



UNIVERSIDAD NACIONAL DE COLOMBIA

Caracterización dosimétrica de las distribuciones de haces de electrones con campos superiores a 10 centímetros de diámetro en Radioterapia Intraoperatoria

Ana María Sierra Zuluaga

Universidad Nacional de Colombia
Facultad de Ciencias, Departamento de Física
Bogotá, Colombia
2016

Caracterización dosimétrica de las distribuciones de haces de electrones con campos superiores a 10 centímetros de diámetro en Radioterapia Intraoperatoria

Ana María Sierra Zuluaga

Trabajo final presentado como requisito parcial para optar al título de:
Magister en Física Médica

Directora:

Ph.D., María Cristina Plazas de Pinzón
Universidad Nacional de Colombia - Sede Bogotá

Grupo de Radioterapia - Área de Física Médica
Instituto Nacional de Cancerología E.S.E.

Grupo de Física Médica
Universidad Nacional de Colombia - Sede Bogotá

Universidad Nacional de Colombia
Facultad de Ciencias, Departamento de Física
Bogotá, Colombia

2016

Dedicatoria

A mis padres y Hermanos:

Quienes me han apoyado en mi recorrido por la vida, a quienes les debo lo que soy y la mujer en la que me he convertido. Gracias por su amor, sin ustedes esto no sería posible.

Agradecimientos

Agradezco de manera muy especial a la Dra. María Cristina Plazas por aceptar dirigir este proyecto. Su apoyo incondicional y guía hicieron de este trabajo un aporte para la Radioterapia intraoperatoria y por ende para los pacientes que se benefician de ésta técnica. Gracias de corazón por creer en mi trabajo y en mí como persona, su ejemplo de vida que me inspiran a ser una mejor mujer cada día y una mejor Físico Médico.

Mis más sinceros agradecimientos al Grupo de Radioterapia del Instituto Nacional de cancerología E.S.E., por sus aportes, paciencia y por brindarme las herramientas de trabajo necesarias para realizar cada uno de los objetivos propuestos en este proyecto; de manera especial al Profesor Alfonso Mejía por su participación constante durante la elaboración del mismo, sus consejos, experiencia y conocimientos fueron una base importante en el éxito de éste trabajo.

A La Dr. Rosalba Ospino por creer en mi labor siempre, por su confianza en mí y por su apoyo incondicional durante todo este periodo de tiempo; sin su colaboración se me hubiese dificultado de manera significativa el desarrollo de mi proyecto, ha sido para mí una gran inspiración de vida y de superación tanto personal como laboral. De igual manera un agradecimiento de manera especial a la Dr. Martha Cotes por facilitarme las herramientas de trabajo, por su paciencia, comprensión y apoyo durante estos meses de trabajo.

Finalmente a mi familia y amigos, seres incondicionales que siempre han estado para apoyarme y empujarme en los momentos en los que he desfallecido, a ellos muchas gracias por darme confianza, apoyo y amor en momentos difíciles, por mostrarme el camino cuando lo he perdido. Los amo infinitamente porque han hecho de mí un mejor ser humano, son el motor de mi vida y tendrán siempre un espacio reservado en mi corazón.

Resumen

Este trabajo tiene como objetivo mostrar las distribuciones de dosis para campos grandes en Radioterapia Intraoperatoria con Electrones usando el acelerador Lineal móvil Mobetron 2000 del Instituto Nacional de cancerología E.S.E. Para ello se realizaron películas radiocrómicas y se midieron los perfiles de dosis para diferentes configuraciones de campos. Adicionalmente se evaluó la contribución y retrodispersión de dosis debido al uso de protecciones plomadas en casos donde se desee proteger órganos radiosensibles que se encuentren bajo el lecho tumoral y se tomaron medidas de perfiles de dosis para SSD mayores a la SSD de referencia del Mobetron (50cm) con el fin de evaluar sus aplicaciones en Radioterapia Intraoperatoria.

