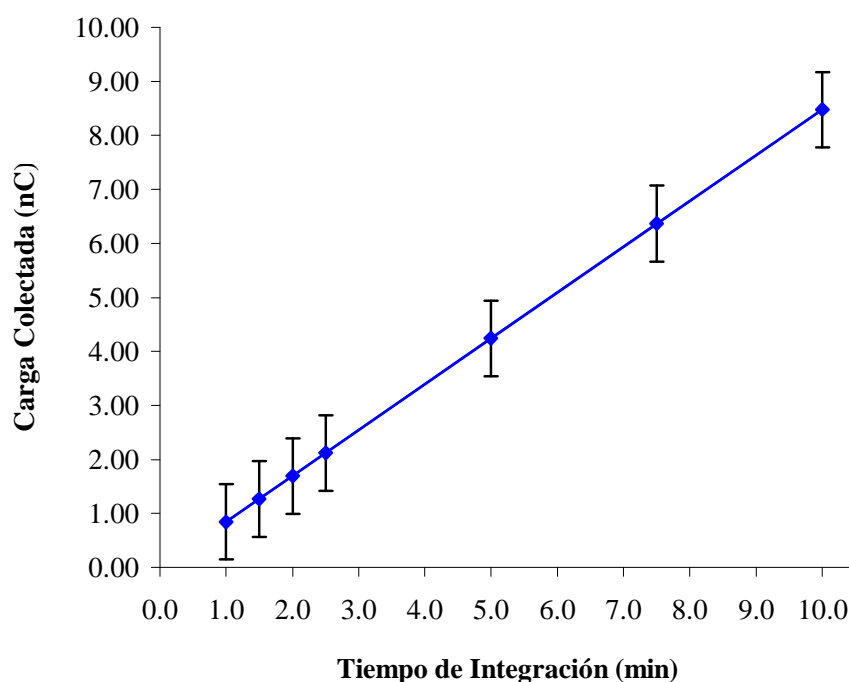


Fig. 8.11. Comportamiento lineal de la carga colectada por el sistema dosimétrico en función del tiempo de integración y su respectivo ajuste por mínimos cuadrados.

Prueba # 8: Recombinación Iónica.

Para cuantificar el efecto de la recombinación iónica que se da en el fluido encerrado en la cavidad de la cámara de ionización, se realizaron lecturas de carga colectada en el haz de ^{60}Co , utilizando la máquina de ^{60}Co del Servicio de Radioterapia del Hospital de Oncología del ISSS, Theratron 780C, el día 30 de mayo de 2002. Las medidas se realizaron en aire, con la cámara de ionización con caperuza de equilibrio y colocada sobre un bloque de styroformer. La ejecución de esta prueba se llevó a cabo de la manera siguiente:

1º) Se irradió la cámara utilizando los parámetros siguientes:

1. Modo de medición del electrómetro: CORRENT
2. Rango de medida: MED (9.8 nA)
3. Voltaje de polarización: - 300 Volts
4. Tiempo de integración: 20 seg

Se esperó a que la lectura de corriente alcanzara un valor constante. El valor de corriente constante fue de - 632.0 pA. Luego se realizó ajuste automático a cero (NUL).

2º) Para determinar el factor de corrección por recombinación iónica (k_s), se utilizó el “Método de los dos voltajes”. Se seleccionaron voltajes de polarización de -300 Volts y -150 Volts y se tomaron cinco lecturas para cada uno. Se utilizaran los parámetros siguientes:

1. Modo de medición del electrómetro: CHARGE
2. Rango de medida: HIGH (23 nC)
3. Tiempo de integración: 0.5 min (30 seg)

Los resultados obtenidos se muestran en la tabla 8.7.

Tabla 8.7. *Medidas para la determinación del factor de corrección por Recombinación Iónica.*

	V₁ (normal)	V₂ (reducido)
	- 300 Volts	- 150 Volts
Lecturas	M_{u1} (nC)	M_{u2} (nC)
1	17.90	17.91
2	17.92	17.90
3	17.92	17.91
4	17.91	17.91
5	17.90	17.93
Prom.	17.91	17.91

Las condiciones atmosféricas durante la medición, se mantuvieron constantes y fueron de: 93.43 kPa y 21.15 °C.

El promedio de las lecturas para el voltaje normal V_1 (M_1) es 17.91 nC y para el voltaje reducido V_2 es de 17.91 nC. Luego, el factor de corrección por recombinación iónica se obtiene aplicando la ecuación 5.10:

$$k_s = \frac{(V_1/V_2)^2 - 1}{(V_1/V_2)^2 - (M_1/M_2)^2} = \frac{(300/150)^2 - 1}{(300/150)^2 - (17.91/17.91)^2} = 1.000$$

Conclusión:

El valor del factor de corrección por la recombinación iónica establece que este efecto no es mensurable para el sistema dosimétrico Cámara de Ionización – Electrómetro en un haz de ^{60}Co , tal como lo predice el Reporte Técnico 398 del Organismo Internacional de Energía Atómica.

8.3. RESULTADOS DE LA IMPLEMENTACION DEL CONTROL DE CALIDAD EN LAS UNIDADES DE TELECOBALTOTERAPIA DEL INSTITUTO DEL CÁNCER DE EL SALVADOR “DR. NARCISO DÍAZ BAZÁN”

Tal como se establece en el Protocolo de Garantía de Calidad IAEA – TECDOC – 1151, la implementación un Control de Calidad completo incluirá la verificación de la funcionalidad de los sistemas de seguridad, de los aspectos mecánicos y de los aspectos dosimétricos de equipo de ^{60}Co .

8.3.1 Control de Calidad del Equipo de ^{60}Co Theratron 780C.

Las principales características de la unidad de telecobaltoterapia, Theratron 780C, se detallan a continuación:

↗	Marca:	THERATRON
↗	Modelo:	780C
↗	Serie:	196
↗	Actividad inicial de la fuente:	392.0 TBq (10599 Ci)
↗	Dada en la fecha:	Marzo 04 de 1994

8.3.1.1 PRUEBAS A LOS SISTEMAS DE SEGURIDAD

La operabilidad de los sistemas de seguridad debe ser verificada diariamente, por lo tanto, él o los técnicos responsables del Departamento de Cobalto deben encargarse de llevar un registro del control cotidiano de estas pruebas. Las pruebas deben ser realizadas bajo la supervisión del físico encargado del Control de Calidad; se debe, además, llevar un registro y reportar inmediatamente cualquier anomalía que se presente. La ejecución de las pruebas a los sistemas de seguridad se realizaron el día 13 de julio de 2002.

Prueba 1. Control de luces

Se verificó que todas los botones del equipo (consola, cabezal, etc.) estuvieran provistos de un bombillo en buen estado. Los resultados se muestran en la tabla 8.

Tabla 8.8. Plantilla para el control de las luces del equipo de telecobaltoterapia Theratron 780C.

PRUEBA	FECHA: 13 de julio de 2002
Luces verificadas	Criterio de Aceptación
CONSOLA DE CONTROL	
➤ Rotation:	
CCW	Funciona
CW	Funciona
SETUP	Funciona
➤ Treatment:	
ARC	Funciona
SKIP	Funciona
ROT	Funciona
FIX	Funciona
➤ Dual Timer:	
Secondary	Funciona
Set time	Funciona
➤ Gantry position	Funciona (no muestra la centenas)
➤ Indicadores de la posición de la fuente:	
Beam Off	Funciona
In transit	Funciona
Beam On	Funciona
➤ Emergency Stop	Funciona
➤ Reset	Funciona

➤ Luces de control:	
Door	Funciona
Head lock	Funciona
Off Shield	No se verifico
Filter / Tray	No funciona
Treat Mode	Funciona
Treat Angle	No se verifico
Source Drawer	No se verifico
Air Pressure	Funciona
PUERTA	
➤ Off	Funciona
➤ On	Funciona
CABEZAL	
➤ Head lock	Funciona (esta dañado)
➤ Room Lights	No funciona
➤ Field	No funciona
➤ Off Shield	No funciona
➤ Beam Off	Funciona
➤ Beam On	Funciona
➤ Display de Campo:	
Lado del campo en X	No funciona
Lado del campo en Y	Funciona
➤ SSD	No funciona
➤ (45/55)	No funciona en 45
➤ Luz de Campo (Fuente luminosa)	Funciona
➤ Telémetro	Funciona
ARMAZON	
➤ Emergency Stop:	
Derecho	Funciona (no se permanece encendido)
Izquierdo	Funciona
➤ Display del Campo:	
Lado del campo en X	Funciona
Lado del campo en Y	Funciona
CONTROL DE MANDO	
➤ Emergency (Pull to Restart)	Funciona
➤ Motion Drive	Funciona intermitentemente
➤ Enabled	Funciona intermitentemente
➤ Head Rotation	Es fluorescente
➤ Gantry Rotation	Es fluorescente
➤ Table Vertical	Es fluorescente
➤ Top Rotation	Es fluorescente
➤ Lateral	Es fluorescente
➤ Longitudinal	Es fluorescente
➤ Isocentric Rotation	Es fluorescente
➤ Simulate	Funciona intermitentemente

LASER	
➤ Láser de techo:	
Sagital	Funciona
Axial	Funciona
➤ Láser lateral (90°)	
Coronal	Funciona
Transversal	Funciona
➤ Láser lateral (270°)	
Coronal	Funciona
Transversal	Funciona

Prueba 2. Indicador de la posición de la fuente

Se verificó la operabilidad de los indicadores de posición *dentro/fuera* de la fuente en la consola, puerta y cabezal del equipo. Los resultados se muestran en la tabla 8.9.

Tabla 8.9. Operabilidad de los indicadores de posición *dentro/fuera* de la fuente en el equipo Theratron 780C.

CONSOLA DE CONTROL	Criterio de aceptación
Beam Off	Funciona correctamente
In transit	Funciona correctamente
Beam On	Funciona correctamente
PUERTA	
Beam Off	Funciona correctamente
Beam On	Funciona correctamente
CABEZAL	
Beam Off	Funciona correctamente
Beam On	Funciona correctamente
Barra en el cabezal que indica que la fuente está en la posición On)	Funciona correctamente

Prueba 3. Monitor (alarma) de radiaciones

El monitor estacionario no tenía baterías el día que se realizó esta prueba. Tal como lo recomienda el Protocolo de Calidad IAEA – TECDOC – 1151, se verificó que el monitor estacionario de radiaciones emitiera la señal correspondiente (luminosa y sonora) mientras dura la irradiación, encontrándose éste en buen estado.

Prueba 4. Sistema de visualización del paciente

La máquina de ^{60}Co Theratron 780C del Instituto del Cáncer cuenta con dos sistemas de visualización del paciente, un sistema de vídeo y la ventanilla.

El sistema de vídeo se encuentra en buenas condiciones y permite ver al paciente en su totalidad; es de mencionar que la cámara del sistema no puede moverse en dirección vertical, solamente se desplaza lateralmente (ya sea de forma automática o manual). La ventanilla está situada a una altura tal que no permite ver correctamente al paciente, por lo que no es adecuado utilizarla para la vigilancia del paciente.

El sistema de audio, que sirve para mantener comunicarse con el paciente durante el tratamiento funciona correctamente.

Prueba 5. Sistema de parada de emergencia

Se verificó que la irradiación se interrumpiera cuando se presiona el interruptor (Emergency Stop) en la consola, funcionando éste correctamente. También, lo anterior se realizó presionando el botón de Reset del dual timer. Se intentó, además, hacer un disparo con la puerta abierta y con el cabezal enclavado, en ambos casos no se obtuvo irradiación.

Prueba 6. Contaminación y fugas del cabezal**➤ Contaminación del sistema de colimación:**

No se realizó porque no se dispone de un dispositivo que proporcione lecturas en unidades de actividad (Bq ó Ci)

➤ Fugas del cabezal:

Se realizaron medidas de la tasa de exposición ($\mu\text{Gy/h}$) en 10 puntos diferentes alrededor del cabezal, con la fuente en la posición de guardada (*Off*) y el mayor tamaño de campo ($35 \times 35 \text{ cm}^2$). Tales lecturas se efectuaron aproximadamente a 5.0 cm de la superficie del cabezal con el Geiger Müller modelo RDS -120 Universal Survey Meter. Los resultados se muestran en la figura 8.13,

donde se ve que ningún punto supera los 200 $\mu\text{Gy/h}$, que es el límite de tolerancia especificado por el Protocolo de Garantía de Calidad IAEA – TECDOC – 1151.

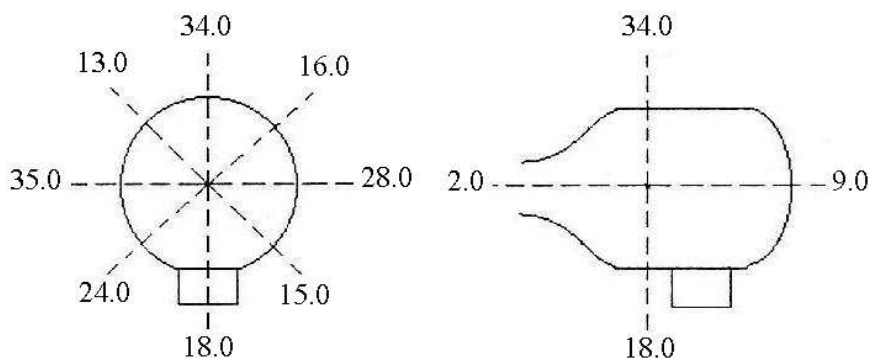


Fig. 8.12. Lecturas de las fugas del cabezal en diez puntos diferentes, el día 14 de julio de 2002.

8.3.1.2 PRUEBAS MECANICAS

Comprobar que el equipo realiza correctamente todos sus movimientos mecánicos, es responsabilidad, como lo recomienda el Protocolo de Calidad IAEA – TECDOC – 1151, del técnico radioterapeuta bajo la supervisión del físico encargado del control de calidad en la institución. La verificación de algunas de estas pruebas debe realizarse con una frecuencia diaria. Las pruebas mecánicas del Control de Calidad de la unidad de telecobaltoterapia Theratron 780C se realizaron entre los días 13 y 14 de julio de 2002.

Prueba 1. Verificación de los indicadores angulares

➤ **Indicadores angulares del gantry (brazo)**

Se verificó la coincidencia y exactitud de los indicadores angulares, mecánico (en el equipo) y electrónico (en la consola) del gantry. Esta prueba se realizó con la ayuda de un nivel de burbuja.

Para la verificación, el nivel se colocó en el diafragma del colimador, el criterio para evaluar la lectura proporcionada por éste fue de “aceptable” o “no aceptable”. Los resultados se muestran en la tabla 8.10.

Tabla 8.10. *Indicadores angulares del brazo del equipo Theratron 780C.*

Indicador mecánico	Indicador de la consola	Nivel de burbuja
0°	000	Aceptable
90°	090	Aceptable
180°	180	Aceptable
270°	270	Aceptable

➤ **Indicador angular del colimador**

Al igual que en el gantry, se verificó la exactitud del indicador angular del colimador con la ayuda de un nivel de burbuja. El nivel se colocó en el mecanismo donde se fijan las cuñas y las bandejas el criterio para evaluar las lecturas de éste fue el mismo que para el gantry. Los resultados se muestran en la tabla 8.11.

Tabla 8.11. *Indicadores angulares del colimador del equipo Theratron 780C.*

Indicador mecánico	Nivel de burbuja
0°	Aceptable
90°	Aceptable
- 90° (270°)	Aceptable

➤ **Indicador angular del cabezal**

Al igual que para el brazo y el colimador, se verificó la exactitud del indicador angular del cabezal, utilizando un nivel de burbuja. El nivel se colocó en el mecanismo donde se fijan las cuñas y las bandejas y el criterio para evaluar las lecturas de éste fue el mismo que para el gantry. Los resultados se muestran en la tabla 8.12.

Tabla 8.12. *Indicadores angulares del cabezal del equipo Theratron 780C*

Indicador mecánico	Nivel de burbuja
0°	Aceptable
90°	Aceptable
- 90° (270°)	Aceptable

Conclusión:

Utilizando un nivel de burbuja no se pueden evaluar con mucha certeza la precisión de los indicadores angulares del equipo, pues no se obtienen cuantificados.

Prueba 2. Telémetro (mecánico y luminoso)

La imagen proyectada por la luz del telémetro (puntero luminoso) de la máquina de ⁶⁰Co Theratron 780C es bien definida hasta una distancia de 90 cm, a distancias mayores ya no se visualiza bien la escala.

La precisión de la escala del telémetro se verificó con la ayuda de una cinta métrica adherida al diafragma del colimador. Se utilizaron distancias indicadas por el telémetro en el intervalo de 80 a 100 cm y luego se verificaron con la cinta métrica. Los resultados se reportan en la tabla 8.13.

Tabla 8.13. Verificación de las distancias dadas por el indicador óptico de distancia del equipo Theratron 780C.

SSD dada por el telémetro (ODI ó puntero luminoso) (cm)	Distancia desde el diafragma del colimador hasta la superficie de la mesa (cm)	SSD medida con la cinta métrica desde el diafragma hasta la superficie de la mesa (cm)	Desajuste del telémetro (mm)
80	35	35.2	2
85	40	39.8	2
90	45	45.3	3
95	50	50.3	4
100	55	55.8	8

Conclusión:

La tolerancia establecida por el Protocolo de Calidad IAEA – TECDOC – 1151 para las distancia dadas por el telémetro es de 3 mm. De las distancias medidas con el ODI, la SSD de referencia (80 cm) esta dentro del rango de aceptación, pero, las próximas a 100 cm presentan un desajusta mucho mayor que la tolerancia establecida, y es en esta distancia en donde la proyección de la escala del telémetro no esta bien definida.

Prueba 3. Puntero mecánico

El fabricante de la máquina de ^{60}Co proporciona la distancia que existe desde la fuente hasta la parte exterior del diafragma del colimador (45 cm). Para la comprobación la SSD de referencia (80 cm hasta la parte superior de la mesa de tratamiento) con mayor facilidad, el fabricante del equipo también proporciona un puntero mecánico que mide 35 cm.

Antes de comprobar la SSD de referencia dada por el telémetro, se verificó la integridad física del puntero mecánico, éste presentaba un desajuste de 2 mm (medía 34.8 cm). Se ajustó y se procedió la verificación del telémetro.

Prueba 4. Horizontalidad y desplazamiento vertical de la camilla**➤ Horizontalidad**

Se empleó un nivel de burbuja para determinar la horizontalidad (inclinación) de la parte superior libre de la mesa de tratamiento en las direcciones lateral y longitudinal. En ambas direcciones, se tomaron dos puntos situados a 25 cm (uno con relación al otro) sobre la mesa; luego, la mesa se desplazó en todo su rango de movimiento (hasta los topes). Esta prueba se realizó sin peso sobre la mesa ni se efectuó desplazamiento en la dirección isocéntrica.

En la dirección lateral, se determinó la inclinación entre los puntos, en tres posiciones: cero, tope izquierdo y tope derecho. Para ubicar estos puntos se tomó como referencia el gantry ó brazo, colocado en posición vertical. Los resultados se muestran en la tabla 8.14.

Tabla 8.14. Verificación de la horizontalidad de parte superior libre de la mesa de tratamiento del equipo Theratron 780C.

POSICIÓN	INCLINACIÓN ENTRE LOS PUNTOS
Tope izquierdo	2 mm
Centro (posición cero)	2 mm
Tope derecho	2 mm

En la dirección longitudinal, la horizontalidad se comprobó en una posición solamente, encontrándose que la inclinación entre los puntos es de 3 mm.

➤ Verticalidad

La verificación de la verticalidad de la mesa de tratamiento se realizó de la manera siguiente: se sujetó una plomada en el cabezal de equipo, de tal forma que fuera tangente a un punto en su extremo para que sirviera como referencia para el desplazamiento vertical. Se encontró que el extremo de la mesa se aparta de la plomada 3 mm cuando ésta se desplaza desde su tope superior hasta su tope inferior. Esta prueba se realizó sin peso sobre la mesa.

Conclusión:

La tolerancia establecida por el Protocolo de Calidad IAEA – TECDOC – 1151 para la horizontalidad y verticalidad de la mesa de tratamiento es de 2 mm para cada prueba. Por lo tanto, la horizontalidad de la mesa se encuentra justo el límite de la tolerancia establecida, pero la verticalidad no cumple con tal tolerancia, lo que significa que la mesa presenta un desajuste en su movimiento vertical.

La mesa de tratamiento presenta un movimiento de oscilación (desajuste) en la dirección lateral que alcanza 1.5 cm.

