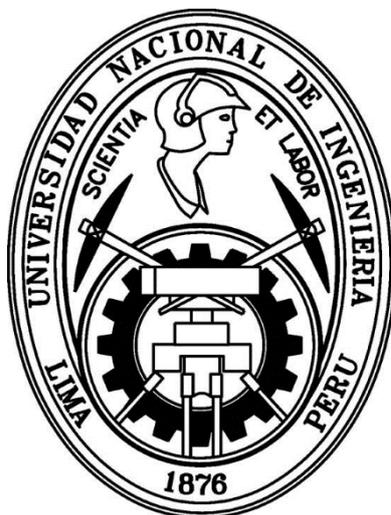


UNIVERSIDAD NACIONAL DE INGENIERÍA
FACULTAD DE CIENCIAS
UNIDAD DE POSGRADO



**“CÁLCULO DE DOSIS ABSORBIDA EN PLANO MEDIO
APLICANDO EL MÉTODO DE DOSIMETRÍA IN VIVO,
DURANTE IRRADIACIÓN DE CUERPO ENTERO”**

TESIS

PARA OPTAR EL GRADO ACADEMICO DE MAESTRO EN CIENCIAS
CON MENCIÓN EN FÍSICA MÉDICA

PRESENTADA POR:

FIGRELLA UBILLÚS MATTOS

ASESOR:

Dr. CARLOS JAVIER SOLANO SALINAS

CO-ASESOR

Dra. CARMEN SANDRA GUZMÁN CALCINA

LIMA – PERÚ
2016

Dedicatoria

La motivación y empeño para concluir este trabajo es dedicado a las personas que más amo; mis padres y hermanas.

Agradecimientos

Agradezco en primer lugar a los profesores de la Maestría de Física Médica y al CSEN por mi formación académica y conocimientos adquiridos usados en este trabajo de tesis.

A la Dra. Sandra Guzmán Calcina, por su aporte bibliográfico, disposición de tiempo y asesora brindada para llevar a cabo la elaboración de esta tesis.

A Richard Pinedo por su aporte bibliográfico, así como su colaboración en la toma de datos experimentales.

A la clínica Radioncología, por facilitarme el acceso y equipamiento necesario para el desarrollo de la parte experimental.

A Nuclear Control por el préstamo de sus dosímetros nanodot y lector MicroStar, así como la disposición de su sistema dosimétrico OSL.

ÍNDICE DE CONTENIDOS

	Página
ÍNDICE DE TABLAS	v
ÍNDICE DE FIGURAS	viii
ABREVIATURAS	iv
RESUMEN	xiii
ABSTRACT	xv
INTRODUCCIÓN	1
FUNDAMENTO TEÓRICO	4
2.1. Aspectos físicos: Descripción del haz de fotones	4
2.1.1. El espectro energético	4
2.2 Calidad de los haces de rayos X de megavoltaje	6
2.2.1 Capa Hemirreductora o <i>Half Value Layer (HVL)</i>	6
2.2.2 Energía Efectiva (E_{ef})	7
2.2.3 Energía media (\bar{E})	7
2.3 Fuente de haces de fotones externos	8
2.4 Penetración de haces de fotones en un volumen	9
2.4.1 Proceso de interacción de un campo de fotones	10
2.4.2 Cantidades que describen la interacción de la radiación ionizante con la materia	13
2.4.3 Distribución de dosis a lo largo del eje central del haz	16
2.5 Aspectos generales del proceso radioterapéutico: Irradiación de Cuerpo Total (ICT)	20
2.6 Aspectos médicos y técnicos para la aplicación de la técnica de ICT	21
2.7 Casos tratados con ICT	22
2.8 Categorías clínicas de la ICT	22
2.9 Planificación del tratamiento de ICT	23
2.9.1 Puntos de prescripción de dosis	23
2.9.2 Parámetros de tratamiento	24
2.9.3 ICT bilateral	24
2.9.4 Irradiación Antero-Posterior (AP) y Postero-Anterior (PA) por compensación	25
2.10 Planificación en haces de fotones: Región homogénea	26
2.10.1 Cálculo de dosis a lo largo del eje central del haz para ICT	26
2.10.2 Cálculo del número de Unidades Monitor (UM) en irradiación bilateral	29
2.10.3 Protección efectiva de pulmón	29
2.10.4 Irradiación por compensación	30
2.10.5 Cálculo del número de Unidades Monitor (UM) en irradiación por compensación	32
2.11 Obtención de valores de dosis y empleo del algoritmo de cálculo de dosis en plano medio	32
2.11.1 Aspectos generales	32
2.11.2 Uso de la cámara de ionización cilíndrica PTW Freiburg 31010	32
2.11.3 Cálculo de dosis Según el Protocolo TRS N° 398	33
2.11.4 Uso de los detectores nanodot OSL ($Al_2O_3:C$)	34
2.11.5 Método para obtener valores de dosis por medio de los detectores OSL	36

2.12 Estudio del algoritmo de cálculo de dosis en plano medio ($D_{d/2}$ y $D'_{d/2}$)	38
MATERIALES Y MÉTODOS	40
3.1 Equipos y dispositivos	40
3.1.1 Fuente de radiación	40
3.1.2 Detectores OSL Nanodot	41
3.1.3 Cámara de ionización cilíndrica	42
3.1.4 Electrómetro	43
3.1.5 Fantoma homogéneo de acrílico	44
3.1.6 Láminas de acrílico	45
3.1.7 Cuba de acrílico para tratamiento de ICT	45
3.1.8 Bolsas plásticas con agua	46
3.1.9 Bloques de cerrobend usados como protección de pulmón	46
3.2 Proceso experimental para toma de datos	47
3.2.1 Aspectos generales	47
3.2.2 Proceso de Obtención de la Curva de PDP en acrílico para DFS = 100 cm	47
3.2.3 Proceso de Obtención de la Curva de PDP en acrílico para DFS = 300 cm	48
3.2.4 Evaluación del espesor de cerrobend requerido como protección	49
3.2.5 Proceso de Irradiación Lateral sin protección de pulmón	50
3.2.6 Proceso de Irradiación Lateral con protección de pulmón	52
3.2.7 Proceso de irradiación por compensación con protección de pulmón	52
RESULTADOS Y DISCUSIONES	54
4.1 Aspectos generales	54
4.2 Obtención de la Curva de PDP obtenida a DFS = 100 cm	54
4.3 Comparación entre las curvas de PDP tomada en fantoma de acrílico y tomado en fantoma de agua a DFS = 100 cm	56
4.4 Obtención de la Curva de PDP obtenida a DFS = 300 cm	57
4.5 Comparación entre las curvas de PDP tomada en fantoma de acrílico y tomado en fantoma de agua a DFS = 300 cm	59
4.6 Porcentaje de atenuación del haz obtenido a partir de la evaluación del espesor de cerrobend	60
4.7 Valores de dosis acumulada en la entrada y salida del fantoma durante Irradiación lateral	61
4.8 Comparación entre valores de dosis acumulados a lo largo del eje central	62
4.9 Valores de dosis acumulada en la entrada y salida del fantoma durante Irradiación lateral con protección pulmonar	63
4.10 Comparación entre valores de dosis acumulados a lo largo del eje central con protección pulmonar	65
4.11 Valores de dosis acumulada en la entrada y salida del fantoma durante Irradiación por compensación AP - PA	66
4.12 Comparación entre valores de dosis acumulados a lo largo del eje central en irradiación por compensación	67
CONCLUSIONES	68
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	72
GLOSARIO	75
APÉNDICE	79
A.1 Razón Tejido Máximo (RTM)	79

ÍNDICE DE TABLAS

N°	Descripción	Página
TABLA 2.1	Profundidades típicas d_m donde la dosis es máxima, para haces de fotones de distintas energías.	20
TABLA 2.2	Factores de corrección y calibración utilizados para el cálculo de dosis (cGy) en plano medio.	34
TABLA 2.3	Factores de corrección y calibración utilizados para el cálculo de dosis (cGy) en la entrada y salida.	38
TABLA 3.1	Especificaciones técnicas del Acelerador Lineal.	40
TABLA 3.2	Especificaciones técnicas de los Detectores Nanodot OSL.	41
TABLA 3.3	Especificaciones técnicas de la C.I.	42
TABLA 3.4	Especificaciones técnicas del Electrómetro.	43
TABLA 3.5	Condiciones y parámetros de irradiación usados durante evaluación de la calidad del haz de 6 MV en acrílico para DFS = 100 cm.	48
TABLA 3.6	Condiciones y parámetros de irradiación usados durante evaluación de la calidad del haz de 6 MV en acrílico para DFS = 300 cm.	49
TABLA 3.7	Condiciones y parámetros de irradiación usados para determinar el espesor de cerrobend requerido para la atenuación.	50
TABLA 3.8	Condiciones y parámetros de irradiación usados durante dosimetría <i>in vivo</i> en el proceso de Irradiación Lateral sin protección de pulmón.	51
TABLA 3.9	Condiciones y parámetros de irradiación usados durante una dosimetría <i>in vivo</i> con protección.	52
TABLA 3.10	Condiciones y parámetros de irradiación usados durante una dosimetría <i>in vivo</i> en el proceso de Irradiación por Compensación	53
TABLA 4.1	Valores de PDP para distintos espesores a DFS = 100 cm.	55
TABLA 4.2	Valores de PDP para distintos espesores a DFS = 300 cm.	57
TABLA 4.3	Evaluación del espesor de cerrobend requerido para atenuación del haz.	60
TABLA 4.4	Valores de dosis registrados por los dosímetros OSL <i>in vivo</i> .	61
TABLA 4.5	Valores de dosis registrados por los dosímetros OSL en los pulmones <i>in vivo</i> .	61
TABLA 4.6	Comparación entre valores de dosis acumulados en la entrada y salida, con la dosis medida por la cámara de ionización, a nivel de mediatino.	63
TABLA 4.7	Valores de dosis registrados por los dosímetros OSL <i>in vivo</i> con protección.	63

TABLA 4.8	Valores de dosis registrados por los dosímetros OSL en los pulmones <i>in vivo</i> con protección.	64
TABLA 4.9	Comparación entre valores <i>in vivo</i> acumulados en la entrada y salida, con la dosis medida por la cámara de ionización, a nivel de mediastino usando protección de pulmón.	65
TABLA 4.10	Valores de dosis registrados por los dosímetros OSL en los pulmones <i>in vivo</i> durante Irradiación AP-PA	66
TABLA 4.11	Valores de dosis registrados por los dosímetros OSL en los pulmones <i>in vivo</i> durante irradiación AP-PA	67
TABLA 4.12	Comparación entre valores de dosis acumulados en la entrada y salida, con la dosis medida por la cámara de ionización, cuando se aplicó compensación de forma AP-PA.	67
TABLA A.1	Razón Tejido Máximo (RTM) para una energía de 6 MV.	80

ÍNDICE DE FIGURAS

N°	Descripción	Página
FIG. 2.1	<i>Espectros típicos para haces de fotones polienergéticos (a) orden de keV y (b) haces de megavoltaje MeV.</i>	5
FIG. 2.2	<i>Esquema mecánico de un acelerador lineal utilizado como fuente productora de haces de fotones de megavoltaje.</i>	9
FIG. 2.3	<i>Caracterización del campo de radiación en un punto P en términos de la radiación que atraviesa la superficie esférica.</i>	10
FIG. 2.4	<i>Ilustración del concepto de energía impartida, energía transferida y energía transferida neta, para el caso de una interacción Compton, seguido de una emisión bremsstrahlung.</i>	11
FIG. 2.5	<i>Ilustración de la emisión de rayos X o γ, producción de pares y aniquilación del positrón.</i>	12
FIG. 2.6	<i>Deposición de dosis de un haz de fotones de megavoltaje en un paciente. D_e es la dosis en superficie en el lado de la entrada del haz, D_s es la dosis en superficie en el lado de salida del haz. D_m es la dosis máxima frecuentemente normalizada al 100 %.</i>	18
FIG. 2.7	<i>Kerma de colisión y dosis absorbida en función de la profundidad en un medio irradiado con haces de fotones de alta energía.</i>	19
FIG. 2.8	<i>Ubicación de la médula ósea y sus componentes, en distintas partes del cuerpo humano.</i>	21
FIG. 2.9	<i>Puntos de prescripción en un paciente que va a ser sometido a un tratamiento de ICT.</i>	24
FIG. 2.10	<i>Posiciones de cúbito supina (superior) y prona (inferior) requeridas para el tratamiento de ICT.</i>	24
FIG. 2.11	<i>Irradiación de cuerpo total bilateral.</i>	25
FIG. 2.12	<i>Irradiación Antero-Posterior (AP) y Postero-Anterior (PA) por compensación.</i>	26
FIG. 2.13	<i>Simulación de un corte tomográfico a nivel de tórax, irradiado lateralmente en las mismas condiciones, en donde se van a ubicar los puntos de prescripción de dosis a lo largo del eje central del haz, tanto en plano media como en los pulmones.</i>	27
FIG. 2.14	<i>Esquema del tórax durante la irradiación Antero-Posterior (AP) y Postero-Anterior (PA) por compensación.</i>	31
FIG. 2.15	<i>Ubicación de los dosímetros OSL en el fantoma de tórax.</i>	33
FIG. 2.16	<i>Ubicación de los dosímetros OSL en el fantoma de tórax</i>	38
FIG. 3.1	<i>Acelerador Lineal Varian Clinac 2100C.</i>	40
FIG. 3.2	<i>Detectores Nanodot OSL ($Al_2O_3:C$) Landauer INC.</i>	41
FIG. 3.3	<i>Lector MicroStar Landauer INC.</i>	42

FIG. 3.4	<i>Cámara de ionización cilíndrica PTW-Freiburg TW-31010.</i>	43
FIG. 3.5	<i>Electrómetro PTW UNIDOS E.</i>	44
FIG. 3.6	<i>Fantoma de acrílico de forma cilíndrica elipsoidal como simulador de un tórax (fantoma homogéneo).</i>	44
FIG. 3.7	<i>Láminas de acrílico que conforman un simulador geométrico (fantoma homogéneo).</i>	45
FIG. 3.8	<i>Cuba de acrílico de 1,50 cm de espesor.</i>	45
FIG. 3.9	<i>Bolsas de agua utilizadas para homogeneizar el cuerpo a irradiar.</i>	46
FIG. 3.10	<i>Bloque de cerrobend utilizado como protección, para atenuar el haz lateral incidente sobre el fantoma homogéneo.</i>	46
FIG. 3.11	<i>Bloques de cerrobend utilizados como protección, para atenuar el haz AP y PA sobre el fantoma homogéneo.</i>	47
FIG. 3.12	<i>Cámara de ionización ubicada en el centro geométrico del fantoma detrás de un espesor mínimo y coincidencia con el eje central del haz.</i>	48
FIG. 3.13	<i>Arreglo experimental utilizado para obtener las curvas de PDP en acrílico a 300 cm.</i>	49
FIG. 3.14	<i>Esquema del tamaño de campo cuadrado proyectado sobre el fantoma homogéneo.</i>	50
FIG. 3.15	<i>Sistema experimental para medir la dosis en entrada, salida y pulmones en un fantoma simulador de tórax.</i>	51
FIG. 4.1	<i>Curva de PDP en un fantoma homogéneo a lo largo del eje central, con un TC = 10 x 10 cm² y a una DFS = 100 cm, para un haz de fotones de energía 6 MV.</i>	55
FIG. 4.2	<i>Comparación entre las curvas de PDP para TC = 10 x 10 cm² y DFS = 100 cm, tomadas usando fantoma de acrílico a distintas profundidades (curva color azul) y fantoma de agua a distintas profundidades (curva color rojo).</i>	56
FIG. 4.3	<i>Curva de PDP en un fantoma homogéneo a lo largo del eje central, con un TC = 10 x 10 cm² y a una DFS = 300 cm, para un haz de fotones de energía 6 MV.</i>	58
FIG. 4.4	<i>Comparación entre las curvas de PDP para TC = 10 x 10 cm² y DFS = 300 cm, tomadas usando fantoma de acrílico a distintas profundidades (curva color azul) y fantoma de agua a distintas profundidades (curva color rojo).</i>	59
FIG. 4.5	<i>Valores de dosis registrados por los dosímetros OSL y la C.I in vivo.</i>	62
FIG. 4.6	<i>Valores de dosis registrados por los dosímetros OSL y la C.I in vivo detrás de protección de pulmón.</i>	64
FIG. A.1	<i>Geometría usada para definir la RTM (d, A, E) en un fantoma. (a) Geometría usada para la medición de D_d a una profundidad d, (b) Geometría usada para la medición de D_m a una profundidad d_m.</i>	79

ABREVIATURAS

keV	kilo electrón voltio
MeV	Mega electrón voltio
Gy	Unidad de dosis absorbida Gray
nC	nano Coulumb
EPC	Equilibrio de Partículas Cargadas
ETPC	Equilibrio Transitorio de Partículas Cargadas
PDP	Porcentaje de Dosis en Profundidad
ICT	irradiación de Cuerpo Total
AAPM	American Association of Physicists of Medicine
UM	Unidades Monitor
TMO	Trasplante de Médula ósea
AP	Antero-Posterior
PA	Postero-Anterior
IMC	Irradiación de Cuerpo Medio
IGT	Irradiación Ganglionar Total
DFS	Distancia Fuente-Superficie
DFI	Distancia Fuente-Isocentro
ICD	Inverso del cuadrado con la distancia
RTM	Relación Tejido Máximo
TC	Tamaño de Campo
LD	Lateral derecho
LI	Lateral izquierdo
OSL	Luminiscencia ópticamente Estimulada
CI	Cámara de ionización
FC	Factor de corrección
<i>HVL</i>	Capa Hemirreductora o <i>Half Value Layer</i> .
Al ₂ O ₃ :C	Oxido de Aluminio dopado de Carbono

SÍMBOLOS

dA	Área de sección transversal
dt	Intervalo de tiempo
dV	Volumen esférico infinitesimal
dm	Diferencial de masa
dN	Número de fotones que ingresa a una esfera imaginaria
h	Altura
r_{me}	Radio menor
r_{my}	Radio mayor
e	Espesor necesario para conseguir el equilibrio electrónico
e_c	Espesor de cerrobend
dx	Espesor del material atenuador
d	Profundidad
$d/2$	Distancia desde la superficie a plano medio
γ	Emisión de rayos gamma
ρ	Densidad de las láminas que conforman este fantoma es de aproximadamente
$h\nu$	Fotón entrando al volumen V o fotón dispersado
Φ	Fluencia
ϕ	Tasa de fluencia o densidad de flujo
Ψ	Fluencia de energía
ψ	Tasa de fluencia de energía, o densidad de flujo energético, o intensidad
μ	Coefficiente de atenuación lineal
K	Kerma
K_c	Kerma de colisión
K_r	Kerma radiactivo
X	Exposición
T	Energía cinética
R	Energía radiante
E_m	Energía máxima
E_{ef}	Energía efectiva
\in	Energía media
E_{imp}	Energía impartida en el volumen finito V
E_{tr}	Energía transferida

E_{tr}^n	Energía transferida neta
$(R_e)_n$	Energía radiante de las partículas no cargadas que entran a V
$(R_s)_n^{nor}$	Energía radiante de las partículas no cargadas que salen de V , a excepción de la energía generada por pérdida radiactiva
$\sum Q$	Energía neta derivada de la masa en reposo en V
R_n^r	Energía radiante emitida como pérdida radiactiva por las partículas cargadas que a su vez son originadas en V ,
$(R_s)_n$	Energía radiante de toda la radiación de partículas no cargadas que sale de V ,
$(R_e)_c$	Energía radiante de las partículas cargadas que entran a V
$(R_s)_c$	Energía radiante de las partículas cargadas que salen de V
dE_{imp}	Energía impartida en un volumen infinitesimal V
dE_n	Suma de las energías de todos los fotones que ingresan en una esfera imaginaria
$\Phi(E)$	Fluencia de fotones Φ con energías entre 0 y E
dQ	Valor absoluto de la carga total de los iones del mismo signo producidos en aire
$I(x)$	Intensidad transmitida por un espesor x
I_0	Intensidad incidente en el material atenuador
N_{DW}	Factor de calibración
$\prod k_i$	Factores de corrección por las magnitudes de influencia
N_{D,w,Q_0}	Factor de calibración
k_{Q,Q_0}	Factor de corrección que tiene en cuenta la diferencia entre la calidad del haz de referencia, Q_0 , y la calidad real utilizada para el tratamiento Q
k_{PT}	Factor de Presión, temperatura y humedad
k_{elec}	Factor de Calibración del electrómetro
k_{pol}	Factor Efecto de polaridad
k_s	Factor Recombinación de iones
k_f	Factor uso de fantoma de acrílico
F_{cal}	Factor de calibración
F_{uso}	Factor de corrección por uso
F_{tasa}	Factor por tasa de dosis
F_{dis}	Factor por distancia
F_{ene}	Factor por energía

F_{ang}	Factor por ángulo de incidencia con respecto al eje central
$F_{\text{μstar}}$	Factor uso del lector MicroStar
M_Q	Lectura de la C.I
L_{nanodot}	Lectura del detector nanodot
$\prod F_i$	Producto de todos los factores de corrección
C_1 y C_2	Campos laterales
$D_{P_1-C_1}$	Contribución de dosis del campo lateral
$D_{P_1-C_2}$	Contribución de dosis del campo lateral
D	Dosis absorbida
D_e	Dosis en la entrada
D_s	Dosis en la salida
D_m	Dosis máxima en profundidad
D_M	Dosis total prescrita en línea media
D_S	Dosis en la entrada superior
D_I	Dosis en la entrada inferior
D_{ref}	Dosis de referencia
D_z	Dosis en cualquier otro punto a lo largo del eje central
$D_{d/2}$	Dosis en plano medio
$D'_{d/2}$	Dosis en plano medio detrás de pretección de cerrobend
D_{P_1} y D_{P_2}	Dosis total absorbida en cada pulmón por la contribución de ambos campos
$D_{d/2(\text{alg})}$	Dosis calculada en plano medio por el algoritmo durante irradiación lateral
$D'_{d/2(\text{alg})}$	Dosis calculada en plano medio por el algoritmo durante irradiación lateral detrás de pretección de cerrobend
$D'_{d/2(\text{ALG})}$	Dosis calculada en plano medio por el algoritmo durante irradiación AP - PA
$D_{d/2(\text{CI})}$	Dosis medida por la CI en plano medio
$D'_{d/2(\text{CI})}$	Dosis medida por la CI en plano medio detrás de pretección de cerrobend

RESUMEN

La irradiación de cuerpo total (ICT) con haces de fotones es una técnica y principal componente utilizado en el tratamiento interdisciplinario de enfermedades cancerígenas del tipo hematopoyéticas, como la Leucemia o Cáncer a la sangre, tal que permita la inmunosupresión del paciente a altas tasas dosis a fin de lograr las condiciones de esterilidad necesarias para realizar transplantes de médula ósea. Para esto es necesario primero prescribir la dosis en el plano medio (mitad del paciente bajo corte sagital) y obtener una distribución aproximadamente exacta de la dosis (rango de desviación de $\pm 10\%$ de la dosis prescrita) en todo el cuerpo; además de considerar la protección de órganos en riesgo como los pulmones. En este trabajo se plantea desarrollar un método capaz de calcular valores de dosis en plano medio del paciente a partir de datos de entrada y salida, medidos en un volumen simulador del cuerpo humano (fantoma), durante dosimetría *in vivo*.

Para el desarrollo de este trabajo se usó un fantoma homogéneo (simulador del tórax), el cual fue irradiado de forma bilateral y por compensación de forma AP y PA, con haces de fotones de 6 MV generados por el Acelerador Lineal Clinac 2100C; a manera de evaluar su respuesta y efectuar el cálculo de dosis absorbida en cualquier punto a lo largo del eje central del haz. El algoritmo empleado para el cálculo de dosis, se desarrolló en función de los valores de dosis de entrada y de salida de la superficie del fantoma, medidos por detectores basados en la luminiscencia ópticamente estimulada ($Al_2O_3:C$). Al comparar estos cálculos con las lecturas de dosis tomadas por la cámara de ionización PTW Freiburg Modelo TW31010-2167 ubicada en plano medio, se obtuvo un 8,66 % de desviación en irradiación bilateral como primera fase del tratamiento, seguido a ello se evaluó el 7,015 cm de cerrobend obteniéndose el 93,95 % de atenuación; con este resultado se procedió a irradiar nuevamente en forma bilateral esta vez detrás de la protección evaluada y a la altura de pulmón, obteniéndose un 9,41 % de desviación. Finalmente se aplicó la irradiación de tipo AP-PA como compensación y se obtuvo un 8,11 % de desviación. Estos porcentajes indican entonces que al comparar la dosis prescrita en plano medio y la dosis a lo largo del eje central del haz no superará el $\pm 10\%$, establecido por el protocolo AAPM

Report N° 17, por tanto el uso de estos detectores y los resultados obtenidos permite desarrollar un método dosimétrico alternativo para el cálculo de dosis en los casos de irradiación de cuerpo total, que a su vez contribuye a garantizar la calidad del tratamiento.

ABSTRACT

Total Body Irradiation (TBI) with photon beam is a technique and component interdisciplinary used in cancer treatment of hematopoietic type, as leukemia or blood cancer, to allow immunosuppression of patient to achieve sterile conditions necessary for bone marrow transplants. This requires dose prescribed in the midplane (half patient under sagittal section) and obtain dose distribution approximately accurate (deviation range $\pm 10\%$ prescribed dose) throughout the body; in addition the protection organs at risk, as the lungs. This paper develop a method of dose values calculating in the midplane of the patient from input and output data, measured on a simulator volume the human body (phantom) in vivo dosimetry.