Los resultados obtenidos en este trabajo mostraron que al aumentar las SSD's el tamaño de campo aumenta hasta en 2cm para SSD's de 120cm (siendo la estándar 100cm), lo cual no representa un aumento significativo teniendo en cuenta que las lesiones tumorales tratadas usualmente con radioterapia intraoperatoria son lesiones retroperitoneales y sarcomas y su tamaño es mayor a los 12 cm. Se observó además que el aumento de la SSD aumenta la dosis en superficie (para SSD's mayores a 105cm) y que todos los perfiles de dosis independiente de la SSD usada conservan sus características dosimétricas (R_p , R_{50} y profundidad de máximo de dosis).

En radioterapia intraoperatoria es común el uso de protecciones plomadas bajo el lecho tumoral para proteger órganos sanos adyacentes, en esta investigación se quiso evaluar la contribución de dosis al lecho tumoral debido al uso de dichas protecciones. Los resultados arrojados en este trabajo mostraron que existe una contribución de dosis de 10% cuando se usan las energías de electrones de 6 MeV y 9 MeV y aumenta con el aumento de energía hasta un 11% para la energía de 12 MeV.

Para tratar lesiones mayores al cono de 10cm de diámetro es frecuente el uso de varios campos de tratamiento lo que implica zonas de sub y sobredosificación al lecho tumoral, en el presente escrito se mostró que existe un aumento de dosis en profundidad que varía de 33% hasta un 83% (para energía de 6 MeV y 12 MeV respectivamente), debido a las características dosimétricas de los perfiles de los electrones, y una subdosificación de hasta un 50% en superficie para todas las energías nominales de electrones (6 MeV, 9 MeV y 12 MeV). Éstas sub y sobredosificaciones en el lecho tumoral implican un gran riesgo clínico pues se debe tener en cuenta que la dosis se entrega en una única fracción por lo que los efectos radiobiológicos de los tejidos, son diferentes a la radioterapia convencional que es fraccionada.

Palabras clave: Radioterapia intraoperatoria, Radioterapia, electrones, Mobetron 2000.

Abstract

This paper aims to show the dose distributions for large fields in Intraoperative Radiation Therapy with Electrons using the Mobetron 2000 Linear Accelerator from the National Institute of Cancerology E.S.E. For this, the parallel calibration of radiocromic films was performed and the dose profiles for different field configurations were measured. In addition, the contribution and backscattering of doses due to the use of plumb protection were evaluated in cases where it is desired to protect radiosensitive organs that are under the tumor bed and measurements of dose profiles for SSD greater than the Mobetron reference SSD (50cm) In order to evaluate their applications in Intraoperative Radiotherapy.

The results obtained in this study showed that increasing the SSD's the field size increases up to 2cm for SSD's of 120cm (being the standard 100cm), which does not represent a significant increase considering that the tumor lesions usually treated with Radiotherapy Intraoperatory are retroperitoneal and sarcomas lesions and their size is greater than 12 cm. It was also observed that the increase of the SSD increases the surface dose (for SSD's greater than 105cm) and that all the dose profiles independent of the SSD used preserve their dosimetric characteristics (R_p , R_{50} and maximum dose deep).

In intraoperative radiotherapy, the use of plumbed protections under the tumor bed to protect adjacent healthy organs is common, in this investigation we wanted to evaluate the contribution of doses to the tumor bed due to the use of said protections. The results shown in this study showed that there is a 10 % dose contribution when the electron energies of 6 MeV and 9 MeV are used and increases with the energy increase to 11 % for the 12 MeV energy.

To treat lesions larger than the 10cm diameter cone, it is common to use several treatment fields, which implies areas of sub and overdosage to the tumor bed, in this paper it was shown that there is an increase in dose in depth that varies from 33 % up to 83 % (for energy of 6 MeV and 12 MeV respectively), due to the dosimetric characteristics of the electron profiles, and a sub-surface up to 50 % for all nominal electron energies (6 MeV, 9 MeV and 12 MeV). These sub and overdoses in the tumor bed imply a great clinical risk because it must be taken into account that the dose is delivered in a single fraction, so the radiobiological effects of the tissues are different from conventional radiotherapy that is fractionated.