Prueba 5. Centrado del retículo con el haz luminoso y del haz de radiación

➤ Alineación del haz luminoso y retículo

Se verificó que el eje de rotación del colimador y el centro del campo luminoso sean congruentes dentro de la tolerancia establecida para todos los rangos de movimientos del colimador, para ello se compararon los centros del campo luminoso y del retículo (o centro mecánico).

Para realizar de esta prueba se procedió de la siguiente manera: se trazaron las aristas del campo luminoso de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ en una hoja de papel milimetrado colocado en la parte superior de la mesa de tratamiento a 80 cm de la fuente con el brazo y el colimador en cero grados; a demás, se marcó la posición del centro del retículo. Luego, se trazaron las diagonales del campo de luz para determinar su centro y compararlo con el centro del retículo. Una ilustración de esta prueba se ve en la figura 8.13.

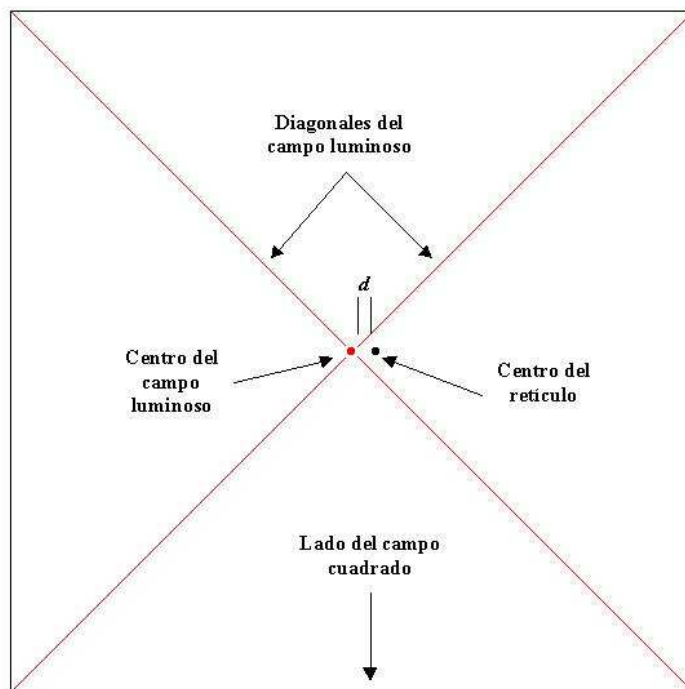


Fig. 8.13. Ilustración de cómo se alinearon el centro del campo luminoso y el retículo (eje de rotación del colimador). “d” representa el valor del desplazamiento del centro campo luminoso con respecto al centro del retículo.

Se repitió el procedimiento anterior para varias posiciones del colimador (0° , 90° , -90° ó 270°) y bajando la mesa hasta la SSD de 100 cm. Los resultados se reportan en la tabla 8.15.

Tabla 8.15. Datos obtenidos de la alineación del haz luminoso y el retículo la unidad de telecobaltoterapia Theratron 780C.

Movimiento de colimador	Separación del centro del haz luminoso y el centro del retículo (mm)	
	80 cm	100 cm
0°	No se desplazan	1.0
90°	0.5	No se desplazan
-90° (270°)	0.5	No se desplazan

➤ **Verticalidad del haz luminoso:**

Tanto el retículo como el centro del campo luminoso se desplazan 1.5 mm al bajar la mesa de tratamiento de 80 cm a 100 cm en todas las posiciones del colimador, pero no en la misma dirección.

Prueba 6. Indicadores de los tamaños de campos

Se comprobó que los tamaños de campo programados por la escala del colimador correspondieran con los campos luminosos proyectados. Para ello, se utilizó una plantilla en la que previamente fueron trazados varios tamaños de campo típicos (5, 10, 15, 20, 30 cm, etc.); tal verificación se realizó solamente para la distancia SSD de referencia. Los resultados se reportan en la tabla 8.16.

Tabla 8.16. *Medidas para la verificación de los indicadores de tamaños de campo en la unidad de telecobaltoterapia Theratron 780C.*

Tamaño de campo nominal (cm × cm)	Largo (display X) (cm)	Ancho (display Y) (cm)
5 × 5	5.3	5.3
10 × 10	10.3	10.1
15 × 15	15.2	15.1
20 × 20	20.1	19.8
30 × 30	29.9	29.6

Conclusión:

El colimador presenta un pequeño desajuste en sus mandíbulas, de ahí que algunos de los tamaños de campo luminosos superen la tolerancia establecida en el Protocolo de Garantía de Calidad IAEA – TECDOC – 1151 para cada tamaño de campo (2 mm).

Prueba 7. Constancia de la posición efectiva de la fuente

En muchos algoritmos de cálculo de dosis en pacientes se emplea la ley del inverso del cuadrado de la distancia para el cálculo a distancias mayores que la SSD de referencia, por lo que es

necesario conocer la posición efectiva (virtual) de la fuente. A fin de ejecutar esta prueba, se realizaron medidas de la carga colectada en aire (M_i) a diferentes distancias fuente – cámara (DFC_i). Los resultados se muestran en la tabla 8.17.

Tabla 8.17.

Medidas en aire de la carga colectada para diferentes distancias fuente – cámara para determinar la posición efectiva de la fuente en la unidad de telecobaltoterapia Theratron 780C

Distancia, DFC_i (cm)	Lec. # 1 (nC)	Lec. # 2 (nC)	Lec. # 3 (nC)	Lec. Prom. M_i (nC)	$M_i^{1/2}$	$M_i^{-1/2}$
80.0	8.775	8.777	8.777	8.776	2.962	0.3376
85.0	7.777	7.775	7.777	7.776	2.789	0.3586
90.0	6.915	6.917	6.916	6.916	2.630	0.3803
95.0	6.208	6.208	6.208	6.208	2.492	0.4014
100.0	5.604	5.604	5.605	5.604	2.367	0.4224

La figura 8.14 muestra el comportamiento gráfico de $M_i^{-1/2}$ en función de DFC_i

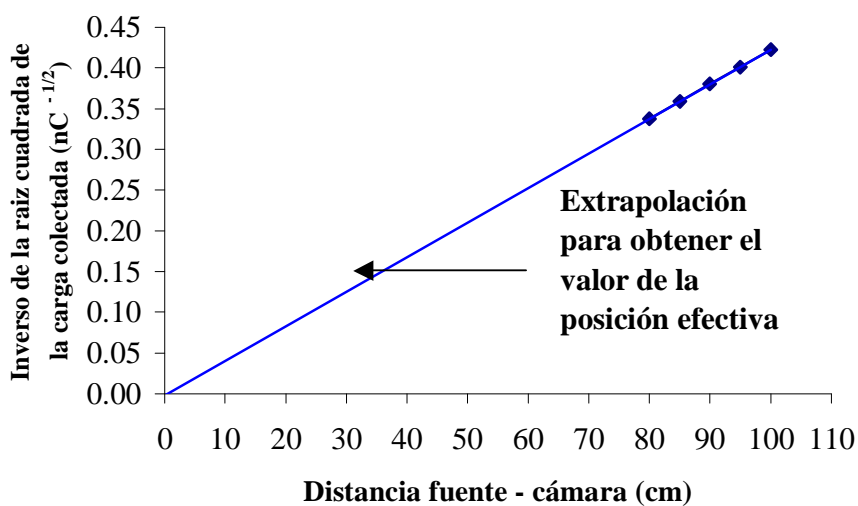


Fig. 8.14 Gráfica que muestra la variación de $M_i^{-1/2}$ en función de DFC_i , además, se muestra la posición efectiva (virtual) de la fuente que obtenida por extrapolación.

Se aplicó un ajuste por regresión lineal a la información contenida en las columnas primera y última de la tabla 8.17, obteniéndose que la ecuación que describe al inverso de la raíz cuadrada de la carga colectada en función de la distancia es:

$$M_i^{-1/2} = (0.0042 \text{ nC}^{-1/2}/\text{cm})DFC_i - (0.0023 \text{ nC}^{-1/2}) \quad (8.2)$$

con un coeficiente de correlación de $r^2 = 0.99786$, lo que significa que el ajuste por regresión lineal del inverso de la raíz cuadrada de la carga y la distancia fuente - cámara es muy bueno.

Haciendo $M_i^{-1/2} = 0$ en la anterior, se obtiene que la posición efectiva de la fuente es:

$$\text{Posición efectiva} = \frac{0.0023}{0.0042} \text{ cm} = 0.548 \text{ cm} \approx 5.5 \text{ mm}$$

Conclusión:

La posición efectiva de la fuente en la unidad de telecobaltoterapia, Theratron 780C, es aproximadamente 5.5 mm. Este valor es mayor que la tolerancia de establecida por el Protocolo de Calidad IAEA – TECDOC – 1151 (3 mm). Es probable que esta diferencia se deba a una incorrecta colocación de cámara en el momento de efectuar las medidas.

Prueba 8. Posición del Isocentro Mecánico

La posición del isocentro mecánico (intersección ideal de los ejes de rotación del brazo colimador y camilla) se determinó para todos los rangos de rotación del gantry, colimador y camilla.

➤ **Brazo:**

El procedimiento utilizado para encontrar el isocentro mecánico es el siguiente: Se colocó el puntero mecánico sobre el diafragma del colimador y se adhirió a él un plumón; se fijo una hoja de papel milimetrado en una de las caras del tanque (fantoma) procurando que siempre estuviera perpendicular al campo luminoso. La cara del fantoma se alineó con los láseres. Se hizo girar el gantry en todo su rango de movimiento con el objetivo de generar una circunferencia sobre el papel.

La posición del isocentro mecánico (eje de rotación del gantry) se determinó trazando tres cuerdas en la circunferencia, y exactamente en el centro de cada cuerda la línea normal a ella; en el

punto donde se cruzan las normales se tiene el centro de la circunferencia y por ende, el eje de rotación del gantry. Se determinó en cuanto dista este eje del centro del retículo. La ilustración de cómo se realizó esta prueba se muestra en la figura 8.15.

El resultado de esta prueba es que el isocentro mecánico se desplaza 1 mm con respecto al centro del retículo para la rotación del gantry.

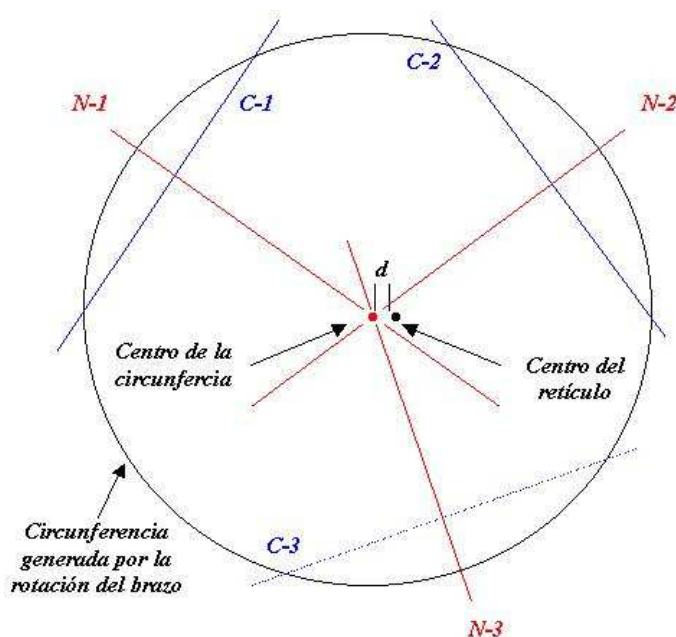


Fig. 8.15. Ilustración de la circunferencia generada por la rotación, en todo su rango de movimiento, del gantry. En ella se muestran las cuerdas C1, C2 y C3 y sus respectivas normales, trazadas para determinar la posición del eje de rotación (isocentro) del gantry y, además se señala la posición del retículo. “d” representa el desplazamiento del isocentro con respecto al retículo.

➤ **Colimador:**

Se fijó una hoja de papel milimetrado en la parte superior de la mesa de tratamiento, la cual se ubicó a la SSD de referencia (80 cm). Siempre con el puntero fijo en el diafragma del colimador y un plumón adherido a él, se rotó en todo su rango de movimiento el colimador para generar una circunferencia como la mostrada en la figura 8.15.

Para determinar la posición del eje de rotación del colimador se procedió de igual manera que para el gantry, encontrándose que el isocentro mecánico se desplaza 1 mm para el movimiento del colimador.

➤ **Camilla**

Se procedió de igual forma que para el caso del colimador. Se giró isocéntricamente la mesa en todo su rango de movimiento para generar una circunferencia como la mostrada en la figura 8.15.

Se determinó posición del eje de rotación isocéntrica de la mesa, encontrándose que el isocentro mecánico se desplaza 1.5 mm del centro del retículo para este movimiento de la mesa. Es de mucha importancia señalar que el retículo se desplaza 2 mm en el giro de la mesa con respecto a su posición cuando la mesa esta situada en el cero.

Conclusión:

La tolerancia para el desplazamiento de la posición del isocentro mecánico de la unidad de telecobaltoterapia se especifica como la cota superior de la esfera de 2 mm de diámetro que contiene el punto de intersección para todas las orientaciones de la unidad. Esto significa que 2 mm es la tolerancia para el desplazamiento de los isocentros (ejes de rotación) del gantry, el colimador y la mesa.

Por lo tanto, se puede establecer que el desplazamiento del isocentro mecánico para todas las orientaciones del equipo se encuentra dentro del rango de aceptación establecida por el Protocolo de Calidad IAEA – TECDOC – 1151.

Prueba 9. Posición de los láseres

Los láseres sirven para la correcta colocación de los paciente a la hora que van a ser tratados, de ahí que sea de suma importancia que estén bien alineados. Para el alineamiento de los láseres, es necesario verificar que todos se crucen en el isocentro mecánico dentro de la tolerancia especificada por el Protocolo de Garantía de Calidad IAEA – TECDOC – 1151.

Al principio de esta prueba, los láseres presentaban un desajuste de más de 2 cm con respecto al isocentro mecánico, por lo que se procedió al alineamiento de los tres (derecho, izquierdo y techo) con ayuda del dispositivo calibrador de alineamiento, Tel – Aling modelo 37 – 001. También se verificó la verticalidad y horizontalidad de los láseres laterales (transversales y coronales). Al láser de techo se le quitó la tapa para que no interfiriera con su dirección, y no se verificó su verticalidad.

➤ **Láser derecho (270° del gantry)**

Luego de alineados los láseres, se procedió a verificar la verticalidad del láser coronal y la horizontalidad del láser transversal derechos.

La comprobación de la verticalidad del láser coronal derecho se hizo siguiendo un procedimiento sencillo, se marcaron dos puntos separados 25 cm (uno con respecto al otro) a lo largo de la proyección del láser en la pared contrapuesta. Luego se colocó una plomada sobre dichos puntos, la separación entre la plomada y el punto inferior da la inclinación del láser. El resultado de esta prueba fue que la inclinación del láser coronal derecho es de 3 mm.

Para la comprobación de la horizontalidad del láser transversal derecho, se colocaron dos puntos separados 25 cm a lo largo de la proyección de éste en la pared contrapuesta. La inclinación horizontal del láser se obtuvo colocando un nivel de burbuja sobre los puntos. El resultado de esta prueba es que el láser transversal derecho se encuentra inclinado 1 mm.

Se verificó, además, el desplazamiento lateral o vertical de estos láseres cuando la mesa de tratamiento se desplaza en todo su rango lateral (de tope a tope). Lo anterior se realizó en posiciones laterales diferentes, tomando como referencia el gantry a cero grados. Los resultados se muestran en la tabla 8.18.

Tabla 8.18.

Desplazamiento que presentan los láseres coronal y transversal derechos (270° del gantry) cuando se mueve la mesa de tratamiento de tope a tope (en todo su rango de movimiento)

Posición de la mesa con referencia al gantry	Desplazamiento horizontal del láser transversal	Desplazamiento vertical del láser coronal
Tope izquierdo	1 mm hacia arriba	3 mm hacia el gantry
Centro	Alineado	Alineado
Tope derecha	No se desplaza	3 mm en contra del gantry

➤ **Láser izquierdo (90° del gantry)**

Al igual que para los láseres derechos, se verificó la verticalidad del láser coronal y la horizontalidad del láser transversal izquierdos.

Tanto la verticalidad del láser coronal izquierdo como la horizontalidad del láser transversal izquierdo, se comprobaron de forma idéntica que para el caso de los láseres derechos. Los resultados fueron: el láser coronal tiene una inclinación de 1 mm y, el láser transversal presenta una inclinación de 1 mm.

Los resultados de la verificación de los desplazamientos lateral del láser coronal y vertical del transversal al desplazar la mesa de tope a tope se muestran en la tabla 8.19.

Tabla 8.19.

Desplazamiento que presentan los láseres coronal y transversal izquierdos (90° del gantry) cuando se mueve la mesa de tratamiento de tope a tope (en todo su rango de movimiento)

Posición de la mesa con referencia al gantry	Desplazamiento horizontal del láser transversal	Desplazamiento vertical del láser coronal
Tope izquierdo	2 mm hacia arriba	2 mm hacia el gantry
Centro	Alineado	Alineado
Tope derecha	1 mm hacia abajo	2 mm en contra del gantry

Conclusión:

Los láseres laterales están mal colocados y deben ser ajustados de manera correcta lo más pronto posible.

Prueba 12. Escalas de la camilla

➤ **Escala vertical:**

Para verificar la precisión de la escala vertical, se colocó la mesa de tratamiento a la altura del isocentro (SSD = 80 cm), en esta posición, la escala marcó – 0.5 cm. Tal lectura se realizó con la ayuda de un espejo colocado en el borde de la base de la mesa.

➤ **Escala lateral:**

Para verificar esta escala, se determinó el centro, en dirección lateral, de la parte superior libre de la mesa; en este punto se colocó el isocentro. En esta posición la escala marcó cero.

➤ **Escala longitudinal:**

El Protocolo de Garantía de Calidad IAEA – TECDOC – 1151 no establece que deba verificarse esta escala, probablemente porque en ella no se necesita demasiada precisión a la hora de colocar al paciente.

➤ **Escala isocéntrica:**

Esta es la escala de la mesa situada en el piso. Su precisión no fue verificada.

8.3.3.1 PRUEBAS DOSIMÉTRICAS

Antes de reportar los resultados obtenidos de la ejecución de las pruebas dosimétricas en las unidades de telecobaltoterapia del Instituto del Cáncer de El Salvador, se deben establecer algunos parámetros de suma importancia relacionados con el equipo de medición utilizado. Tales parámetros se detallan a continuación.

8.3.3.1 Calibración de la Cámara de Ionización tipo Farmer modelo W30004 - 0064

a) **Factor de Calibración de Dosis Absorbida (N_D)**

El fabricante provee un Factor de Calibración de Kerma en Aire N_K , determinado en el German National Laboratory, PTB, Braunschweig, según lo especificado en el certificado de calibración de la cámara, cuyo valor es de 4.665×10^7 Gy/C con una incerteza de $\pm 2\%$ para un haz de fotones de ^{60}Co , un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, a una SSD de 80 cm y bajo condiciones ambientales de temperatura y presión de 20 °C y 101.3 kPa, respectivamente. Al expresar N_K en unidades de cGy/nC se obtiene 4.665 cGy/nC.