Development this work used a homogeneous phantom (chest simulator), which was bilaterally and compensation form AP and PA irradiated, with photon beams generated 6 MV Clinac 2100C Linear Accelerator; the calculation of absorbed dose at any point along the central axis of the beam in response and evaluate. Algorithm used was based on the values of dose out surface of phantom, based detectors by optically stimulated luminescence ($\text{Al}_2\text{O}_3: \text{C}$). Comparing these calculations with ionization chamber PTW Freiburg Model TW31010-2167 dose readings in the middle level, as 8,66% desviation for bilateral irradiation, followed the 7,015 cm evaluation for cerrobend block of 93,95% attenuation; this result permit bilaterally radiation at the same time, behind the chest protection in the lungs level, as 9,41% deviation. Finally AP-PA irradiation as compensation was applied as 8,11% deviation. These percentages indicate to compare the prescribed dose in midplane and along the central axis not outpaced $\pm 10\%$, established by AAPM Report No. 17 protocol, therefore use of these detectors and results permit develop alternative dosimetric method in cases of total body irradiation, and helps to ensure the treatment quality.

CAPÍTULO I

INTRODUCCIÓN

En los últimos años se ha incrementado la necesidad de implementar y mejorar los sistemas de tratamiento radioterapéutico, cuyo objetivo es lograr una mayor optimización. Tal es el caso de la Irradiación de Cuerpo Total (ICT) que viene siendo utilizada desde los años setenta, teniendo como objetivo principal, lograr la inmunosupresión en pacientes adultos y niños, antes de realizar un trasplante de médula ósea. Sin embargo, cualquiera de las técnicas de ICT empleadas presentan limitaciones con respecto a los datos de entrada disponibles, así como problemas inherentes a los algoritmos de cálculo que precisan determinación de las distribuciones de dosis [1, 2].

Algunos autores recomiendan el uso de la dosimetría *in vivo* para determinar valores de dosis absorbida en pacientes sometidos a tratamientos de ICT. Tal es el caso de Fiorino C. (1993) quien realizó medidas de dosis en la salida de un fantoma mediante dosimetría de película o portal de imagen. Posteriormente M. Rivas (1998) investigó acerca del método de dosimetría *in vivo* utilizando para ello algunos diodos, esto le permitió determinar la dosis en plano medio en casos de ICT. Para validar su método empleó cámaras de ionización y dosímetros termoluminiscentes, que fueron insertados en fantomas homogéneos y antropomórficos presentando así valores de dosis con una incertidumbre menor al 3 % [1].

Por otro lado S. Broggi (2001) contribuyó al desarrollo de este método, empleando diodos y detectores de película, ya en el (2002) lo aplicó en casos de cáncer de cabeza y cuello, mostrando buena concordancia entre el valor de dosis calculada usando sistemas de planificación de tratamiento en 2D y 3D y el valor de la dosis medida *in vivo* empleando diodos y portal de imagen [1].

En 2011 trabajé la tesis de licenciatura titulada “Cálculo de dosis absorbida en plano medio aplicando el método de dosimetría *in vivo* para el caso de irradiación de cuerpo total”, en la cual usé un fantoma homogéneo a base de láminas de acrílico de diferentes espesores. El algoritmo usado de manera satisfactoria es basado en los valores de dosis de entrada y salida medidos por los detectores OSL ($\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$) ubicados en la superficie, el cual es irradiado con haces de fotones de 6 MV. Posteriormente estos resultados son comparados con las lecturas de dosis tomadas por una cámara de ionización ubicada en plano medio, pudiéndose observar una desviación máxima de 4,58 % cuando no se utilizó protección, resultado que se encuentra dentro del límite establecido; por otro lado cuando se usó protección, la desviación alcanzó un máximo de 8,94 %. Teniendo como resultado porcentajes de desviación que no superaron el ± 10 %, se puede optar por el uso de este algoritmo, y por tanto el uso de dosímetros OSL durante la dosimetría *in vivo*, ya que permite desarrollar un método dosimétrico alternativo, para el cálculo de dosis en plano medio; independiente del espesor y la edad del paciente.

En este trabajo se plantea validar la aplicación del método de dosimetría *in vivo* para el caso de ICT bilateral. Para esto se plantea primero evaluar la calidad del haz de 6 MV en condiciones de ICT, usando valores de porcentaje de dosis en profundidad, así como la evaluación del porcentaje de atenuación correspondiente al espesor de cerrobend requerido como protección, tal que permita atenuar totalmente la intensidad del haz hasta en un 100 % aproximadamente.

El algoritmo empleado para el cálculo de dosis, se basa en los valores de dosis de entrada y de salida de la superficie del fantoma, medidos por detectores OSL. Posteriormente estos resultados son comparados con las lecturas de dosis tomadas por la cámara de ionización ubicada en plano medio. De igual forma se procede para el caso en el que emplea protección de pulmón, teniendo que comprobar una desviación menor al 10 % entre la dosis medida por la cámara y la dosis calculada según el algoritmo propuesto, en ambos casos [3]. Todo este proceso se realiza irradiando dicho fantoma con haces de fotones de 6 MV, provenientes de un acelerador lineal perteneciente a la Clínica Radioncología. Posteriormente estos resultados nos permiten comprobar si el método puede ser llevado a casos rutinarios de ICT, a partir porcentajes de desviación aceptables, aplicando las mismas condiciones y parámetros; tal que el uso de estos detectores permita

desarrollar un método dosimétrico alternativo; así como contribuir a garantizar la calidad del tratamiento.

En los siguientes 4 capítulos se describen algunos aspectos físicos y prácticos que se tuvieron en cuenta para la realización de este trabajo experimental.

En el capítulo II, se describe la técnica de dosimetría *in vivo*, basada en el algoritmo de cálculo propuesto, permitiéndonos relacionar las dosis de entrada y salida del fantoma, para posteriormente calcular la dosis en plano medio con y sin protección de cerrobend.

Por otro lado, se hace el estudio de principales aspectos físicos con respecto a la interacción de la radiación con la materia, cuyas cantidades son aplicadas durante el proceso radioterapéutico, aquí también se intenta adaptar la técnica de radioterapia estándar a la técnica de ICT bilateral en cuanto a planificación de tratamiento para regiones homogéneas (tórax), tal que el paciente pueda recibir una dosis prescrita de 12,0 Gy, en varias sesiones con un desviación del $\pm 10\%$ de la dosis a lo largo del eje central del haz, según el protocolo AAPM Report No 17, teniendo en cuenta además la protección de los pulmones como órganos críticos [3, 4, 5].

En el capítulo III, se desarrolla la parte experimental; se hace mención en primer lugar de las especificaciones técnicas y principales características de los equipos y materiales empleados durante el procedimiento.

En el capítulo IV, se muestran los resultados obtenidos y las correspondientes discusiones, así como el análisis de los porcentajes de desviación al comparar los resultados empleando la técnica de cálculo de dosis en plano medio y los datos medidos en forma experimental, con el uso conveniente de una cámara de ionización colocada en esta posición.

Por último, en el capítulo V se hace mención de las conclusiones más resaltantes referentes a los resultados obtenidos luego de la realización del trabajo experimental.

CAPÍTULO II

FUNDAMENTO TEÓRICO

2.1 Irradiación de Cuerpo Total (ICT)

2.1.1 Aspectos generales del proceso radioterapéutico

La irradiación de Cuerpo Total (ICT) con haces de fotones de 6 MV, es una técnica especial de radioterapia en la cual se entrega a todo el cuerpo del paciente una dosis uniforme con una exactitud de $\pm 10\%$ de la dosis prescrita¹, a excepción de algunos órganos específicos, que son parcial o totalmente protegidos [3, 5].

Este tipo de tratamiento es utilizado en forma interdisciplinaria ante algún tipo de neoplasia maligna. Uno de los casos médicos tratados con mayor frecuencia es la Leucemia (Cáncer a la sangre), es por esto que el tratamiento se emplea; como parte del régimen preparatorio de acondicionamiento citorreductorio (inmunosupresión) de células madre hematopoyéticas: médula ósea o de células fuente progenitoras de sangre periférica². En el adulto la médula ósea, ocupa el tejido esponjoso de los huesos planos, como el esternón, las vértebras, la pelvis, las costillas, cráneo y cintura escapular (Figura 2.1). Para esto es necesario someter al paciente a condiciones estériles luego del tratamiento y previo al Transplante de Médula ósea (TMO), para evitar cualquier tipo de infección e impedir el rechazo de tejido compatible [3, 6].

¹El valor de exactitud -10% a $+5\%$ de la dosis prescrita, es utilizado como referencia al aplicar la técnica de ICT, Según el protocolo AAPM Report N° 17, 1986 [3].

²El volumen destino a tratar es la médula ósea, ésta contiene células inmaduras llamadas células madre hematopoyéticas. Este tipo de células se dividen para crear más células madre, o se transforman en una de las tres clases de elementos que conforman la sangre: glóbulos blancos, glóbulos rojos o plaquetas [7, 8].

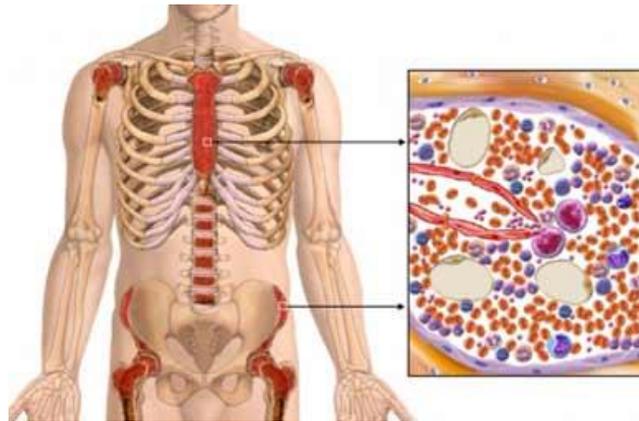


FIG 2.1. Ubicación de la médula ósea y sus componentes, en distintas partes del cuerpo humano [10].

De aquí en adelante se describen con mayor detalle algunos aspectos médicos y técnicos para la aplicación de la técnica de ICT.

2.1.2 Aspectos médicos y técnicos para la aplicación de la técnica de ICT

Existen muchas técnicas de tratamiento de ICT, la técnica estudiada en este trabajo es la ICT bilateral, cuyo objetivo es entregar una dosis uniforme a todo el cuerpo del paciente, en dos partes para evitar la sobre irradiación de la mitad del cuerpo [12, 13]. Para realizar estas mediciones de dosis en plano medio se recurre al uso de la dosimetría *in vivo*, primero como herramienta de la garantía de calidad en tratamientos en radioterapia y segundo para determinar la dosis durante la ICT. [1, 15].

Para obtener un resultado satisfactorio es importante llevar a cabo un proceso continuo, el cual consta de etapas bien diferenciadas tales como:

- Diagnóstico y prescripción del tratamiento, cuya responsabilidad recae en el médico oncologista.
- Control de calidad para el equipo, este proceso debe realizarse esporádicamente, tal que permita una garantía en el proceso de tratamiento.
- Preparación para el tratamiento, el cual incluye adquisición de datos (información del paciente), toma de imágenes (tomografías computarizadas), definición del volumen a tratar y de los órganos críticos, simulación del tratamiento, cálculo de distribución de dosis y cálculo del número de unidades monitor (UM) o tiempo de duración del tratamiento.

- Ejecución del tratamiento, el cual consiste en el posicionamiento del paciente e irradiación, que incluye verificación de la dosis absorbida y validación de los resultados a corto o largo plazo [17].

2.1.3 Casos tratados con ICT

La ICT es utilizada principalmente como parte del régimen preparatorio de acondicionamiento citorreductor de células hematopoyéticas (inmunosupresión), antes de realizar un Trasplante de Médula Ósea (TMO), siendo necesario someter al paciente a condiciones estériles luego del tratamiento y previo al trasplante, para impedir el rechazo de tejido compatible [2, 17].

Los casos más notables tratados con ICT son:

- Erradicación de células malignas (leucemias, linfomas y algunos tumores sólidos).
- Erradicación de poblaciones celulares con alteraciones genéticas.
- Paliación de metástasis ósea múltiple [13].

2.1.4 Categorías clínicas de la ICT

Dependiendo de la situación clínica específica, las técnicas de ICT se dividen en las siguientes cuatro categorías:

- Alta dosis de ICT bilateral, con una entrega total de 12 Gy, en un máximo de cuatro fracciones de 2 Gy, dos veces al día durante dos días (Entrega total de dosis 8 Gy), los 4 Gy restantes se aplica utilizando protección de pulmón [1, 2]. A esto se le adiciona 4 Gy en irradiación por compensación de forma Antero-Posterior (AP) y Postero-Anterior (PA).
- Dosis bajas de ICT, con una entrega de 10-15 cGy en 10 ó 15 fracciones [2];
- Irradiación de Cuerpo Medio (IMC), con una dosis de 8 Gy entregada a la mitad del cuerpo superior o inferior en una sola sesión [2];
- Irradiación Ganglionar Total (IGT), con una dosis ganglionar típica de 40 Gy administrados en 20 fracciones [2].

Antes de dar inicio al proceso de ICT, como técnica elegida, se debe primero hacer una descripción breve de los apuestos físicos importantes desde el tipo de calidad del haz, la interacción de la radiación con la materia y el proceso dosimétrico que este demanda.

2.2 Aspectos físicos: Descripción del haz de fotones

Un haz de rayos X que es emitido desde un blanco consiste de un gran número de fotones, usualmente con diferentes valores de energía (polienergéticos), los cuales representan un espectro energético. [6].

2.2.1. El espectro energético

El número de fotones emitidos por intervalo de energía es el espectro de fotones. Los espectros de fotones para un haz polienergético del orden de los keV y el espectro de fotones del orden de los MeV se muestran en la Figura 2.1 (a) y (b) respectivamente. El área bajo la curva de ambas gráficas (Figura 2.1 (a) y (b)) representa el número total de fotones emergentes (Ec. 2.1) [7, 8]:

$$\Phi = \int \frac{d\Phi E}{dE} dE \quad (2.1)$$

La Figura 2.2 (a) representa un espectro continuo de fotones bremsstrahlung cuya energía va de 0 a E_m (energías del orden de los keV), los dos picos en esta gráfica representan a los fotones característicos. En la Figura 2.2 (b) no se observan estos picos ya que este espectro continuo representa la energía de los electrones que inciden en el blanco (energías del orden de los MeV). [7, 8]

La propagación de un haz de fotones puede ser descrito por muchos términos, algunos de los cuales se definen de la siguiente manera:

2.2.1.1 La fluencia (Φ) de fotones es el cociente dN por dA , donde dN es el número de fotones que ingresa a una esfera imaginaria cuya sección transversal es de área dA .

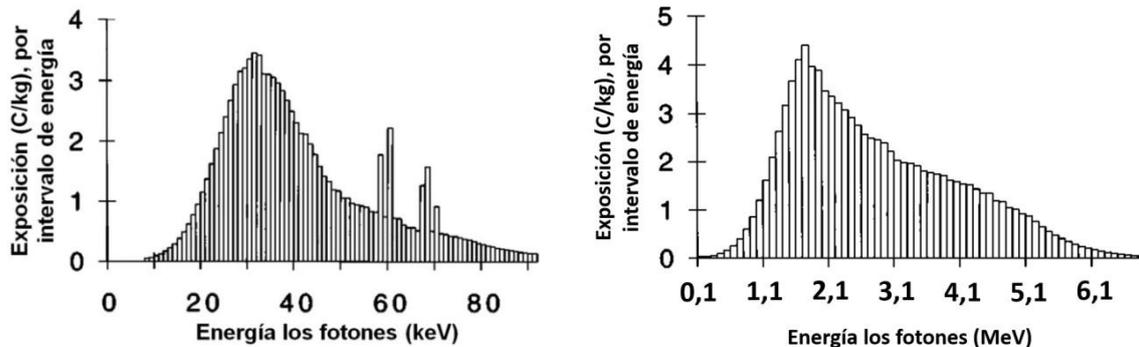


FIG. 2.2. Espectros típicos para haces de fotones polienergéticos (a) orden de keV y (b) haces de megavoltaje MeV [9].

$$\Phi = \frac{dN}{dA} \quad (2.2)$$

La unidad de fluencia de fotones está expresada en cm^{-2}

2.2.1.2 Tasa de fluencia o densidad de flujo (ϕ), es la fluencia por unidad de tiempo

$$\phi = \frac{d\Phi}{dt} \quad (2.3)$$

donde dt es el intervalo de tiempo.

La unidad de tasa de fluencia de fotones está expresada en $\text{cm}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}$.

El equipo de rayos X utilizado es una fuente de fotones no-isotrópica es decir que no produce la misma tasa de fluencia en todas las direcciones, por tanto depende de la dirección de medida [6, 7].

2.2.1.3 Fluencia de energía (Ψ) es la cantidad de dE_{fl} por dA , donde dE_{fl} es la suma de las energías de todos los fotones que ingresan en una esfera de sección transversal de área dA .

$$\Psi = \frac{dE_{\text{fl}}}{dA} \quad (2.4)$$

La unidad de fluencia de energía está expresada en $\text{MeV} \cdot \text{cm}^{-2}$

2.2.1.4 Tasa de fluencia de energía, o densidad de flujo energético, o intensidad (ψ) es la fluencia de energía por unidad de tiempo [6, 7].

$$\psi = \frac{d\Psi}{dt} \quad (2.5)$$

La unidad de tasa de fluencia de energía está expresada en $\text{MeV} \cdot \text{cm}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}$ [11].

2.2.2 Calidad de los haces de rayos X de megavoltaje

La habilidad de penetración de la radiación es descrita a menudo como la calidad de la radiación.

Una forma ideal de describir la calidad de un haz de rayos X es especificar su distribución espectral, es decir, la fluencia de energía en cada intervalo de energía. Sin embargo las distribuciones espectrales son difíciles de medir y, además, en la mayoría de situaciones clínicas no es necesaria una Especificación completa de la calidad del haz. Dado que los efectos biológicos de los rayos X no son muy sensibles a la calidad del haz, uno de los principales intereses en radioterapia, es la penetración de los haces en el paciente en lugar de ser detallado por el espectro de energía. Por lo tanto una Especificación más simple de la calidad de haz y de uso frecuente, es la llamada Capa Hemirreductora o *Half Value Layer (HVL)* [9].

2.2.2.1 Capa Hemirreductora o *Half Value Layer (HVL)*

HVL es definido como el espesor de un material atenuador de composición específica requerido para atenuar la intensidad del haz a la mitad de su valor original. Ya que todos los haces de rayos X producidos por los generadores de radiación son polienergéticos en materia de energía, es decir poseen espectros de energía continuos que dependen del voltaje pico, material del blanco y filtración, estos son usualmente descritos por el *HVL*, un solo parámetro que especifica la capacidad general de penetración del haz. Para el rango de haces de rayos X de megavoltaje, la calidad es especificada por un voltaje pico y raramente por un *HVL* [8, 9].

$$HVL = \frac{0,693}{\mu} \quad (2.6)$$

La razón para esta convención es que en el rango de megavoltaje, el efecto que produce la filtración del haz es muy grande a través del tipo de material utilizado como blanco de transmisión así como el uso de un filtro aplanador, y no requiere el uso de una filtración adicional ya que no altera significativamente la calidad del haz o su *HVL*. Por tanto, para un haz de alta energía con una filtración fija, el espectro de energía de rayos X está principalmente en función de la energía pico y también de la calidad del haz. La energía promedio de un haz es aproximadamente un tercio de la energía máxima [8].

2.2.2.2 Energía Efectiva (E_{ef})

Los haces de rayos X utilizados en radiología, son siempre polienergéticos. Es conveniente a veces expresar la calidad de un haz de rayos X en términos de energía efectiva. La energía efectiva (o equivalente) de un haz de rayos X es la energía de los fotones de un haz monoenergético que es atenuado en la misma proporción que la radiación en cuestión. Toda curva de atenuación para un material determinado es caracterizado por el coeficiente de atenuación lineal μ ¹. La energía efectiva es determinada hallando la energía de los fotones monoenergéticos que tienen el mismo μ , sin embargo, el μ o la energía efectiva de un haz polienergético varía con el espesor del material absorbente [9].

El valor de μ y el *HVL* están relacionados por la Ec. 2.6, la energía efectiva también puede ser definida como la energía de un haz de fotones monoenergéticos que tienen el mismo *HVL* para el mismo haz determinado.

Para haces de megavoltaje se usa comúnmente el plomo para expresar el *HVL*, pero no es necesariamente la mejor opción para caracterizar la calidad del haz en este rango de energía. Se ha demostrado que los materiales de bajo número atómico, como el agua son más sensibles a cambios en la calidad espectral de rayos X de megavoltaje, que los materiales de número atómico alto como el plomo [9].

2.2.2.3 Energía media (\bar{E})

Para determinar la energía media se analizó previamente la distribución espectral de un campo de radiación (partículas o fotones), la cual se caracteriza por la distribución de fluencia o fluencia de energía con respecto a la energía. Se asume que $\Phi(E)$ se denota como la fluencia de fotones Φ con energías entre 0 y E . La distribución diferencial (Φ_E) de la fluencia con respecto a la energía está dado por:

$$\Phi_E = \frac{d\Phi(E)}{dE} \tag{2.7}$$

¹ $\mu = \mu_{ef} + \mu_{ec} + \mu_{pp}$ (cm^{-1}); es el coeficiente de atenuación total para un medio a una energía determinada, siendo los tres sumandos las probabilidades para el efecto fotoeléctrico, Compton y producción de pares, respectivamente [5].

El producto $(\Phi_E dE)$ es la fluencia de fotones con energías que se extienden entre E y $E + dE$. La fluencia total (Φ) está dado por:

$$\int_0^{E_m} \Phi_E dE \quad (2.8)$$

La energía media (\bar{E}) de un haz de fotones puede ser calculado como:

$$\bar{E} = \frac{\int_0^{E_m} \Phi_E E dE}{\int_0^{E_m} \Phi_E dE} \quad (2.9)$$

La energía media también puede ser calculada a partir de la distribución de la fluencia de energía (Ψ_E) .

$$\bar{E} = \frac{\int_0^{E_m} \Psi_E E dE}{\int_0^{E_m} \Psi_E dE} \quad (2.10)$$

Las dos expresiones mencionadas anteriormente, pueden dar lugar a diferentes valores de \bar{E} ya que $\Phi_E \neq \Psi_E$. Por tanto es importante especificar el tipo de distribución usado en el cálculo de la energía media [9].

2.2.3 Fuente de haces de fotones externos

Para llevar a cabo el proceso radioterapéutico de ICT, se emplean haces de fotones externos. La fuente de radiación de alata energía, en este caso un acelerador lineal se encuentra a mayor distancia del paciente en Comparación con una técnica de radioterapia estándar, los cuales provienen de un blanco, y están conformados por fotones bremsstrahlung y fotones característicos y son todos caracterizados por los mismos parámetros físicos, pero se encuentran dentro de diferentes categorías, dependiendo de su origen, medio de producción y energía [6, 7].

Los aceleradores lineales son dispositivos que utilizan ondas electromagnéticas de alta frecuencia para acelerar partículas cargadas como los electrones a altas energías por medio de un tubo lineal utilizando microondas de Radio Frecuencia en campos no-conservativos en el rango de frecuencia de 10^3 MHz a 10^4 MHz, siendo capaces de generar haces de

fotones y electrones de varias energías del orden de 4 a 25 MeV, con lo cual pueden cubrir todas las necesidades de radioterapia externa (Figura 2.3) [6, 9].

En un acelerador lineal los electrones que se generan en el cátodo incandescente, son acelerados hasta un cuarto de la velocidad de la luz en el cañón, mediante la aplicación de un campo eléctrico pulsado. Luego son introducidos en la guía de ondas que forma la estructura aceleradora en donde existe un campo electromagnético de alta frecuencia y alta potencia. Son creados pequeños paquetes que son acelerados hasta el 99 % de la velocidad de la luz. Estos electrones acelerados pueden utilizarse directamente o bien pueden ser frenados, haciéndolos colisionar contra un blanco de material pesado con la finalidad de obtener fotones de rayos X que pueden alcanzar energías muy altas. Estos fotones están conformados por fotones bremsstrahlung y fotones característicos [9].

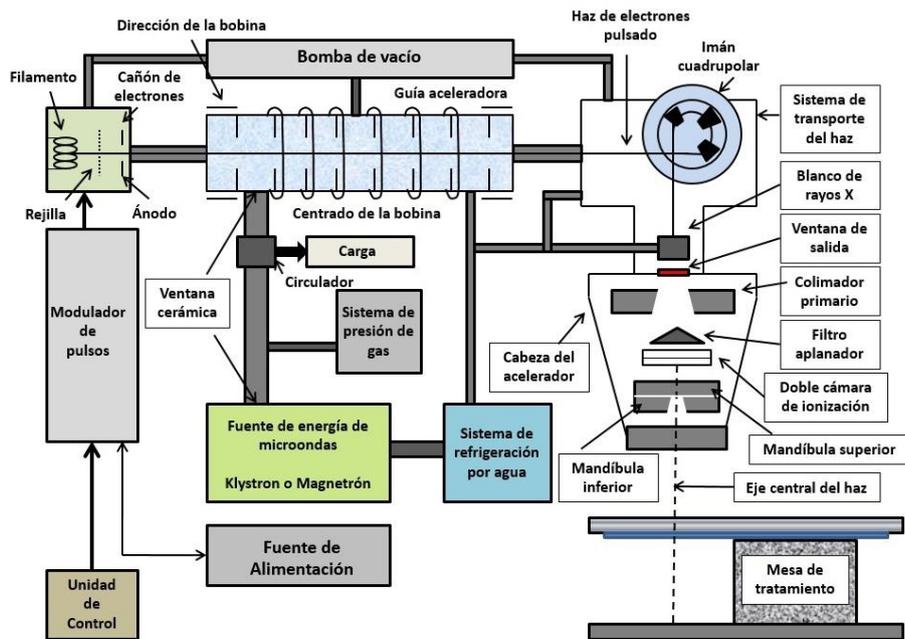


FIG. 2.3. Esquema mecánico de un acelerador lineal utilizado como fuente productora de haces de fotones de megavoltaje [9].