Keywords: Intraoperative Radiotherapy with electrons, Radiotherapy, Electrons, Mobetron 2000.

Contenido

Agradecimientos	VII
Resumen	IX
Lista de figuras	XV
Lista de tablas	XIX
Lista de símbolos	XXI
1. Objetivos	1
1.1. General	1
1.2. Específicos	1
2. Introducción	2
3. Marco Teórico	5
3.1. Dosimetría de electrones	5
3.1.1. Notación y Definiciones	6
3.1.2. Cámaras de ionización y Simuladores físicos	9
3.1.3. Formalismo General	10
3.1.4. Dosimetría de Referencia en el haz del usuario	13
3.2. Consideraciones en la medida del haz de electrones	15
3.2.1. Medida de la calidad del haz	15
3.2.2. Energía más probable	16
3.2.3. Rango Práctico	17
3.2.4. Rango máximo	17
3.2.5. Energía Media	17
3.3. Radioterapia Intraoperatoria con electrones	17
3.3.1. Historia	17
3.3.2. ¿Qué es la RTIOE?	20
3.3.3. Programa de Aseguramiento de la calidad	21

3.3.4. Ventajas y Desventajas	21
3.3.5. Casos en los que se usa la RTIOE	22
3.4. Placas radiocrómicas	24
3.4.1. Ventajas de las películas radiocrómicas [26, 27].	25
3.4.2. Recomendaciones para el uso correcto de las EBT3 [27]	26
3.5. Mobetron 2000	26
4. Metodología y Materiales	32
4.1. Puesta a punto y Calibración	33
4.2. Dosimetría para campos grandes	35
4.3. Dosimetría a SSD's mayores de 50 cm	37
4.4. Medida de contribución de dosis debido al uso de protecciones plomadas	38
5. Análisis y Resultados	40
5.1. Distancia SSD mayor a 50 cm	40
5.1.1. Energía de 6 MeV	41
5.1.2. Energía de 9 MeV	44
5.1.3. Energía de 12 MeV	46
5.2. Contribución por retrodispersión	53
5.2.1. Energía de 6MeV	53
5.2.2. Energía 9 MeV	56
5.2.3. Campos parcialmente bloqueados	58
5.2.4. Dosimetría para campos grandes	61
6. Conclusiones y recomendaciones	67
6.1. Conclusiones	67
6.2. Recomendaciones	69
A. Anexo 1: Tablas de PDD para energías de 6, 9 y 12 MeV del Mobetrón 2000 dejando una distancia cono-superficie.	70
B. Anexo 2 : Valores calculados de $k_{Q,Q_{int}}$ para varios tipos de camaras calibradas en haces de electrones [9].	83
C. Anexo 3: Coeficientes de ajuste cuadrático para el cálculo de k_s mediante la técnica de las dos tensiones, en haces pulsados y pulsados y barridos, en función del cociente de tensiones [9].	86
Bibliografía	87

Lista de Figuras

3-1. Condiciones de referencia. Porcentaje de dosis en profundidad, donde d es cualquier profundidad, d_0 es la profundidad de referencia (z_{ref}) del máximo de dosis. Imagen tomada de la referencia [9], capítulo 9, página 136.	10
3-2. Cadena de calibración Dosimétrica de cámaras de ionización. Imágen tomada del Material de Entrenamiento en Protección Radiológica en Radioterapia, Parte 10, Optimización de la Protección Radiológica en la Radioterapia por haz Externo. OIEA	12
3-3. “ <i>Ilustración de las profundidades R_p, R_{max}, R_{50} y R_{90} para haces de electrones</i> ”. Imágen tomada del trabajo final de maestría de Jairo Poveda, referencia [10], página 30.	16
3-4. Traslado de un paciente de la sala de cirugía al departamento de radioterapia para la entrega de radiación de RTIOE. Imágen tomada de la referencia [10], página 3.	19
3-5. Esquema de capas de películas radiocrómicas EBT3. Imágen tomada de la referencia [1], página 10.	25
3-6. Mobetron 2000.	27
3-7. Movimientos del gantry del Mobetron 2000.	28
3-8. Guías aceleradoras co-lineales del Mobetron. Imágen tomada de la referencia [10].	29
3-9. Sistema de anclaje del aplicador a la camilla quirúrgica. Imágen tomada de la referencia [10].	30
3-10. Diagrama de la cabeza de tratamiento con todas sus partes Mobetron. Imágen tomada de la referencia [10].	31
4-1. Esquema experimental para la dosimetría absoluta, donde z_{ref} es la profundidad de referencia para cada energía del haz de electrones y z es una profundidad cualquiera. [?]	34
4-2. Esquema experimental para calibración paralela de la película radiocrómica EBT3. Imágen tomada de la referencia [5].	35
4-3. Conos Yuxtapuestos	36