Para haces de ^{60}Co se tiene que $g = 0.003$ y en el Informe Técnico Serie 277 del Organismo Internacional de Energía Atómica (IAEA), titulado “Determinación de la Dosis Absorbida en Haces de Fotones y Electrones, Código de Práctica Internacional”, se recomienda, para la cámara de ionización PTW - 30004, los valores de 0.990 y 0.992 para los factores k_{att} y k_m , respectivamente. De tal forma que el Factor de Calibración de Dosis Absorbida (N_D) para esta cámara puede calcularse aplicando la ecuación 5.4:

$$N_D = N_K (1 - g) k_{att} k_m = 4.665 \frac{\text{cGy}}{\text{nC}} \times (1 - 0.003) \times 0.990 \times 0.992 = 4.568 \frac{\text{cGy}}{\text{nC}}$$

b) Corrección de las lecturas realizadas por el Sistema Dosimétrico Cámara de Ionización W30004 – Electrómetro PTW UNIDOS

Además del factor de dosis absorbida, N_D , es muy importante efectuar las correcciones pertinentes a las magnitudes de influencia que afectan las mediciones realizadas con el sistema dosimétrico cámara de ionización – electrómetro. Tales correcciones son de carácter cuantitativo y su presencia hace que disminuya en gran medida la incerteza de los resultados.

b.1. Factor de perturbación de la cámara, p_{wall}

Los valores recomendados por el Reporte Técnico Serie 277 del IAEA para el cálculo del factor de perturbación de la cámara, son:

$$\begin{aligned} \alpha &= 0.609 \\ (\mu_{en}/\rho)_{w,wall} &= 1.113 \\ S_{wall,air} &= 1.002 \\ S_{w,air} &= 1.133 \end{aligned}$$

Aplicando la ecuación 5.12 se tiene:

$$\begin{aligned} p_u &= \frac{\alpha S_{wall,air} (\mu_{en}/\rho)_{w,wall} + (1 - \alpha) S_{w,air}}{S_{w,air}} \\ p_u &= \frac{0.609 \times 1.002 \times 1.113 + (1 - 0.609) \times 1.133}{1.133} = 0.990 \end{aligned}$$

b.2. Factor de calibración de electrómetro, k_{elec}

Tal como recomienda el Reporte Técnico Serie 398 de IAEA, cuando la cámara de ionización y el electrómetro son calibrados juntos, k_{elec} toma el valor de 1.000.

b.3. Factor de corrección por el efecto de la polarización, k_{pol}

El factor que corrige el efecto de inversión de la polaridad, k_{pol} , fue calculado en la prueba # 5 del control de calidad realizado al equipo de medición (sección 8.2 de este capítulo), obteniéndose el valor de 0.9997

b.4. Factor de corrección por recombinación iónica, k_s

El factor que corrige el efecto por recombinación iónica, k_s , fue calculado de la prueba # 8 del Control de Calidad implementado al equipo de medición (sección 8.2 de este capítulo), obteniéndose que el valor de este factor de corrección es de 1.000

b.5. Factor de corrección por el desplazamiento del punto efectivo, p_{dis} :

Esta es una corrección por la geometría de la cámara y depende solo del radio interno de la cavidad, r_{cyl} . De las especificaciones técnicas que proporciona el manual uso de la cámara de ionización W30004 – 0064, se tiene que el diámetro interno de la cavidad es 6.1 mm, por lo tanto, su radio interno es 3.05 mm (ver figura 8.2)

La corrección por el desplazamiento del punto efectivo de medida de la cámara de ionización, p_{dis} , se obtiene a partir de la ecuación 5.13 y toma el valor:

$$p_{dis} = 1 - (0.004 \text{ mm}^{-1}) r_{cyl} = 1 - (0.004 \text{ mm}^{-1})(3.05 \text{ mm}) = 0.988$$

Prueba 1. Temporizador

➤ **Corrección del Tiempo Efectivo de Irradiación**

El cálculo del error en el tiempo efectivo de irradiación (ϵ) se realizó aplicando el método de ajuste por regresión lineal. Las mediciones se realizaron en un fantoma de agua, el día 14 de julio de 2002, utilizando los siguientes parámetros:

1. Tamaño de campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$
2. Distancia fuente superficie (*SSD*): 80 cm
3. Profundidad de medida: 5.0 cm

Se tomaron dos medidas para diferentes tiempos de irradiación programado en el temporizador de la unidad de telecobaltoterapia. Los resultados se muestran en la tabla 8.20.

Tabla 8.20. Resultados de las mediciones para la determinación de (ϵ)

Tiempo de irradiación ($t_{maq,i}$) (min)	Lec. # 1 (nC)	Lec. # 2 (nC)	Lec. Prom. (M_i) (nC)	$t_{ef,i}$ (min)
0.10	1.513	1.516	1.515	0.11
0.20	2.887	2.888	2.888	0.21
0.30	4.259	4.259	4.259	0.31
0.40	5.630	5.629	5.630	0.41
0.50	7.004	7.001	7.003	0.51
0.60	8.371	8.376	8.374	0.61
0.70	9.735	9.735	9.735	0.71
0.80	11.103	11.103	11.103	0.81
0.90	12.490	12.490	12.490	0.91
1.00	13.848	13.848	13.848	1.01

Del ajuste por regresión lineal, se obtiene que la ecuación que representa el comportamiento de la carga en función del tiempo programado en el temporizador de la máquina ($t_{maq,i}$) es:

$$M_i = (13.704 \text{ nC} / \text{min}) t_{maq,i} + 0.147 \text{ nC} \tag{8.3}$$

con un coeficiente de correlación de $r^2 = 0.999998$, lo que significa que el ajuste por regresión lineal aplicado a la carga colectada y al tiempo de irradiación es extremadamente bueno.

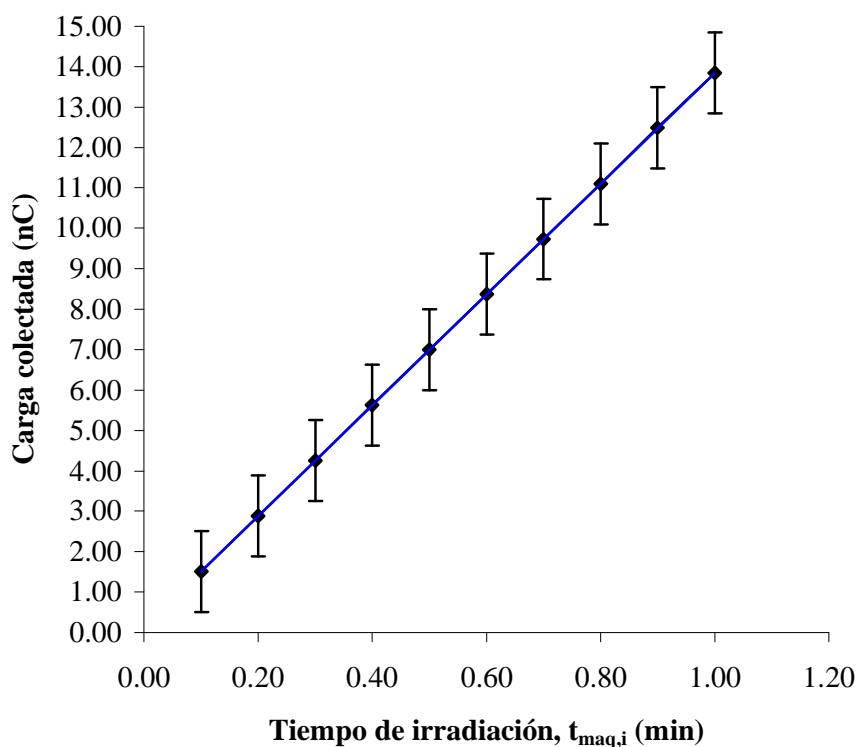


Fig. 8.17. Gráfica de la carga colectada vs. tiempo de irradiación.

El error en el tiempo de irradiación por la entrada - salida de la fuente al contenedor se obtiene haciendo $M_i = 0$, de donde se obtiene que $\epsilon = -0.011 \text{ min}$. Por lo tanto, el tiempo con su corrección o tiempo efectivo de irradiación ($t_{ef,i}$) se obtiene aplicando la expresión:

$$t_{ef,i} = t_{maq,i} - \epsilon$$

Los valores de los tiempos de irradiación con su respectiva corrección ($t_{ef,i}$) están reportados en la última columna de la tabla 8.20.

Conclusión:

El tiempo que le tarda a la fuente desplazarse desde la posición de guardada (Off) a la posición de encendido (On) es de 0.011 min, equivalente a 0.64 seg. Este valor es mucho menor a la tolerancia especificada por el Protocolo de Calidad IAEA – TECDOC – 1151(2 seg)

➤ **Linealidad**

Para verificar la linealidad del temporizador de la máquina de ⁶⁰Co se utilizó los resultados dados en la tabla 8.20. El promedio (M_i) se corrigió por tiempo efectivo de irradiación ($t_{ef,i}$) para obtener las tasas de lecturas aplicando la ecuación:

$$R_i = \frac{M_i}{t_i}$$

y se obtuvo el promedio R_{ave} de estos datos. El valor de la no – linealidad del temporizador (Ψ_i) se determinó para caso, por medio de la ecuación 1.4:

$$\Psi_i = \left(1 - \frac{R_{ave}}{R_i} \right) \times 100\%$$

Los resultados obtenidos se reportan en la tabla 8.21.

Tabla 8.21. *Medidas para comprobar la linealidad del temporizador de la unidad de ⁶⁰Co Theratron 780C.*

Tiempo efectivo de irradiación ($t_{ef,i}$) (min)	M_u (nC)	R_i (nC/min)	Ψ_i (%)
0.11	1.515	13.768	0.28
0.21	2.888	13.750	0.15
0.31	4.259	13.739	0.06
0.41	5.630	13.730	0.00
0.51	7.003	13.730	0.00
0.61	8.374	13.727	0.02
0.71	9.735	13.711	0.14
0.81	11.103	13.707	0.16
0.91	12.490	13.725	0.03
1.01	13.848	13.711	0.14
		$R_{ave}=13.730$	

Conclusión:

La no – linealidad del temporizador se toma como el mayor valor Ψ_i . Entonces, de la tabla 8.21 se tiene que este valor es 0.28%. Este valor es menor que la tolerancia establecida en el Protocolo de Garantía de Calidad IAEA – TECDOC – 1151 (1%). Lo anterior establece que el

temporizador de la unidad de telecobaltoterapia, Theratron 780C, del Instituto del Cáncer de El Salvador “Dr. Narciso Díaz Bazán” se encuentra en buenas condiciones de linealidad.

Prueba 2. Tasa de dosis absorbida de referencia (Rendimiento)

➤ **Constancia**

Se efectuaron medidas de carga colectada en un fantoma de agua, el día 14 de julio de 2002, utilizando los parámetros de referencia sugeridos por los Reportes Técnicos Series 277 y 398 del IAEA. Dichos parámetros se detallan a continuación:

1. Tamaño de campo: $10 \times 10 \text{ cm}^2$
2. Distancia Fuente Superficie (SSD): 80 cm
3. Tiempo de irradiación: 0.5 min
4. Profundidad de medida: 5.0 cm

Para determinar el rendimiento de la unidad de cobalto, se tomaron tres lecturas de carga. Los resultados de esta prueba se muestran en tabla 8.22.

Tabla 8.22. Lecturas obtenidas en el fantoma de agua para determinar el rendimiento de la unidad de telecobaltoterapia Theratron 780C.

Lec. # 1 (nC)	Lec. # 2 (nC)	Lec. # 3 (nC)	Lec. Prom. (nC)
6.957	6.957	6.957	6.957

Las condiciones de presión y temperatura en las instalaciones durante la medición fueron en promedio de 93.62 kPa y 25.70 °C, respectivamente. El factor de corrección por presión y temperatura (k_{TP}), se calculó aplicando la ecuación 5.7:

$$k_{TP} = \frac{P_o}{P} \frac{273.2 + T}{273.2 + T_o} = \frac{101.3}{93.62} \left(\frac{273.2 + 25.7}{273.2 + 20} \right) = 1.103$$

La dosis absorbida a la profundidad de medida (5.0 cm) para la SSD de referencia (80 cm), se obtiene de la ecuación 5.14:

$$\begin{aligned}
 D_w &= M_u N_D (S_{w,air}) k_{TP} k_{elec} k_{pol} k_s P_{wall} P_{dis} \\
 &= 6.957 \text{ nC} \times \left(4.568 \frac{\text{cGy}}{\text{nC}} \right) (1.133) \times 1.103 \times 1.000 \times 0.9997 \times 1.000 \times 0.990 \times 0.988 \\
 &= 38.83 \text{ cGy}
 \end{aligned}$$

Este valor se debe referir a la profundidad de la dosis máxima (0.5 cm para el ^{60}Co) dividiéndolo por 78.8% (*PDD* a 5.0 cm de profundidad para la *SSD* de 80 cm). Para un tiempo de irradiación de 1.0 min, se obtiene que:

El rendimiento (salida ó tasa de dosis de referencia) de la unidad de teleterapia con ^{60}Co , Theratron 780C, del Instituto del Cáncer de El Salvador “Dr. Narciso Díaz Bazán” para la profundidad de la dosis máxima a la *SSD* de referencia, utilizando agua como fantoma, es:

$$\text{OUTPUT} = 98.55 \text{ cGy/min al 14 de Julio del 2002}$$

Porcentaje de error para el rendimiento

El rendimiento de una unidad de telecobaltoterapia decae exponencialmente de acuerdo con la ley del decaimiento radiactivo

El Theratron 780C del Instituto del Cáncer tenía una salida de 105.86 cGy/min al 14 de enero del 2002, de esta fecha al 14 de julio del 2002 hay 6 meses (181 días). La vida media ($T_{1/2}$) del ^{60}Co es de 5.28 años (o sea 1927.2 días), por lo tanto, el valor teórico del rendimiento obtenido por decaimiento radiactivo (ecuación 2.11) para esta máquina es:

$$\text{OUTPUT} = 105.86 \frac{\text{cGy}}{\text{min}} \text{Exp} \left(-0.693 \times \frac{181}{1927.2} \right) = 99.19 \frac{\text{cGy}}{\text{min}}$$

El porcentaje de error para el valor experimental del rendimiento de la unidad de telecobaltoterapia Theratron 780C del Instituto del Cáncer de El Salvador calculado al 14 de julio de 2002 utilizando un fantoma de agua es:

$$\text{Error} = \left| \frac{99.19 - 98.55}{99.19} \right| \times 100\% = 0.65 \%$$

Conclusión:

El porcentaje de error del valor experimental respecto al valor calculado por decaimiento radiactivo es de 0.65 %, este error es menor que la tolerancia de aceptabilidad establecida por el Protocolo de Garantía de Calidad IAEA - TECDOC – 1151 (2 %).

Prueba 3. Verificación de los Factores de Campo

Las medidas para verificar los factores de campo para el Theratron 780C se realizaron el día 14 de julio de 2002 en un fantoma de agua. Se utilizaron los parámetros siguientes:

1. Tiempo de irradiación: 0.5 min
2. Distancia fuente superficie (SSD): 80 cm
3. Profundidad de medida: 5.0 cm

Las condiciones de temperatura y presión durante la medición fueron 26.3 °C y 93.74 kPa, respectivamente. Se tomaron tres lecturas por cada campo cuadrado diferente que el de referencia. La tabla 8.23 muestra la comparación de los resultados experimentales y los proporcionados por la British Journal of Radiology (BJR), los cuales se usan internacionalmente.

Tabla 8.23. *Verificación de los factores de campo para la unidad de telecobaltoterapia Theratron 780C del Instituto del Cáncer de El Salvador.*

Tamaño de Campo (cm×cm)	Lec. # 1 (nC)	Lec. # 2 (nC)	Lec. Prom. (nC)	FC Medido	FC BJR	Error (%)
5 × 5	6.490	6.490	6.490	0.927	0.945	1.92
6 × 6	6.570	6.571	6.571	0.938	0.956	1.85
7 × 7	6.682	6.683	6.683	0.954	0.968	1.41
8 × 8	6.773	6.773	6.773	0.967	0.979	1.20
9 × 9	6.889	6.886	6.887	0.984	0.991	0.75
10 × 10	7.004	7.001	7.002	1.000	1.000	0.00
11 × 11	7.089	7.092	7.091	1.013	1.009	0.35
12 × 12	7.191	7.190	7.191	1.027	1.018	0.87
13 × 13	7.277	7.275	7.276	1.039	1.026	1.27
14 × 14	7.356	7.361	7.359	1.051	1.033	1.73
15 × 15	7.423	7.426	7.424	1.060	1.041	1.85

La figura 8.18 muestra la comparación gráfica de los resultados experimentales y los valores teóricos proporcionados por las tablas BJR.

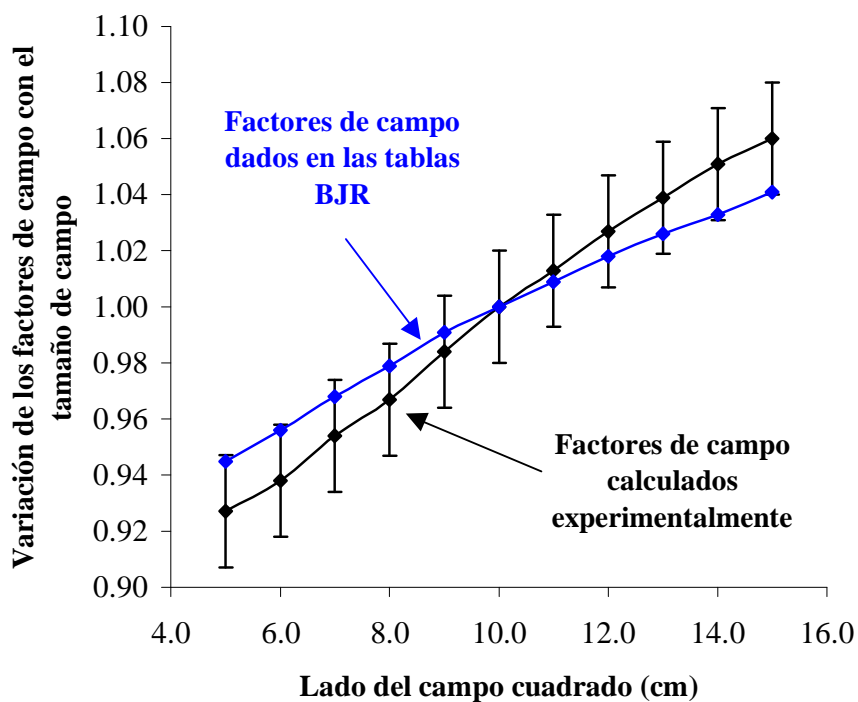


Fig. 8.18. Comparación gráfica de los Factores de campo dados en las Tablas British Journal of Radiology (BJR) y los calculados experimentalmente.

Conclusión:

Los resultados obtenidos validan el uso de las tablas de la BJR para el rango de campos utilizados en el Theratron 780C, ya que ningún valor del porcentaje de error excede la tolerancia establecida en el Protocolo de Calidad IAEA – TECDOC – 1151 (2 %).

Prueba 4. Verificación del Porcentaje de Dosis a Profundidad (PDD)

Las medidas para verificar el porcentaje de dosis a profundidad se realizaron el 14 de julio de 2002, en un fantoma de agua utilizándose los parámetros siguientes:

1. Tamaño de campo: $10 \times 10 \text{ cm}^2$
2. Distancia fuente superficie (SSD): 80 cm
3. Tiempo de irradiación: 0.5 min

Las condiciones de temperatura y presión fueron de $26.30 \text{ }^\circ\text{C}$ y 93.74 kPa , respectivamente. El factor de corrección por presión y temperatura (k_{TP}) tiene el valor:

$$k_{TP} = \frac{P_o}{P} \frac{273.2 + T}{273.2 + T_o} = \frac{101.3}{93.74} \left(\frac{273.2 + 26.30}{273.2 + 20} \right) = 1.104$$

El porcentaje de dosis a profundidad (PDD), se obtiene aplicando la ecuación 6.1:

$$PDD = \frac{Dd}{D_o} \times 100 \%$$

donde el valor de D_o es la dosis absorbida a la profundidad de dosis máxima, la que tiene un valor de 49.28 cGy para un tiempo de irradiación de 0.5 min . La tabla 8.24 muestra los resultados obtenidos y su respectiva comparación con los datos de PDD proporcionados por la *BJR*.

Tabla 8.24. Resultados de las mediciones realizadas para verificar el PDD del Theratron 780C.

Profundidad, d (cm)	Lec. # 1 (nC)	Lec. # 2 (nC)	Lec. # 3 (nC)	Lec. Prom. (nC)	$D_w(d)$ (cGy)	PDD Medido (%)	PDD BRJ (%)	Error (%)
2.0	8.307	8.313	8.300	8.307	46.41	94.2	93.7	0.51
3.0	7.876	7.874	7.880	7.877	44.01	89.3	88.7	0.68
4.0	7.432	7.430	7.429	7.430	41.51	84.2	83.7	0.65
5.0	7.004	7.001	7.004	7.003	39.13	79.4	78.8	0.76
6.0	6.566	6.570	6.569	6.568	36.70	74.5	73.9	0.77
7.0	6.152	6.153	6.152	6.152	34.37	69.8	69.3	0.65
8.0	5.761	5.757	5.760	5.759	32.18	65.3	64.7	0.92
9.0	5.377	5.378	5.378	5.378	30.05	61.0	60.5	0.78
10.0	5.019	5.020	5.019	5.019	28.04	56.9	56.4	0.90
12.0	4.358	4.358	4.358	4.358	24.35	49.4	48.9	1.04
14.0	3.774	3.774	3.773	3.774	21.08	42.8	42.4	0.91
16.0	3.258	3.259	3.260	3.259	18.21	36.9	36.8	0.40
18.0	2.812	2.813	2.812	2.812	15.71	31.9	31.7	0.58
20.0	2.424	2.424	2.424	2.424	13.54	27.5	27.4	0.30
22.0	2.087	2.087	2.087	2.087	11.66	23.7	23.7	0.16
24.0	1.792	1.792	1.792	1.792	10.01	20.3	20.5	0.89

En la figura 8.18 se muestra la comparación gráfica de los resultados obtenidos experimentalmente y los valores teóricos dados proporcionados por las tablas BJR, puede notarse que la diferencia en las curvas es insignificante.