2.2.4 Penetración de haces de fotones en un volumen

Un haz de fotones que se propaga a través de un fantoma o del paciente, no sólo se ve afectado por la ley del inverso cuadrado, sino también por la atenuación y la dispersión del haz de fotones en el interior del fantoma o del paciente. Estos tres efectos hacen que la deposición de dosis sea un proceso complicado y su determinación una tarea compleja [9]. A continuación se describe con mayor detalle este proceso tomando como referencia un

volumen esférico infinitesimal dV y masa dm , alrededor de un punto de interés (Figura 2.4) [8, 9].

2.2.5 Proceso de interacción de un campo de fotones

El proceso de interacción de un campo de fotones con la materia puede ser descrito en forma no estocástica, estudiando una esfera de volumen infinitesimal alrededor de un punto de interés. A partir de aquí se definen tres cantidades no estocásticas que son usadas para describir las interacciones del campo de radiación con la materia, también en términos de valores esperados para una esfera infinitesimal en un punto de interés (Figura 2.4). Estas cantidades son (a) *kerma* K , (b) la dosis absorbida D ; y la exposición X . Para el caso de *kerma* y dosis absorbida, estas cantidades dependen de tres cantidades físicas importantes tales como energía impartida (E_{imp}), energía transferida (E_{tr}) y energía transferida neta (E_{tr}^n) [6, 7].

2.2.5.1 Energía impartida, Energía transferida y Energía transferida neta

Cuando un haz de rayos X o gamma atraviesa un medio, puede dar lugar a múltiples interacciones entre los fotones y la materia, teniendo como resultado una energía transferida al medio. El paso inicial en la transferencia de energía implica la expulsión de los electrones de los átomos que se encuentran en el medio absorbente. Estos electrones que adquieren alta rapidez debido a la interacción, transfieren su energía produciendo ionización y/o excitación de los átomos a lo largo de sus trayectorias. Si el medio absorbente consiste en los tejidos del cuerpo, puede que la energía suficiente depositada en las células, destruya su capacidad reproductiva. Sin embargo, la mayor parte de la energía absorbida es convertida en calor, produciendo un efecto no biológico [7, 9].

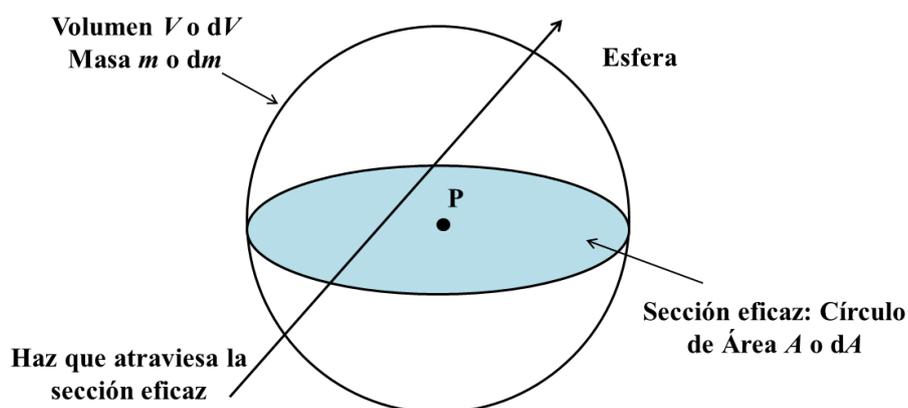


FIG. 2.4. Caracterización del campo de radiación en un punto P en términos de la radiación que atraviesa la superficie esférica [9].

Para ver como estas cantidades son aplicadas, para obtener valores de *kerma* y dosis absorbida, se consideran los siguientes ejemplos. En el primer ejemplo se detalla lo observado en la Figura 2.4, el cual muestra a un fotón $h\nu_1$ entrando al volumen V , y luego de una interacción Compton se genera un fotón dispersado $h\nu_2$ y un electrón con energía cinética T .

Se asume que el electrón produce un rayo X bremsstrahlung $h\nu_3$ antes de salir de V y posee una energía restante T' . Se produce entonces otro rayo X $h\nu_4$ fuera de V . En este ejemplo la energía impartida, energía transferida, y la energía transferida neta en V [10, 11], se expresan de la siguiente manera:

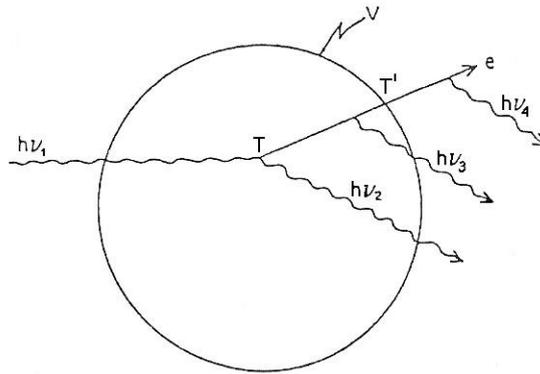


FIG. 2.5. Ilustración del concepto de energía impartida, energía transferida y energía transferida neta, para el caso de una interacción Compton, seguido de una emisión bremsstrahlung [9].

$$E_{\text{imp}} = h\nu_1 - (h\nu_2 + h\nu_3 + T') \quad (2.11)$$

$$E_{\text{tr}} = h\nu_1 - h\nu_2 + 0 = T \quad (2.12)$$

$$E_{\text{tr}}^n = h\nu_1 - h\nu_2 - (h\nu_3 + h\nu_4) + 0 = T - (h\nu_3 + h\nu_4) \quad (2.13)$$

En el segundo ejemplo mostrado en la Figura 2.5, ilustra la significancia del término $\sum Q$. El proceso inicia cuando un fotón $h\nu_1$ que es emitido por un átomo radiactivo en V permite la producción de pares, proporcionando energía cinética T_1 al electrón y T_2 al

positrón. Se asume que ambos siguen su curso en V . El positrón se aniquila con un electrón del medio resultando dos fotones de 0,511 MeV cada uno que escapan del volumen V . Para este caso las cantidades E_{imp} , E_{tr} y E_{tr}^n , son todas iguales, y medidas en MeV [8, 9].

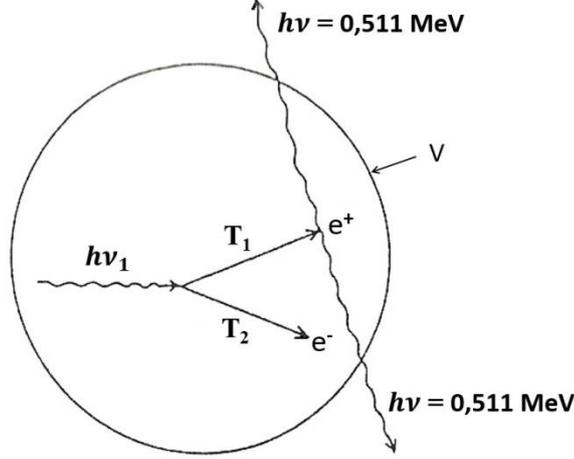


FIG. 2.6. Ilustración muestra la emisión de rayos X o γ , producción de pares y aniquilación del positrón [9].

$$E_{\text{imp}} = E_{\text{tr}} = E_{\text{tr}}^n = 0 - 1,022 \text{ MeV} + \sum Q \quad (2.14)$$

donde

$$\sum Q = h\nu_1 - 2m_0c^2 + 2m_0c^2 = h\nu_1 \quad (2.15)$$

por tanto

$$E_{\text{imp}} = E_{\text{tr}} = E_{\text{tr}}^n = h\nu_1 - 1,022 \text{ MeV} = T_1 + T_2 \quad (2.16)$$

Notar que en este caso no existe pérdida radiactiva, ya que los fotones de aniquilación obtienen toda su energía de la masa en reposo, (el término $+2m_0c^2$), no de la energía cinética [9].

Si el positrón mostrado en la Figura 2.6 es aniquilado en su recorrido cuando su energía cinética restante es T_3 , entonces la energía cuántica total de los fotones aniquilados habría sido $1,022 \text{ MeV} + T_3$. Asumiendo que ellos escapan de V , las cantidades en cuestión se expresan como:

$$E_{\text{imp}} = 0 - (1,022 + T_3) + h\nu_1 = T_1 + T_2 - T_3 \quad (2.17)$$

$$E_{tr} = 0 - 1,022 + h\nu_1 = T_1 + T_2 \quad (2.18)$$

$$E_{tr}^n = 0 - 1,022 - T_3 + h\nu_1 = T_1 + T_2 - T_3 \quad (2.19)$$

Aquí T_3 fue derivado de la energía cinética de las partículas cargadas, por tanto esto constituye a la pérdida radiactiva. En este caso E_{tr}^n es menor que E_{tr} . Además $E_{imp} = E_{tr}^n$, en este caso [9].

2.2.6 Cantidades que describen la interacción de la radiación ionizante con la materia

2.2.6.1 Kerma (K)

Esta cantidad no estocástica sólo es relevante para los campos de radiaciones indirectamente ionizantes (fotones y neutrones) o por cualquier otra fuente de radiación ionizante distribuida en el medio absorbente.

El *kerma* K puede ser definido en términos de una cantidad estocástica relacionando la energía transferida E_{tr} y la energía radiante R . La energía transferida en un volumen V es:

$$E_{tr} = (R_e)_n - (R_s)_n^{nor} + \sum Q \quad (2.20)$$

Donde $(R_e)_n$ = Energía radiante de las partículas no cargadas que entran a V [6, 7].

$(R_s)_n^{nor}$ = Energía radiante de las partículas no cargadas que salen de V , a excepción de la energía generada por pérdida radiactiva, a partir de la energía cinética de las partículas cargadas en V , y $\sum Q$ = Energía neta derivada de la masa en reposo en V ($m \rightarrow E$ positivo, $E \rightarrow m$ negativo)

Debido a las pérdidas radiactivas, nos referimos a la conversión de energía cinética de las partículas cargadas en energía de fotones, ya sea a través de la producción de rayos X bremsstrahlung o aniquilación de positrones. En este último caso solo la energía cinética que posee el positrón en el instante de la aniquilación durante su recorrido, es clasificada como la energía por pérdida radiactiva [6, 7, 9].

La energía radiante R es definida como la energía de las partículas (excluyendo la energía en reposo) emitida, transferida o recibida.

Considerando la Ec. 2.20 se puede ver que la energía transferida es justamente la energía cinética que adquieren las partículas cargadas dentro de un volumen específico V , sin tener en cuenta donde y como estos pierden su energía. Sin embargo la energía cinética que pasa de una partícula cargada a otra no se toma en cuenta en la definición de E_{tr} .

Podemos definir entonces el *kerma* K en un punto de interés P dentro de V como:

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (2.21)$$

donde E_{tr} es el valor de la energía transferida en un volumen finito V durante algún intervalo de tiempo, dE_{tr} se da para un volumen infinitesimal dV que contiene un punto P y dm es la masa del dV .

Por tanto el *kerma* es la energía transferida a las partículas cargadas por unidad de masa en un punto de interés, incluyendo energía por pérdida radiactiva pero excluyendo la energía que pasa de una partícula cargada a otra [6, 7, 8, 9].

A. Componentes del kerma

El *kerma* para rayos X o gamma consiste en la energía transferida a los electrones y positrones por unidad de masa del medio. La energía cinética que posee un electrón rápido puede ser entregada al medio en dos pasos:

A.1 Interacciones por fuerzas Coulombianas con los electrones atómicos de algún material absorbente, resultando una disipación de la energía en el medio como ionización y excitación en o cerca del electrón en mención. Estas son las llamadas interacciones por colisión [9, 10].

A.2 Interacciones radiactivas con el campo de fuerza Coulombiana de los núcleos atómicos, en los que los fotones de rayos X (Bremsstrahlung o radiación de frenado) son emitidos como electrones desacelerados. Estos fotones de rayos X son relativamente penetrantes comparados con los electrones llevan su energía cuántica a una mayor profundidad que las partículas cargadas [9, 10].

Por tanto el *kerma* se subdivide en dos partes, estas cantidades son referidas a las interacciones por colisión y radiactiva [9, 10, 11, 12].

$$K = K_c + K_r \quad (2.22)$$

La E_{tr}^n es una cantidad estocástica llamada energía neta transferida, la cual puede ser definida para un volumen V como:

$$E_{tr}^n = (R_e)_n - (R_s)_n^{nor} - R_n^r + \sum Q = E_{tr} - R_n^r \quad (2.23)$$

Donde R_n^r es la energía radiante emitida como pérdida radiactiva por las partículas cargadas que a su vez son originadas en V , independiente del lugar donde ocurren los eventos por pérdida radiactiva. Esta ecuación es idéntica a la Ec. 2.20, excepto que aquí se incluye el término R_n^r , el resto de términos son definidos como en la Ec. 2.20. Por tanto E_{tr} y K incluyen la energía que se da por pérdida radiactiva, cuando E_{tr}^n y K_c no lo consideran [10].

Ahora podemos definir K_c como:

$$K_c = \frac{dE_{tr}^n}{dm} \quad (2.24)$$

Donde E_{tr}^n es ahora el valor de la energía neta transferida en un volumen finito V durante algún intervalo de tiempo, esto se da para un volumen infinitesimal dV que contiene al punto P y dm es la masa del dV .

Por tanto el *kerma* de colisión es el valor de la energía neta transferida a las partículas cargadas por unidad de masa en un punto de interés, excluyendo la energía por pérdida radiactiva y la energía que pasa de una partícula cargada a otra.

El *kerma* radiactivo puede ser definido simplemente como la diferencia entre K y K_c (Ec. 2.22). Sin embargo puede escribirse como $K_c = dR_n^r / dm$, teniendo la misma forma que las Ecs. 2.21 y 2.24 [10].

2.2.6.2 Dosis absorbida (D)

La dosis absorbida D puede ser definida en términos como una cantidad estocástica relacionada con la energía impartida E_{imp} . La energía impartida por radiación ionizante de la materia de masa m en un volumen finito V es definido como:

$$E_{\text{imp}} = (R_e)_n - (R_s)_n + (R_e)_c - (R_s)_c + \sum Q \quad (2.25)$$

Donde $(R_e)_n$ y $\sum Q$ son definidos al igual que en la Ec. 2.20, $(R_s)_n$ es la energía radiante de toda la radiación de partículas no cargadas que sale de V , $(R_e)_c$ es la energía radiante de las partículas cargadas que entran a V , y $(R_s)_c$ es la energía radiante de las partículas cargadas que salen de V . Podemos definir entonces la dosis absorbida D en V como [10, 11]:

$$D = \frac{dE_{\text{imp}}}{dm} \quad (2.26)$$

Donde E_{imp} es el valor de la energía impartida en el volumen finito V durante algún intervalo de tiempo, dE_{imp} es dado en un volumen infinitesimal dV que contiene al punto P y dm es la masa del dV [10].

Por tanto la dosis absorbida D es el valor de la energía impartida a la materia por unidad de masa en un punto.

Las unidades de dosis absorbida y *kerma* son expresadas en Gy^1 .

2.2.6.3 Exposición (X)

Es simbolizada por X , y es definida como una cantidad dQ por dm , donde el valor dQ es el valor absoluto de la carga total de los iones del mismo signo producidos en aire, cuando todos los electrones (negatrones y positrones) liberados por los fotones en un volumen de aire de masa dm , son completamente frenados en aire, por tanto

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (2.27)$$

La exposición X es la ionización equivalente al kerma de colisión K_c en aire, para rayos X y γ [10, 12].

2.2.7 Distribución de dosis a lo largo del eje central del haz

Es prácticamente imposible obtener una medida directa de la distribución de dosis en el interior del paciente, sin embargo para obtener un resultado exitoso del tratamiento es importante que la distribución de dosis en el volumen irradiado se conozca con Precisión y exactitud. Esto se consigue normalmente mediante el uso de varias funciones que se suelen medir con detectores de radiación en un fantoma de tejido equivalente que vinculan a la dosis o tasa de dosis en cualquier punto arbitrario dentro del paciente con la dosis conocida en un punto de calibración (o referencia) en un fantoma [9].

Una distribución típica de dosis en el eje central proveniente de un haz de fotones de megavoltaje que incide sobre un paciente se muestra en la Figura 2.6. El haz penetra la superficie del paciente, entregando cierta dosis en la superficie de entrada D_e . Bajo la superficie la dosis se eleva rápidamente con respecto a la primera, alcanzando un valor máximo a una profundidad $d = d_m$ y luego disminuye casi exponencialmente hasta alcanzar un valor D_s que sale del paciente [3]. El procedimiento de interacción de los fotones con la materia se describe en cuatro pasos importantes [9]:

2.2.7.1 Dosis en superficie (D_e)

Para haces de fotones de megavoltaje, la dosis en la superficie es generalmente mucho menor que la dosis máxima, producida a una profundidad $d = d_m$ bajo la superficie del paciente (Figura 2.6). Esta depende también de la energía del haz y del tamaño de campo. Por tanto cuanto mayor es la energía del haz de fotones, menor será la dosis superficial y se incrementa en cuanto aumenta el tamaño de campo [9, 11].

La dosis en superficie representa la contribución de:

- Fotones dispersados de los colimadores, filtro aplanador y aire.
- Fotones retrodispersados desde el paciente.

¹Gray (Gy); unidad de dosis absorbida usada actualmente (Sistema Internacional), (1 Gy = 100 cGy).

- Electrones de alta energía producidos por interacciones de los fotones en el aire y con algunas estructuras de protección en la vecindad del paciente [9].

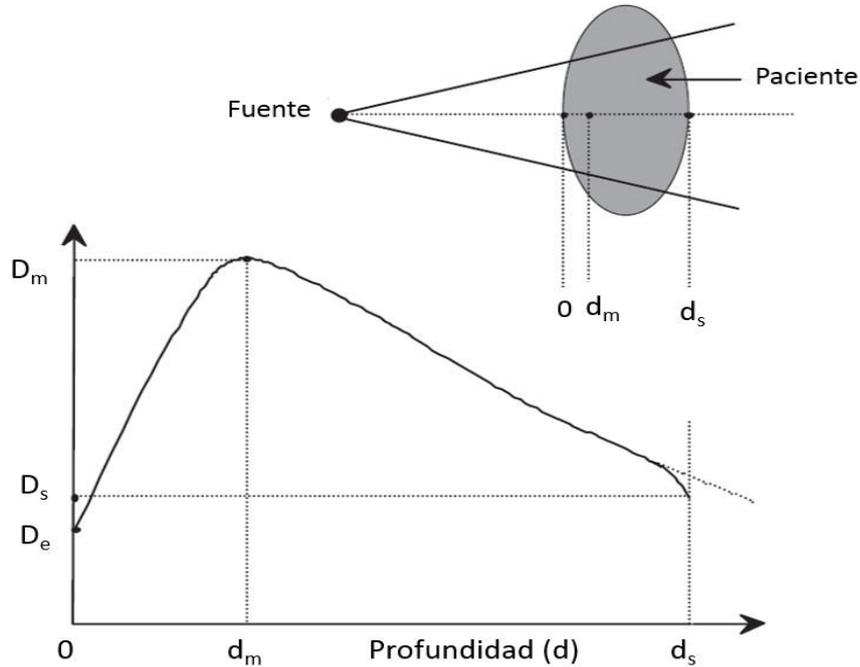


FIG. 2.6. Deposición de dosis de un haz de fotones de megavoltaje en un paciente. D_e es la dosis en superficie en el lado de la entrada del haz, D_s es la dosis en superficie en el lado de salida del haz. D_m es la dosis máxima frecuentemente normalizada al 100 %, resultando en una curva de dosis en profundidad referido como la distribución del porcentaje de dosis en profundidad (PDP). La región comprendida entre $d = 0$ y $d = d_m$ se conoce como la región de la acumulación de dosis o región build-up [9]

2.2.7.2 Región de acumulación o *Build-up*

Esta región está comprendida entre la superficie (profundidad $d = 0$) y la profundidad $d = d_m$ para haces de fotones de megavoltaje, donde los resultados del rango energético de partículas secundarias cargadas (electrones y positrones) es relativamente grande, por lo que se liberan primero en el paciente debido a las interacciones de los fotones con la materia (Efecto Fotoeléctrico, Efecto Compton o Producción de Pares) y luego depositan su energía cinética a una determinada profundidad dentro del paciente (Figura 2.7). Los efectos de los haces de fotones sobre la materia se deben principalmente a los electrones secundarios que se generan. Así la distribución de energía en los tejidos (dosis absorbida) depende básicamente de estos electrones secundarios y en mucha menor medida de la radiación primaria (fotones) [9, 15].

Los electrones secundarios se generan con diferentes energías (*kerma*), pero la energía máxima y su alcance¹ dependen de la energía de los fotones incidentes. Los electrones secundarios no necesariamente depositan toda su energía en el punto donde son generados, sino a distintas profundidades [9, 11, 12].

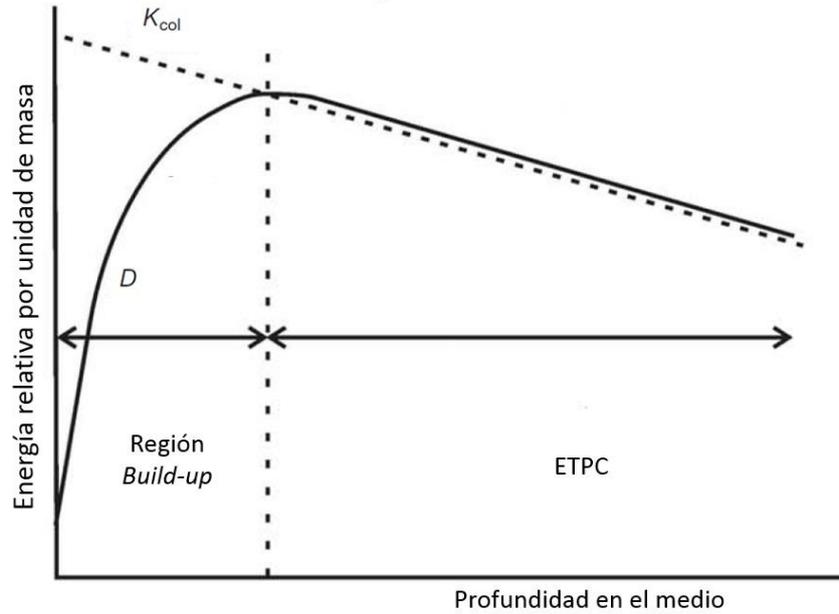


FIG. 2.7. Kerma de colisión y dosis absorbida en función de la profundidad en un medio irradiado con haces de fotones de alta energía [9].

2.2.7.3 Dosis máxima en profundidad (D_m)

En la región ubicada inmediatamente después de la superficie es decir de la piel del paciente, la condición de Equilibrio de Partículas Cargadas (EPC)² no existe y la dosis absorbida es mucho menor que el *kerma* de colisión (K_c) (Figura 2.7). Entonces se puede decir que a una determinada profundidad el número de electrones que se frenan, y por tanto la dosis absorbida, alcanza el máximo. Se dice que se ha alcanzado el equilibrio electrónico, es decir, a esa profundidad el número de electrones que se frenan y ceden su energía es igual al número de electrones que se generan. La profundidad del máximo aumenta con la energía de los fotones incidentes. Sin embargo como la profundidad d incrementa, el EPC es eventualmente alcanzado en un $d = d_m$, donde d es aproximadamente igual al rango de las partículas cargadas secundarias y la dosis es comparable con el (K_c). Esto depende además de la energía del tamaño de campo [9, 15].

Los valores nominales del rango d_m para distintos haces de energía se muestran en la Tabla 2.1:

TABLA 2.1. PROFUNDIDADES TÍPICAS d_m DONDE LA DOSIS ES MÁXIMA, PARA HACES DE FOTONES DE DISTINTAS ENERGÍAS [9].

	Superficial	Orthovoltage	Co-60	4 MV	6 MV	10 MV	18 MV	25 MV
d_m (cm)	0,0	0	0,5	1,0	1,5	2,5	3,5	5,0

2.2.7.4 Dosis de salida (D_s)

Después de la profundidad d_m , tanto la dosis como el K_c decrecen debido a la atenuación de los fotones en el paciente, resultando una región de Equilibrio Transitorio de Partículas Cargadas (ETPC)¹

Conforme aumenta la profundidad, el número de fotones va disminuyendo, y por tanto también va disminuyendo el número de electrones secundarios; entonces a partir del máximo la dosis es cada vez menor (Figura 2.7).

La dosis administrada al paciente con respecto al punto de salida se le conoce como dosis de salida D_s . Como se muestra en la Figura 2.7, la dosis a la salida decrece levemente respecto a la curva extrapolada debido a la pérdida de dispersión en este punto [9, 10].

Luego de conocer los principales aspectos físicos, la calidad de energía y el proceso de interacción de la radiación en la materia, en este caso el paciente, se menciona a continuación el proceso de planificación del tratamiento en forma teórica, así como el estudio de la protección efectiva de órganos críticos.