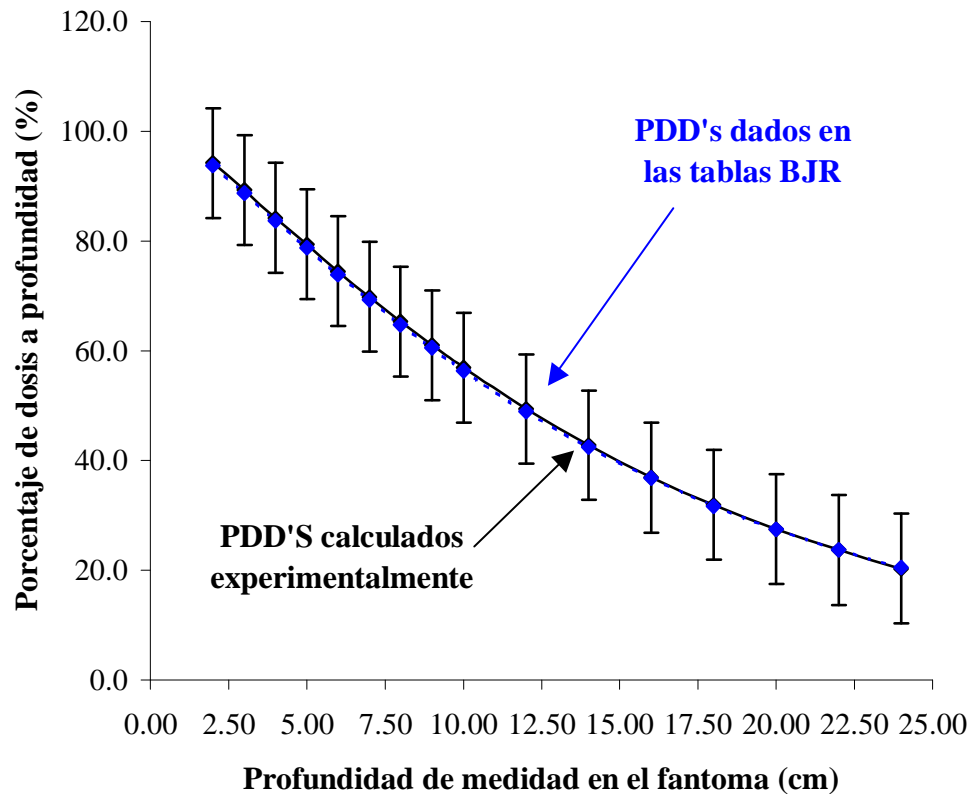


Fig. 8.18. Comparación gráfica de los porcentajes de dosis obtenido experimentalmente y los proporcionados por las tablas BJR vs.

Conclusión:

Los resultados obtenidos y que se reportan en la tabla 8.24 validan el uso de las tablas de la BJR para el rango de profundidades utilizadas en el Theratron 780C, ya que ningún valor del porcentaje de error excede la tolerancia de aceptación establecida en el Protocolo de Garantía de Calidad IAEA – TECDOC – 1151 (2 %).

Prueba 5. Verificación de los factores de los accesorios (bandejas y cuñas).

➤ **Factor de transmisión de las bandejas porta - bloques (TRAYFAC)**

Sobre las bandejas se colocan los bloques de protección para los pacientes. Los bloques sirven para cubrir zonas que se encuentran cubiertas por el campo de tratamiento, pero que no es necesario irradiarlas. Los campos limitados por bloque se llaman campos irregulares.

Las medidas para determinar el factor de transmisión de las bandejas (TRAYFAC) del Theratron 780C se efectuaron en un fantoma de agua, el día 14 de julio de 2002. Los parámetros utilizados fueron los siguientes:

1. Tamaño de campo: $10 \times 10 \text{ cm}^2$
2. Tiempo de irradiación: 0.5 min
3. Distancia fuente superficie (SSD): 80 cm
4. Profundidad de medida: 5.0 cm

El TRAYFAC es la razón entre las medidas de carga hechas sin bandeja y las realizadas con las bandejas.

Las condiciones ambientales de temperatura y presión en las instalaciones eran de $26.30 \text{ }^\circ\text{C}$ y 93.74 kPa , respectivamente. Los factores de bandeja calculados se reportan en la tabla 8.25.

Tabla 8.25. Resultados de la determinación de los factores de transmisión de las bandejas (TRAYFAC) de la unidad de teleterapia Theratron 780C.

Lecturas sin Bandeja				
	Lec. # 1 (nC)	Lec. # 2 (nC)	Lec. Prom. (nC)	
	6.563	6.560	6.561	

Tipo de Bandeja	Lecturas con Bandeja			
	Lec. # 1 (nC)	Lec. # 2 (nC)	Lec. Prom. (nC)	TRAYFAC Medido
A (G85 – 150B)	6.138	6.138	6.138	0.936
B (G85 – 150A) Ranurada	6.295	6.295	6.295	0.959
C	6.139	6.137	6.138	0.936

Conclusión:

No hay datos de referencia para comparar los factores de bandeja obtenidos experimentalmente, por lo que se asume que están dentro del rango de aceptación establecido por el Protocolo de Garantía de Calidad IAEA – TECDOC – 1151 (2 %).

➤ **Factor de transmisión de los filtros tipo cuña (WDGFAC)**

La maquina de ⁶⁰Co del Instituto del Cáncer de El Salvador cuenta con cuñas de 30°, 45° y 60°, de tamaños 6W × 15 cm², 8W × 15 cm² y 10W × 15 cm² de cada tipo. Los lados del tamaño de cada cuña representan el ancho y el largo máximos de los campos que pueden quedar contenidos por ellas.

La medición para verificar el factor de transmisión de las cuñas se realizó en un fantoma de agua, el día 14 de julio de 2002, utilizando los siguientes parámetros:

1. Distancia fuente superficie (SSD): 80 cm
2. Tiempo de irradiación: 0.5 min
3. Profundidad de medida: 5.0 cm

Se tomaron dos medidas de carga para los campos cuadrado y rectangular máximos permitidos para cada filtro. Las condiciones de temperatura y presión durante la medición fueron de 26.30 °C y 93.73 kPa, respectivamente. Los resultados obtenidos de esta prueba se reportan en la tabla 8.26, igual que su comparación con los valores proporcionados por el fabricante.

Tabla 8.26. *Medidas realizadas para la determinación de los factores transmisión de los filtros tipo de cuña de unidad de telecobaltoterapia Theratron 780C.*

Tamaño de campo (cm × cm)	Lecturas sin cuña		
	Lec. # 1 (nC)	Lec. # 2 (nC)	Lec. Prom. (nC)
6 × 15	6.883	6.885	6.884
6 × 6	6.498	6.495	6.497
8 × 15	7.059	7.058	7.059
8 × 8	6.762	6.764	6.763
10 × 15	7.196	7.196	7.196
10 × 10	7.004	7.001	7.003

CUÑA	Angulo y Código de fábrica	Lecturas con cuña				WDGFAC Medido	WDGFAC Promedio	WDGFAC Fabricante	Error (%)
		Tamaño de campo (cm x cm)	Lec. # 1 (nC)	Lec. # 2 (nC)	Lec. Prom. (nC)				
6w x 15	30°	6 x 15	5.573	5.577	5.575	0.810	0.810	0.787	2.92
	G85-151A	6 x 6	5.264	5.262	5.263	0.810			
	45°	6 x 15	4.875	4.875	4.875	0.708	0.708	0.683	3.66
	G85-152A	6 x 6	4.594	4.594	4.594	0.707			
	60°	6 x 15	4.056	4.061	4.059	0.590	0.590	0.550	7.27
	G85-153A	6 x 6	3.839	3.839	3.839	0.591			
8w x 15	30°	8 x 15	5.423	5.423	5.423	0.768	0.768	0.751	2.26
	G85-151B	8 x 8	5.189	5.187	5.188	0.767			
	45°	8 x 15	4.594	4.594	4.594	0.651	0.651	0.631	3.17
	G85-152B	8 x 8	4.397	4.399	4.398	0.650			
	60°	8 x 15	3.554	3.555	3.555	0.504	0.502	0.471	6.58
	G85-153B	8 x 8	3.390	3.390	3.390	0.501			
10w x 15	30°	10 x 15	5.249	5.249	5.249	0.729	0.728	0.713	2.10
	G85-151C	10 x 10	5.091	5.093	5.092	0.727			
	45°	10 x 15	4.327	4.326	4.327	0.601	0.600	0.581	3.27
	G85-152C	10 x 10	4.196	4.195	4.195	0.599			
	60°	10 x 15	3.163	3.163	3.163	0.440	0.438	0.409	7.09
	G85-153C	10 x 10	3.056	3.056	3.056	0.436			

Conclusión:

Los resultados obtenidos experimentalmente para los factores de transmisión de las cuñas del Theratron 780C, exceden el límite de tolerancia establecido en el Protocolo de Garantía de Calidad IAEA – TECDOC – 1151 (2%) al ser comparados con los factores de cuña proporcionados por el fabricante.

Es importante mencionar que los valores de cuñas dados por fabricante de las cuñas no es muy confiable, por lo que no se pueden desechar los valores calculados experimentalmente.

8.3.2 Control de Calidad del Equipo de ^{60}Co Theratron 80.

Las principales características de la unidad de telecobaltoterapia Theratron 80 se detallan a continuación:

↻ Marca:	THERATRON
↻ Modelo:	80
↻ Serie:	540
↻ Actividad inicial:	291.5 TBq (7880 Ci)
↻ Dado en la fecha:	Marzo 4 de 1994

8.3.2.1 PRUEBAS A LOS SISTEMAS DE SEGURIDAD

Se verificó la funcionalidad del monitor estacionario de radiaciones, el cual emite la señal sonora y luminosa correctamente. El sistema de video también se funciona correctamente, al igual que el sistema de audio. La ventanilla tiene el mismo problema que la del Theratron 780C. Los indicadores de la condición de la fuente en la puerta y en el equipo funcionan bien.

8.3.2.2 PRUEBAS MECANICAS

En la unidad de telecobaltoterapia, Theratron 80, no se ejecutó toda la rutina de las pruebas mecánicas que implica el completo control de calidad propuesto por el Protocolo de Garantía de Calidad IAEA – TECDOC – 1151, debido a las propias dificultades que presenta el equipo y por cuestiones de seguridad personal. Las verificaciones que se realizaron fueron las siguientes:

La proyección de la escala del telémetro no posee una buena definición; el puntero mecánico proporcionado por el fabricante se encuentra en muy mal estado, pues ni siquiera se adhiere al diafragma del colimador. La mesa está completamente inestable e inutilizable, esta es una situación de alto riesgo para los pacientes que son tratados con este equipo, además que impide el desarrollo del resto de las pruebas mecánicas. El Theratron 80 no posee un sistema de láseres, lo que causa una enorme dificultad para la colocación de los pacientes. El gantry no posee precisión en su movimiento angular, ni siquiera puede girar 180° partiendo de la posición vertical (0°), además, no posee control manual.

8.3.2.3 PRUEBAS DOSIMETRICAS

Las pruebas dosimétricas para esta máquina presentaron extrema dificultad, pues, por la inestabilidad de la mesa de tratamiento, se recurrió a la improvisación de un sistema sustituto de ésta para efectuar el montaje experimental. En esta unidad de teleterapia, las mediciones de dosis se efectuaron con el fantoma tipo 4322 (figura 8.4) porque presenta mayor facilidad para el alineamiento de la cámara de ionización.

Prueba 1. Temporizador

➤ Corrección del Tiempo Efectivo de Irradiación

El error en el tiempo efectivo de irradiación (ϵ) se calculó igual que para el Theratron 780C. Las mediciones se realizaron en un fantoma de agua, el día 15 de julio de 2002. Se utilizaron los siguientes parámetros:

1. Tamaño de campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$
2. Distancia fuente superficie (SSD): 80 cm
3. Profundidad de medida: 5.0 cm

Se tomaron tres medidas para diferentes tiempos de irradiación programados en el temporizador de la unidad de telecobaltoterapia. Los resultados se muestran en la tabla 8.27.

Tabla 8.27. Medidas para determinar ϵ en la unidad de telecobaltoterapia Theratron 80.

Tiempo de irradiación ($t_{maq,i}$) (min)	Lec. # 1 (nC)	Lec. # 2 (nC)	Lec. # 3 (nC)	Lec. Prom. (M_i) (nC)	$t_{ef,i}$ (min)
0.10	1.092	1.091	1.092	1.091	0.11
0.20	2.098	2.098	2.098	2.098	0.21
0.30	3.104	3.101	3.106	3.104	0.31
0.40	4.108	4.108	4.108	4.108	0.41
0.50	5.122	5.119	5.121	5.120	0.51
0.60	6.120	6.116	6.114	6.117	0.61
0.70	7.120	7.120	7.121	7.121	0.71
0.80	8.118	8.120	8.118	8.119	0.81
0.90	9.111	9.112	9.111	9.112	0.91
1.00	10.129	10.110	10.110	10.116	1.01

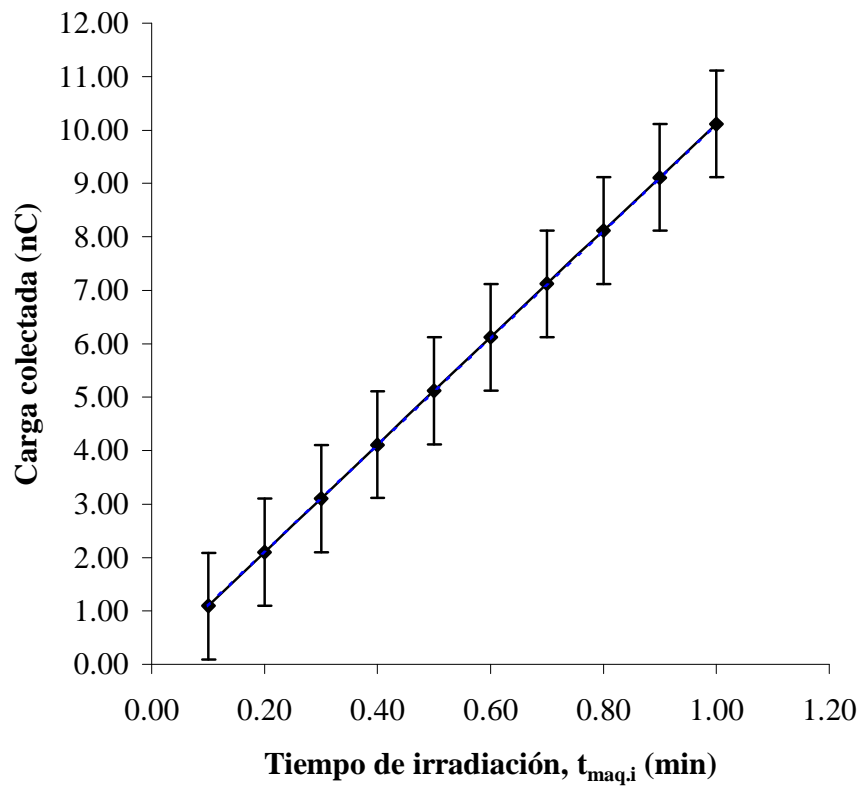


Fig. 8.19. Gráfica de la carga colectada vs. el tiempo de irradiación

Del ajuste por mínimos cuadrados, se obtiene que la ecuación que representa el comportamiento de la carga colectada en función del tiempo programado en el temporizador de la máquina ($t_{maq,i}$) es:

$$M_i = (10.026 \text{ nC/min}) t_{maq,i} + 0.096 \text{ nC} \quad (8.4)$$

con un coeficiente de correlación de $r^2 = 0.99999$. Haciendo $M_i = 0$ en la ecuación anterior, se obtiene que $\varepsilon = -0.010 \text{ min}$. Luego, el tiempo con su corrección o tiempo efectivo de irradiación ($t_{ef,i}$) se obtiene aplicando la expresión:

$$t_{ef,i} = t_{maq,i} - \varepsilon$$

Los valores de los tiempos de irradiación con su respectiva corrección ($t_{ef,i}$) están reportados en la última columna de la tabla 8.27.

Conclusión:

El tiempo que le tarda a la fuente desplazarse desde la posición de guardada (Off) a la posición de encendido (On) es de 0.010 min, equivalente a 0.60 seg. Este valor es menor que es la tolerancia especificada por el Protocolo de Calidad IAEA – TECDOC – 1151(2 seg).

➤ **Linealidad**

El cálculo de la no - linealidad del temporizador del Theratron 80 se realizó igual que en el Theratron 780C. Se utilizaron las medidas reportadas en la tabla 8.27. Los resultados obtenidos se muestran en la tabla 8.28.

Tabla 8.28. Comprobación de la linealidad del temporizador del Theratron 80.

Tiempo efectivo de irradiación ($t_{ef,i}$) (min)	M_u (nC)	R_i (nC/min)	Ψ_i (%)
0.11	1.091	9.918	0.92
0.21	2.098	9.990	0.19
0.31	3.104	10.013	0.04
0.41	4.108	10.020	0.10
0.51	5.120	10.039	0.30
0.61	6.117	10.028	0.19
0.71	7.121	10.030	0.20
0.81	8.119	10.023	0.14
0.91	9.112	10.013	0.04
1.01	10.116	10.016	0.07
		$R_{ave}=10.009$	

Conclusión:

La no – linealidad del temporizador del Theratron 80 es 0.92 %. Este valor esta en el límite de aceptación, pues la tolerancia establecida en el Protocolo de Calidad IAEA – TECDOC – 1151 es de 1%

Prueba 2. Tasa de dosis absorbida de referencia (Rendimiento)

➤ **Constancia**

Las mediciones se efectuaron en un fantoma de agua el día 15 de julio de 2002 con los parámetros de referencia sugeridos por los Reportes Técnicos Series 277 y 398 del IAEA, que se detallan a continuación:

1. Tamaño de campo: $10 \times 10 \text{ cm}^2$
2. Distancia Fuente Superficie (SSD): 80 cm
3. Tiempo de irradiación: 1.0 min
4. Profundidad de medida: 5.0 cm

La tabla 8.29 muestra los resultados obtenidos de la ejecución de esta prueba.

Tabla 8.29. Lecturas obtenidas en el fantoma de agua para determinar el rendimiento de la unidad de telecobaltoterapia Theratron 80.

Lec. # 1 (nC)	Lec. # 2 (nC)	Lec. # 3 (nC)	Lec. Prom. (M_u) (nC)
10.13	10.11	10.11	10.12

Las condiciones de temperatura y presión durante la medición fueron $25.50 \text{ }^\circ\text{C}$ y 93.37 kPa , respectivamente. El factor de corrección por presión y temperatura (k_{TP}) es:

$$K_{TP} = \frac{P_o}{P} \frac{273.2 + T}{273.2 + T_o} = \frac{101.3}{93.37} \left(\frac{273.2 + 25.5}{273.2 + 20} \right) = 1.105$$

La dosis absorbida en agua (5.14) a la profundidad de medida y a la SSD de referencia, es:

$$\begin{aligned} D_w &= M_u N_D (S_{w,air}) k_{TP} k_{elec} k_{pol} k_s P_{wall} P_{dis} \\ &= 10.12 \text{ nC} \times \left(4.568 \frac{\text{cGy}}{\text{nC}} \right) (1.133) \times 1.105 \times 1.000 \times 0.9997 \times 1.000 \times 0.990 \times 0.988 \\ &= 56.59 \text{ cGy} \end{aligned}$$

Al referir este valor a la profundidad de dosis máxima debe dividirse por 78.8%, que es el PDD a 5.0 cm de profundidad para una SSD de 80 cm. Entonces:

El rendimiento de la unidad de telecobaltoterapia, Theratron 80, del Instituto del Cáncer de El Salvador “Dr. Narciso Díaz Bazán” para la profundidad de la dosis máxima a la SSD de referencia, utilizando agua como fantoma, es:

$$OUTPUT = 71.81 \text{ cGy/min al 15 de Julio de 2002}$$

Porcentaje de error para el rendimiento.