2.3 Planificación del tratamiento de ICT

Antes de dar inicio al proceso de ICT, como técnica elegida, se debe primero hacer un

¹El alcance descrito por las partículas depende de cuan mayor sea la energía de estas dentro de un material (aire, tejido, agua) y es medido en términos de longitud (mm, cm, μm)

²EPC (Equilibrio de Partículas Cargadas); Es una característica de la radiación indirectamente ionizante, que consiste en la deposición de energía a través de dos etapas. En la primera etapa se produce la interacción por la cual se transfiere energía a partículas secundarias cargadas y en la segunda etapa, estas partículas secundarias entregan energía a la materia [3].

estudio de los puntos de prescripción de dosis y el volumen a irradiar.

2.3.1 Puntos de prescripción de dosis

Para la planificación del tratamiento en la región del tórax (región homogénea), son necesarios por lo menos tres pares de tomografías para evaluar los valores medios del espesor de pulmón, la densidad del pulmón y espesor de la pared del tórax. Se especifica la dosis en cada pulmón, que se define en los puntos medios de ambos pulmones [16].

Para lograr una ICT uniforme, la dosis es prescrita en un punto dentro del cuerpo, el cual especifica la dosis en el volumen destino, referido como el punto de prescripción de dosis o punto de referencia (+) (generalmente en el medio del abdomen a nivel del ombligo) (Figura 2.9). Durante el procedimiento de ICT se debe suministrar la dosis prescrita en los llamados puntos de prescripción de dosis (●) y debe mantenerse en todo el cuerpo con una exactitud del $\pm 5\%$ (Se considera un rango mayor de $\approx \pm 5\%$ cuando se aplica protección de órganos críticos debido a efectos de dispersión) de la dosis prescrita. La uniformidad de la dosis se consigue con el uso de bolus o compensadores, para el caso de las manos, cabeza, cuello y extremidades inferiores [2, 17].

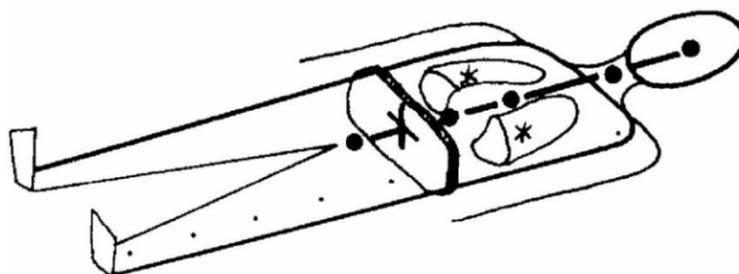


FIG. 2.9. Puntos de prescripción en un paciente que va a ser sometido a un tratamiento de ICT [2].

2.3.2 Parámetros de tratamiento

Los principales parámetros en la entrega de dosis con haces de fotones son: (a) Cantidad de energía, (b) Profundidad (d), (c) Distancia Fuente-Superficie (DFS), Distancia Fuente-Isocentro (DFI), (d) Inverso del cuadrado con la distancia (ICD), (e) Relación

¹ETPC (Equilibrio Transitorio de Partículas Cargadas); Se considera cuando la energía transferida a los electrones (kerma) por el haz de fotones en un punto en particular no conlleva a la absorción de la energía por el medio en esta localización. Esto es debido al alcance finito no-nulo de los electrones liberados por las interacciones de los fotones en el medio [9].

Tejido Máximo (RTM), (f) Número de Unidades Monitor (UM) y (g) Tamaño de Campo (TC) [9, 15].

2.3.3 ICT bilateral

La Precisión de la dosis y la homogeneidad en el volumen destino puede lograrse con facilidad utilizando la técnica de ICT bilateral en forma fraccionada y uniforme, empleando haces de fotones de megavoltaje de 6 MV (Energía efectiva $\approx 2,71$ MeV) [2, 3]. La dosis prescrita en plano medio (mitad del paciente bajo corte sagital) es de 1200 cGy, aplicada en 4 fracciones de 200 cGy y 2 fracciones de 200 cGy con protección de pulmón (7,0 cm de espesor de cerrobend sujetos a la bandeja a la salida del colimador), por medio de haces laterales opuestos [1, 3, 14] y para compensar la zona no irradiada a nivel de mediastino se aplica 200 cGy por compensación AP y PA. El paciente cambia de posición entre cada sesión ya sea supina o prona (Figura 2.10).

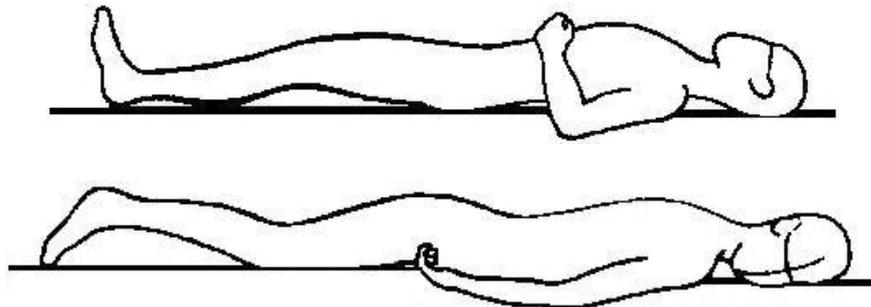


FIG. 2.10. Posiciones de cúbito supina (superior) y prona (inferior) requeridas para el tratamiento de ICT [10]

Por lo general, estas irradiaciones paralelas opuestas se realizan a gran distancia (DFS ≥ 300 cm) fija, esto permite obtener un tamaño de campo de aproximadamente 70×200 cm² (Figura 2.11).

El proceso inicia colocando al paciente dentro de una cuba de acrílico, colocándole compensadores (bolsas de agua temperada) para homogenizar el volumen que va a ser irradiado. El espesor de la pared frontal de la cuba es $e = 1,50$ cm (espesor necesario para conseguir el equilibrio electrónico) [2, 15].

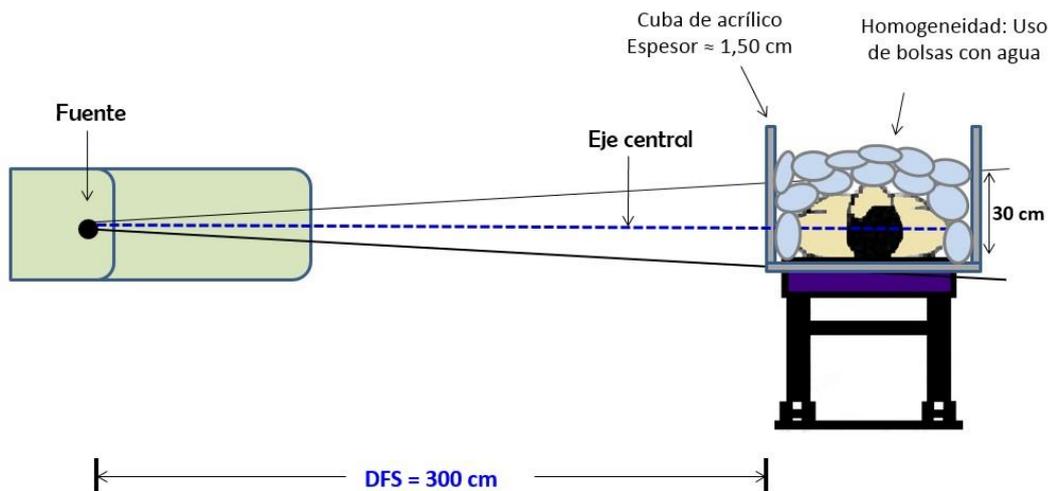


FIG. 2.11. Irradiación de cuerpo total bilateral [15].

2.3.4 Irradiación Antero-Posterior (AP) y Postero-Anterior (PA) por compensación

Posteriormente a la ICT bilateral se debe aplicar irradiación por compensación de forma Antero-Posterior (AP) y Postero-Anterior (PA) a la altura de mediastino (Figura 2.12) ya que este volumen no fue irradiado, cuando se usó protección de pulmón en forma bilateral, para esto se irradia con una dosis de 200 cGy AP y 200 cGy PA a DFI = 100 cm y TC = 10 x 10 cm². En este caso se colocan en la bandeja del colimador dos protectores de pulmón (cerrobend) equidistantes [2, 16, 17].

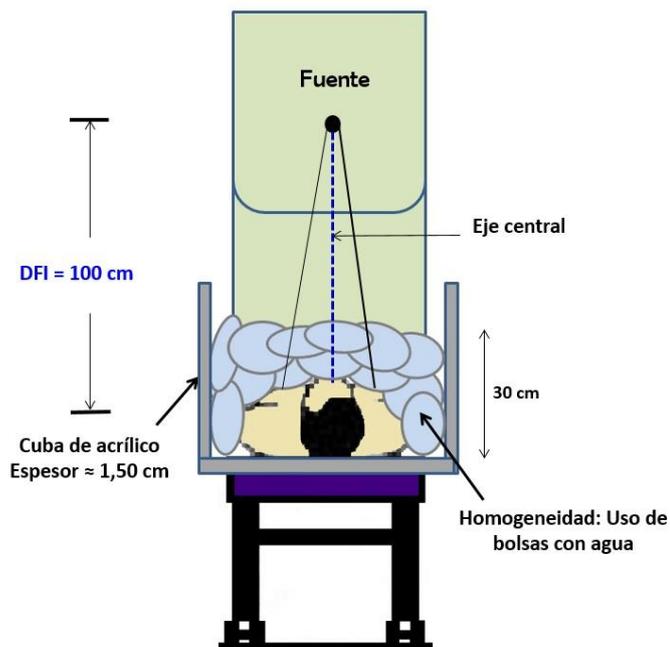


FIG. 2.1.: Irradiación Antero-Posterior (AP) y Postero-Anterior (PA) por compensación [15].

2.3.5 Planificación en haces de fotones: Región homogénea

Para demostrar que la dosis en cualquiera de los puntos a lo largo del eje central sean similares en el caso de una ICT bilateral; se plantea adaptar la técnica de Radioterapia Estándar a una técnica de ICT bilateral, con respecto a la planificación del tratamiento. Para esto se evalúa una región homogénea como es el caso del tórax (Figura 2.13), teniendo en cuenta los mismos parámetros de tratamiento.

Se elige un punto de prescripción de dosis, ubicado en plano medio y cuatro puntos a lo largo del eje central (entrada, salida y puntos medios de los pulmones), en donde se comprobará que los valores de dosis obtenidos difieren de la dosis prescrita en un $\pm 10 \%$, con y sin protección de pulmones [2, 3, 15, 16].

2.3.6 Cálculo de dosis a lo largo del eje central del haz para ICT

Se realizará el cálculo respectivo de la dosis total absorbida en cada pulmón D_{P_1} y D_{P_2} por la contribución de ambos campos y las dosis en la entrada D_e y salida D_s , para una dosis total prescrita en línea media $D_M = 200$ cGy sin protección de pulmón, como se trata de una ICT bilateral cada campo entrega 100 cGy [2, 17].

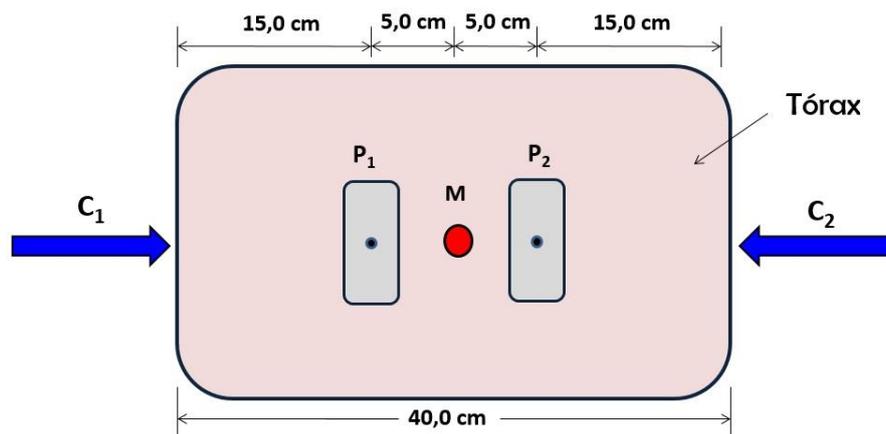


FIG. 2.13. Simulación de un corte tomográfico a nivel de tórax, irradiado lateralmente en las mismas condiciones.

El diagrama mostrado en la Figura 2.13 es utilizado como referencia, y se consideran todas las condiciones físicas que hay que tener en cuenta, como la energía del haz (6 MV),

TC = 30 x 30 cm², DFS = 300 cm, espesor total ($d = 40,0$ cm) (diámetro aproximado del tórax), espesor medio ($d/2 = 20,0$ cm), valores de RTM (Tabla A.1) y el ICD¹, de esta manera se realizan los cálculos respectivos:

- Contribución de dosis del campo lateral C₁ (Figura 2.12):

$$D_{P_1-C_1} = \frac{D_M}{RTM(20,0 \text{ cm})} \left(\frac{320,0 \text{ cm}}{315,0 \text{ cm}} \right)^2 RTM(15,0 \text{ cm}) \quad (2.28)$$

$$D_{P_1-C_1} = \frac{100 \text{ cGy}}{0,620} \left(\frac{320,0}{315,0} \right)^2 0,726 = 121 \text{ cGy} \quad (2.29)$$

- Contribución de dosis del campo lateral C₂ (Figura 2.12):

$$D_{P_1-C_2} = \frac{D_M}{RTM(20,0 \text{ cm})} \left(\frac{320,0 \text{ cm}}{325,0 \text{ cm}} \right)^2 RTM(25,0 \text{ cm}) \quad (2.30)$$

$$D_{P_1-C_2} = \frac{100 \text{ cGy}}{0,620} \left(\frac{320,0 \text{ cm}}{325,0 \text{ cm}} \right)^2 0,525 = 82,1 \text{ cGy} \quad (2.31)$$

La dosis total D_{P_1} en P₁ debido a la contribución de ambos campos LD y LI es:

$$D_{P_1} = D_{P_1-C_1} + D_{P_1-C_2} = 203 \text{ cGy}$$

Como ambos pulmones están ubicados simétricamente, la distancia desde el centro del volúmen al centro de cada pulmón, es la misma cuando el paciente cambia de posición supina a prona, entonces se obtiene de la misma forma el valor de D_{P_2} :

$$D_{P_2} = D_{P_2-C_1} + D_{P_2-C_2} = 203 \text{ cGy} \quad (2.32)$$

Ahora se calculará la dosis en la entrada y salida, también debido a la contribución de ambos campos cuando el paciente invierte su posición durante el tratamiento.

- Dosis en la entrada lateral derecha (LD) o lateral izquierda (LI):

$$D_e = \frac{D_M}{\text{RTM}(20,0 \text{ cm})} \left(\frac{320,0 \text{ cm}}{300,0 \text{ cm}} \right)^2 \quad (2.33)$$

$$D_e = \frac{100 \text{ cGy}}{0,620} \left(\frac{320,0 \text{ cm}}{300,0 \text{ cm}} \right)^2 = 184 \text{ cGy} \quad (2.34)$$

- Dosis en la salida lateral derecha (LD) o lateral izquierda (LI):

$$D_s = \frac{D_M}{\text{RTM}(20,0 \text{ cm})} \left(\frac{320,0 \text{ cm}}{340,0 \text{ cm}} \right)^2 \text{RTM}(40,0 \text{ cm}) \quad (2.35)$$

$$D_s = \frac{100 \text{ cGy}}{0,620} \left(\frac{320,0}{340,0} \right)^2 0,309 = 44,2 \text{ cGy} \quad (2.36)$$

Por tanto, la dosis total en la entrada D_e y en la salida D_s , va a ser la misma y a la vez la suma de ambas debido a que el paciente cambia de posición pero las condiciones de tratamiento son las mismas, entonces:

$$D_e = D_s = 228 \text{ cGy} \quad (2.37)$$

Se procede ahora a calcular el número de unidades monitor (tiempo de irradiación para cada disparo) requerido para realizar el tratamiento, en cualquier punto siendo el mismo se use o no protección de pulmón [2, 3, 16].

2.3.7 Cálculo del número de Unidades Monitor (\mathcal{UM}) en irradiación bilateral

Según la Figura 2.13, la DFS = 300 cm y el punto de prescripción se encuentra a DFS + d/2 = 320 cm. Se tiene para esto el valor de dosis en la entrada del paciente $D_e = 228 \text{ cGy}$, usada como referencia para evaluar el número de \mathcal{UM} , requerido para el tratamiento [9, 16]:

$$\mathcal{UM} = \frac{D_{\text{ref}}}{D(\text{cGy}/\mathcal{UM})_{\text{ref}} \cdot \text{RTM} \cdot \text{ICD}} \quad (2.38)$$

¹Este método es aplicado en planificación de tratamientos en radioterapia estándar despreciando el producto de algunos factores de corrección tal como se indica en la Ec 2.28 en adelante [16].

$$VM = \frac{228 \text{ cGy}}{0,5 \text{ cGy/UM} \cdot \text{RTM}(20,0\text{cm}) \cdot \left(\frac{300 \text{ 28}}{320,0 \text{ cm}}\right)^2} \quad (2.39)$$

$$VM = 837 \quad (2.40)$$

2.3.8 Protección efectiva de pulmón

Debido a razones radiobiológicas¹, el pulmón es considerado como órgano crítico y debe ser protegido de la dosis prescrita en plano medio a nivel local. Se opta por el fraccionamiento² de la dosis en el volumen destino como primera alternativa y posteriormente se diseña una protección cuyo espesor es calculado necesariamente [1, 2, 3, 16].

Bajo estas condiciones, la reducción en el número de fotones (dN) es proporcional al número de fotones incidentes (N) y del espesor del material atenuador (dx), Matemáticamente,

$$dN = -\mu N dx \quad (2.41)$$

Donde μ es la constante de proporcionalidad, llamado coeficiente de atenuación lineal (cm^{-1}). El signo menos indica que el número de fotones decrece a medida que el espesor del material atenuador incrementa. La Ec. 2.42 también puede ser escrita en términos de intensidad (I):

$$dI = -\mu I dx \quad (2.42)$$

Finalmente

$$I(x) = I_0 e^{-\mu x} \quad (2.43)$$

Donde $I(x)$ es la intensidad transmitida por un espesor x y I_0 es la intensidad incidente en el material atenuador [6, 7].

2.3.9 Determinación del espesor de cerrobend

Para esto se analizará el porcentaje de dosis atenuado luego de usar un espesor de cerrobend adecuado. En primer lugar se irradiará la cámara ubicada a 300 cm de la fuente sin ninguna protección y posteriormente se colocará detrás de la bandeja un espesor de aproximadamente 7,0 cm ($e_c = 7,0$ cm). El 29 % de cerrobend es usado para atenuar hasta en un 100 % aproximadamente el haz de 6 MV [1, 11].

Este espesor de cerrobend es usado en radioterapia estándar para proteger tejidos aledaños, es decir se trata de un espesor de este material ya establecido y se usó en esta experiencia para proteger un pulmón [11, 14].

2.3.10 Irradiación por compensación

Esto se aplica debido a que la zona a nivel de mediastino queda sin irradiar y debe ser compensada con una irradiación Antero-Posterior (AP) y Postero-Anterior (PA).

De este modo se calculará también la dosis en la entrada y salida, debido a la contribución de ambos campos cuando el paciente invierte su posición durante el tratamiento.

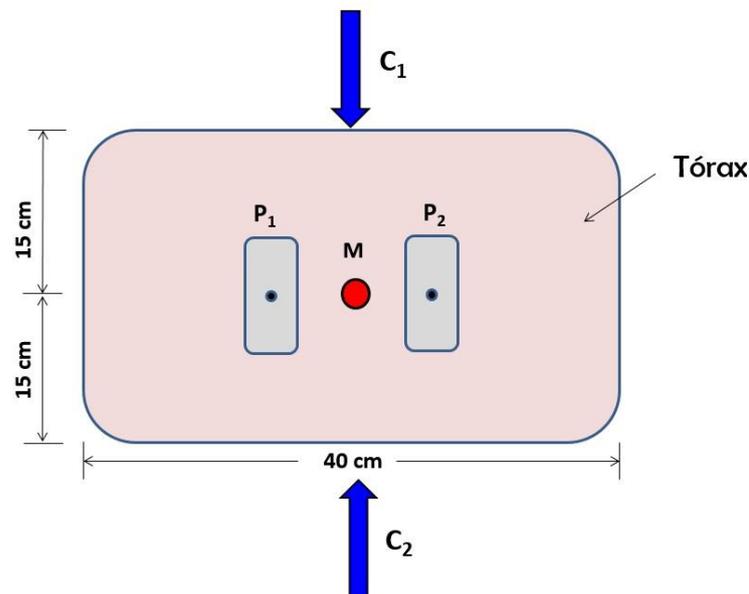


FIG. 2.14. Esquema del tórax durante irradiación Antero-Posterior (AP) y Postero-Anterior (PA) por compensación

- Dosis en la entrada superior D_S o inferior D_I :

$$D_s = \frac{D_M}{\text{RTM}(15,0 \text{ cm})} \left(\frac{100,0 \text{ cm}}{85,0 \text{ cm}} \right)^2 \quad (2.44)$$

$$D_s = \frac{200 \text{ cGy}}{0,650} \left(\frac{100,0}{85,0} \right)^2 = 426 \text{ cGy} \quad (2.45)$$

- Dosis en la entrada inferior D_I o superior D_s :

$$D_I = \frac{D_M}{\text{RTM}(15,0 \text{ cm})} \left(\frac{100,0 \text{ cm}}{115,0 \text{ cm}} \right)^2 \text{RTM}(30,0 \text{ cm}) \quad (2.46)$$

$$D_I = \frac{200 \text{ cGy}}{0,650} \left(\frac{100,0}{115,0} \right)^2 0,352 = 81,8 \text{ cGy} \quad (2.47)$$

Por tanto, la dosis total en la entrada superior D_s y en la entrada inferior D_I , va a ser la misma y a la vez la suma de ambas debido a que el paciente cambia de posición pero las condiciones de tratamiento son las mismas, entonces:

$$D_s = D_I = 508 \text{ cGy} \quad (2.48)$$

Se procede ahora a calcular el número de \mathcal{UM} (tiempo de irradiación para cada disparo) requerido para realizar el tratamiento, en cualquier punto siendo el mismo se use o no protección de pulmón [2, 3, 16].

2.3.11 Cálculo del número de Unidades Monitor (\mathcal{UM}) en irradiación por compensación

Según la Figura 2.14, la DFI = 100 cm y el punto de prescripción se encuentra a DFS + $d/2$ = 100 cm. Se tiene para esto el valor de dosis en la entrada superior del paciente $D_s = 508 \text{ cGy}$, usada como referencia para evaluar el número de \mathcal{UM} , requerido para el tratamiento [9, 16]:

$$\mathcal{UM} = \frac{D_{\text{ref}}}{D(\text{cGy}/\mathcal{UM})_{\text{ref}} \cdot \text{RTM} \cdot \text{ICD}} \quad (2.49)$$

$$U_M = \frac{508 \text{ cGy}}{1,0 \text{ cGy/UM} \cdot \text{RTM}(15,0\text{cm}) \cdot \left(\frac{85,0 \text{ cm}}{100,0 \text{ cm}} \right)^2} \quad (2.50)$$

$$U_M = 1081 \quad (2.51)$$

En esta sección se describirá el método de medición de la dosis a partir de las dosis medidas con la cámara de ionización y los dosímetros OSL. La explicación detallada a continuación nos permitirá obtener los valores de dosis de forma experimental.

2.4 Obtención de valores de dosis y empleo del algoritmo de cálculo de dosis en plano medio

2.4.1 Aspectos generales

Para obtener los valores de dosis usados en el algoritmo de cálculo de dosis en plano medio, se requiere tomar lecturas *in vivo* por la cámara de ionización y los dosímetros OSL y a partir de ellas, incluir ciertos factores establecidos para cada dispositivo. A continuación se mencionará el uso de cada dispositivo, la Obtención de las lecturas, cálculo de dosis y por último su aplicación en el algoritmo de cálculo [1].

2.4.2 Uso de la cámara de ionización cilíndrica PTW Freiburg 31010

La C.I utilizada consiste básicamente en un electrodo central encerrado en un contenedor cilíndrico en cuyo interior existe un determinado volumen de gas (aire). Este se encuentra conectado a un alto voltaje de polarización suministrado típicamente de 100 V a 1000 V. El evento inicial de la interacción de la radiación ionizante indirecta con la C.I se caracteriza por la liberación de electrones de alta energía en la pared de la C.I o en el fantoma. Para esto la C.I debe alinearse de forma tal que la fluencia de la radiación sea uniforme en toda la sección transversal de la C.I [21]. Algunos de estos electrones entran a la C.I e ionizan las moléculas de aire, produciendo iones positivos y electrones de baja

¹El pulmón al igual que muchos órganos debe ser protegido, debido a que es considerado como órgano radiosensible. Este efecto produce en el pulmón diferentes grados de alteraciones morfológicas o funcionales.

²Después del fraccionamiento, la mayoría de las complicaciones conocidas debido a la radioterapia de fracción única, no se producen, o se producen después pero con menor frecuencia y gravedad. Los pulmones son también parte del volumen destino. Así, la optimización de la eficiencia del tratamiento y la prevención de las complicaciones son fuertemente acoplados por tanto requieren de una prescripción de dosis para ambos [16].

energía (Figura 2.16). Los electrones de baja energía se unen a las moléculas de oxígeno electronegativo en el aire, formando iones negativos, que luego son atraídos por los electrodos produciéndose una corriente entre 10^{-14} A y 10^{-7} A la cual es medida por un electrómetro conectado al detector, unido a un sistema electrónico permitiéndonos observar valores de colección de carga en nC [23, 24].