El Theratron 80 tenía una salida de 75.74 cGy/min el 14 de enero de 2002, de esta fecha al 15 de julio del 2002 hay 182 días. Luego, el valor teórico del rendimiento de dicha unidad es:

$$OUTPUT = 75.74 \frac{\text{cGy}}{\text{min}} \text{Exp} \left(-0.693 \times \frac{182}{1927.2} \right) = 70.94 \frac{\text{cGy}}{\text{min}}$$

Luego, el porcentaje de error en el rendimiento del Theratron 80 calculado el 15 de julio de 2002 utilizando un fantoma de agua es:

$$Error = \left| \frac{70.94 - 71.81}{70.94} \right| \times 100\% = 1.23\%$$

Conclusión:

El porcentaje de error del valor experimental respecto al valor calculado por decaimiento radiactivo es de 1.23 %, este error es menor que la tolerancia de aceptación establecida por el Protocolo de Calidad IAEA - TECDOC – 1151 (2 %).

Prueba 3. Verificación de los Factores de Campo

Las mediciones para verificar los factores de campo se realizaron el 15 de julio de 2002 en un fantoma de agua, utilizando los parámetros siguientes:

1. Tiempo de irradiación: 0.5 min
2. Distancia fuente superficie (SSD): 80 cm
3. Profundidad de medida: 5.0 cm

Las condiciones de temperatura y presión durante la medición fueron 25.50 °C y 93.37 kPa, respectivamente. Se tomaron tres lecturas por cada campo cuadrado diferente que el de referencia. La tabla 8.30 muestra los resultados obtenidos.

Tabla 8.30. Verificación de los factores de campo para el Theratron 80.

Tamaño de Campo (cm×cm)	Lec. # 1 (nC)	Lec. # 2 (nC)	Lec. # 3 (nC)	Lec. Prom. (nC)	FC Medido	FC BRJ	Error (%)
5 × 5	4.621	4.622	4.622	4.622	0.903	0.945	4.44
6 × 6	4.755	4.755	4.760	4.757	0.929	0.956	2.82
7 × 7	4.856	4.857	4.857	4.857	0.939	0.968	3.00
8 × 8	4.952	4.952	4.953	4.952	0.957	0.979	2.25
9 × 9	5.035	5.036	5.035	5.035	0.983	0.991	0.81
10 × 10	5.122	5.119	5.121	5.120	1.000	1.000	0.00
11 × 11	5.172	5.171	5.173	5.172	1.010	1.009	0.10
12 × 12	5.243	5.239	5.238	5.240	1.023	1.018	0.49
13 × 13	5.293	5.296	5.293	5.294	1.034	1.026	0.78
14 × 14	5.352	5.356	5.357	5.355	1.046	1.033	1.26

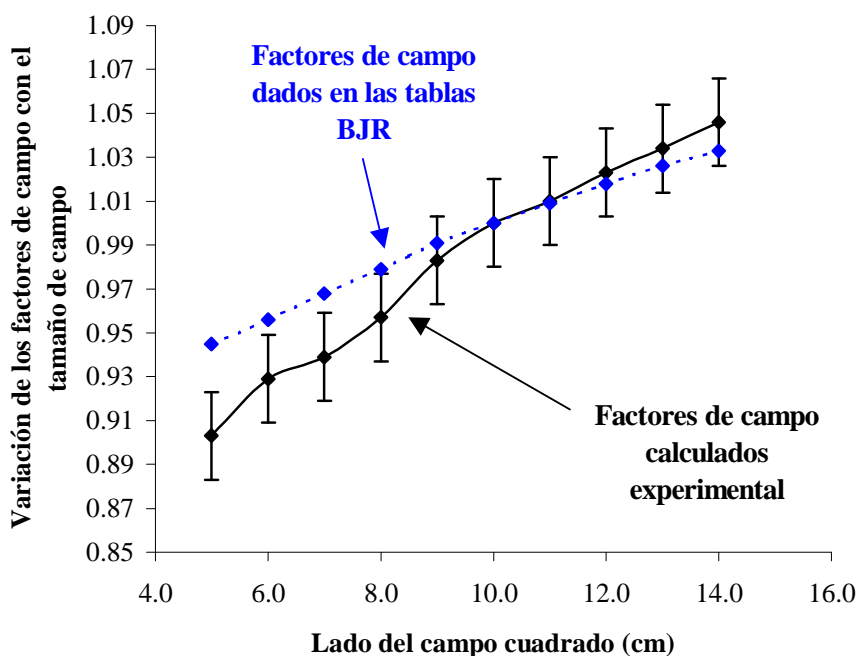


Fig. 8.20. Comparación gráfica de los factores de campo dados en las tablas BJR y los calculados experimentalmente.

Conclusión:

El colimador de la máquina no tiene la precisión suficiente a la hora de programar el tamaño de campo, de ahí que el porcentaje de error de algunos factores de campo sobrepase el límite de tolerancia establecida (2 %).

Prueba 4. Verificación del Porcentaje de Dosis a Profundidad (PDD)

Las medidas para verificar el porcentaje de dosis a profundidad se realizaron el 15 de julio de 2002 en un fantoma de agua. Se utilizaron los parámetros siguientes:

1. Tamaño de campo: $10 \times 10 \text{ cm}^2$
2. Distancia fuente superficie (SSD): 80 cm
3. Tiempo de irradiación: 1.0 min

Tabla 8.31. Resultados de las mediciones para verificar el PDD

Profundidad, <i>d</i> (cm)	Lec. # 1 (nC)	Lec. # 2 (nC)	Lec. # 3 (nC)	Lec. Prom. (nC)	<i>D_w(d)</i> (cGy)	PDD Medido (%)	PDD BRJ (%)	Error (%)
2.0	6.076	6.077	6.081	6.078	67.98	94.7	93.7	1.03
3.0	5.755	5.758	5.756	5.756	64.38	89.7	88.7	1.08
4.0	5.435	5.437	5.434	5.435	60.79	84.7	83.7	1.14
5.0	5.122	5.119	5.121	5.120	57.27	79.7	78.8	1.21
6.0	4.809	4.806	4.810	4.808	53.77	74.9	73.9	1.33
7.0	4.504	4.504	4.502	4.504	50.37	70.1	69.3	1.22
8.0	4.210	4.214	4.212	4.212	47.11	65.6	64.7	1.39
9.0	3.936	3.936	3.937	3.937	44.03	61.3	60.5	1.34
10.0	3.673	3.672	3.672	3.672	41.07	57.2	56.4	1.41
12.0	3.187	3.176	3.176	3.180	35.56	49.5	48.9	1.28
14.0	2.762	2.762	2.759	2.761	30.88	43.0	42.4	1.42
16.0	2.386	2.386	2.386	2.386	26.68	37.2	36.8	0.97
18.0	2.061	2.062	2.062	2.062	23.06	32.1	31.7	1.31
20.0	1.779	1.777	1.777	1.778	19.88	27.7	27.4	1.06
22.0	1.531	1.529	1.531	1.530	17.12	23.8	23.7	0.58
24.0	1.315	1.315	1.315	1.315	14.70	20.5	20.5	0.12

Las condiciones de temperatura y presión fueron de 25.50 °C y 93.37 kPa. Luego, el factor de corrección por presión y temperatura toma el valor:

$$K_{TP} = \frac{P_o}{P} \frac{273.2+T}{273.2+T_o} = \frac{101.3}{93.37} \left(\frac{273.2+25.5}{273.2+20} \right) = 1.105$$

La verificación del *PDD* se realizó igual que para el Theratron 780C. La dosis absorbida a la profundidad de dosis máxima (D_0), para un tiempo de 1.0 min tiene un valor de 71.81 cGy. La tabla 8.31 muestra los resultados obtenidos y su respectiva comparación con los datos de *PDD* proporcionados por la BJR.

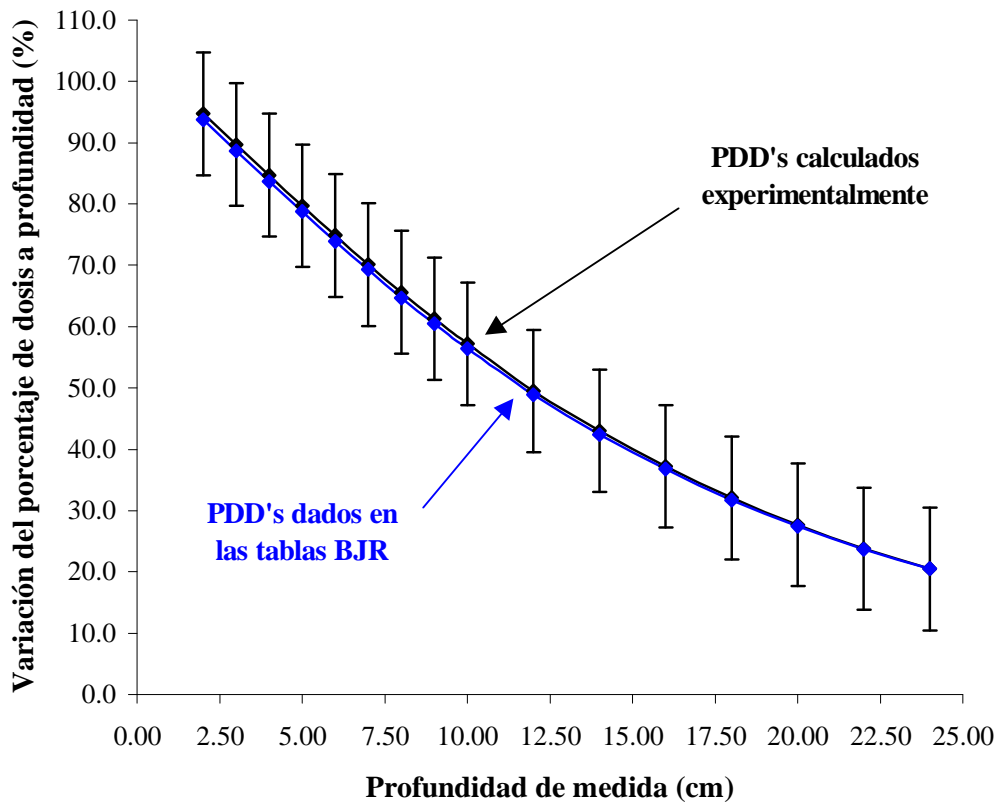


Fig. 8.21. Comparación gráfica de los porcentajes de dosis obtenido experimentalmente y los proporcionados por las tablas BJR vs. la profundidad.

Conclusión:

Los resultados obtenidos experimentalmente validan el uso de las tablas BJR para el Theratron 80 en el rango de profundidades utilizadas, ya que ningún valor del porcentaje de error excede la tolerancia establecida en el Protocolo de Calidad IAEA – TECDOC – 1151 (2 %).

Prueba 5. Verificación de los factores de los accesorios (cuñas y bandejas).

El Instituto del Cáncer de El Salvador no posee filtros tipo cuñas para el Theratron 80, de ahí que solamente se verifiquen los factores de transmisión de las bandejas.

➤ **Factor de transmisión de las bandejas porta - bloques (TRAYFAC)**

Las medidas para determinar el TRAYFAC de las bandejas porta - bloques del Theratron 80, se efectuaron en un fantoma de agua, el 15 de julio del 2002 utilizando los parámetros siguientes:

1. Tamaño de campo: $10 \times 10 \text{ cm}^2$
2. Tiempo de irradiación: 0.5 min
3. Distancia fuente superficie (SSD): 80 cm
4. Profundidad de medida: 5.0 cm

Las condiciones de temperatura y presión en las instalaciones eran de 25.50 °C y 93.37 kPa, respectivamente. Los factores de bandeja calculados se reportan en la tabla 8.32.

Tabla 8.32. Resultados de la determinación de los factores de bandeja (TRAYFAC)

Lecturas sin Bandeja			
Lec. # 1 (nC)	Lec. # 2 (nC)	Lec. # 3 (nC)	Lec. Prom. (nC)
10.129	10.110	10.110	10.116

Tipo de Bandeja	Lecturas con Bandeja				TRAYFAC Medido
	Lec. # 1 (nC)	Lec. # 2 (nC)	Lec. # 3 (nC)	Lec. Prom. (nC)	
A	9.717	9.707	9.707	9.710	0.960
B	9.679	9.679	9.679	9.679	0.957

Conclusión:

No hay datos de referencia para comparar los factores de bandeja obtenidos experimentalmente, por lo que se asume que están dentro del rango de aceptación establecido por el Protocolo de Garantía de Calidad IAEA – TECDOC – 1151 (2 %)

RECOMENDACIONES

a) Sobre el Programa de Control de Calidad

1. Se recomienda dar continuidad a la implementación del Programa de Calidad aplicado en las unidades de teleterapia de la institución. El Instituto del Cáncer de El Salvador necesita la presencia de un físico, contratado a tiempo completo, para que se encargue del Control de Calidad en Radioterapia. Este es un requerimiento establecido por normas internacionales, así como por reglamentos nacionales.
2. La implementación de un Programa de Calidad completo en las unidades de telecobaltoterapia necesita, tal como lo recomienda el Organismo Internacional de Energía Atómica en su Protocolo de Calidad IAEA – TECDOC – 1151, la realización de pruebas de control de calidad que posean frecuencias desde diarias hasta anuales. Para esto, es necesario que el Instituto del Cáncer institucionalice la información recopilada en el presente documento, lo cual implica establecer períodos de tiempo diarios (una hora como mínimo) y semestrales (una semana como mínimo), para la ejecución del control de calidad.
3. Un Programa de Calidad necesita además, la concientización de todo el personal que labora en la institución (personal administrativo, físico, médico, técnico, etc.) sobre las responsabilidades que genera el manejo de las radiaciones, así como la importancia de la continua especialización.

b) Sobre el Control de Calidad del Equipo de Medición

1. Hasta este momento el sistema dosimétrico constituido por la cámara de ionización tipo Farmer W30004 – 0064 y el electrómetro PTW – UNIDOS del Servicio de Radioterapia del Hospital de Oncología, está en óptimas condiciones (según las pruebas aplicadas en la presente investigación). Es recomendable realizar, al menos las verificaciones planteadas en este documento, antes de cada calibración de una máquina de ^{60}Co .

2. Las pruebas de control de calidad planteadas en este documento no bastan para garantizar al máximo el buen estado de calibración del equipo de medición, es necesario que los equipos posean Certificados de Calibración actualizados por un Laboratorio Secundario de Calibración Dosimétrico (LSCD). El Protocolo de Calidad IAEA – TECDOC – 1151 recomienda que los sistemas dosimétricos deben ser calibrados por un laboratorio secundario, a lo sumo, cada dos años.
3. El Instituto del Cáncer no posee equipos de medición dosimétrica, lo que dificulta en gran medida la continua verificación de los aspectos dosimétricos de las unidades de telecobaltoterapia. Se recomienda que la institución adquiriera al más corto plazo sus propios equipo.

c) Sobre el Control de Calidad del Theratron 780C

1. En términos generales, ésta máquina cumple con los requisitos de seguridad, mecánicos y dosimétricos que el Protocolo de Calidad IAEA – TECDOC – 1151 establece. Aunque es muy importante que se reparen y se efectúe un ajuste, con la mayor brevedad posible, los desperfectos que presentan el colimador, el telémetro, los láseres y la mesa de tratamiento.
2. Con respecto a la calibración de ésta unidad (pruebas dosimétricas), el valor del rendimiento se encuentra dentro del rango de aceptación establecido por el Protocolo de Calidad. Se recomienda verificar la salida de ésta máquina semanalmente con un fantoma de verificación. Deben verificarse también con ésta frecuencia la posición efectiva de la fuente y las fugas del cabezal.
3. El valor del rendimiento del Theratron 780C es bajo (98.55 cGy/min). Es bien sabido que un valor bajo del rendimiento de la unidad de teleterapia (lo que significa una disminución considerable de la actividad de la fuente radiactiva) causa un considerable aumento del tiempo de tratamiento (exposición) de los pacientes; lo anterior está en contradicción con uno de los principios básicos de protección radiológica: *el menor tiempo posible de*

exposición. Es conveniente que la fuente sea cambiada lo más pronto posible para garantizar el éxito de los tratamientos.

d) Sobre el Control de Calidad del theratron 80

1. Esta máquina no cumple con la mayoría de los requisitos de seguridad y mecánicos que el Protocolo de Calidad IAEA – TECDOC – 1151 establece. Por ejemplo, la faltan de luces de localización (láseres) dificulta enormemente la colocación de los pacientes, además, no posee la precisión suficiente en los movimientos del gantry, el colimador no tiene la precisión adecuada a la hora de establecer los tamaños de campo, el estado de la mesa de tratamiento es depreciable lo que aumenta el riesgo de sobre-exposición. De lo anterior, es recomendable que se disminuya el número de pacientes tratados en ella.
2. Es necesario que la institución haga una fuerte inversión para mejorar el estado actual de ésta máquina ó, mucho mejor sería finalizar su utilización y cambiarla definitivamente por un equipo más moderno. Aunque es muy importante que se reparen y ajusten, con la mayor brevedad posible, los desperfectos que presenta el colimador, el telémetro y la mesa de tratamiento; así como la instalación de luces de localización.
3. La actividad de la fuente de ^{60}Co del Theratron 80 es muy baja, lo que implica un bajo rendimiento de la misma (71.81 cGy/min). Al igual que para el Theratron 780C, la salida del Theratron 80 se encuentra dentro del rango de aceptación establecido por el Protocolo de Calidad. Se recomienda que la fuente sea cambiada lo más rápido posible.

e) Sobre las Técnicas de tratamiento

1. En el Instituto del Cáncer solamente se aplica la técnica de tratamiento a piel (SSD) y no posee un equipo de simulación de los tratamientos. Es recomendable que la institución adquiera un simulador y se implemente la utilización de las dos técnicas básicas de tratamiento, a saber: La técnica distancia fuente-superficie (SSD ó a piel) y la técnica distancia fuente-eje (SAD ó isocéntrica)

ANEXO 1

Certificado de Calibración de la Cámara de Ionización tipo C/AI – Farmer modelo W30004 – 0064

PTW FREIBURG D-79115 Freiburg, Lörracherstr. 7 ☎ (0761) 49055-0 FAX (0761) 49055-70	Test Certificate No. 974506
--	------------------------------------

Unidos	Type/Ser. - No. 10002-20232
Ionization chamber / Detector	Type/Ser. - No. W30004-0064
Check device	Type/Ser. - No. 48002-0371
Holding device	Type/Ser. - No. 48002.3.003-0316
Manufacturer:	PTW FREIBURG
Customer:	IAEA International Atomic Energy Agency A - Wien
Order No.:	AU9705035 from 23. Jul. 1997
Number of pages of the certificate:	2
Calibration Date:	4. Sep. 1997
Recommended Recalibration Interval:	2 years
Conditions of climate:	Temperature between: 18 and 24 degrees Celsius Air pressure between : 950 and 1050 hPa Relative humidity: approx. 40 - 60 %
Arrangement of chamber / detector:	Line on chamber stem showed towards source.
Reference point:	See data sheet of chamber / detector.
Radiation conditions:	Air kerma rate between: 0.01 and 300 mGy/min Air kerma between: 0.04 and 1500 mGy
Leakage during measurement was:	negligible

Use of the Calibration Factor:

The result of a measurement in air kerma is
Air kerma rate is determined similarly.

$$K_a = k_Q \times k_p \times k_m \times N_a \times M$$

N_a : calibration factor
 k_Q : radiation quality correction
 k_p : check reading during calibration
 k_m : mean value of check reading at use
 M : display reading (in Gy)

The formula quoted above is valid for calculation of the measuring result from the uncorrected display. With the display corrected for air density and further necessary corrections comprised in the general correction factor k considering the energy correction k_Q , tabled on the next page, the measuring result is directly displayed.

The calibration is traceable to national standards of the German National Laboratory, PTB, Braunschweig. This calibration certificate may not be reproduced other than in full except with the permission of the issuing laboratory. This certificate is valid only with the ionisation chamber showing the intact sticker with the certificate number. The calibration factors of chambers having been opened for repair are not comparable to previous calibrations. Test certificates without signature are not valid.

Freiburg, 18. Sep. 97

PTW / FREIBURG
Physikalisch-Technische
Werkstätten Dr. Pöchlau GmbH

 D-79115 Freiburg, Lörracherstr. 7 ☎ (0761) 49055-0 FAX (0761) 49055-70	Page 2 of Test Certificate No. 974506
--	--

Calibration Factor $N_a = 1.00$

$N_a' = 4,665E+07 \text{ Gy / C}$

(at 400V, 20°C, 1013 hPa, x E +y meaning x · 10^y)

Radiation qualities:

Q	Filter mm	S ₁ mm	a cm	F cm	k _Q	ε
Co - 60	(with buildup cap)		80	10 x 10	1,00	+/-2%

Q	:	beam quality (the number indicating the tube voltage)
Filter	:	total filter (inherent and additional filter)
s ₁	:	half value layer at the point of measurement
a	:	focus distance between source of radiation and point of measurement (in air)
F	:	field size at point of calibration
N _a	:	calibration factor for air kerma
N _a '	:	calibration factor for air kerma, based on electrical units
k _Q	:	radiation quality correction
ε	:	uncertainty of calibration factor

The uncertainty stated corresponds to the double standard deviation (k=2). The standard deviation was calculated according to WECC Doc. 19 from the partial uncertainties arising from the normal used, the calibration procedure, the environmental conditions and short time effects of the object of measurement. The uncertainties stated are composed of the uncertainties of the calibration procedure and those of the specimen during calibration. A share for the long term instability of the object under calibration is not included.

Check Reading $k_{p,0}$:

(at 20°C, 1013 hPa.)

The check reading was :

$k_{p,0} = 44,49 \text{ mGy}$ on 4. Sep. 1997

(in the setting : mode J dose rate dt range low, intervall 60 sec)

Corresponding to the decrease of activity of the strontium - 90 in the radioactive check device (half value time is 28.7 a) the reference value of the check reading decreases. The instrument automatically takes into account the necessary correction during the k_m - measurement.

Dose rate ranges:

A dose rate below the minimum dose rate is indicated by a flashing asterisk on the display. The display resolution is then below 0.5%.

The maximum dose rate for a saturation of ≥ 99.5% with this chamber is Gy / min

IONIZATION CHAMBER TYPE 30004

Radiation Therapy
Diagnostic Radiology
Nuclear Medicine
Radiation Protection

"C/Al-Farmer" Chamber 0.6 cm³

Description

The 0.6 cm³ ionization chamber type 30004 is the chamber for absolute dosimetry for use with therapy dosimeters where a graphite-aluminium chamber is required. This chamber is of delicate construction since it is equipped with a graphite cap. It should be handled with care. The chamber is fully guarded up to the measuring volume. The outer dimensions are fully compatible with the Farmer chambers of other manufacturers. Nominal useful range 60 keV – 50 MeV

Technical data

Volume:	0.6 cm ³
Response:	2 · 10 ⁻² C/Gy
Leakage:	≈ 4 · 10 ⁻¹⁵ A
Polarizing voltage:	max. 500 V
Cable leakage:	10 ⁻¹² C/(Gy · cm)
Wall material:	Graphite
Wall density:	1.85 g/cm ³
Wall thickness:	0.425 mm
Area density:	79 mg/cm ²
Electrode:	Aluminium; 1 mm Ø; 21.2 mm long
Range of temperature:	+ 10° C ... + 40° C
Range of rel. humidity:	10 % ... 80 % (< 20 g/m ³)
Ion collection time:	300 V: 0.18 ms 400 V: 0.14 ms 500 V: 0.11 ms



- Guard ring up to measuring volume
- Suitable for use in solid state phantoms; watertight sleeves available
- Guard ring at potential of the collecting electrode. Touchable parts free of high voltage
- High voltage to be connected only with active current-limiting device (I_{max} < 0.5 mA)
- Open measuring volume, without check device air density correction is necessary
- Lengthening cable up to 100 m available
- Connector: TNC or BNC

Saturation behaviour	Polarizing voltage	99.0 % saturation	99.5 % saturation
Max. dose rate of continuous irradiation	300 V	5.7 Gy/s	2.8 Gy/s
	400 V	10 Gy/s	5.0 Gy/s
	500 V	16 Gy/s	7.8 Gy/s
Max. dose per irradiation pulse	300 V	0.69 mGy	0.34 mGy
	400 V	0.91 mGy	0.46 mGy
	500 V	1.14 mGy	0.57 mGy

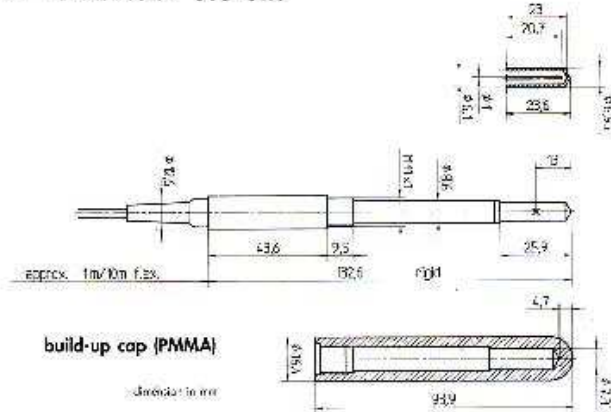
PTW FREIBURG

IONIZATION CHAMBER TYPE 30004

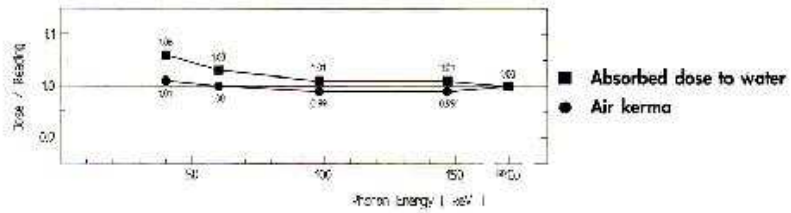
⁶⁰Co/Al-Farmer Chamber 0.6 cm³

Radiation Therapy
Diagnostic Radiology
Nuclear Medicine
Radiation Protection

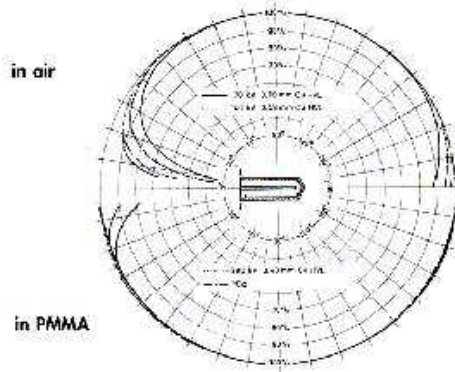
Design



Energy Dependence



Directional Dependence



Reading / Dose [%]

	0°	12°	18°	24°	30°	36°	48°	60°	72°	90°	108°	126°	144°	162°	180°
100keV	100	98	95	91	84	72	50	30	18	10	6	4	3	2	1
120keV	96	96	92	85	74	60	40	25	15	10	6	4	3	2	1
150keV	97	98	93	84	70	55	38	25	15	10	6	4	3	2	1
⁶⁰ Co	97	95	91	85	73	60	40	25	15	10	6	4	3	2	1

	0°	12°	18°	24°	30°	36°	48°	60°	72°	90°	108°	126°	144°	162°	180°
100keV	79	88	95	100	101	100	100	100	100	100	101	102	102	102	102
120keV	90	97	101	102	103	101	100	100	99	100	101	102	102	102	102
150keV	100	100	100	101	101	101	100	100	100	100	101	102	102	102	102
⁶⁰ Co	102	101	101	101	101	100	100	100	101	101	102	102	102	102	102

The values given in the diagrams are typical for the manufacturer

Subject to change without notice: 04.16.139.0/4 97.06.15
This documentation is printed on environmental paper 100 % free of chlorine.

PTW FREIBURG
PHYSIKALISCH-TECHNISCHES WERKSCHAFT
DR. SYBILLE GRUBER

LEIBNIZSTRASSE 7
D-75111 FREIBURG
☎ +49 7141 491 51-0
FAX +49 7141 491 51-20
E-Mail ptw@ptw.de

ANEXO 2

Formularios para el Control de Calidad de los Equipo utilizados en Radioterapia

A2.1 Formularios para el Control de Calidad del Equipo Dosimétrico

(Tomados de: Organismo Internacional de Energía atómica (OIEA). (Diciembre de 1999). Acuerdo Regional para la Promoción de la Ciencia y la Tecnología Nucleares en América Latina y el Caribe (ARCAL). “Aspectos Físicos de la Garantía de Calidad en Radioterapia: Protocolo de Garantía de Calidad”. Proyecto RCA / 06 / 032 ARCAL XXX “Mejoramiento de la Calidad en Radioterapia”)

A2.1.1 Formulario para las Pruebas de Garantía de Calidad del Equipo de Medición

1. *Tiempo de estabilización del electrómetro.*

Electrómetro: _____ Presión: _____ kPa
Modelo: _____ Temperatura: _____ °C
Número de serie: _____
Rango: _____
Hora de encendido: _____

Tiempo de calentamiento (min)	Corriente “Offset” (pA)

Conclusiones:

2. Corriente de fuga del sistema dosimétrico (cámara + electrómetro)

Cámara de ionización: _____ Presión: _____ kPa
 Modelo: _____ Temperatura: _____ °C
 Número de serie: _____
 Voltaje de polarización: _____ V

$Q_i =$	nC	$t_i =$	seg
$Q_f =$	nC	$t_f =$	seg
$I_{fuga} = \frac{\Delta Q_{colectada}}{\Delta t_{descarga}} = \frac{(Q_f - Q_i)}{(t_f - t_i)} =$		A	

Conclusiones:

3. Chequeo de constancia.

Fuente de control de ⁹⁰Sr:
 Modelo: _____
 Número de serie: _____

Barómetro: _____ Serie: _____

Termómetro: _____ Serie: _____

Lectura de referencia:

$Q_{ref} =$ _____ nC Fecha de ejecución: _____

Tiempo de medida: _____ seg

Corrección por decaimiento:

$$F_d = Exp\left(-0.6931472 \frac{t}{T_{1/2}}\right) = \text{_____}$$

N _o	T (°C)	P (kPa)	D (nC)	Q _{TP} (nC)

$\bar{D}_{TP} =$ _____ nC

S.D = _____ nC

C.V = _____ %

$$E(\%) = \frac{|\bar{D}_{TP} - D_{ref}|}{D_{ref}} \times 100\% = \text{_____ \%}$$

Conclusiones:

4. Prueba de comunicación atmosférica de la cámara.

Tiempo de medida: _____ seg

$P_1 =$	kPa	$T_1 =$	$^{\circ}\text{C}$
$P_2 =$	kPa	$T_2 =$	$^{\circ}\text{C}$

Q_1 (nC)	Q_2 (nC)
1.	1.
2.	2.
3.	3.
$Q_{1T} =$	$Q_{2T} =$
nC	nC

$Q_1/Q_2 =$ _____

$P_2/P_1 =$ _____

Conclusiones:

A2.1.2 Formulario para la Calibración de un Sistema Dosimétrico

Sistema a calibrar

Electrómetro:

Modelo: _____

Serie: _____

Cámara de ionización:

Modelo: _____

Serie: _____

Sistema patrón

Electrómetro:

Modelo: _____

Serie: _____

Cámara de ionización:

Modelo: _____

Serie: _____

DFC =	cm
Kilovoltaje =	kV
Corriente =	mA
Filtraje adicional =	mm
HVL =	mm

1. Corriente de ionización con el sistema patrón.

Voltaje de polarización = _____ V

Tiempo de medida = 60 seg

N_o	T (°C)	P (kPa)	k_{TP}	Q_P (nC)	M_P (nC)
			Promedio	nC	nC

$$\frac{Q_p}{M_p} \times k_{TP} = \underline{\hspace{2cm}}$$

2. Corriente de ionización con el sistema bajo calibración.

Voltaje nominal = _____ V

Tiempo de medida = 60 seg

N _o	T (°C)	P (kPa)	k _{TP}	Q _C (nC)	M _C (nC)
			Promedio	nC	nC

$$\frac{Q_c}{M_c} \times k_{TP} = \underline{\hspace{2cm}}$$

3. *Corriente de ionización con el sistema bajo calibración con polaridad invertida.*

Voltaje de polarización = - Voltaje nominal = _____ V

Tiempo de medida = 60 seg

N _o	T (°C)	P (kPa)	k _{TP}	Q ⁻ (nC)	M _C (nC)
			Promedio	nC	nC

$$\frac{Q^-}{M_c} \times k_{TP} = \underline{\hspace{2cm}}$$

$$\frac{\left(\frac{Q_c}{M_c} \times k_{TP}\right)^+}{\left(\frac{Q^-}{M_c} \times k_{TP}\right)^-} = \underline{\hspace{2cm}}$$

4. *Factor de recombinación iónica.*

Voltaje de recombinación = _____ V

Tiempo de medida = 60 seg

N _o	T (°C)	P (kPa)	k _{TP}	Q _R (nC)	M _R (nC)
			Promedio	nC	nC

$$\frac{Q_R}{M_R} \times k_{TP} = \underline{\hspace{2cm}}$$

$$k_s = \frac{\left(\frac{V_C}{V_R} - 1\right)^2}{\left[\left(\frac{V_C}{V_R}\right)^2 - \frac{(Q_C/M_C)}{(Q_R/M_R)}\right]} = \underline{\hspace{2cm}}$$

$$N_x = \frac{\frac{Q_P}{M_P} \times N_{KP}}{\frac{Q_C}{M_C} \times k_s} = \underline{\hspace{2cm}}$$

Conclusiones:

A2.2 Formularios para el Control de Calidad de una Unidad de Telecobaltoterapia

(Tomados y modificados de: Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA). (Junio del 2000). “Aspectos Físicos de la Garantía de Calidad en Radioterapia: Protocolo de Garantía de Calidad OIEA – TECDOC – 1151”. Viena)

A2.2.1 Formulario para calcular la Dosis Absorbida en agua en las Condiciones de Referencia usando haces de fotones de ^{60}Co

Fecha: _____

1. **Unidad de Radioterapia:** *THERATRON* _____

Tamaño de campo: _____ cm^2

Distancia Fuente – Superficie (SSD): _____ cm

2. **Equipo Dosimétrico**

Cámara de Ionización:

Modelo: _____

Número de serie: _____

Radio interno: _____ mm

Material de la pared: _____ Densidad: _____ gr/cm^3

Espesor de la pared (t_{wall}): _____ gr/cm^2

Electrómetro

Marca: _____

Serie: _____

Maniquí _____

Tipo: _____

Profundidad en agua del punto de referencia de medición: _____ cm

3. **Factor de calibración (Kerma en aire):**

$$N_K = N_x \left(\frac{W}{e} \right) \left(\frac{1}{1-g} \right) = \text{_____ cGy/nC},$$

dado a:

$$P_o = \text{_____ Kpa}$$

$$T_o = \text{_____ } ^\circ\text{C}$$

Factor de calibración de Dosis Absorbida en aire:

$$N_{D, \text{air}} = N_K (1 - g) k_{att} k_m = \text{_____ cGy/nC}$$

siendo:

$$k_{att} k_m = \text{_____}$$

$$(1 - g) = \text{_____}$$

$$W/e = \text{_____ J/C}$$

$$\text{Tensión de polarización: } \text{_____ V}$$

4. Corrección de la lectura del electrómetro

$$\text{Lectura por unidad de tiempo (} M_u^1 \text{)} = \frac{(M_l - M_{fuga})}{t_{ef,i}} = \text{_____ nC/min}$$

$$\text{Temperatura: } \text{_____ } ^\circ\text{C}$$

$$\text{Presión: } \text{_____ Kpa}$$

$$\text{Humedad Relativa: } \text{_____ \%}$$

$$k_{TP} = \frac{P_o}{P} \left(\frac{273.2 + T}{273.2 + T_o} \right) = \text{_____}$$

$$\text{Factor de calibración del electrómetro, } k_{elec} = \text{_____}$$

Corrección por polarización:

$$\text{Lectura con +V: } M_+ = \text{_____}$$

$$\text{Lectura con -V: } M_- = \text{_____}$$

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} = \text{_____}$$

Factor de recombinación iónica (método de los dos voltajes):

Voltajes de polarización:

Lectura para cada voltaje:

$$V_1 \text{ (normal) } = \text{_____ Volt}$$

$$M_1 = \text{_____ nC}$$

$$V_2 \text{ (reducido) } = \text{_____ Volt}$$

$$M_2 = \text{_____ nC}$$

Razón $\frac{V_1}{V_2} =$ _____

Razón $\frac{M_1}{M_2} =$ _____

$$k_s = \frac{(V_1/V_2)^2 - 1}{(V_1/V)^2 - (M_1/M_2)} =$$

Finalmente, la lectura corregida es:

$$M_u = (M_u^i) k_{TP} k_{elec} k_{pol} k_s =$$
 _____ nC/min

5. Dosis absorbida en agua:

Factor de perturbación: $P_u = \frac{\alpha S_{wall,air} (\bar{\mu}_{en} / \rho)_{w,wall} + (1 - \alpha) S_{w,air}}{S_{w,air}} =$ _____

Siendo:

Fracción de ionización por los electrones generados en la pared,

$$\alpha =$$

Razón de poderes de frenado pared / aire,

$$S_{wall,air} =$$

Razón de coeficientes de absorción agua / pared,

$$(\mu_{en} / \rho)_{w,wall} =$$

Razón de poderes de frenado agua / aire,

$$S_{w,air} =$$

Factor de corrección por desplazamiento del punto efectivo de medida:

$$P_{dis} =$$

6. Dosis Absorbida en agua en el punto de referencia de medición

$$D_W(z_{ref}) = M_u N_{D,air} S_{w,air} P_u P_{dis} =$$
 _____ cGy/min

% de dosis a la profundidad de referencia PDD(z_{ref}) a SSD = _____ %

Dosis Absorbida en agua en la profundidad del máximo de dosis:

$$D_w(z_{max}) = OUTPUT = \frac{D_w(z_{ref})}{PDD(z_{ref})} \times 100\% = \text{_____ cGy/min}$$

Conclusiones:

Realizado por: _____

A2.2.2 Formulario para el control DIARIO de una Unidad de ⁶⁰Co

Semana del: _____ al _____ de _____

Unidad de radioterapia: THERATRON _____

P R U E B A	D I A S				
	L	M	M	J	V
Indicador de posición de la fuente					
Consola.					
Equipo					
Puerta					
Monitor de radiaciones					
Barra de seguridad (Queda bien fija sujeta, s/n)					
Sistema de parada de emergencia					
Puerta (funcional, s / n).					
Consola (funcional, s / n):					
Emergency Stop					
Reset					
Sistema anti-colisión (funcional, s/n)					
Sistema de retorno de la fuente					
Retorno manual (disponible, s/n)					
Temporizador (Reproducibilidad) $t_{maq,i} = 1.0min$	t_{cron}	t_{cron}	t_{cron}	t_{cron}	t_{cron}
El error entre el tiempo programado en la unidad y el tiempo dado por el cronómetro tiene que ser < 0.5%	$E\%$	$E\%$	$E\%$	$E\%$	$E\%$
Movimiento del brazo					
Indicador mecánico	0°	0°	0°	0°	0°
	90°	90°	90°	90°	90°
	180°	180°	180°	180°	180°
	270°	270°	270°	270°	270°
Indicador de la consola					
La mayor diferencia permitida es de 1°					
Nivel de gota					
Evaluar como aceptable (A) o no aceptable (NA) la lectura dada por el nivel.					