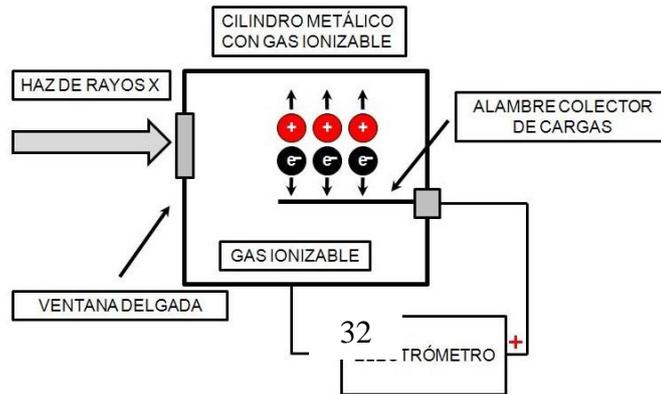


FIG. 2.15. Proceso de colección de carga por el electrómetro, debido a la ionización del gas dentro de la C.I [23].

2.4.2.1 Cálculo de dosis Según el Protocolo TRS N° 398

Para determinar la dosis en plano medio es necesario contar con las lecturas procedentes de una C.I previamente calibrada, bajo una calidad de referencia Q_0 , (Ec. 2.53) [23]:

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} \quad (2.52)$$

donde M_Q [nC] es la lectura de la C.I, que incluye el producto $\prod k_i$ de factores de corrección por las magnitudes de influencia, N_{D,w,Q_0} [Gy/nC] es el factor de calibración y k_{Q,Q_0} es el factor de corrección que tiene en cuenta la diferencia entre la calidad del haz de referencia, Q_0 , y la calidad real utilizada para el tratamiento Q (Este valor es cercano a 1) [23], entonces:

$$M_Q = M'_Q \prod k_i \quad (2.53)$$

2.4.2.2 Corrección por magnitudes de influencia

El factor de calibración de una C.I es válido sólo para las condiciones de referencia que se aplican en la calibración. Cualquier Desviación de las condiciones de referencia debería corregirse utilizando los factores adecuados, estos son representados en el producto $\prod k_i$ (Ec. 2.54), los cuales consideran el factor Presión, temperatura y humedad (k_{TP}), factor Calibración del electrómetro (k_{elec}), factor Efecto de polaridad (k_{pol}), factor Recombinación de iones (k_s) y factor por Uso de fantoma de acrílico (k_f) [23].

En la Tabla 2.2 se mencionan los factores de corrección y calibración utilizados para el cálculo de dosis (cGy) en plano medio, Según las condiciones dosimétricas empleadas.

TABLA N° 2.2: FACTORES DE CORRECCIÓN Y CALIBRACIÓN UTILIZADOS PARA EL CÁLCULO DE DOSIS (CGY) EN PLANO MEDIO [23].

Parámetro	Valor
k_{TP}	1,040
k_{elec}	1,000
k_{pol}	0,996
k_s	1,004
k_f	1,031

2.4.3 Uso de los detectores nanodot OSL ($Al_2O_3:C$)

La luminiscencia ópticamente estimulada (*Optically Stimulated Luminiscence OSL*) es la luminiscencia emitida por un material aislante o semiconductor, que ha sido previamente irradiado, como es el caso del $Al_2O_3:C$ durante la exposición a la luz. El uso de este material abrió la posibilidad de varias aplicaciones prometedoras en cuanto a medidas de alta sensibilidad, siendo 40-60 veces mayor que la del LiF usado en el TLD-100 por lo que es un firme candidato para dosis bajas y cortas aplicaciones de exposición. La intensidad de dicha luminiscencia está en función de la dosis de radiación absorbida y por lo tanto puede ser utilizado como base de un método de dosimetría *in vivo* [18, 19]. El proceso se inicia cuando se irradia la muestra produciendo ionización que genera partículas cargadas secundarias altamente energéticas, generalmente electrones, que se producen en las principales interacciones de fotones con la materia, y son los responsables de la deposición de energía. En un sólido cristalino estas partículas cargadas secundarias arrancan

numerosos electrones libres de baja energía produciendo agujeros, a través de ionización de los átomos e iones. Los electrones libres y huecos producidos se recombinan o los electrones quedan atrapados en estas trampas o agujeros, en alguna parte del cristal [18].

Aparte de los diferentes métodos de lectura disponibles, las técnicas OSL tienen ventajas sobre las técnicas de Termoluminiscencia (TL) convencionales por otras razones. La ventaja más obvia radica en el hecho de que el método de lectura es óptico, no requiere de calentamiento de las muestras. El fenómeno OSL ha sido descrito por dos materiales importantes: el cuarzo y el $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$. La aprobación del $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ mediante la estimulación óptica, se puede realizar a temperaturas inferiores a aquellos para los que se produce enfriamiento térmico, y por lo tanto se logra un aumento significativo de la sensibilidad [20].

La naturaleza óptica de todo el proceso de lectura OSL también permite el uso del "plástico" para los dosímetros, ya que existe luminiscencia en el fósforo impregnado en una matriz de plástico (por ejemplo, el politetrafluoroetileno (PTFE)). La alta sensibilidad OSL también conduce a las ventajas relacionadas con múltiples lecturas, ya que a veces no es necesario estimular a toda la carga atrapada para leer una señal de luminosidad suficiente. De esta manera, puede ser estimulada en un momento posterior cuya lectura de la señal es necesaria para fines de verificación de la dosis. Por tanto, el proceso de lectura puede ser muy rápido mediante el ajuste de la intensidad de la luz estimulante (poder) que conducen a las ventajas asociadas con el análisis rápido de un gran número de dosímetros [13, 18].

2.4.3.1 Estimulación OSL y características de emisión del $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$

Se utiliza las diferentes líneas de un láser de iones de Ar para medir el espectro de estimulación OSL del $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$. El poder del láser en cada longitud de onda se ajusta para conseguir el mismo número de fotones por unidad de tiempo y por unidad de área incidente en la muestra. Se puede evaluar la estimulación de una muestra, utilizando espectros continuos, y longitudes de onda del orden de 480 nm [18].

Sin embargo, la observación de una resonancia evidente en la curva de la estimulación óptica puede ser engañosa. Como resultado, los espectros de estimulación obtenidos son

complejos y dependen de la radiación, la historia de la lectura de la muestra y el grado de profundidad que llena de trampas [18].

2.4.3.2 La respuesta OSL del $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ expuesto a la radiación

Un enfoque simple de calibración es obviamente el uso de la técnica de determinación rápida para dosis integrada utilizando OSL con $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$. En dicho procedimiento, la misma muestra se irradia a diferentes dosis conocidas en el laboratorio y se realiza el seguimiento de la señal OSL después de cada irradiación [18].

Comparando la señal OSL de una dosis desconocida con esta curva de calibración, permite que esta dosis sea determinada. Una cuestión crucial, sin embargo, al utilizar métodos de calibración en el que la muestra es varias veces irradiada y la señal es leída, es debido a los cambios en la sensibilidad de luminiscencia que se producen como resultado de irradiaciones repetidas y lectura de salida [18].

Las trampas profundas contribuyen directamente sólo $\approx 2\text{-}3\%$ de la señal de OSL cuando son estimuladas con longitudes de onda en la región verde. La disminución de la longitud de onda incrementa la contribución en estas trampas profundas, con aproximadamente el 10 % de la señal proveniente de las trampas de profundidad estimuladas a 465 nm. Es difícil distinguir la dependencia de la OSL con la temperatura, debido a las trampas profundas de OSL, similar a las trampas dosimétricas. Esto puede ilustrarse usando una muestra pre-irradiada con una dosis alta de radiación beta (1,5 Gy) y pre-calentado a temperaturas $> 230\text{ }^\circ\text{C}$. Este tratamiento genera el llenado de las trampas profundas, pero vacía las trampas dosimétricas. A primera vista, esto parece indicar que la OSL de las trampas profundas muestra una dependencia a la temperatura similar a la observada en las trampas dosimétricas. Sin embargo, una vez más, la interpretación se complica por la fototransferencia de carga de las trampas profundas a las trampas dosimétricas durante las mediciones de OSL, acompañada de la estimulación óptica simultánea de carga fuera de las trampas de dosimetría. Así, la dependencia de la temperatura observada todavía puede ser la de la OSL en las trampas dosimétricas, en lugar de las trampas profundas [18]

2.4.3.3 Método para obtener valores de dosis por medio de los detectores OSL

Luego que los detectores nanodot han sido previamente caracterizados e irradiados, son leídos y esta lectura es corregida por algunos factores de calibración mostrados en el Tabla 2.3, ya que las condiciones de tratamiento no son las mismas que las condiciones de caracterización con respecto a los parámetros utilizados en ambos casos, tales como la DFS, tamaño de campo, tasa de dosis, número de unidades monitor y posición del gantry [1, 18, 19].

Los dosímetros se calibran comparando su respuesta con la dosis determinada con la C.I situada en el centro del campo y a la profundidad del máximo de dosis. El factor de calibración se obtiene aplicando la Ec. 2.55 [20]:

$$F_{\text{cal}} = \frac{D_{\text{CI}}}{L_{\text{nanodot}}} \quad (2.54)$$

Donde D_{CI} es la dosis determinada por la C.I y L_{nanodot} es la lectura del detector nanodot [20].

Puesto que la sensibilidad de los detectores depende de la tasa de dosis, de la energía y de la temperatura, cuando las condiciones de medida difieran de las condiciones de caracterización se deberán aplicar factores de corrección para obtener la dosis a partir de la lectura del detector. Así, se deberán aplicar los factores de corrección por uso (F_{uso}), por tasa de dosis (F_{tasa}), por distancia (F_{dis}), por energía (F_{ene}), por ángulo de incidencia con respecto al eje central del (F_{ang}) y debido al uso del lector MicroStar ($F_{\text{μstar}}$) [20]. Por tanto la dosis medida por el detector vendrá dada, por la siguiente expresión (Ec. 2.56):

En el Tabla 2.3 se mencionan los factores de corrección y calibración utilizados para el cálculo de dosis (cGy) en la entrada y salida del fantoma, según las condiciones dosimétricas empleadas.

$$D = L \cdot F_{\text{cal}} \cdot \prod F_i \quad (2.55)$$

donde L es la lectura del dosímetro OSL, F_{cal} es su factor de calibración y $\prod F_i$ es el producto de todos los factores de corrección [19, 20].

TABLA N° 2.3: FACTORES DE CORRECCIÓN Y CALIBRACIÓN UTILIZADOS PARA EL CÁLCULO DE DOSIS (CGY) EN LA ENTRADA Y SALIDA DEL FANTOMA [20].

Parámetro	Valor
F_{dis}	1,00
F_{uso}	1,01
F_{tasa}	1,02
F_{ang}	1,02
F_{ene}	1,02
F_{cal}	1,73
$F_{\mu star}$	3,04

2.4.4 Estudio del algoritmo de cálculo de dosis en plano medio ($D_{d/2}$ y $D'_{d/2}$)

Una vez obtenido los valores de dosis de entrada y salida (D_e, D_s o D'_e, D'_s), se puede estimar la dosis entregada a un punto situado en el volumen objetivo. Para el tratamiento de ICT, se elige un punto en el plano medio a lo largo del eje central del haz, como el punto en el cual la dosis es prescrita. La dosis en plano medio ($D_{d/2}$ y $D'_{d/2}$)² se calcula tomando la media aritmética de la dosis de entrada y salida corregida por un factor de corrección (FC), ya que la variación de la dosis con la profundidad no es lineal sino exponencial (Figura 2.15)[1].

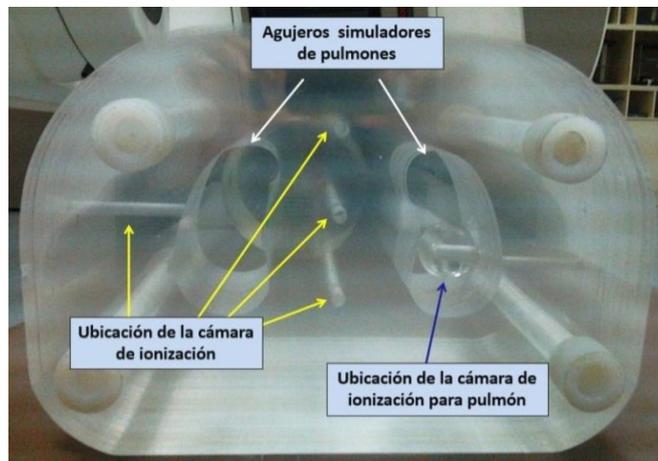


FIG. 2.16. Ubicación de los dosímetros OSL en el fantoma de tórax

La proporción de la dosis medida por los dosímetros en la entrada y salida se toma como $PDP(d - d_m)$ y pueden ser vistas en las curvas de Porcentaje de Dosis en Profundidad (PDP).

Por lo tanto, la dosis en plano medio ($D_{d/2}$) puede ser expresada para cada tratamiento con haz de radiación como:

$$D_{d/2} = \frac{D_e + D_s}{2} \times FC \quad (2.56)$$

Posteriormente se comprobará el valor de la dosis calculada en plano medio Según el algoritmo, con las lecturas de dosis medida por una C.I (D_{CI}), ubicada en esa posición, en el momento que los dosímetros OSL también son irradiados [2, 5]. 38

El FC viene dado por la expresión:

$$FC = \frac{PDP(d/2)}{\frac{PDP(d_m) - PDP(d - d_m)}{2}} \quad (2.57)$$

Donde PDP corresponde al porcentaje de dosis en profundidad medida en condiciones de ICT usando la C.I. Por definición $PDP(d_m) = 100$, d es el espesor del paciente y $d/2$ es el espesor medio [1, 3, 9].

La conversión de dosis en plano medio a dosis en cualquier otro punto a lo largo del eje central, se realiza aplicando la siguiente expresión:

$$D_z = \frac{D_{d/2}}{PDP(d/2)} \times PDP(z) \quad (2.58)$$

donde $D_{d/2}$ está dado por la Ec 2.57 [1].

¹ D_e y D_s son los valores de dosis de entrada y salida medidos detrás de la protección con cerrobend, bajo las mismas condiciones dosimétricas.

² $D_{d/2}$, es el valor de dosis calculado en plano medio del paciente, cuando se usa protección de cerrobend

Se puede calcular además los valores de dosis de entrada y salida teóricos, conociendo el valor de dosis en plano medio y valores de PDP, aplicando las ecuaciones mostradas a continuación [1]:

$$D_e = \frac{D_{d/2}}{\text{PDP}(d/2)} \times \text{PDP}(d_m) \quad (2.59)$$

$$D_s = \frac{D_{d/2}}{\text{PDP}(d/2)} \times \text{PDP}(d - d_m) \quad (2.60)$$

CAPÍTULO III

MATERIALES Y MÉTODOS

3.1 Equipos y dispositivos

3.1.1 Fuente de radiación

La energía de 6 MeV necesaria para el proceso de ICT, así como para la evaluación de la calidad del haz y caracterización de los detectores OSL, proviene del Acelerador Lineal Varian Clinac 2100C (Figura 3.1); en la Tabla 3.1 se mencionan algunas características importantes de este equipo [9]:

TABLA 3.1. ESPECIFICACIONES TÉCNICAS DEL ACELERADOR LINEAL [22].

Especificación/Parámetro	Característica/Valor
Tipo	LINAC
Fabricante	Varian
Modelo	2100C
Calidad de haz: Fotones	6, 10 MV
Calidad de haz: Electrones	6, 9, 12, 16, 20 MeV
Tasa de dosis	80, 250, 320 cGy/UM
Tamaño de Campo	0 x 0 – 40 x 40 cm ²
DFS mínima	100 cm
Año de instalación	Marzo 2010
Ubicación	Radioncología



FIG. 3.1. Acelerador Lineal Varian Clinac 2100C.

3.1.2 Detectores OSL Nanodot

Los detectores nanodot que fueron caracterizados empleando haces de energía de 6 MV, ya pueden ser aceptados como "Dosímetros OSL", siendo empleados para la medición de dosis absorbida en pacientes durante el proceso radioterapéutico (Figura 3.2). Su uso es ideal en dosimetría in vivo durante ICT por sus ventajas con respecto al tamaño físico pequeño, versatilidad, equivalencia con el tejido, alta sensibilidad, amplio rango dosimétrico, ser reutilizable y de medición directa [18]. Sus características más relevantes son mostradas en la Tabla 3.2:

TABLA 3.2. ESPECIFICACIONES TÉCNICAS DE LOS DETECTORES NANODOT OSL [18].

Especificación/Parámetro	Característica/Valor
Fabricante	Landauer INC
Material	Al ₂ O ₃ :C
Dimensiones	7,0 x 7,0 x 1,5 mm ³
Diámetro del cristal	3,50 mm
Densidad	3,97 g/cm ³
Número atómico efectivo	10,2
Punto de fusión	2054 °C
Punto de ebullición	3000 °C
Conductividad térmica	18 W/mK
Desviación	± 2,8 %

Luego de ser irradiados, estos detectores son leídos por el sistema de lectura Microstar (Figura 3.3), el cual está calibrado en unidades de *mrads*¹; y viene conectado a un sistema informático que incluye el software de adquisición de datos [19, 20].

¹Rad; unidad de Dosis Absorbida (antigua), (1 Gy = 100 rad) [9].



FIG. 3.2. Detectores Nanodot OSL ($Al_2O_3:C$) Landauer INC.



FIG. 3.3. Lector MicroStar Landauer INC.

3.1.3 Cámara de ionización cilíndrica

La cámara de ionización (C.I) mostrada en la Figura 3.4 debe ser previamente calibrada en agua con haces de ^{60}Co , con la ayuda de los parámetros correspondientes, usados en dosimetría absoluta [21]. El uso de este instrumento de medición permite calcular la dosis absorbida en plano medio, a manera de verificar la lectura tomada por los dosímetros OSL. En la Tabla 3.3 se muestran sus principales características [23].

TABLA 3.3. ESPECIFICACIONES TÉCNICAS DE LA C.I [23].

Especificación/Parámetro	Característica/Valor
Fabricante	PTW-Freiburg
Modelo	TW-31010
Serie	2167
Electrómetro utilizado	PTW UNIDOS E
Volumen efectivo	0,125 cm ³
Voltaje de trabajo	+400 V
Tiempo de colección de iones	100 μs
Respuesta nominal	3,3 nC/Gy
Presión	700-1060 hPa
Temperatura	10-40 °C
Factor de calibración $N_{D,w}$	$2,332 \times 10^9$ Gy/C
Calidad de la radiación de referencia	⁶⁰ Co
Tamaño de campo	2 x 2 y 40 x 40 cm ²



FIG. 3.4. Cámara de ionización cilíndrica PTW-Freiburg TW-31010 [24].

3.1.4 Electrómetro

Los electrómetros son dispositivos que miden pequeñas corrientes, del orden de 10^{-9} A o menos (Figura 3.5). La retroalimentación negativa y el uso de un amplificador operacional con una resistencia o un condensador estándar permiten la medición de la corriente o la carga colectada inducida por la acción del haz de radiación en la cámara de ionización, durante un intervalo de tiempo fijo.

La fuente de alimentación de la C.I y de los circuitos del electrómetro pueden ser independientes o pueden formar parte del electrómetro. En cualquier caso es importante

considerar que la magnitud y polaridad de la tensión producida por la fuente de alimentación puede ser cambiada, de modo que la eficiencia de colección de iones de la C.I, podrá determinarse para un haz de radiación en particular. En la Tabla 3.4 se mencionan algunas características del electrómetro empleado [23].

TABLA 3.4. ESPECIFICACIONES TÉCNICAS DEL ELECTRÓMETRO [23].

Especificación/Parámetro	Característica/Valor
Fabricante	PTW UNIDOS E
Modelo	MAX-4000
Serie	E001991
Voltaje de trabajo	$\pm 100 - \pm 300$ V
Fuente de alimentación	(100-230) VAC
Frecuencia de alimentación	50 - 60 Hz
Tiempo de colección	0 - 9999 s
Precisión	$\pm 0,5$ %, ± 1 dig



FIG. 3.5. Electrómetro PTW UNIDOS E [23].

3.1.5 Fantoma homogéneo de acrílico

Como objeto simulador de un fantoma homogéneo de tórax, se utilizó un cilindro elipsoidal (tórax) de dimensiones: altura, $h = 27,15$ cm, radio menor $r_{me} = 21,15$ cm y radio mayor $r_{my} = 30,50$ cm (Figura 3.6). La densidad de las láminas que conforman este fantoma es de aproximadamente $\rho = 1,19$ g/cm³. Gracias a este diseño se puede obtener una distribución uniforme de la dispersión del haz de radiación, los dosímetros OSL pueden ser posicionados en la superficie y dentro de los agujeros que simulan los pulmones. La C.I puede ser insertada dentro de los agujeros ubicados en distintas posiciones del fantoma y también a la altura de los pulmones, para evitar algún daño.

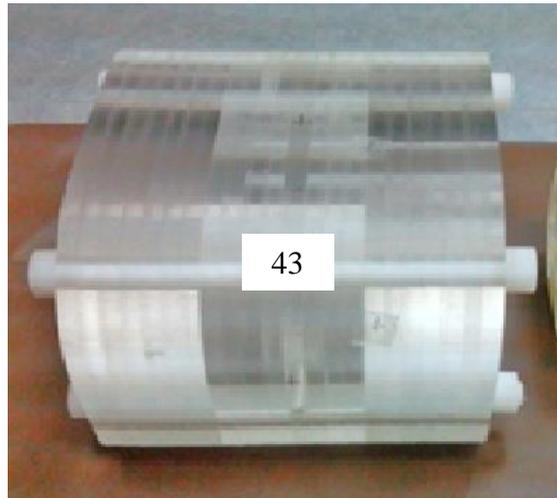


FIG. 3.6. Fantoma homogéneo de acrílico de forma cilíndrica elipsoidal (tórax).

3.1.6 Láminas de acrílico

Para evaluar el PDP, se utilizan láminas de acrílico de dimensiones 30 x 40 cm² y diferentes espesores (Figura 3.7). La densidad de estas láminas es de aproximadamente $\rho = 1,19 \text{ g/cm}^3$. Gracias a este diseño se puede obtener una distribución uniforme de la dispersión del haz de radiación. La C.I se ubicó dentro de un agujero elaborado especialmente para evitar algún daño, e iba colocándose delante de ella mayores espesores de acrílico, luego de cada disparo [8].

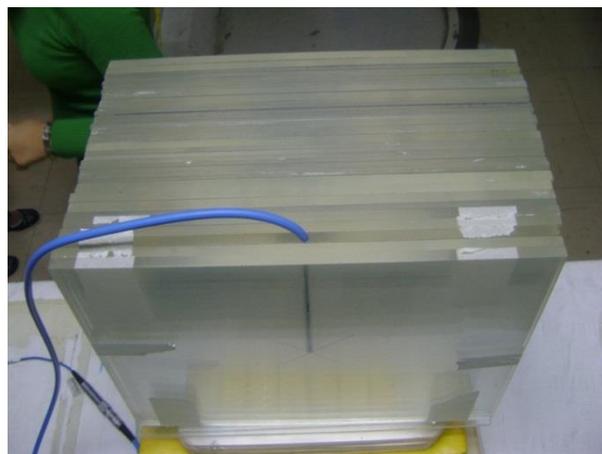


FIG. 3.7. Láminas de acrílico que conforman un simulador geométrico (fantoma homogéneo).

3.1.7 Cuba de acrílico para tratamiento de ICT

Diseñada y construida en acrílico de espesor $e = 1,5$ cm, necesario para conseguir el equilibrio electrónico o eliminar la región *build-up* (Figura 3.8). En la toma de datos se utilizó una cuba de agua de las mismas características donde se introdujo el fantoma de tórax.

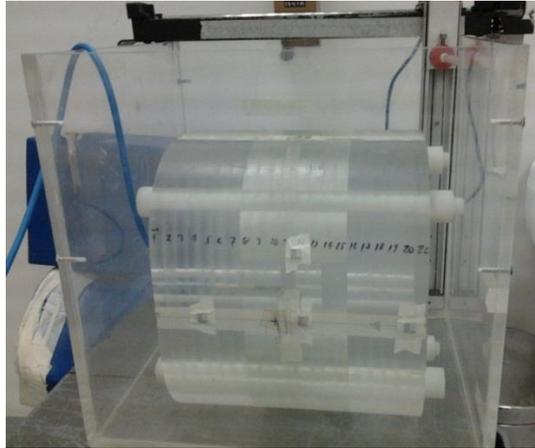


FIG. 3.8. Cuba de acrílico de 1,50 cm de espesor.

3.1.8 Bolsas plásticas con agua

Estos tipos de bolsas plásticas que contienen agua o acrílico, son utilizadas en muchos tratamientos, para lograr una homogenización adecuada y que la piel no reciba una dosis elevada (Figura 3.9). Para el caso del tratamiento de ICT, cuando el paciente es colocado dentro de la cuba es necesario incluir este tipo de bolsas con agua y de esta manera lograr un volumen homogéneo que permita dispersar o atenuar una parte de los haces de radiación y la piel del paciente no se vea dañada.