P R U E B A	D I A S				
	L	M	M	J	V
<i>Movimientos del colimador</i>					
<i>Indicador mecánico</i>	0 ⁰	0 ⁰	0 ⁰	0 ⁰	0 ⁰
	90 ⁰	90 ⁰	90 ⁰	90 ⁰	90 ⁰
	-90 ⁰	-90 ⁰	-90 ⁰	-90 ⁰	-90 ⁰
<i>Nivel de gota</i> Evaluar como aceptable (A) o no aceptable (NA) la lectura dada por el nivel.					
<i>Movimiento del cabezal</i>					
<i>Indicador mecánico</i>	0 ⁰	0 ⁰	0 ⁰	0 ⁰	0 ⁰
	90 ⁰	90 ⁰	90 ⁰	90 ⁰	90 ⁰
	-90 ⁰	-90 ⁰	-90 ⁰	-90 ⁰	-90 ⁰
<i>Nivel de gota</i> Se evaluará como aceptable (A) o no aceptable (NA) la lectura dada por el nivel.					
<i>Movimiento de la camilla</i> Tolerancia establecida 2mm/1°					
<i>Escala vertical</i>					
<i>Escala lateral</i>					
<i>Escala transversal</i>					
<i>Escala angular</i>					
<i>Telémetro</i> Se utilizará una cinta de costurera (para la SSD = 80cm también se utilizará el puntero). La tolerancia establecida es de 3mm para cada distancia					
<i>SSD = 70cm</i>					
<i>SSD = 80cm</i>					
<i>SSD = 90cm</i>					
<i>Indicadores de posición (láseres)</i> Se observará la coincidencia de los láseres con las marcas en las paredes y el piso. La tolerancia para cada uno es de 2mm.					
<i>Láser del techo</i>	<i>Sagital</i>				
	<i>Transversal</i>				
<i>Láser lateral derecho (90°)</i>	<i>Coronal</i>				
	<i>Transversal</i>				
<i>Láser lateral izquierdo (270°)</i>	<i>Coronal</i>				
	<i>Transversal</i>				

P R U E B A	DIAS				
	<i>L</i>	<i>M</i>	<i>M</i>	<i>J</i>	<i>V</i>
<i>Indicador del campo luminoso</i>					
<i>Indicador mecánico</i>	<i>10 × 10</i>	<i>10 × 10</i>	<i>10 × 10</i>	<i>10 × 10</i>	<i>10 × 10</i>
	<i>15 × 15</i>	<i>15 × 15</i>	<i>15 × 15</i>	<i>15 × 15</i>	<i>15 × 15</i>
	<i>20 × 20</i>	<i>20 × 20</i>	<i>20 × 20</i>	<i>20 × 20</i>	<i>20 × 20</i>
<i>Escalímetro</i>					
Se usará una plantilla. La tolerancia permitida para cada lado del campo es de 2mm.					
<i>Posición de la fuente (SEMANTAL)</i> La tolerancia establecida es de 3mm.					
<i>REALIZADO POR:</i> <i>(iniciales del técnico)</i>					
<i>REVISADO POR:</i> <i>(iniciales del físico)</i>					
<i>OBSERVACIONES</i>					

PLANILLA DE CONTROL DE LUCES

Semana del ____ al ____ de _____ de _____

PRUEBA	L	M	M	J	V
CONSOLA DE CONTROL					
Rotation:					
CCW					
CW					
SETUP					
Treatment:					
ARC					
SKIP					
ROT					
FIX					
Dual Timer:					
Secondary					
Set time					
Gantry position					
Indicadores de la posición de la fuente:					
Beam Off					
In transit					
Beam On					
Emergency Stop					
Reset					
Luces de control:					
Door					
Head lock					
Off Shield					
Filter / Tray					
Treat Mode					
Treat Angle					
Source Drawer					
Air Pressure					
PUERTA					
Off					
On					
CABEZAL					
Head lock					
Room Lights					
Field					
Off Shield					
Beam Off					

Beam On					
Display de Campo:					
Lado del campo en X					
Lado del campo en Y					
SSD					
(45/55)					
Luz de Campo (Fuente luminosa)					
Telémetro					
ARMAZON					
Emergency Stop:					
Derecho					
Izquierdo					
Display del Campo:					
Lado del campo en X					
Lado del campo en Y					
CONTROL DE MANDO					
Emergency (Pull to Restart)					
Motion Drive					
Enabled					
Head Rotation					
Gantry Rotation					
Table Vertical					
Top Rotation					
Lateral					
Longitudinal					
Isocentric Rotation					
Simulate					
LASER					
Láser de techo:					
Sagital					
Axial					
Láser lateral (90°):					
Coronal					
Transversal					
Láser lateral (270°):					
Coronal					
Transversal					

A2.2.3 Formulario para el control MENSUAL de una Unidad de ^{60}Co

Fecha : _____

Unidad de Radioterapia: *THERATRON* _____

• **ASPECTOS DE SEGURIDAD**

1. *Pulsadores de corte de energía eléctrica.*

Posición: _____

Posición: _____

Posición: _____

2. *Enclavamiento de cuñas.*

Cuña 15⁰ Desplazamiento: _____

Cuña 30⁰ Desplazamiento: _____

Cuña 45⁰ Desplazamiento: _____

Cuña 60⁰ Desplazamiento: _____

3. *Enclavamiento de bandejas:*

A Desplazamiento: _____

B Desplazamiento: _____

C Desplazamiento: _____

Observaciones:

• **ASPECTOS MECANICOS**

1. *Indicadores angulares del brazo.*

Nivel	Indicador luminoso consola	Indicador mecánico
		0 ⁰
		90 ⁰
		180 ⁰
		270 ⁰

2. *Indicadores angulares de colimador.*

Nivel	Indicador mecánico
	0 ⁰
	90 ⁰
	- 90 ⁰ (270 ⁰)

3. *Centrado del retículo:* Desplazamiento: ____ mm

4. *Isocentro mecánico:* Diámetro: ____ mm

5. *Telémetro:*
Rango: _____ Desplazamiento: ____ mm

6. *Coincidencia del puntero mecánico con el telémetro:*
Diferencia: ____ mm

7. *Láser de techo:*
Sagital: _____
Transversal: _____

Láser lateral (270°):
Coronal: _____
Transversal: _____

Láser lateral (90°):

Coronal: _____

Transversal: _____

8. *Intensidad de luz del campo:* (_____Lux)

9. *Paralelismo y ortogonalidad de campo luminoso:*

Diferencia entre diagonales: _____%

10. *Verticalidad del haz luminoso:*

Desplazamiento: _____ mm

11. *Tamaños de campo:*

Campo (cm × cm) (Nominal)	Medición	
	Largo (Y)	Ancho (X)
5 × 5		
10 × 10		
15 × 15		
20 × 20		
30 × 30		

12. *Escalas de la camilla:*

Escala vertical: _____ mm

Escala transversal: _____ mm

Escala longitudinal: _____ mm

Escala angular: _____ °

13. *Coincidencia de campos de luz – radiación*

W50% (FWHM): _____ mm

Diferencia: _____ mm

Desplazamiento del centro del campo: _____ mm

Observaciones:

• **ASPECTOS DOSIMETRICOS**

1. Tasa de dosis de referencia medida: _____ cGy / min Diferencia: _____ %

2. Simetría: _____ % Diferencia absoluta: _____ %

Planitud: _____ % Diferencia absoluta: _____ %

Observaciones:

Realizado por: _____

A2.2.3 Formulario para el control ANUAL de una Unidad de ^{60}Co

Fecha: _____

Unidad de radioterapia: THERATRON _____

• ***ASPECTOS DE SEGURIDAD***

1. *Enclavamientos (de acuerdo a especificaciones del fabricante controlar los sistemas de advertencia, límites para alarmas, etc.)*
2. *Radiación de fuga del cabezal:*

Puntos de Medición															
<i>Distancia (cm)</i>	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	<i>Promedio</i>
5															
10															

3. *Contaminación del colimador:* Actividad del frotis: _____ Bq

• **ASPECTOS MECANICOS**

1. *Rotación del colimador* Diámetro: _____ mm
2. *Rotación del brazo* Diámetro: _____ mm
3. *Rotación de la camilla* Diámetro: _____ mm
4. *Coincidencia de los tres ejes de rotación* Diámetro: _____ mm
5. *Verticalidad de la camilla* Desplazamiento: _____ mm

• **ASPECTOS DOSIMETRICOS**

1. *Tasa de dosis de referencia*

Medida: _____ cGy / min. Constancia: _____%

Reproducibilidad: _____%

Dependencia del ángulo del brazo		
Angulo	Valor medido	%
90 ⁰		
180 ⁰		
270 ⁰		

2. *Isocentro Radiante:*

- Rotación del colimador, mandíbulas superiores cerradas. Diámetro: _____ mm
- Rotación del colimador, mandíbulas inferiores cerradas. Diámetro: _____ mm
- Rotación del brazo. Diámetro: _____ mm
- Rotación de la camilla. Diámetro: _____ mm
- Coincidencia entre isocentro radiante y mecánico. Desplazamiento: _____ mm

3. *Factores de campo:*

Tamaño	Factor de Campo	Discrep. (%)
5 × 5		
10 × 10		
20 × 20		
30 × 30		

4. *Factores de transmisión de accesorios.*

a) *Cuñas:*

	Factor de cuña	Discrep. (%)
Cuña		
Cuña		
Cuña		
Cuña		
Cuña		

b) Bandejas porta – bloques:

	Factor de bandeja	Discrep. (%)
Bandeja		
Bandeja		
Bandeja		
Bandeja		

5. Temporizador:

Reproducibilidad: _____%

Linealidad: _____%

Corrección por tiempo efectivo de irradiación: _____ min

6. Uniformidad del haz con el giro del brazo:

Angulo	Simetría	Planitud	Discrep. (%)
0^o			
90^o			
180^o			
270^o			

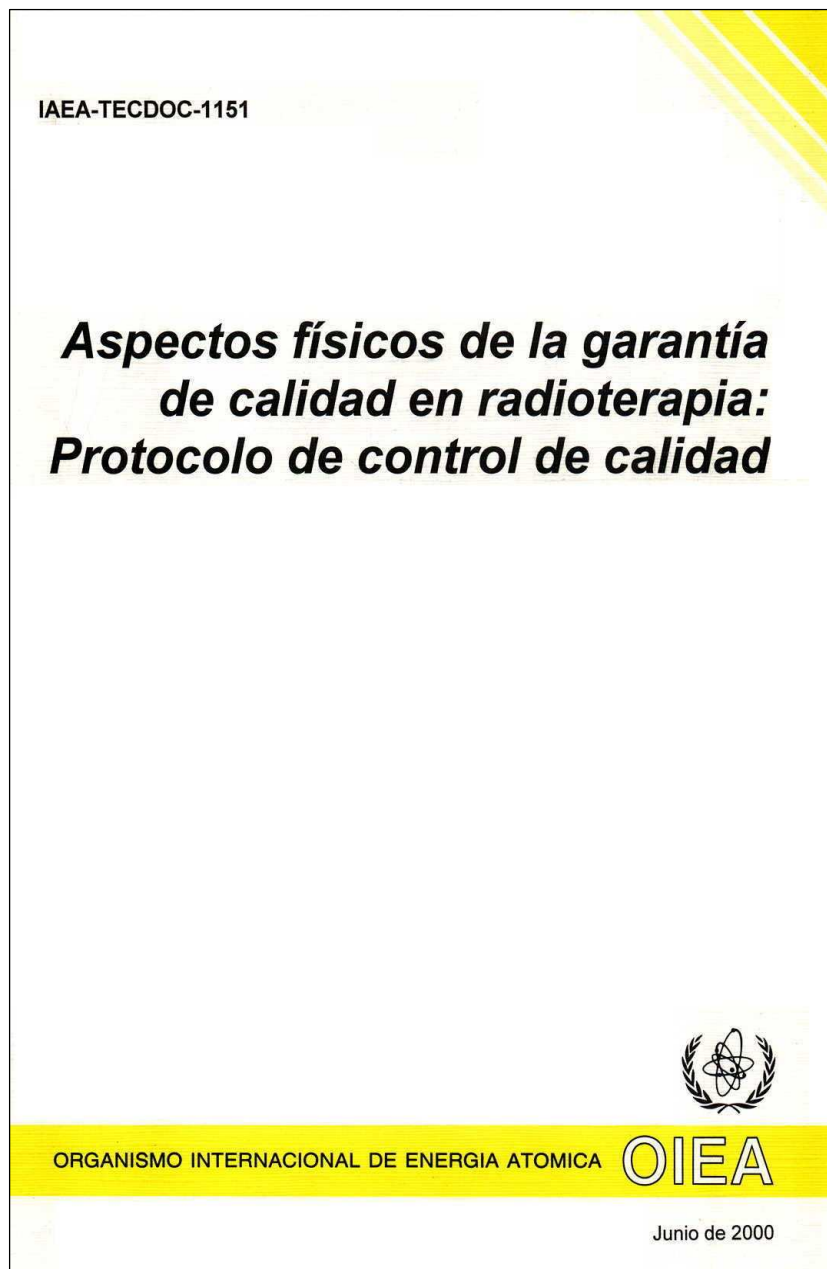
Observaciones:

Realizado por: _____

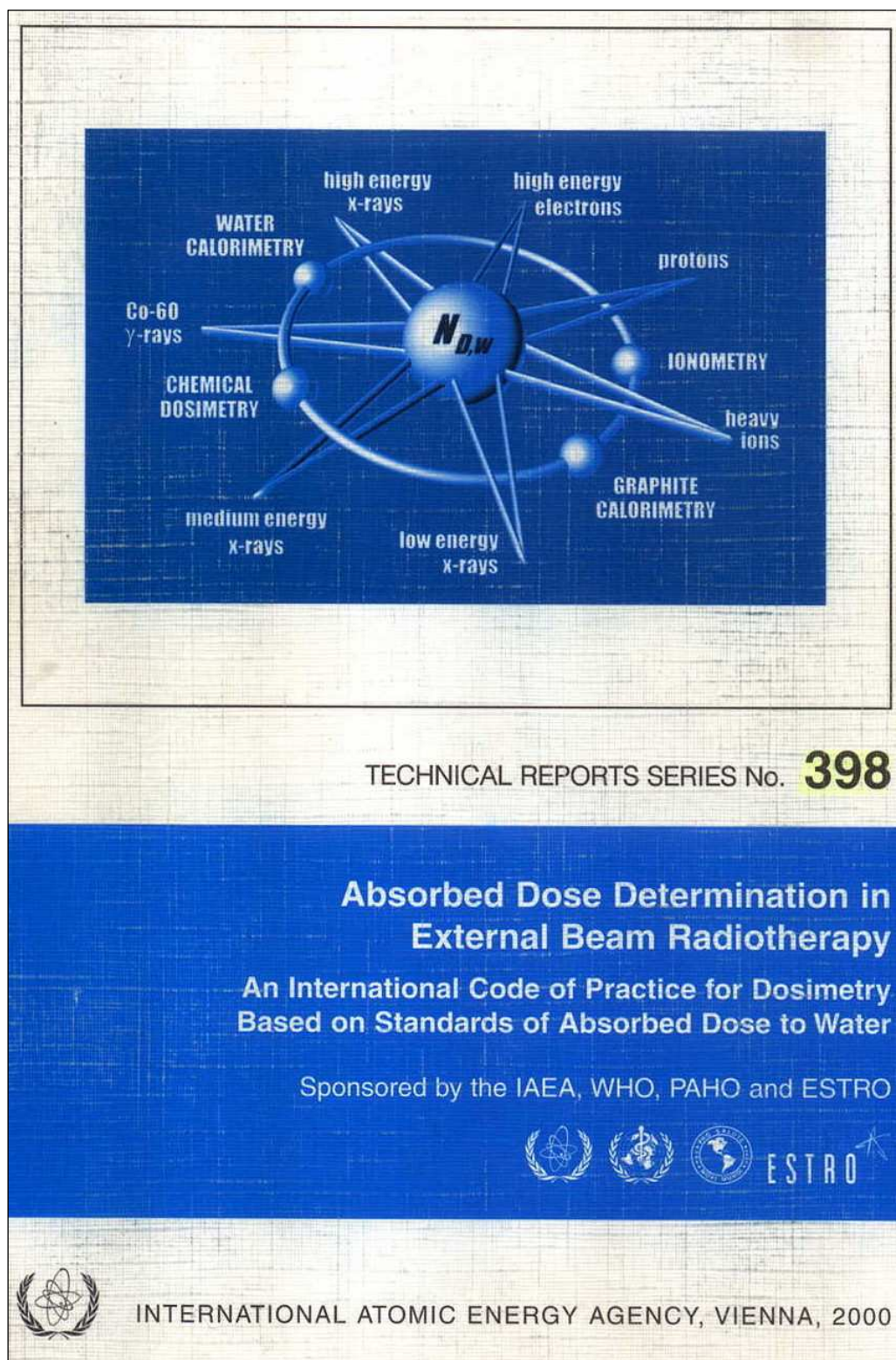
ANEXO 3

Portadas de los textos del Organismo Internacinal de Energía Atómica (IAEA) en los cuales se fundamenta la presente investigación

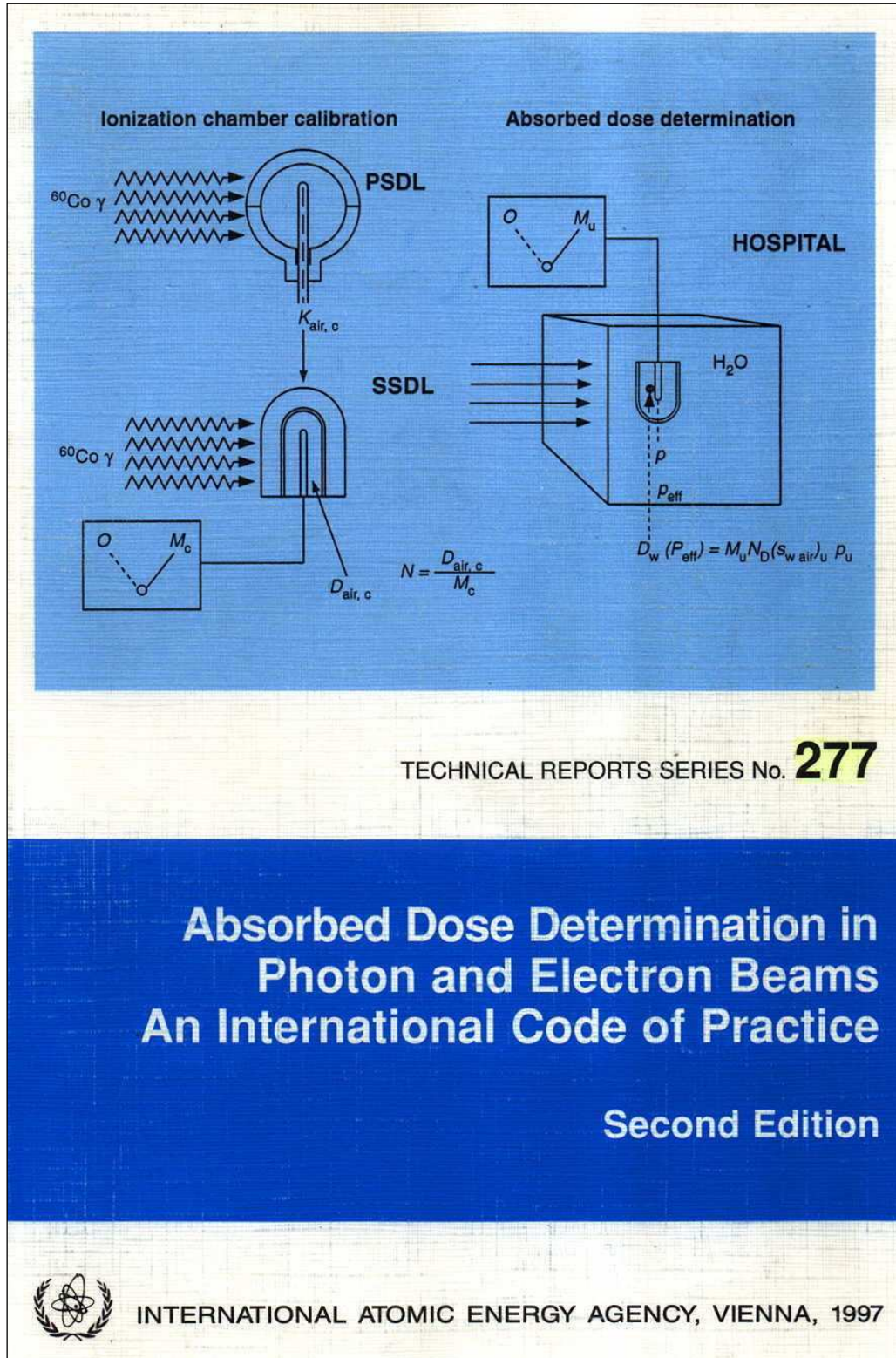
A3.1 Protocolo de Garantía de Calidad IAEA – TECDOC – 1151



A3.2 Reporte Técnico Serie 398



A3.3 Reporte Técnico Serie 277



ANEXO 4

Límites de aceptación de las Pruebas de Garantía de Calidad de las Unidades de ⁶⁰Co

A4.1 Pruebas de Garantía de Calidad de las Unidades de ⁶⁰Co. (Adaptada de AAPM TG-40)

(Tomados de: Organismo Internacional de Energía atómica (OIEA). (Diciembre de 1999). Acuerdo Regional para la Promoción de la Ciencia y la Tecnología Nucleares en América Latina y el Caribe (ARCAL). “Aspectos Físicos de la Garantía de Calidad en Radioterapia: Protocolo de Garantía de Calidad”. Proyecto RCA / 06 / 032 ARCAL XXX “Mejoramiento de la Calidad en Radioterapia”)

FRECUENCIA	PRUEBA	TOLERANCIA
Diario	<i>Seguridad:</i> Indicador de la posición de la fuente Consola Equipo Puerta Monitor (alarma) de radiaciones Sistemas de visualización Sistemas de parada de emergencia Sistema de retorno manual de la fuente <i>Temporizador:</i> Reproducibilidad	Funcionando Funcionando Funcionando Funcionando Funcionando Funcionando Disponible 1 %
	<i>Mecánicos:</i> Láseres Telémetro Tamaño de campo (10x10 cm) Centrado del retículo	2mm 2mm a DFI 2mm 2mm diámetro
Semanal	Verificación de la posición de la fuente	3 mm
Mensual	<i>Seguridad:</i> Verificación de enclavamientos y códigos de accesorios (cuñas, bandejas, etc.) Pulsadores de corte de energía eléctrica Verificar topes de camilla Campos permitidos para cuñas	Funcionando Funcionando Funcionando Funcionando y coincidente con la indicación del fabricante
	<i>Mecánicos:</i> Indicadores angulares del brazo	1 grado

	Indicadores angulares del colimador Telémetro Centrado del retículo Simetría, paralelismo y ortogonalidad de campo luminoso Verticalidad del eje luminoso Indicadores de Tamaño de campos Isocentro Mecánico Horizontalidad de la camilla Coincidencia de campos de luz-radiación Posición de cuña Posición de bandeja Traba de cuñas y bandejas Escalas de la camilla Intensidad del campo de luz Posición efectiva (virtual) de la fuente	1 grado 3 mm en el rango de uso 2 mm de diámetro 2 mm 2 mm 2 mm 2 mm de diámetro 2 mm en el rango de uso 3 mm 2 mm (ó 2% en el factor de transmisión) 2 mm Funcionando 2 mm/1° Funcionando 3 mm
	<i>Dosimétricos:</i> Constancia de la Dosis de Referencia Constancia de Planitud y Simetría	2 % 2 % ^a

Pruebas de Garantía de Calidad de las Unidades de ⁶⁰Co (cont.).