FIG. 3.9. Bolsas de agua utilizadas para homogeneizar el cuerpo a irradiar

3.1.9 Bloques de cerrobend usados como protección de pulmón

El bloque de cerrobend usado es de aproximadamente 7,015 cm de espesor, para atenuar el haz de radiación hasta en un 100 % [3]. Estos son fijados a una bandeja colocada a la salida del colimador. En la Figura 3.10 se muestra el bloque de cerrobend en forma de paralelepípedo¹, utilizado durante la experiencia, para lograr el porcentaje de atenuación necesario.



FIG. 3.10. Bloque de cerrobend utilizado como protección.



FIG. 3.11. Bloques de cerrobend utilizados como protección, para atenuar el haz AP y PA.

3.2 Proceso experimental para toma de datos

3.2.1 Aspectos generales

El proceso de ICT conlleva una serie de procesos que serán descritos de forma detallada, iniciando por las curvas de PDP a DFS = 100 cm y DFS = 300 cm y posterior a ello, la respectiva evaluación del espesor de cerrobend requerido como protección, el proceso de Irradiación Lateral con y sin protección de pulmón y por último el proceso de

¹El área proyectada en el fantoma debido al bloque es de aproximadamente 81cm², (Figura 3.14), cubriendo necesariamente el área donde están ubicados los pulmones y la C.I en el eje central [3].

irradiación por compensación [28].

3.2.2 Proceso de Obtención de la Curva de PDP en acrílico para DFS = 100 cm

La curva de "PDP vs d " deriva generalmente de la relación entre la lectura a una profundidad donde la dosis es máxima d_m y la lectura a cualquier profundidad d , todas estas medidas por la C.I en nC [28].

Para llevar a cabo este procedimiento, la C.I debe ser colocada en el centro geométrico del fantoma detrás de un espesor mínimo y coincidir con el eje central del haz (Figura 3.12), tal que después de cada irradiación se agregue un espesor determinado delante de la C.I, manteniendo siempre el tamaño de campo (TC)¹ y la DFS fijos; siguiendo además las condiciones y parámetros indicados en la Tabla 3.5 [9, 28].

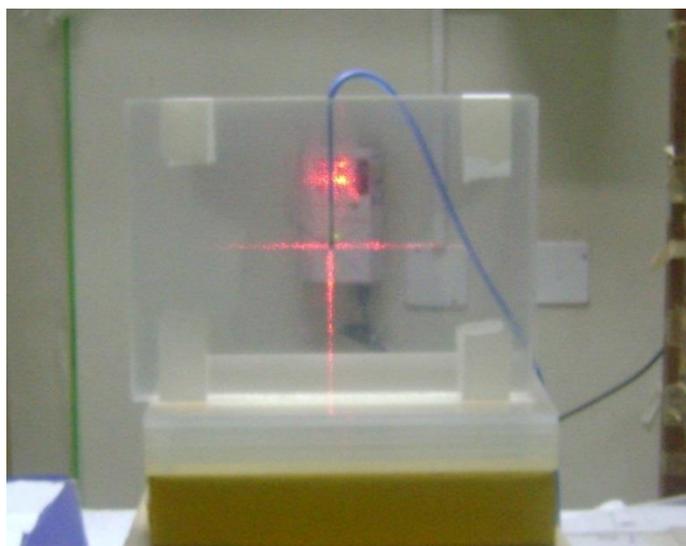


FIG. 3.12. Cámara de ionización ubicada en el centro geométrico del fantoma detrás de un espesor mínimo y coincidencia con el eje central del haz.

TABLA 3.5. CONDICIONES Y PARÁMETROS DE IRRADIACIÓN USADOS DURANTE EVALUACIÓN DE LA CALIDAD DEL HAZ DE 6 MV EN ACRÍLICO PARA DFS = 100 CM.

Parámetro	Valor
Posición del gantry	180°
DFS	100 cm
Medio material	Acrílico
Espesor inicial	5,40 mm
Espesor total	170,4 mm
Tamaño de campo	10 x 10 cm ²

3.2.3 Proceso de Obtención de la Curva de PDP en acrílico para DFS = 300 cm

En este procedimiento las condiciones dosimétricas son las mismas al caso anterior, tal que la C.I debe ser colocada nuevamente en el centro geométrico del fantoma detrás de un espesor mínimo y coincidir con el eje central del haz (Figura 3.13) y después de cada irradiación se agregue un espesor determinado delante de la C.I, manteniendo siempre un tamaño de campo (TC)¹ y una DFS fijos; siguiendo además las condiciones y parámetros indicados en la Tabla 3.6 [27, 28].

TABLA 3.6. CONDICIONES Y PARÁMETROS DE IRRADIACIÓN USADOS DURANTE EVALUACIÓN DE LA CALIDAD DEL HAZ DE 6 MV EN ACRÍLICO PARA DFS = 300 CM.

Parámetro	Valor
Posición del gantry	270°
DFS	300 cm
Medio material	Acrílico
Espesor inicial	5,40 mm
Espesor total	170,4 mm
Tamaño de campo	10 x10 cm ²



FIG. 3.13. Arreglo experimental utilizado para obtener las curvas de PDP en acrílico a 300 cm

¹El tamaño de campo 10 x 10 cm², para ser proyectado a una DFS = 100 cm [9].

3.2.4 Evaluación del espesor de cerrobend requerido como protección

Para determinar el espesor de cerrobend usado como atenuador del haz de radiación hasta en un 100 % aproximadamente [3]; se requiere de la C.I ubicada a una DFS fija y detrás de un espesor mínimo de acrílico tal como se representa esquemáticamente en la Figura 3.14. El bloque de cerrobend se diseño en forma de un paralelepípedo de dimensiones 7,0 cm x 3,0 cm x 3,0 cm aproximadamente, el cual fue sujetado a una bandeja y colocado a la salida del colimador¹

TABLA 3.7. CONDICIONES Y PARÁMETROS DE IRRADIACIÓN USADOS PARADETERMINAR EL ESPESOR DE CERROBEND REQUERIDO PARA LA ATENUACIÓN.

Parámetro	Valor
Calidad del haz	6 MV
Posición del gantry	270°
DFS	300 cm
Espesor	7,015 cm
Tamaño de campo	10 x 10 cm ²

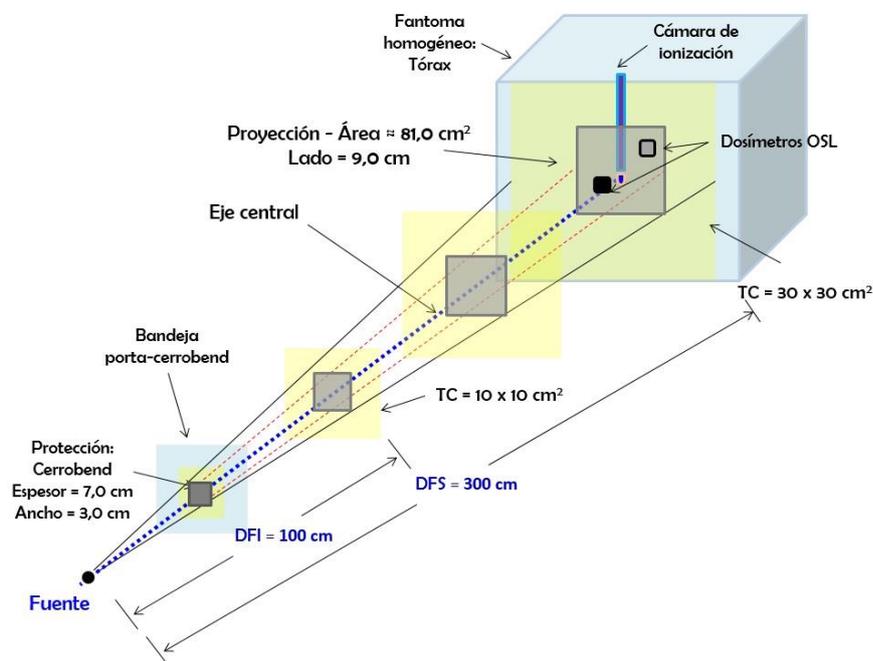


Figura 3.14: Esquema del tamaño de campo cuadrado proyectado sobre el fantoma homogéneo.

3.2.5 Proceso de Irradiación Lateral sin protección de pulmón

¹El tamaño de campo 10 x 10 cm², para ser proyectado a una DFS = 300 cm [9]

III. MATERIALES Y MÉTODOS

La evaluación de la calidad del haz a $DFS = 300$ cm obtenida anteriormente, se utilizaron para obtener los valores de dosis en la entrada, salida y plano medio en condiciones de ICT, para ambos casos (Ec. 2.57). El sistema experimental consiste en primer lugar en introducir el fantoma de tórax en una cuba de acrílico vacía y alrededor de él bolsas con agua, de tal manera que simule la homogenización necesaria de un tratamiento real (Figura 3.15). [25].

Para la primera irradiación lateral se ubicó la C.I en el centro del fantoma y los dosímetros OSL en la superficie de entrada y salida a la altura de hombros, mediastino y abdomen (Figura 3.15). También se colocaron dos dosímetros, cada uno ubicado en cada agujero simulador de pulmón [25, 26].

Luego de la primera irradiación lateral se volteó el fantoma y se repitió el mismo procedimiento, para determinar la dosis acumulada en la entrada, salida y plano medio.



FIG. 3.15. Sistema experimental para medir la dosis en entrada, salida y pulmones en un fantoma simulador de tórax

En la Tabla 3.8 se muestran las condiciones y parámetros de irradiación usados durante

¹Este espesor es usado en sistemas de planificación de tratamiento convencionales (espesor adecuado para proteger totalmente órganos aledaños a tumores). La evaluación del porcentaje de atenuación requerido está relacionado a las lecturas (nC) de la C.I, siguiendo las condiciones y parámetros indicados en el Tabla 3.7 [1, 11].

dosimetría *in vivo* sobre un fantoma homogéneo, para determinar las lecturas de los dosímetros OSL [20, 28].

TABLA 3.8. CONDICIONES Y PARÁMETROS DE IRRADIACIÓN USADOS DURANTE DOSIMETRÍA *IN VIVO* EN EL PROCESO DE IRRADIACIÓN LATERAL SIN PROTECCIÓN DE PULMÓN

Parámetro	Valor
Calidad del haz	6 MV
Posición del gantry	270°
DFS	300 cm
Tamaño de campo	10 x 10 cm ²
Temperatura	22,0 °C
Presión	101,32 kPa

3.2.6 Proceso de Irradiación Lateral con protección de pulmón

Cuando se necesitó medir los valores de dosis detrás de protección de pulmones, se realizó el mismo procedimiento y bajo las mismas condiciones del proceso anterior, los cuales se especifican también en la Tabla 3.9. La diferencia a esto fue de colocar el bloque de cerrobend en la bandeja y a DFS fija, esto permitirá atenuar el haz de radiación a la altura de los pulmones [27].

Para la primera irradiación lateral se ubicó la C.I en el centro del fantoma y los dosímetros OSL en la superficie de entrada y salida a la altura de hombros, mediastino y abdomen (Figura 3.15). También se colocaron dos dosímetros, cada uno ubicado en cada agujero simulador de pulmón.

Luego de la primera irradiación lateral se volteó el fantoma y se repitió el mismo procedimiento, para determinar la dosis acumulada en la entrada, salida y plano medio.

TABLA 3.9. CONDICIONES Y PARÁMETROS DE IRRADIACIÓN USADOS DURANTE UNA DOSIMETRÍA *IN VIVO* EN EL PROCESO DE IRRADIACION LATERAL CON PROTECCIÓN

Parámetro	Valor
Calidad del haz	6 MV
Posición del gantry	270°
DFS	300 cm
Tamaño de campo	10 x 10 cm ²
Espesor de cerrobend	7,015 cm
Temperatura	22,0 °C

3.2.7 Proceso de irradiación por compensación con protección de pulmón

Debido a que durante ICT bilateral con protección la zona a la altura de mediastino resultaría con infraestimación de la dosis, se realiza este proceso de compensación con irradiaciones Antero-Posterior y Postero-Anterior. Para esto se coloca en fantoma sobre la camilla a DFS = 100 cm y se colocan dos bloques de cerrobend equidistantes unidos a la bandeja, a la altura de los pulmones [28].

De igual forma a los procesos anteriores se considera la dosis acumulada en los dosímetros ubicados en la superficie de entrada y salida a la altura de hombros, mediastino y abdomen (Figura 3.15). También se colocaron dos dosímetros, cada uno ubicado en cada agujero simulador de pulmón. Todo este procedimiento se realizó siguiendo los parámetros especificados en la Tabla 3.10 [1, 27]

TABLA 3.10. CONDICIONES Y PARÁMETROS DE IRRADIACIÓN USADOS DURANTE UNA DOSIMETRÍA *IN VIVO* EN EL PROCESO DE IRRADIACION POR COMPENSACIÓN

Parámetro	Valor
Calidad del haz	6 MV
Posición del gantry	180°
DFS	100 cm
Tamaño de campo	10 x 10 cm ²
Espesor de cerrobend	7,015 cm
Temperatura	22,0 °C
Presión	101,32 kPa

CAPÍTULO IV

RESULTADOS Y DISCUSIONES

4.1 Aspectos generales

En el presente capítulo se mostrarán los resultados obtenidos, iniciando con el análisis de las curvas de PDP y su respectiva comparación con curvas tomadas de forma convencional (superposición de curvas), posteriormente cálculos de dosis usando los dosímetros OSL y la C.I.

Por otro lado se discutirá los tipos de curvas “dosis absorbida vs profundidad” obtenidas en los tres casos (Irradiciones laterales con y sin protección e irradiación por compensación). Por último se analizarán los porcentajes de desviación al comparar los resultados obtenidos del cálculo de dosis en plano medio usando dosímetros OSL y la dosis medida por la C.I, en esa misma posición.

4.2 Obtención de la Curva de PDP obtenida a DFS = 100 cm

Los resultados mostrados en la Tabla 4.1 son registrados por la C.I a distintas profundidades, permitiendo elaborar la curva "PDP vs d " vista en la Figura 4.1 y a la vez evaluar la calidad del haz [29].

TABLA 4.1. VALORES DE PDP PARA DISTINTOS ESPESORES A DFS = 100 CM

N°	d (mm)	M (nC)	PDP (%)
1	5,40	0,187	88,63
2	8,40	0,205	97,16
3	11,6	0,210	99,53
4	14,2	0,211	100,00
5	17,6	0,208	98,58
6	22,0	0,205	97,16
7	25,0	0,202	95,73
8	27,8	0,199	94,31
9	31,0	0,196	92,89
10	34,0	0,193	91,47
11	37,2	0,190	90,05
12	46,6	0,181	85,78
13	71,4	0,159	75,36
14	96,0	0,139	65,88
15	120,8	0,120	56,87
16	145,8	0,104	49,29
17	171,4	0,090	42,65

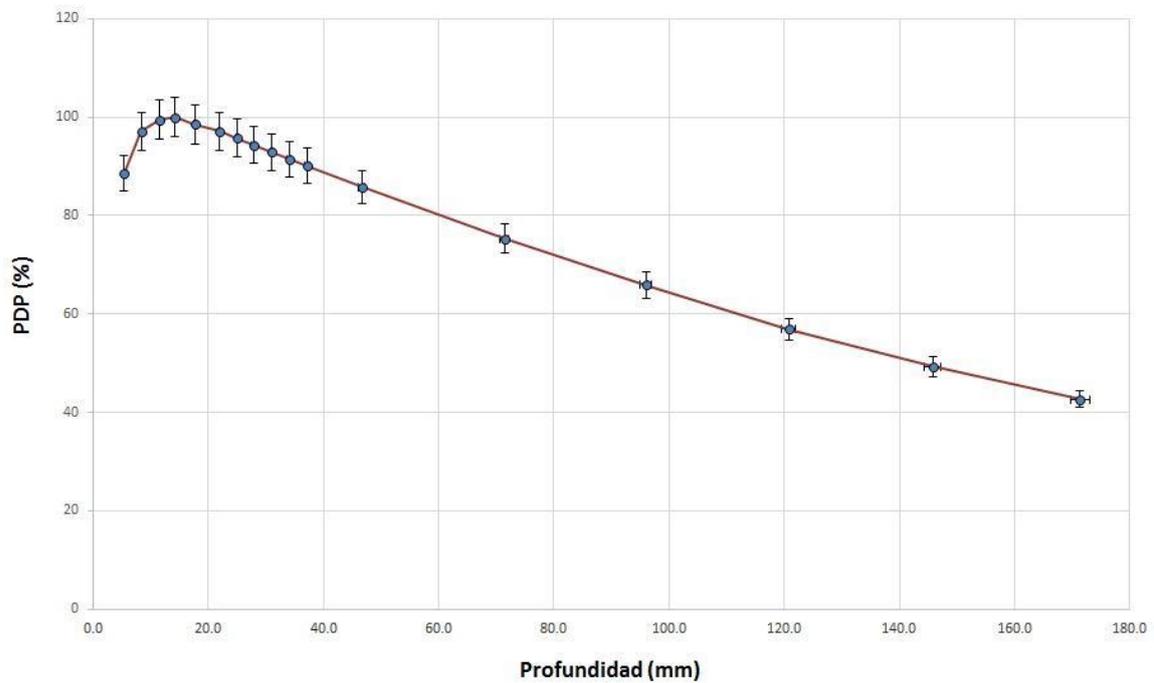


FIG. 4.1. Curva de PDP en un fantoma homogéneo a lo largo del eje central, con un TC = 10 x 10 cm² y a una DFS = 100 cm, para un haz de fotones de energía 6 MV.

Cuando se realizó la evaluación de la calidad del haz aplicando los resultados de PDP mostrados en la Figura 4.1, se observó que la dosis absorbida por el fantoma (láminas de

acrílico) alcanzó su máximo valor entre las profundidades 11,6 mm y 17,6 mm, estos valores son cercanos a la profundidad requerida (15,0 mm), donde la dosis alcanza el máximo con respecto a las demás profundidades. La dosis máxima en profundidad ocurre a 14,2 mm de la superficie debido a que las condiciones dosimétricas difieren de las de una técnica estándar, en cuanto a las profundidades arbitrarias donde se coloca la C.I y el tipo de fantoma [29].

En la misma curva se observa la incertidumbre para ambos ejes, tal que para el porcentaje de dosis en profundidad se consideró la precisión del electrómetro según las lecturas tomadas por la C.I ($\pm 0,5 \%$, ± 1 dig) y para la profundidad se consideró la precisión del instrumento de medición de longitud (0,02 mm). La curva nos muestra mayores desviaciones en los datos de entrada, es decir cercanos a donde la dosis alcanza su máximo valor.

4.3 Comparación entre las curvas de PDP tomada en fantoma de acrílico y tomado en fantoma de agua a DFS = 100 cm

A continuación se muestra la superposición de la curva PDP vs d medida en fantoma de agua, sobre la curva medida en acrílico, bajo las mismas condiciones dosimétricas, salvo la distribución de profundidades donde se ubica la cámara de ionización (Figura 4.2)

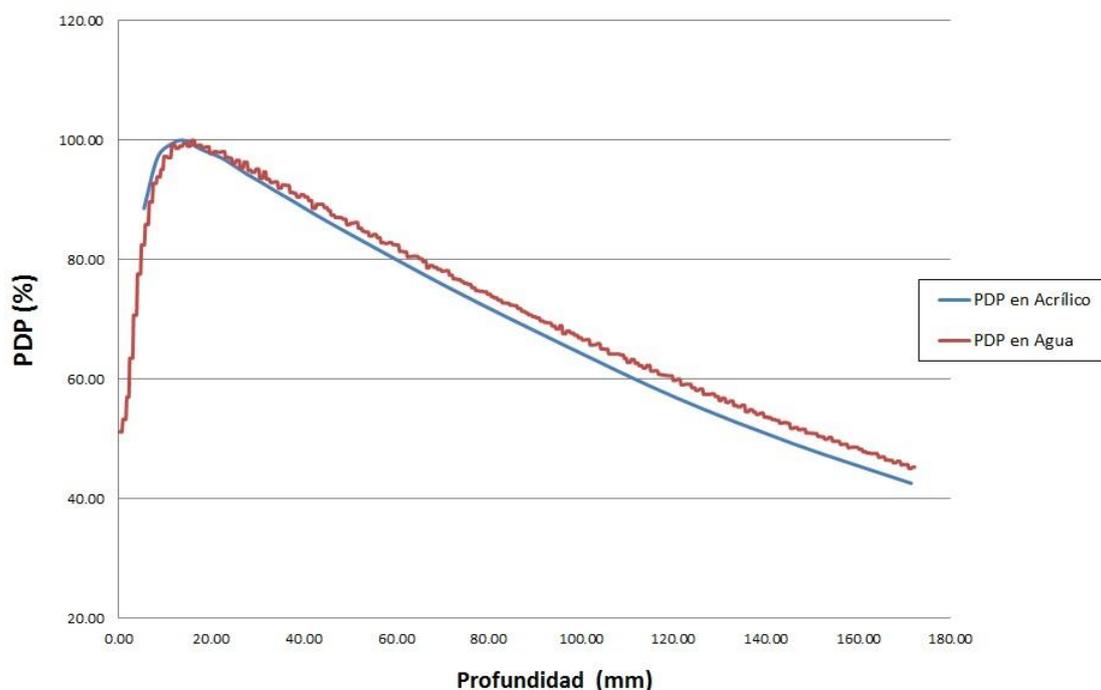


FIG 4.2. Comparación entre las curvas de PDP para $TC = 10 \times 10 \text{ cm}^2$ y $DFS = 100 \text{ cm}$, tomadas usando fantoma de acrílico a distintas profundidades (curva color azul) y fantoma de agua a distintas profundidades (curva color rojo).

En la curva mostrada en la Figura 4.2 se observa ligera variación en cuanto a la forma de la curva según los datos obtenidos, esto debido a la distribución de las profundidades en ambos fantomas. Las profundidades requeridas usualmente en procesos de control de calidad son las mismas que se eligieron al tomar los datos de la curva en agua, en cambio los espesores usados en la curva con material acrílico fueron arbitrarios, para esta comparación se denota que el factor de corrección utilizado en agua difiere del usado en acrílico [9].

4.4 Obtención de la Curva de PDP obtenida a $DFS = 300 \text{ cm}$

Los resultados mostrados en la Tabla 4.2 son registrados por la C.I a distintas profundidades, permitiendo elaborar la curva "PDP vs d" (Figura 4.3) y a la vez evaluar la calidad del haz.

TABLA 4.2. VALORES DE PDP PARA DISTINTOS ESPESORES A $DFS = 300 \text{ CM}$

Nº	d (mm)	M (nC)	PDP (%)
1	5,40	0,022	88,00
2	8,40	0,023	92,00
3	11,6	0,024	96,00
4	14,2	0,025	100,00
5	17,6	0,024	96,00
6	22,0	0,024	96,00
7	25,0	0,024	96,00
8	27,8	0,023	92,00
9	31,0	0,023	92,00
10	34,0	0,023	92,00
11	37,2	0,023	92,00
12	46,6	0,022	88,00
13	71,4	0,021	84,00
14	96,0	0,019	76,00
15	120,8	0,017	68,00
16	145,8	0,015	60,00
17	171,4	0,014	56,00

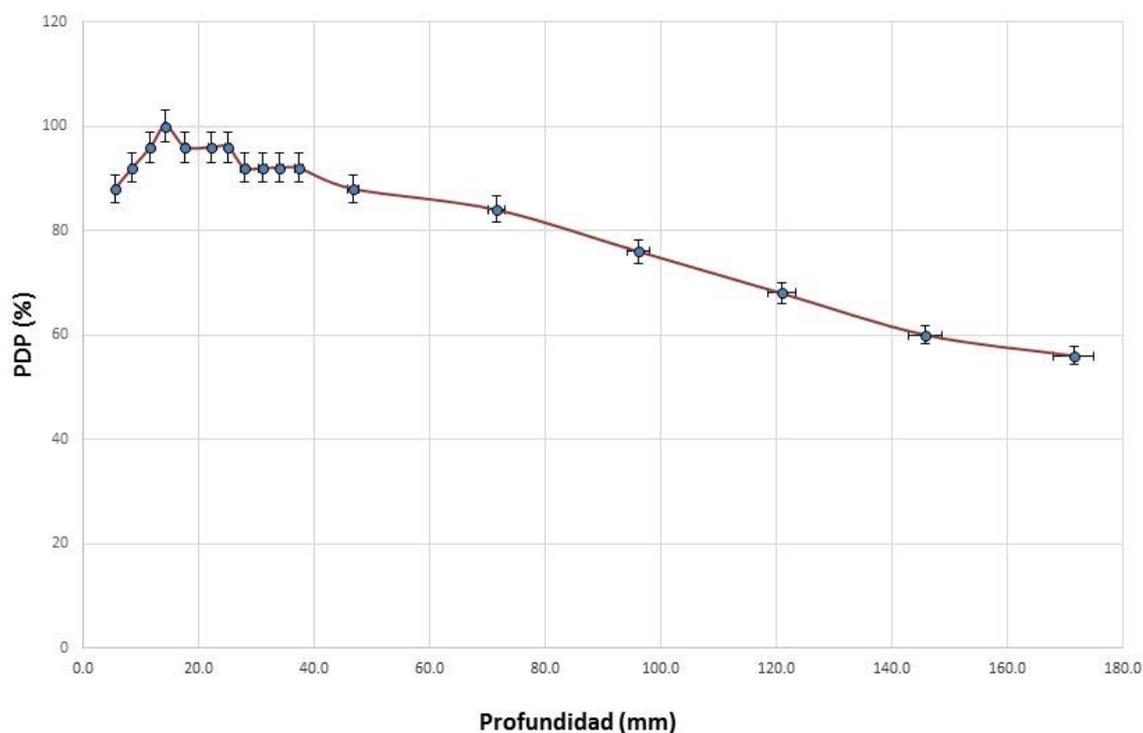


FIG. 4.3: Curva de PDP en un fantoma homogéneo a lo largo del eje central, con un TC = 10 x 10 cm² y a una DFS = 300 cm, para un haz de fotones de energía 6 MV.

Cuando se realizó la evaluación de la calidad del haz aplicando los resultados de PDP mostrados en la Figura 4.3, se observó también que la dosis absorbida por el fantoma (láminas de acrílico) alcanzó su máximo valor entre las profundidades 11,6 mm y 17,6 mm, estos valores son cercanos a la profundidad requerida (15,0 mm), donde la dosis alcanza el máximo con respecto a las demás profundidades. La dosis máxima en profundidad ocurre a 14,2 mm de la superficie, debido principalmente a que las condiciones dosimétricas difieren de las de una técnica estándar, en cuanto a las profundidades arbitrarias donde se ubica la C.I, DFS y el tipo de fantoma [29].

En la misma curva se observa la incertidumbre para ambos ejes, tal que para el porcentaje de dosis en profundidad se consideró la precisión del electrómetro según las lecturas tomadas por la C.I ($\pm 0,5\%$ ± 1 dig) y para la profundidad se consideró la precisión del instrumento de medición de longitud (0,02 mm). La curva nos muestra mayores desviaciones en los datos de entrada, es decir cercanos a donde la dosis alcanza su máximo valor, además de una disminución de dosis en forma exponencial, a medida que aumenta la profundidad, pero de forma menos pronunciada al ser comparada con la curva de PDP a DFS = 100 cm de la Figura 4.1, esto debido a que la DFS es mayor generando

mayor dispersión y por tanto mayor número de interacciones que contribuyen a la dosis depositada en el volumen (fantoma), divergencia del haz a mayores profundidades, atenuación generada por el fantoma y la elección de espesores arbitrarios asignados entre cada irradiación [29].

4.5 Comparación entre las curvas de PDP tomada en fantoma de acrílico y tomado en fantoma de agua a DFS = 300 cm

A continuación se muestra la superposición de la curva PDP vs d medida en fantoma de agua, sobre la curva medida en Acrílico, bajo las mismas condiciones dosimétricas, salvo la distribución de profundidades donde se ubica la cámara de ionización.

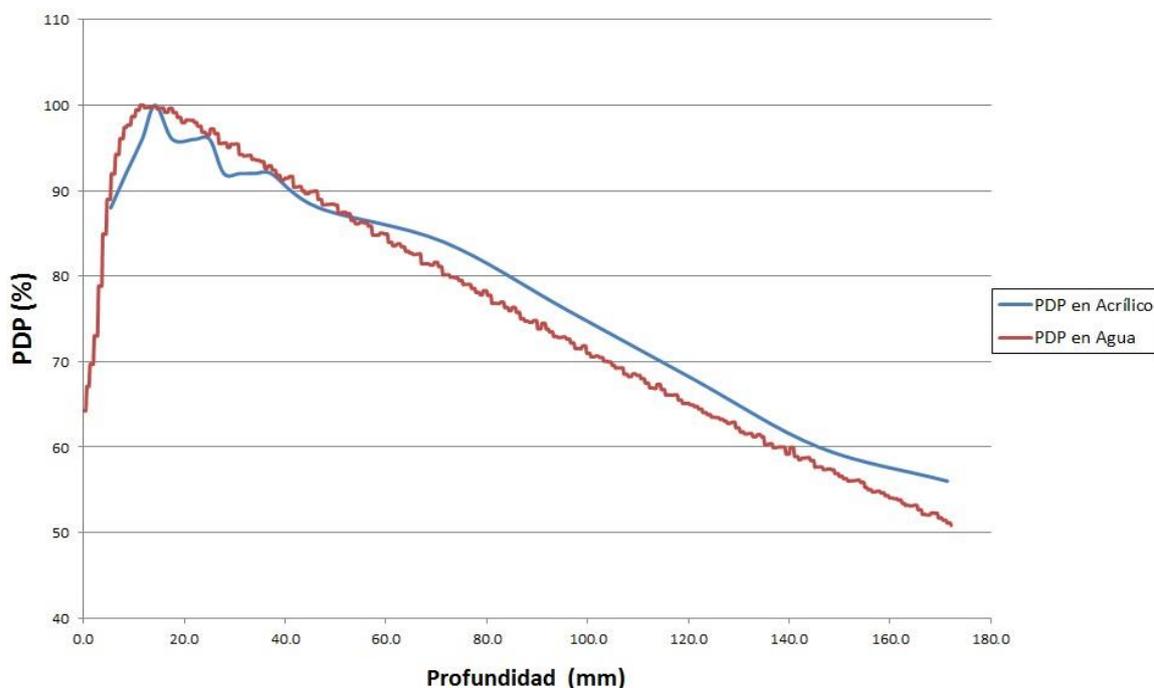


FIG. 4.4. Comparación entre las curvas de PDP para $TC = 10 \times 10 \text{ cm}^2$ y $DFS = 300 \text{ cm}$, tomadas usando fantoma de acrílico a distintas profundidades (curva color azul) y fantoma de agua a distintas profundidades (curva color rojo).

En la curva mostrada en la Figura 4.4 se observa también ligera variación en cuanto a la forma de la curva según los datos obtenidos, esto debido a la distribución de las profundidades en ambos fantomas. Las profundidades requeridas usualmente en procesos de control de calidad son las mismas que se eligieron al tomar los datos de la curva en agua, en cambio los espesores usados en la curva con material acrílico fueron arbitrarios tal que generó mayores efectos de dispersión debido a que el factor de corrección utilizado en

agua difiere del usado en acrílico. Adicional a ello, los efectos por dispersión y divergencia del haz son mayores debido a una mayor DFS [9].

4.6 Porcentaje de atenuación del haz obtenido a partir de la evaluación del espesor de cerrobend

En la Tabla 4.3 se muestran los porcentajes de atenuación correspondiente al espesor de cerrobend usado para proteger totalmente órganos o regiones críticas. Se evaluó el porcentaje de atenuación con respecto a la primera lectura en la que la C.I cuando es irradiada sin ninguna protección.

TABLA 4.3. EVALUACIÓN DEL ESPESOR DE CERROBEND REQUERIDO PARA ATENUACIÓN DEL HAZ

Nº	e (cm)	M (nC)	Atenuación (%)
1	0,000	0,413	0,000
2	7,015	0,025	93,947

Cuando se realizaron estas mediciones de dosis bajo transmisión parcial se evaluó primero el porcentaje de atenuación correspondiente al espesor de cerrobend requerido como protección (Tabla 4.3), lográndose una atenuación del 93,95 % detrás de 7,015 cm de cerrobend usado en radioterapia estándar [16].

El espesor aproximado de cerrobend elegido es utilizado comunmente en radioterapia estándar, cuyo volumen hueco es diseñado con la finalidad de proteger órganos críticos aledaños, permitiéndolo atenuando hasta en un 100 % el haz de radiación. Para este estudio se diseñó el espesor con la misma finalidad pero de forma contraria, obviando el agujero modelado usualmente, resultando en forma de paralelepípedo a fin de proteger el volumen hueco del fantoma (silumadores de pulmones). Las consecuencias de modificar la forma usual de tratamiento empezando con las DFS mayores, tiempo de irradiación y cantidad de dosis prescrita en plano medio generaron menor sensibilidad en el dosímetro y mayores efectos de dispersión, resultados que se ven reflejados en los cálculos de dosis y posteriores comparaciones [16, 17].

4.7 Valores de dosis acumulada en la entrada y salida del fantoma durante irradiación lateral

En la Tabla 4.4 se muestran los valores de dosis (cGy) obtenidos por las lecturas correspondientes a los dosímetros OSL y los valores de dosis (cGy) calculados en plano medio ($d/2$) Según el algoritmo (Ec. 2.57), a nivel de hombros, mediastino y abdomen (fantoma simulador de tórax)

Los valores de dosis D_e y D_s son lecturas directas, salvo algunos factores de corrección y calibración que deben aplicarse con respecto a la situación de referencia (Ec. 2.56) [1]. El valor de dosis calculado $D_{d/2(alg)}$ se obtiene a partir de la Ec. 2.57 [26].

TABLA 4.4. VALORES DE DOSIS ACUMULADA EN LA ENTRADA Y SALIDA DEL FANTOMA REGISTRADOS POR LOS DOSÍMETROS OSL *IN VIVO*.

N°	Posición del dosímetro	Dosis Acumulada		
		Dosímetros OSL		Cálculo
		D_e (cGy)	D_s (cGy)	$D_{d/2(alg)}$ (cGy)
1	Hombros	205,71	195,25	202,27
2	Mediastino	189,85	224,99	209,26
3	Abdomen	225,22	211,21	220,16

En la Tabla 4.4 se obtiene 209,26 cGy a la altura de mediastino, valor muy cercano a la dosis prescrita de 200 cGy para este tipo de tratamiento, a pesar de estar el fantoma ubicado a DFS = 300 cm. Los otros puntos a la altura de hombros y abdomen también presentan valores de dosis cercanos a la dosis prescrita, con un máximo de 202,27 cGy en línea media de hombros y 220,16 cGy en línea media de abdomen.

En la Tabla 4.5 se muestran las dosis acumuladas en cada pulmón como contribución de ambos campos laterales.

TABLA 4.5. VALORES DE DOSIS ACUMULADA EN LOS PULMONES REGISTRADOS POR LOS DOSÍMETROS OSL *IN VIVO*.

N°	Posición del dosímetro	Dosis Acumulada (cGy)
1	Pulmón derecho	161,90
2	Pulmón izquierdo	170,19

A partir de estos resultados se elaboró la gráfica mostrada en la Figura 4.5, cuyos valores de dosis se distribuyen a lo largo del eje central a distintas profundidades.

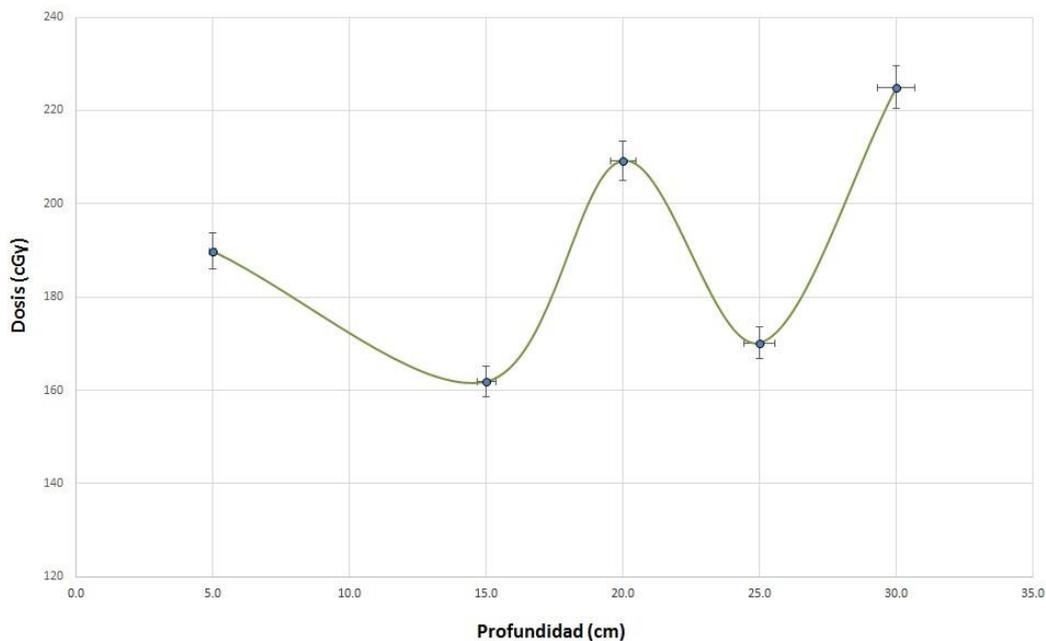


FIG. 4.5. Valores de dosis registrados por los dosímetros OSL y la C.I in vivo.

La Figura 4.5 muestra una disminución de la dosis a medida que incrementa la profundidad en el fantoma, hasta la mitad del fantoma. La primera disminución se muestra a la profundidad de 15 cm (Agujero simulador de pulmón), luego incrementa alcanzando un máximo de dosis absorbida a 20 cm (mitad del fantoma), posteriormente disminuye nuevamente en la profundidad de 25 cm (Agujero simulador de pulmón) [27, 28].

Esto nos permite analizar que aunque la irradiación sea bilateral, se observa disminución de dosis en estas regiones, principalmente porque se encuentran llenas de aire y ocurren menores efectos de interacción y dispersión de fotones con el medio en comparación con otras profundidades del fantoma donde existe material sólido (acrílico) y ocurren mayores efectos dosimétricos.

4.8 Comparación entre valores de dosis acumulados a lo largo del eje central

La Tabla 4.6 muestra la comparación entre la dosis acumulada en la entrada y salida del fantoma con la dosis medida por la cámara de ionización ubicada en el agujero central del fantoma, todo ello a lo largo del eje central del haz.

Esta comparación se basó en el cálculo de la discrepancia entre dos valores experimentales, obteniéndose como resultado los siguientes porcentajes de desviación:

TABLA 4.6. COMPARACIÓN ENTRE VALORES DE DOSIS ACUMULADOS EN LA ENTRADA Y SALIDA, CON LA DOSIS MEDIDA POR LA CÁMARA DE IONIZACIÓN, A NIVEL DE MEDIASTINO.

Ubicación OSL	Dosis acumulada (cGy)	$D_{d/2(CI)}$ (cGy)	Desviación (%)
D_e	189,85	207,04	8,66
D_s	224,99		8,31

Al realizar las comparaciones entre los valores de dosis a lo largo del eje central de haz mostrados en la Tabla 4.6, se observa que las desviaciones obtenidas alcanzan un máximo de 8,66 % para la dosis en la entrada y un 8,31 % para la dosis en la salida del fantoma. Ambos resultados nos demuestran que este método de cálculo nos permitió obtener porcentajes de desviación menores al ± 10 % establecido por la AAPM [1, 3, 27].

4.9 Valores de dosis acumulada en la entrada y salida del fantoma durante irradiación lateral con protección pulmonar

En la Tabla 4.7 se muestran los valores de dosis (cGy) obtenidos por las lecturas correspondientes a los dosímetros OSL y los valores de dosis (cGy) calculados en plano medio ($d/2$) Según el algoritmo (Ec. 2.57), a nivel de hombros, mediastino y abdomen (fantoma simulador de tórax), detrás de protección pulmonar.

Los valores de dosis D_e' y D_s' son lecturas directas, salvo algunos factores de corrección y calibración que deben aplicarse con respecto a la situación de referencia (Ec. 2.56) [1]. El valor de dosis calculado $D_{d/2(alg)}'$ se obtiene a partir de la Ec. 2.57 [1, 28].

TABLA 4.7. VALORES DE DOSIS ACUMULADA EN LA ENTRADA Y SALIDA DEL FANTOMA REGISTRADOS POR LOS DOSÍMETROS OSL *IN VIVO* CON PROTECCIÓN PULMONAR

N°	Posición del dosímetro	Dosis Acumulada		
		Dosímetros OSL		Cálculo
		D_e' (cGy)	D_s' (cGy)	$D_{d/2(alg)}'$ (cGy)
1	Hombros	203,22	199,20	203,00
2	Mediastino	57,30	54,38	56,33

IV. RESULTADOS Y DISCUSIONES

3	Abdomen	188,36	216,95	204,46
---	---------	--------	--------	--------

En la Tabla 4.8 se muestran las dosis acumuladas en cada pulmón como contribución de ambos campos laterales, detrás de protección de cerrobend.

TABLA 4.8. VALORES DE DOSIS REGISTRADOS POR LOS DOSÍMETROS OSL EN LOS PULMONES *IN VIVO*.

N°	Posición del dosímetro	Dosis Acumulada (cGy)
1	Pulmón derecho	37,63
2	Pulmón izquierdo	31,77

A partir de estos resultados se elaboró la gráfica mostrada en la Figura 4.5, cuyos valores de dosis se distribuyen a lo largo del eje central a distintas profundidades y usando protección a pulmones.

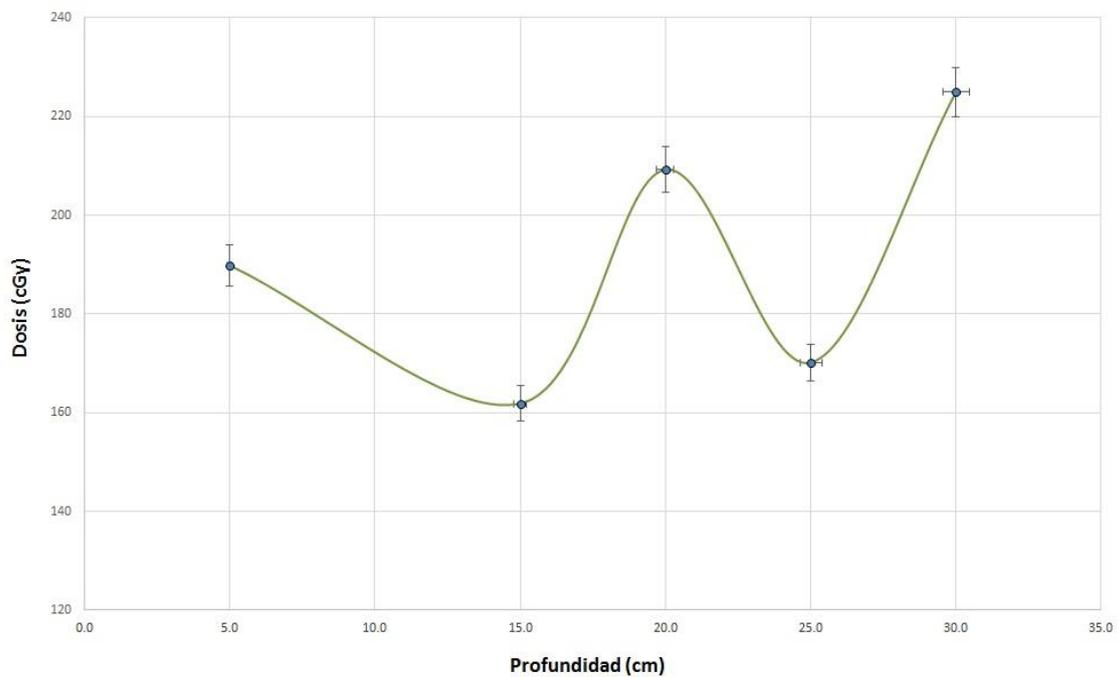


FIG. 4.6. Valores de dosis registrados por los dosímetros OSL y la C.I in vivo detrás de protección de pulmón

La Figura 4.6 muestra una disminución de la dosis a medida que incrementa la profundidad en el fantoma, hasta la mitad del fantoma. La primera disminución se muestra a la profundidad de 15 cm (Agujero simulador de pulmón), luego incrementa alcanzando un máximo de dosis absorbida a 20 cm (mitad del fantoma), posteriormente disminuye nuevamente en la profundidad de 25 cm (Agujero simulador de pulmón) [27].

Esto nos permite analizar que aunque la irradiación sea bilateral, se observa gran disminución de dosis en estas regiones, principalmente por el uso de protección y el propio volumen de aire, ocurriendo menores efectos de interacción y dispersión de fotones con el medio en comparación con otras profundidades del fantoma donde existe material sólido (acrílico) donde ocurren mayores efectos dosimétricos [26, 27].

Considerando estos factores, la dosis obtenida en cada agujero simulador de pulmón debió resultar casi nula, por el contrario se obtuvo valores de 37,63 cGy y 31,77 cGy respectivamente, debido a efectos de dispersión ocasionada por el mismo protector pulmonar.

4.10 Comparación entre valores de dosis acumulados a lo largo del eje central con protección pulmonar

La Tabla 4.9 muestra la comparación entre la dosis acumulada en la entrada y salida del fantoma y la dosis medida con la cámara de ionización ubicada en el agujero central del fantoma, todo ello a lo largo del eje central del haz [30].

Esta comparación se basó en el cálculo de la discrepancia entre dos valores experimentales, obteniéndose como resultado los siguientes porcentajes de desviación:

TABLA 4.9. COMPARACIÓN ENTRE VALORES DE DOSIS ACUMULADOS EN LA ENTRADA Y SALIDA, CON LA DOSIS MEDIDA POR LA CÁMARA DE IONIZACIÓN, A NIVEL DE MEDIASTINO USANDO PROTECCIÓN PULMONAR.

Ubicación OSL	Dosis acumulada (cGy)	$D_{d/2}$ (CI) (cGy)	Desviación (%)
D_e	57,30	59,75	4,19
D_s	54,38		9,41

Al realizar las comparaciones entre los valores de dosis a lo largo del eje central de haz mostrados en la Tabla 4.9, se observa que las desviaciones obtenidas alcanzan un máximo de 4,19 % para la dosis en la entrada y un 9,41 % para la dosis en la salida del fantoma. Ambos resultados nos demuestran que este método de cálculo nos permitió obtener porcentajes de desviación menores al ± 10 % establecido por la AAPM [1, 3].

4.11 Valores de dosis acumulada en la entrada y salida del fantoma durante irradiación por compensación AP - PA

En la Tabla 4.10 se muestran los valores de dosis (cGy) obtenidos por las lecturas correspondientes a los dosímetros OSL y los valores de dosis (cGy) calculados en plano medio ($d/2$) Según el algoritmo (Ec. 2.57), a nivel de hombros, mediastino y abdomen.

Los valores de dosis D_i y D_s son lecturas directas, salvo algunos factores de corrección y calibración que deben aplicarse con respecto a la situación de referencia (Ec. 2.56) [1]. El valor de dosis calculado $D_{d/2(ALG)}$ se obtiene a partir de la Ec. 2.57 [1, 30].

TABLA 4.10. VALORES DE DOSIS ACUMULADA EN LA ENTRADA Y SALIDA DEL FANTOMA REGISTRADOS POR LOS DOSÍMETROS OSL *IN VIVO* DURANTE IRRADIACIÓN AP-PA

N°	Posición del dosímetro	Dosis Acumulada		
		Dosímetros OSL		Cálculo
		D_s (cGy)	D_i (cGy)	$D_{d/2(ALG)}$ (cGy)
1	Hombros	35,17	39,70	35,74
2	Mediastino	394,56	429,32	393,34
3	Abdomen	27,12	17,95	21,52

En la Tabla 4.10 se obtiene 393,34 cGy, valor muy cercano a la dosis prescrita de 400 cGy para este tipo de tratamiento, esto debido a que se focalizó la irradiación usando un TC = 10 x 10 cm² y DFI = 100 cm. Los otros puntos a la altura de hombros y abdomen presentan dosis absorbidas con un máximo de 35,74 cGy en línea media de hombros y un mínimo de 21,52 cGy en línea media de abdomen, debido principalmente a efectos de dispersión por parte de los protectores de cerrobend [30].

En la Tabla 4.11 se muestran las dosis acumuladas en cada pulmón como contribución de ambos campos, Superior e Inferior durante irradiación por compensación y usando protección de cerrobend, a la altura de ambos agujeros simuladores de pulmón.

TABLA 4.11. VALORES DE DOSIS REGISTRADOS POR LOS DOSÍMETROS OSL EN LOS PULMONES *IN VIVO* DURANTE IRRADIACIÓN AP-PA.

Nº	Posición del dosímetro	Dosis Acumulada (cGy)
1	Pulmón derecho	32,33
2	Pulmón izquierdo	42,87

En los agujeros simuladores de pulmones se obtuvieron valores de 32,33 cGy y 42,87 cGy respectivamente, en este caso la dosis absorbida debió resultar casi nula, pero debido a efectos de dispersión ocasionada por el mismo protector y divergencia del haz, en un caso real los pulmones estarían recibiendo estos valores de dosis acumulada.

4.12 Comparación entre valores de dosis acumulados a lo largo del eje central en irradiación por compensación

La Tabla 4.12 muestra la comparación entre la dosis acumulada en la entrada y salida del fantoma y la dosis medida con la cámara de ionización ubicada en el agujero central del fantoma, todo ello a lo largo del eje central del haz [30].

Esta comparación se basó en el cálculo de la discrepancia entre dos valores experimentales, obteniéndose como resultado los siguientes porcentajes de desviación:

TABLA 4.12. COMPARACIÓN ENTRE VALORES DE DOSIS ACUMULADOS EN LA ENTRADA Y SALIDA, CON LA DOSIS MEDIDA POR LA CÁMARA DE IONIZACIÓN, CUANDO SE APLICÓ COMPENSACIÓN DE FORMA AP-PA

Ubicación OSL	Dosis acumulada (cGy)	$D_{d/2}$ (CI) (cGy)	Desviación (%)
D_S	394,56	395,87	0,33
D_I	429,32		8,11

Al realizar las comparaciones entre los valores de dosis a lo largo del eje central de haz mostrados en la Tabla 4.12, se observa que las desviaciones obtenidas alcanzan un máximo de 0,33 % para la dosis en la entrada y un 8,11 % para la dosis en la salida del fantoma. Ambos resultados nos demuestran que este método de cálculo nos permitió obtener porcentajes de desviación menores al ± 10 % establecido por la AAPM [1, 3].

CAPÍTULO V

CONCLUSIONES

Se sabe que el equipo de radiación utilizado, emite haces de fotones de 6 MV (Energía nominal), pero según como se muestra en la Figura 2.3 (b) el espectro polienergético está representado por fotones Bremsstrahlung, el cual indica que la energía efectiva que reciba el fantoma o el paciente es de 2,7 MeV aproximadamente [9].