FRECUENCIA	PRUEBA	TOLERANCIA
Anual	<i>Seguridad:</i> Comprobación de todos los enclavamientos (según especificaciones del fabricante) Radiación de fuga y contaminación: Tasa de Kerma en aire a 5 cm de la fuente Tasa de Kerma en aire a 1 m de la fuente Contaminación del colimador	Funcionando 200 µGy/h (20 mR/h) 20 µGy/h (2 mR/h) 18.5 Bq
	<i>Mecánicos:</i> Isocentro de rotación del colimador Isocentro de rotación del brazo Isocentro de rotación de la camilla Coincidencia de los ejes del colimador, brazo y camilla con el isocentro Desplazamiento vertical de la camilla	2 mm de diámetro 2 mm de diámetro 2 mm de diámetro 2 mm de diámetro 2 mm

	<i>Dosimétricos:</i>	
	Constancia de la Dosis de Referencia	2 %
	Reproducibilidad de la Dosis de Referencia	1 %
	Coincidencia del isocentro mecánico y de radiación	2 mm
	Constancia de factores de campo	2 %
	Constancia de los factores de transmisión de todos los accesorios	2 %
	Constancia de los factores de transmisión de las cuñas	2 %
	Temporizador:	0.5%
	Reproducibilidad	1 %
	Linealidad	
	Corrección por tiempo efectivo de irradiación	2 seg. (ó 2 %)
	Constancia de la Dosis de Referencia con la angulación del brazo	2 %
	Uniformidad del haz con el giro del brazo	3 %
	Modo Rotacional (segun especificaciones)	Funcionando

^a Significa que, manteniéndose dentro de las especificaciones del fabricante, no debe permitirse un incremento absoluto de más de 2% en alguno de estos parámetros, respecto a sus valores en el estado de referencia inicial (por ejemplo, si en el estado de referencia inicial la simetría era de 0.5%, entonces podría aceptarse un valor de hasta 2.5%, si no sobrepasara lo especificado por el fabricante al respecto).

A4.2 Pruebas de Garantía de Calidad de los Equipos de Medicion. (Adaptada de tg-40)

TIPO DE INSTRUMENTO	PRUEBA	ESPECIFICACIONES Y TOLERANCIAS	FRECUENCIA
Referencia Local	Calibración en LSCD	Certificado de Calibración	bianual ^a
	Linealidad	0.5%	bianual ^a
	Comunicación atmosférica	Registrada y/o corregida	bianual ^a
	Señal extra-cámara	0.5%	I
	Fugas	0.1%	c/u
	Chequeo de constancia ^b	2%	c/u
	Recombinación	Registrada y/o corregida	I
	Voltaje de polarización	Registrado	c/u
Instrumento de campo	Comparación con Referencia Local [¹]	1%	anual
	Linealidad	Registrada y/o corregida	bianual
	Comunicación atmosférica	Registrada y/o corregida	bianual
	Señal extra-cámara	Registrada y/o corregida	bianual
	Fugas	0.1%	c/u
	Chequeo de constancia	2%	c/u
	Recombinación	Registrada y/o corregida	I
	Voltaje de polarización	Registrado	c/u
Dosimetría Relativa Fílmica	Característica sensitométrica	Registrada	c/L
	Linealidad del densitómetro	Registrada y/o corregida	anual
	Calibración	Registrada	c/L
	Linealidad	Registrada	c/L
TLD Cámara Ioniz.	Linealidad	Registrada y/o corregida	anual
	Señal extra-cámara	1%	I
	Dependencia energética	Registrada y/o corregida	I

Diodo	Linealidad	Registrada y/o corregida	I
	Fugas	2%	anual
Analizadores de haces	Ajuste mecánico	2 mm	I
	Exactitud posicional	2 mm	c/u
	Tensión de colección del		
	detector	Registrada y/o corregida	c/u
	Linealidad del detector	0.5 %	I
	Señal extra-cámara	0.5 %	I
	Fugas del detector	0.5 %	c/u
	Exactitud del análisis de datos	1 %	I
	Exactitud de las impresiones	1 mm	I
Accesorios			
Colocación ^c	Exactitud	2 mm	c/u
	Histéresis	2 mm	c/u
Termómetro	Calibración	0.2 °C	I
Barómetro	Calibración	1 mmHg	trimestral
Reglas	Calibración	1 mm	I
Monitor de Area	Calibración	Certificado de	anual
(Prot. Radiol.)	Calibración (20 %)		

^a Si no se ha implementado un programa de verificaciones redundantes, esta frecuencia puede resultar insuficiente; con dicho programa debidamente implementado los sistemas dosimétricos pueden mantener sus factores de calibración por un período de tiempo significativamente mayor.

^b Con una fuente de referencia (por ejemplo, ^{90}Sr), o mediante intercomparación de cámaras

^c Soportes y fijadores para en posicionamiento de cámaras o dosímetros

(I: Inicial o luego de una reparación; c/u: en cada uso; c/L: para cada lote de películas o TLD)

[¹] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Calibration of Dosimeters used in Radiotherapy, Technical Report Series no. 374, IAEA, Vienna, (1994).

BIBLIOGRAFIA

- ↗ Acosta, Virgilio; Cowan, Clyde L. y Graham, B. J. (1994) **“Curso de Física Moderna”**. Traducido y Adaptado por Sada Anaya, Raymundo Joaquín. Impreso por HARLA S.A. de C.V. México D.F.

- ↗ Behar Rivero, Daniel M.C. (1997) **“FISICA MEDICA EN RADIOTERAPIA”**. Editorial Oriente. Santiago de Cuba.

- ↗ Bushong, Stewart C. (1999) **“Manual de Radiología para Técnicos. Física, Biología y Protección Radiológica”**. (Mosby) 6^a Edición en Inglés, 2^a en Español. Publicación Harcourt. Impreso por Mateu Cromo Artes Gráficas S.A. Madrid. España.

- ↗ Campbell, Jorge Rickards y Cameras Ross, Ricardo. (1991) **“LAS RADIACIONES II. El Manejo Seguro de Las Radiaciones”** Primera edición. Impreso en México D.F.

- ↗ Curso Regional de Capacitación (ARCAL XXX) (Del 23 de Noviembre al 4 de Diciembre de 1998) **“Implementación de un Programa de Garantía de Calidad en Radioterapia (Aspectos Físicos)”**. Ciudad de La Habana. Cuba.

- ↗ Gunilla C. Bentel. (1996) **“Radiation Therapy Planning”**. International Second Edition. McGraw – Hill Health Profession Division. New York. USA.

- ↗ International Atomic Energy Agency (IAEA). (April 1997). **TECHNICAL REPORTS N° 277 “Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams: An International Code of Practice”**. Second Edition. Printed in Viena. Austria

- ↗ International Atomic Energy Agency (IAEA). (December 2000). **TECHNICAL REPORTS N° 398 “Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International**

- Code of Practice for Dosimetry Based on Standards of Absorber Dose to Water*". Sponsored by the IAEA, WHO, PAHO and ESTRO. Printed in Viena. Austria
- ↗ International Atomic Energy Agency (IAEA). (1994). **TECHNICAL REPORTS N° 374** "*Calibration of Dosimeters Used in Radiotherapy: A manual sponsored by the OIEA and WHO*". Printed in Viena. Austria
- ↗ Jhons, Harold Elford and Cunningham, Jhon Robert. (1983) "*The Physics of Radiology*" Fourth Edition. Charles C. Thomas Publisher.
- ↗ Khan, Faiz M. (1984) "*The Physics of Radiation Therapy*". Williams & Wilkins. Baltimore. USA
- ↗ Organismo Internacional de Energía Atómica (IAEA) (Junio del 2000) "*Aspectos Físicos de la Garantía de Calidad en Radioterapia: Protocolo de Calidad OIEA – TECDOC – 1151*". Impreso en Viena.
- ↗ Organismo Internacional de Energía atómica (OIEA) (Diciembre de 1999) Acuerdo Regional para la Promoción de la Ciencia y la Tecnología Nucleares en América Latina y el Caribe (ARCAL). "*Aspectos Físicos de la Garantía de Calidad en Radioterapia: Protocolo de Garantía de Calidad*". Proyecto RCA/06/032 ARCAL XXX "*Mejoramiento de la Calidad en Radioterapia*"
- ↗ PTW – Freiburg. "*Instruction Manual 0.6 cm³ Farmer – Type 300004 Ionization Chamber*"
- ↗ PTW – Freiberg. "*Instruction Manual PTW–UNIDOS. Universal Dosemeter*". Firmware N° 2.20. [D 196.131.0 / 5]
- ↗ PTW – Freiberg. "*Instruction Manual Radiactive Check Device Type 48002*". [D 467.131.0 / 0]"

- ↗ PTW – Freiberg. *"Instruction Manual Water Phantom Type 4322"*. [D 199.131.0 / 1]
- ↗ PTW – Freiberg. *"Instruction Manual WP – 380 with Depth Positioning Assembly"*. CNMC Co. Inc. 2817-B Lebanon Pike. Nashville, TN 37214.
- ↗ Reyes Reyes, William Alexánder y Corpeño Funes, Gustavo Alexánder. (Abril de 1999) *Tesis: "Determinación del Rendimiento y Factores de Calibración del Equipo de ^{60}Co del Hospital de Oncología, Instituto Salvadoreño del Seguro Social, utilizando Fantomas Sólidos de Plástico PERSPEX ($\text{C}_5\text{H}_8\text{O}_2$) $_n$ "*. Ciudad Universitaria (UES) San Salvador. El Salvador.
- ↗ Schmelkes, Corina. (1988) *"Manual para la Presentación de Anteproyectos e Informes de Investigación (Tesis)"*. Centro Interdisciplinario de Investigación y Docencia en Educación Técnica. Impreso por HARLA S.A. de C.V. México D.F.
- ↗ Starkchall, George y Horton, John. (Mayo 1991) *Quality Assurance in Radiotherapy Physics Proceedings of an American College of Medical Physics Symposium*.
- ↗ Walter and Miller. (1993) *Text book of Radiotherapy Radiation Physics, Therapy and Oncology*. Churchill Livingstone Edindurgh. London, Madrid, Melbourne, New York and Tokio.

GLOSARIO

a) SÍMBOLOS Y ABREVIATURAS

- a_0, a_1, a_2 Coeficientes usados para determinar k_s para un haz escaneado
- BSF Factor de retrodispersión (*Backscatter Factor*)
- CC Control de calida
- GC Garantía de calidad
- COF Factor de salida del colimador (*Collimator Output Factor*)
- D_d Dosis absorbida a una profundidad “ d ”
- D_w Dosis absorbida en agua a una profundidad de referencia.
- F Factor de Mayneord.
- FC Factor de Campo.
- g Fracción de energía de las partículas secundarias cargadas que se pierde en forma de radiación de frenado (*bremsstrahlung*)
- $h\nu$ Energía del haz de fotones.
- HVL Espesor hemirreductor (*Valor de Capa Media*)
- K_{air} Kerma en el seno del aire.
- k_{att} Factor que tiene en cuenta la atenuación (absorción y dispersión) en las paredes de una cámara de ionización irradiada a efectos de calibración.
- k_{elec} Factor de calibración de un electrómetro.
- k_h Factor que corrige la respuesta de una cámara de ionización al efecto de la humedad si el factor de calibración de la cámara esta referido a aire seco.
- k_m Factor que corrige la no-equivalencia al aire (en la calidad de calibración) de la pared de la cámara de ionización y del material o materiales de la caperuza de equilibrio.
- k_{pol} Factor que corrige la respuesta de una cámara de ionización a un cambio en polaridad del voltaje de polarización aplicado a la cámara.

- k_{TP} Factor que tiene en cuenta las diferencias de temperatura y de presión respecto de la temperatura y presión de referencia.
- M_u Lectura del electrómetro conectado a una cámara de ionización.
- N_A Número de Avogadro.
- N_D Factor de dosis absorbida en el aire de una cámara.
- N_K Factor de calibración de una cámara de ionización en unidades de kerma en Aire.
- N_X Factor de calibración de una cámara de ionización en unidades de exposición.
- *OIEA (IAEA)* Organismo Internacional de Energía Atómica (International Atomic Energy Agency)
- *OUTPUT* Salida o rendimiento, tasa de dosis de referencia (D_{max})
- P Presión atmosférica durante la medición (P_o es la presión de referencia)
- *PDD* Porcentaje de dosis absorbida a profundidad.
- p_{dis} Factor que toma en cuenta el efecto de reemplazar un volumen de agua con la cavidad del detector cuando el punto de referencia de la cámara es puesto en el centro de la cámara, o sea, corrige el desplazamiento del punto efectivo de medida de la cámara P_{eff} .
- P_{eff} Punto efectivo de la medida de la cámara de ionización.
- *PSF* Factor de dispersión en el Fantoma (*Phantom Scatter Factor*)
- p_{wall} Factor que tiene en cuenta la no-equivalencia al agua de la cámara de ionización (es decir, del material de la pared de la cámara y de la cavidad de aire, cuando está en el haz del usuario. Cuando se aplique este factor de corrección hay que utilizar un punto efectivo de medida. Factor de perturbación.
- r_{cyl} Radio interno de la cavidad de una cámara de ionización cilíndrica.
- *SAD* Distancia Fuente eje (*Source – Axis Distance*)
- $S_{m, air}$ Razón de poderes de frenado entre un material m y el aire, promediados sobre el espectro energético total de electrones en el punto de medida.
- *SSD (FSD)* Distancia Fuente Superficie (*Source - Surface Distance*)

- T Temperatura de la cavidad del aire de la cámara durante la medición (T_o es la temperatura de referencia).
- TAR Razón Tejido – Aire (*Tissue – Air Ratio*)
- TC Tamaño de campo.
- $t_{ef,i}$ Tiempo efectivo de irradiación.
- $t_{maq,i}$ Tiempo de irradiación programado en el temporizador de la unidad de telecobaltoterapia.
- TMR Razón Máximo - Tejido (*Tissue - Maximum Ratio*)
- TPR Razón Tejido - Fantoma (*Tissue - Phantom Ratio*)
- $TRAYFAC$ Factor de transmisión de las bandejas (*Tray Factor*)
- $WDGFAC$ Factor de los filtros tipo cuña (*Wedge Factor*)
- W/e Razón entre la energía media necesaria para producir un par de iónico en aire (W) y la carga electrónica (e)
- X Exposición.
- z_{max} Profundidad del máximo de dosis (en g/cm^2).
- z_{ref} Profundidad de referencia (en g/cm^2) para las medidas que se realizan en un fantoma.
- Z Número atómico.
- α Fracción de la ionización dentro de una cámara de ionización debida a electrones generados en la pared de la cámara.
- ρ Densidad.
- μ_{en}/ρ Coeficiente másico de absorción de energía.
- μ_{tr}/ρ Coeficiente másico de transferencia de energía.
- $(\mu_{en}/\rho)_{m1,m2}$ Razones de los coeficientes másicos de absorción de energía entre los materiales m_1 y m_2 , promediados sobre el espectro de fotones en el punto de medida.
- ε Tiempo que tarda la fuente en salir y entrar a su encapsulado (Error en el tiempo de irradiación)
- Δ Corte de energía usado en la razón de poderes de frenado de *Spencer Attix*.

b) PALABRAS

- **Absorción:**
Proceso donde la energía proveniente de una fuente radiactiva es depositada dentro del tejido.
- **Actividad:**
Es la rapidez a la que se desintegra un isótopo radiactivo o número de desintegraciones por unidad de tiempo, que se producen en dicho isótopo. Este proceso da lugar a la mutación de unos elementos en otros con la respectiva emisión de radiación de partículas o electromagnética.
- **Braquiterapia:**
Tratamiento con fuente de radiación implantada en el paciente o cerca del tejido tumoral. Esta técnica sirve como complemento de teleterapia.
- **Calibración:**
Proceso que determina los factores de rendimiento y otros parámetros de radiación, realizado por un físico radiólogo.
- **Curva de isodosis:**
Líneas que unen todos los puntos que tienen la misma cantidad dosis de radiación absorbida.
- **Dosis absorbida:**
Magnitud que más interesa en radioterapia y radiobiología; es la energía absorbida por unidad de masa de materia. Su unidad es el
- **Dosimetría:**
Planificación previa de un tratamiento con radiación que se aplica a un paciente.
- **Exposición:**
Un haz puede ser descrito en términos de medidas de exposición en *Roentgen*. Es una medición en términos de su habilidad para ionizar el aire. Se define como la carga liberada por kilogramo de aire. $1R = 2.58 \times 10^{-4} C/Kg$
- **Fantoma:**
Es un medio o material que simule al tejido humano, estos materiales son llamados fantasmas. El Fantoma que se utiliza universalmente para este fin es el agua.
- **Gray:**
Unidad del Sistema Internacional que se refiere a la dosis absorbida. $1 Gy = 1 J/ kg = 100 rad$

- **Irradiación:**
Es la exposición a cualquier forma de energía radiante.
- **Isótopo:**
Son elementos químicos que tienen el mismo número atómico (Z), pero de peso atómico diferente (A)
- **Radiaciones:**
Son cualquier forma de energía, ya sea de carácter electromagnético o corpuscular
- **Radiación gamma:**
Tipo de Radiación Electromagnética carente de carga y de masa; de la misma naturaleza que los Rayos X y la luz visible, y de los cuales se distingue solo por su origen y frecuencia.
- **Radiación ionizante:**
Es la emisión de Ondas Electromagnéticas de alta energía, las cuales en su trayectoria disocian las estructuras atómicas o moleculares en iones. Esta puede ser de partículas (alfa y beta) y electromagnética (rayos X o gamma)
- **Radioterapia:**
Especialidad clínica que utiliza la aplicación de radiación ionizante para el tratamiento de pacientes con neoplasias malignas y ocasionalmente benignas (enfermedades oncológicas)
- **Radioisótopo:**
Son isótopos que manifiestan una capacidad de emitir radiación; estos pueden ser naturales o pueden obtenerse por vías artificiales a partir de un elemento generalmente estable.
- **Simetría:**
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 cinética liberada en la materia por unidad de tiempo en el punto de calibración en aire por el cuadrado de la distancia del centro de la fuente. Su unidad en $\mu\text{Gy m}^2 \text{h}^{-1}$, el cual es denotado por el símbolo U.
- **Teleterapia:**
Dentro de las modalidades del uso de radioterapia se encuentra la *Teleterapia* o *Radioterapia externa*, en la cual existe una separación o distancia entre la fuente radiactiva y la región del cuerpo a tratar. La distancia que se con más frecuencia se encuentra dentro del intervalo de 50 - 150 cm.
- **Telecobaltoterapia:** Teleterapia con ^{60}Co .

➤ **Vida media ($T^{1/2}$):**

Tiempo necesario para que la actividad de una fuente radiactiva se reduzca a la mitad de su valor inicial.