Para realizar el cálculo de dosis en plano medio aplicando el método de dosimetría *in vivo*, fue necesario considerar en primer lugar, que las condiciones dosimétricas diferían de las usadas en técnicas de radioterapia estándar; y estaban relacionadas a los parámetros de tratamiento y a la implementación del sistema de dosimetría *in vivo* que sustituye al proceso de planificación de tratamiento.

Cuando se realizó la evaluación de la calidad del haz aplicando los resultados de PDP mostrados en la Figura 4.1, se observó que la dosis absorbida por el fantoma (láminas de acrílico) alcanzó su máximo a 14,2 mm de la superficie debido a que las condiciones dosimétricas difieren de las de una técnica estándar, en cuanto a las profundidades arbitrarias donde se coloca la C.I y el tipo de fantoma [9, 28].

Cuando se realizó la evaluación de la calidad del haz aplicando los resultados de PDP mostrados en la Figura 4.3, se observó también que la dosis absorbida por el fantoma (láminas de acrílico) alcanzó su máximo valor a 14,2 mm de la superficie, debido principalmente a que las condiciones dosimétricas difieren de las de una técnica estándar, en cuanto a las profundidades arbitrarias donde se ubica la C.I, el tipo de fantoma e incluso una DFS mayor [9].

En ambas curvas de PDP vs d, se aplicó el cálculo de incertidumbres para ambos ejes, tal que para el porcentaje de dosis en profundidad se consideró la precisión del electrómetro según las lecturas tomadas por la C.I ($\pm 0,5 \% \pm 1 \text{ dig}$) y para la profundidad se consideró la precisión del instrumento de medición de longitud (0,02 mm). La curva nos muestra mayores desviaciones en los datos de entrada, es decir cercanos a donde la dosis alcanza su máximo valor de PDP [24, 28].

Cuando se requiere evaluar y comparar las curvas de PDP tomadas en agua y las tomadas en acrílico en esta experiencia, se optó por superponer las curvas mostradas en las Figuras 4.2 y 4.4. En ambas se observa una ligera variación en cuanto a la forma exponencial en función de los datos obtenidos, esto debido a la distribución de las profundidades en ambos fantomas y al material del fantoma (usado en esta experiencia). Esto nos demuestra que a pesar que las condiciones de estudio fueron distintas, el material acrílico y las condiciones de irradiación pueden aplicarse en casos reales.

Cuando se evaluó el porcentaje de atenuación correspondiente al espesor de cerrobend requerido como protección (Tabla 4.3), se logró obtener una atenuación del 93,95 % detrás de 7,015 cm de cerrobend. Este espesor aproximado de cerrobend es utilizado comunmente en radioterapia estándar y diseñado con la finalidad de proteger órganos críticos aledaños, permitiéndolo atenuar hasta en un 100 % el haz de radiación. Para este estudio se diseñó el espesor en forma de paralelepípedo a fin de proteger el volumen hueco del fantoma, esta elección también se realizó arbitrariamente generando menor sensibilidad en el dosímetro y mayores efectos de dispersión, resultados que se ven reflejados en los cálculos de dosis, discrepancia y dosis acumulada en pulmones [3].

Las Figuras 4.5 y 4.6 muestran disminución de la dosis a medida que incrementa la profundidad en el fantoma, hasta la mitad del fantoma. La primera disminución se muestra a la profundidad de 15 cm (Agujero simulador de pulmón), luego incrementa alcanzando un máximo de dosis absorbida a 20 cm (mitad del fantoma), posteriormente disminuye nuevamente en la profundidad de 25 cm (Agujero simulador de pulmón). Esto nos permite analizar que aunque la irradiación sea bilateral, se observa disminución de dosis en estas regiones, principalmente porque se encuentran llenas de aire y ocurren menores efectos de interacción y dispersión de fotones con el medio en comparación con otras profundidades del fantoma donde existe material sólido (acrílico) y ocurren mayores efectos dosimétricos.

Los valores de dosis acumulada obtenidos en cada pulmón resultaron 37,63 cGy y 31,77 cGy respectivamente, tal que a pesar que la proyección del área a proteger cubría la zona de pulmones y que el porcentaje de atenuación obtenido fue de 93,93 %, se logró obtener dosis acumulada en estas regiones, debido a efectos de dispersión principalmente divergencia del haz, exceptuando aplicación de factores de corrección por dosímetro.

Al realizar las comparaciones entre los valores de dosis a lo largo del eje central de haz mostrados en la Tabla 4.6, se observa que las desviaciones obtenidas alcanzan un máximo de 8,66 % para la dosis en la entrada y un 8,66 % para la dosis en la salida del fantoma. Ambos resultados nos demuestran que este método de cálculo nos permitió obtener porcentajes de desviación menores al ± 10 % establecido por la AAPM [1, 3]. Se puede conseguir un porcentaje de desviación reducido si se inicia el procedimiento de dosimetría *in vivo* calibrando correctamente los dosímetros en la entrada y salida del haz en condiciones de ICT, ya que si se utiliza el factor de calibración correspondiente al dosímetro que está en la entrada al dosímetro colocado en la salida del haz, implica una sobreestimación o infraestimación de la dosis [3].

Al realizar las comparaciones entre los valores de dosis a lo largo del eje central de haz mostrados en la Tabla 4.9, se observa que las desviaciones obtenidas alcanzan un máximo de 4,19 % para la dosis en la entrada y un 9,41 % para la dosis en la salida del fantoma. Ambos resultados nos demuestran que este método de cálculo nos permitió obtener porcentajes de desviación menores al ± 10 % establecido por la AAPM [1, 3].

En la Tabla 4.10 se obtiene 393,34 cGy, valor muy cercano a la dosis prescrita de 400 cGy para este tipo de tratamiento, esto debido a que se focalizó la irradiación usando un TC = 10 x 10 cm² y DFI = 100 cm. Los otros puntos a la altura de hombros y abdomen presentan dosis absorbidas con un máximo de 35,74 cGy en línea media de hombros y un mínimo de 21,52 cGy en línea media de abdomen, debido principalmente a efectos de dispersión por parte de los protectores de cerrobend [27].

En los agujeros simuladores de pulmones se obtuvieron valores de 32,33 cGy y 42,87 cGy respectivamente, en este caso la dosis absorbida debió resultar casi nula, pero debido a efectos de dispersión ocasionada por el mismo protector y divergencia del haz, en un caso real los pulmones estarían recibiendo estos valores de dosis acumulada.

Al realizar las comparaciones entre los valores de dosis a lo largo del eje central de haz mostrados en la Tabla 4.12, se observa que las desviaciones obtenidas alcanzan un máximo de 0,33 % para la dosis en la entrada y un 8,11 % para la dosis en la salida del fantoma. Ambos resultados nos demuestran que este método de cálculo nos permitió también obtener porcentajes de desviación menores al ± 10 % establecido por la AAPM [1, 3]. Esto

nos demuestra que a pesar que las condiciones de estudio fueron distintas, el material acrílico y las condiciones de irradiación pueden aplicarse en casos reales.

En todos los casos se pueden conseguir porcentajes de desviación reducidos, si se inicia el procedimiento de dosimetría *in vivo* calibrando correctamente los dosímetros en la entrada y salida del haz en condiciones de ICT, ya que si se utiliza el factor de calibración correspondiente al dosímetro que está en la entrada al dosímetro colocado en la salida del haz, implica una sobreestimación o infraestimación de la dosis en otros casos, dependiendo de la magnitud de los errores que se quieran detectar y la calibración de los dosímetros deberá ser más o menos exhaustiva. Por otro lado se suman otros posibles efectos como la influencia de la divergencia del haz a mayores profundidades, la elección de espesores en forma arbitraria y la atenuación generada por el fantoma, todo esto sumado a los efectos de dispersión ocasionados por el bloque de cerrobend usado como protección pulmonar [3, 26].

Teniendo como resultado porcentajes de desviación que no superaron el $\pm 10 \%$, se puede optar por el uso de este algoritmo, y por tanto el uso de dosímetros OSL durante la dosimetría *in vivo*, ya que permite desarrollar un método dosimétrico alternativo, para el cálculo de dosis en plano medio; que contribuye además a garantizar la calidad del tratamiento.

CAPÍTULO VI

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] Rivas M., Jorne N., Eudaldo T., Carabante D., Amor M., Ginjaume M., Gómez G., Sánchez F., Midplane dose determination during Total Body Irradiation using in vivo dosimetry. *Radiotherapy Oncology* 49, Barcelona (1998) 51-62.
- [2] Bratengeier K., Müller R., Rittmann K., Whole Body Radiotherapy, DGMP WG 2, Total Body Irradiation Report N° 18, Association of Medical Physics e. V, Berlín, (2003) 3-19
- [3] Van J., Galvin J., Glasgow G. P., Podgorsak E. B., The Physical Aspects of Total and Half Body Photon Irradiation, A Report of Task Group 29, Radiation Therapy Committee American Association of Physicists in Medicine AAPM Report N° 17, New York (1986) 4-6, 10-12, 26-38.
- [4] ICRU Radiation quantities and units. Report 33. International Commission on Radiation Units and Measurements, 7910 Woodmont Ave., Bethesda, MD 20814 (1980)
- [5] Colección Seguridad N° 115, Normas básicas internacionales de seguridad para la protección contra la radiación ionizante y para la seguridad de las fuentes de radiación, Organismo Internacional de Energía Atómica, OIEA, Viena (1997). 2005.
- [6] Podgorsak E. B., Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students, IAEA, Austria (2005) 77, 78, 166-196, 264-270, 282, 283, 491, 501, 516.
- [7] Attix F.H., Introduction to radiological physics and radiation dosimetry, John Wiley and Sons, Inc., Wisconsin (1986) 26-29.
- [8] Khan F. M., The Physics of Radiation Therapy, Williams and Wilkins, Second Edition, Philadelphia (1994) 131-132, 179-185.
- [9] Waggenera R. G., Blough M. M., X-ray spectra estimation using attenuation measurements from 25 kVp to 18 MV, Radiation Oncology Division, Radiology Department, University of Texas Health Science Center at San Antonio, Texas (1999) 1273, 1274.
- [10] Galvin J. M., Total Body Irradiation: Dosimetry and Practical Considerations, Kimmel Cancer Center: Philadelphia (1993).
- [11] Johns H. E., Cunningham J. R., The Physics of Radiology, Charles C. Thomas Publisher, Cuarta Edición, Springfield Illinois-USAn(1984) 217-223, 270-274.
- [12] Coll P., Fundamentos de dosimetría teórica y protección radiológica, Universidad Politécnica de Catalunya, Barcelona (1990) 132-136, 140.

VII. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [13] Del Castillo A., Bases físicas e instrumentación en radioterapia, Hospital Universitario de Valladolid SEFM, Valladolid (2006) 8-12.
- [14] Sánchez P., Introducción a la física de la radioterapia, Hospital Central de Asturias, Oviedo (2001).
- [15] Guillet J-P., Manual de física de radioterapia: La teleterapia, MASSON, S.A., Barcelona (1994).
- [16] Wheldon T. E. The radiobiological basis of total body irradiation, Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys, UK (1997) 1204-1207.
- [17] Sendra F., Martínez M., Radiobiología General: Bases físicas de radiología, radioterapia y medicina nuclear, México (1998) 29
- [18] Botter-Jensen L., McKeever S. W. S., Wintle A. G., Optically Stimulated Luminescence Dosimetry, Elsevier Science B. V., Amsterdam (2003) 1-11, 71-79, 101-104.
- [19] Prieto C., Vano E., Fernández J. M., Martínez D., Ordiales J. M, Puesta en marcha de un sistema de dosimetría personal basado en la luminiscencia estimulada ópticamente (OSL): 1-4, Madrid (2008).
- [20] Chie E.K., Park S.W., Kang W.S., Kim I.H., Park C.I., Dose Homogeneity of the Total Body Irradiation in vivo and in vitro confirmed with Thermoluminescent Dosimeter (1994).
- [21] Tourinho L., Aplicación de detectores semiconductores en dosimetría "in vivo" durante tratamiento de irradiación de cuerpo entero, Rio de Janeiro (2004) 7-9, 19-26.
- [22] Nascimento L. F., Dosimetría usando Luminiscencia ópticamente Estimulada: Aplicaciones, propiedades físicas y caracterización de materiales dosimétricos (Tesis), San Carlos (2007).
- [23] Catalog PTW-Freiburg Representations, Therapy Detectors: (2009) 4, 5, 14.
- [24] Colección de Informes Técnicos N° 398, Determinación de la dosis absorbida en radioterapia con haces externos: Un Código de Práctica Internacional para la dosimetría basada e patrones de dosis absorbida en agua, Organismo Internacional de Energía Atómica, OIEA, Viena (2005) 55-64.
- [25] Andreo P., Cunningham J. R., Hohlfield K., y Svensson H., Colección de Informes Técnicos N° 277, Determinación de la dosis absorbida en haces de fotones y electrones: Código de Práctica Internacional, Organismo Internacional de Energía Atómica, OIEA, Viena (1985).

VII. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [26] Duch M. A., Ginjaume M., Chakkor H., Ortega X., Jornet N., Ribas M., Thermoluminescence dosimetry applied to "*in vivo*" dose measurements for total body irradiation technique. *Radiotherapy Oncology* 47 (1998) 31-34.
- [27] Broggi S., Fiorino C., Calandrino R., In Vivo estimation of midline dose maps by transit dosimetry in head and neck radiotherapy, *The British Journal of Radiology: Poland* (2002) 974-981.
- [28] Hinson W.H., Kearns W.T., De Guzmán A. F., Bourland J.D., Photon spectral characteristics of dissimilar 6 MV linear accelerators, Department of Radiation Oncology, Wake Forest University School of Medicine: California (2008) 1968-1702.
- [29] Granados C.E., Andreo P., Brosted A., Lizuain M.C., Sáez C., Gultresa J., Incertidumbres y tolerancias de la dosimetría en radioterapia, Hospital Central de Asturias SEFM: Oviedo (1997).
- [30] Hui S.K., Das R.K., Thomadsen B., Henderson D., CT-based analysis of dose homogeneity in total body irradiation using lateral beam, *Journal of applied clinical medical physics: USA* (2004) 71-79.

GLOSARIO

Bolus: Es un material equivalente al tejido humano, situado directamente sobre la superficie del paciente para generar una superficie plana, o de incidencia normal, cuando deseamos que la parte más superficial del cuerpo reciba una dosis alta, lo que significa que la dosis máxima depositada no está en la superficie inmediata del cuerpo, sino algunos milímetros dentro del cuerpo del paciente. Si queremos tratar una región totalmente superficial, al colocar el bolus, la superficie de la piel pasa a estar a una determinada profundidad (debajo del bolus) permitiendo que esta reciba sólo la dosis necesaria.

Cerrobend: Se trata de una aleación de metales tales como el estaño (13,3 %), el bismuto (50,0 %), el plomo (26,7 %) y el cadmio (10,0 %); con este material se elaboran los bloques o moldes utilizados para conformar los campos de irradiación.

Colimador: Este dispositivo es parte del cabezal del acelerador, el cual define el tamaño inicial del haz poco después de salir de su origen. Los aceleradores y las bombas de cobalto tienen unos colimadores internos (o primarios) que consisten en dos pares de bloques que se mueven abriendo o cerrando el campo y dándole una forma rectangular. Los colimadores secundarios se pueden mover a voluntad para conformar el campo requerido.

Corte Sagital: Es el corte que se realiza a través de la línea longitudinal media que pasa por la mitad de la nariz y divide al cuerpo en dos partes iguales, izquierda y derecha.

Fantomas homogéneos: Un fantoma homogéneo puede estar conformado por una cuba de agua o láminas de acrílico, ya que la densidad de estos dos materiales es similar a la del cuerpo humano, el volumen obtenido es utilizado en casos dosimétricos, técnicas de control de calidad o planificación del tratamiento, a manera de simular alguna región homogénea del cuerpo humano.

Fantomas antropomórficos: Un fantoma antropomórfico representa de mejor manera la forma anatómica y la densidad del cuerpo humano en su conjunto. Se incluyen dentro de él

algunos órganos específicos, divididos por regiones sobre las cuales se pueden insertar diferentes tipos de detectores en determinadas posiciones.

Filtro aplanador: El haz de fotones de rayos X producidos luego de que los electrones impactaron contra un blanco cuyo material presenta un número atómico alto debe ser uniformizado y transformado en haz útil, es para esto que se utiliza el filtro aplanador.

Fraccionamiento: Es el reparto de la dosis en el tiempo. El fraccionamiento convencional para tratamientos complementarios o radicales (con intención curativa) es de 1,8 o 2 Gy/fracción, una fracción al día, cinco días por semana. En Estados Unidos se utilizan generalmente 1,8 Gy/día. En Europa es más frecuente usar 2,0 Gy/día.

Lámina de apantallamiento: Es un material hecho de acrílico cuya densidad es equivalente al tejido humano. Cumple una función similar que el material bolus ya que se sitúa delante del paciente en casos de ICT; permitiendo que la piel reciba una dosis uniforme.

Metástasis: La metástasis es una de las causas más frecuentes de la muerte por cáncer y de la imposibilidad de tratar exitosamente a éste. Son muchos los cánceres que dan origen a metástasis: cáncer de próstata, cáncer de hueso, de hígado, etc. éste término presenta diferentes manifestaciones que en conjunto originan un problema médico grave. Durante este proceso las células pierden su localización específica dirigiéndose a los tejidos y órganos próximos, desarrollando la capacidad de invadir otros tejidos, adquiriendo la posibilidad de crecer en localizaciones o ambientes diferentes a aquel sitio donde se originaron.

Neoplasia: Es el crecimiento excesivo e incontrolado de nuevo tejido, en Comparación al tejido normal. Las células son cambiadas completamente hacia un nuevo tipo de crecimiento y persiste de la misma forma luego del cese del estímulo que la provocó. Se dividen en dos categorías: Neoplasias benignas o malignas.

Órganos críticos: Son órganos que plantean problemas a la hora de diseñar (planificar) un tratamiento por encontrarse cerca del volumen destino y en los que hay que conocer con Precisión la dosis que van a recibir. Por ejemplo, al diseñar tratamientos de radioterapia para la parte superior del abdomen, es obligado conocer la dosis que recibirán los riñones,

el estómago y la médula espinal, porque puede ser necesario modificar los campos de irradiación o incluso llegar a un compromiso y reducir la dosis que nos gustaría administrar al tumor con el fin de evitar una toxicidad excesiva en uno de estos órganos.

Radiosensibilidad: Es la magnitud de respuesta de las estructuras biológicas, provocada por las radiaciones ionizantes. Un elemento biológico es más sensible cuanto mayor es su respuesta a una dosis determinada de radiación. El elemento biológico es más radiosensible cuando necesita menos dosis de radiación para alcanzar un efecto determinado. El concepto opuesto a radiosensibilidad, es radioresistencia. No existe célula ni tejido normal o patológico radioresistente de forma absoluta; pues si se aumenta ilimitadamente la dosis, siempre se puede alcanzar su destrucción. Administrando dosis mínimas en órganos o tejidos, se observarán diferentes grados de alteraciones morfológicas o funcionales, Según las líneas celulares de que se trate.

Radioterapia Estándar: El tratamiento radioterapéutico estándar, consiste en suministrar altas dosis de radiación en los tejidos afectados, minimizando las dosis absorbidas por los órganos circundantes; Por medio de la simulación, localización y planificación computada.

Rayos X característicos: Resultan de interacciones coulombianas entre los electrones incidentes y los electrones orbitales del material utilizado como blanco (pérdidas de energía por colisión). Cuando un electrón orbital es expulsado, otro procedente de una capa de mayor energía tiende a ocupar la vacante. La diferencia de energía entre ambas capas es emitida como rayos X característicos (energía discreta, depende del material).

Rayos X Bremsstrahlung: Resultan de interacciones coulombianas entre el electrón incidente y el núcleo del material utilizado como blanco. Los electrones incidentes desaceleran y pierden parte de su energía cinética en forma de rayos X Bremsstrahlung (pérdida por radiación). Se pueden generar fotones con energías entre 0 y la propia energía cinética del electrón, resultando un espectro continuo de rayos X (que depende de la energía cinética del electrón incidente, del espesor y número atómico del material utilizado como blanco).

Tomografía computarizada: Es el procesado de imágenes por secciones. Una tomografía de rayos X médica convencional, se obtiene desplazando la fuente de rayos X alrededor del

cuerpo del paciente. Las imágenes tomadas simulan cortes en forma de tajada para poder visualizar de mejor manera los tejidos y órganos afectados.

APÉNDICE A

A.1 Razón Tejido Máximo (RTM)

La aplicación de la RTM en los cálculos dosimétricos, sólo depende de la profundidad, tamaño de campo y energía del haz incidente. El siguiente Tabla muestra valores de RTM a distintas profundidades, así como para distintos tamaños de campo y el uso de haces de fotones de energía 6 MV [9].

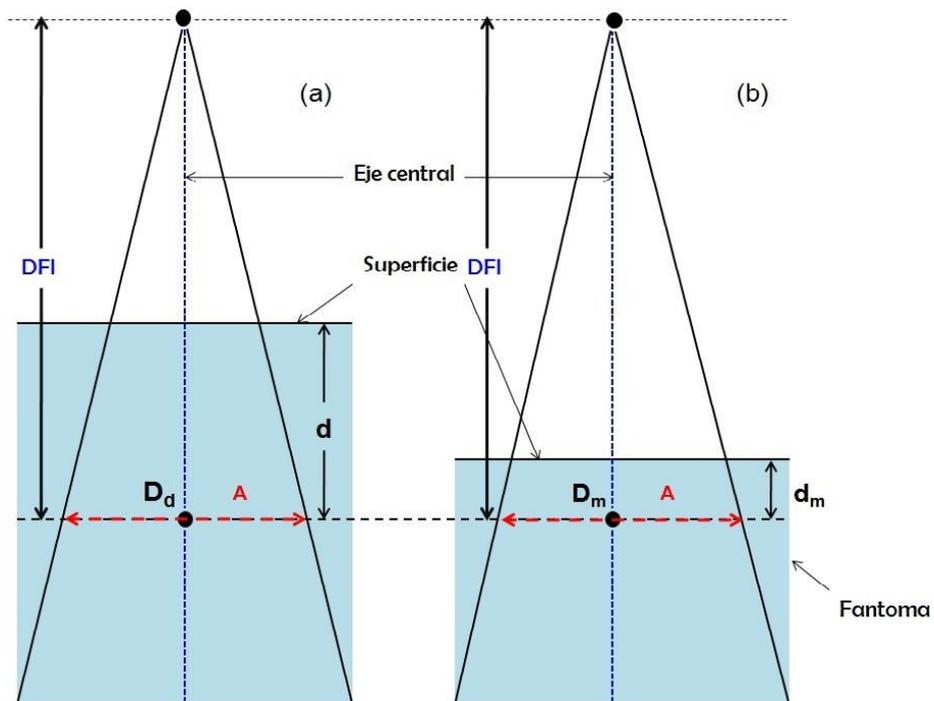


FIG. A.1. Geometría usada para definir la RTM (d , A , E) en un fantoma. (a) Geometría usada para la medición de D_d a una profundidad d , (b) Geometría usada para la medición de D_m a una profundidad d_m . La distancia entre la fuente y el punto de medición (DFI), así como el tamaño de campo A en el punto de medición P , es el mismo para (a) y (b) [9].

TABLA A.1. RAZÓN TEJIDO MÁXIMO (RTM) PARA UNA ENERGÍA DE 6 MV [11]

Tamaño de campo cuadrado (cm)	9,0	10,0	12,0	15,0	20,0	25,0	30,0	35,0	40,0
10,0	0,779	0,786	0,796	0,808	0,820	0,830	0,837	0,843	0,848
12,0	0,722	0,729	0,741	0,755	0,772	0,784	0,793	0,800	0,805
13,0	0,696	0,703	0,715	0,730	0,748	0,761	0,771	0,778	0,784
14,0	0,668	0,676	0,689	0,705	0,723	0,737	0,747	0,755	0,761
15,0	0,642	0,650	0,664	0,681	0,701	0,715	0,726	0,734	0,741
16,0	0,616	0,624	0,638	0,656	0,677	0,692	0,704	0,712	0,720
17,0	0,592	0,601	0,614	0,632	0,653	0,670	0,682	0,692	0,699
18,0	0,568	0,577	0,590	0,608	0,630	0,648	0,661	0,671	0,678
19,0	0,545	0,554	0,568	0,586	0,608	0,627	0,640	0,650	0,658
20,0	0,523	0,532	0,546	0,565	0,587	0,606	0,620	0,630	0,638
21,0	0,502	0,510	0,525	0,544	0,567	0,586	0,600	0,610	0,618
22,0	0,481	0,489	0,504	0,523	0,547	0,56	0,580	0,591	0,599
23,0	0,462	0,470	0,484	0,503	0,527	0,546	0,561	0,572	0,580
24,0	0,444	0,452	0,466	0,484	0,508	0,528	0,543	0,554	0,563
25,0	0,425	0,433	0,447	0,466	0,490	0,510	0,525	0,536	0,545
26,0	0,408	0,416	0,429	0,448	0,472	0,492	0,506	0,518	0,527
27,0	0,391	0,399	0,412	0,430	0,454	0,474	0,489	0,500	0,510
28,0	0,375	0,383	0,396	0,415	0,439	0,458	0,473	0,484	0,493
29,0	0,359	0,367	0,380	0,398	0,423	0,442	0,457	0,468	0,477
30,0	0,345	0,352	0,365	0,382	0,406	0,425	0,441	0,452	0,462