4-4. Conos con una separación entre ellos	36
4-5. Combinación de campos yuxtapuestos. Se utiliza primero una lámina de plomo para bloquear parte del área a tratar y se suministra radiación. A continuación, el plomo simplemente se voltea hacia el otro lado de la zona de tratamiento e irradia nuevamente. Imágen tomada de la referencia [5].	37
4-6. Esquema experimental PPD's a SSD's mayores a 50 cm.	38
4-7. Esquema experimental para medir retrodispersión	39
5-1. PPD's para energía de 6 MeV a SSD's mayores a 50 cm, Mobetron 2000	42
5-2. PPD's para energía de 6 MeV a SSD's mayores a 100cm en un acelerador lineal Clinac IX. Datos obtenidos del software Scanditronix/Wellhofer Omnipro-Accept	43
5-3. PPD's para energía de 9 MeV a SSD's mayores a 50 cm, Mobetron 2000	45
5-4. PPD's para energía de 9 MeV a SSD's mayores a 100 cm en un acelerador lineal Clinac IX. Datos obtenidos del software Scanditronix/Wellhofer Omnipro-Accept	46
5-5. PPD's para energía de 12 MeV a SSD's mayores a 50 cm	47
5-6. PPD's para energía de 9 MeV a SSD's mayores a 100 cm en un acelerador lineal Clinac IX. Datos obtenidos del software Scanditronix/Wellhofer Omnipro-Accept.	48
5-7. Tamaños de campo a SSD mayores de la estándar para energía de 6MeV. Imágen obtenida del software Scanditronix/Wellhofer Omnipro-Accept.	49
5-8. Tamaños de campo a SSD mayores de la estándar para energía de 9MeV. Imágen obtenida del software Scanditronix/Wellhofer Omnipro-Accept.	50
5-9. Tamaños de campo a SSD mayores de la estándar para energía de 12MeV. Imágen obtenida del software Scanditronix/Wellhofer Omnipro-Accept.	51
5-10.SSD vs Tamaños de campo vs Tamaños de campo para electrones de 6MeV, 9MeV y 12MeV.	52
5-11.Curvas de dosis obtenidas con un Scanner Vidar y procesadas con el Software RIT-113 para Energía de 6 MeV, (a) Colocando la placa plomada debajo de un bolus de 0.3cm de espesor y (b) placa de referencia	53
5-12.Curvas de dosis obtenidas con un Scanner Vidar y procesadas con el Software RIT-113, para Energía de 6 MeV, (a) Colocando la placa plomada debajo de un bolus de 1.05 cm de espesor y (b) placa de referencia	54

5-13. Curvas de isodosis obtenidas con un Scanner Vidar y procesadas con el Software RIT-113. (a) Curvas de dosis para energía de 6 MeV colocando la placa plomada debajo de un bolus de 1.05 cm de espesor y (b) Curvas de dosis para energía de 6 MeV colocando la placa plomada debajo de un bolus de 0,3 cm de espesor	55
5-14. Curvas de isodosis obtenidas con un Scanner Vidar y procesadas con el Software RIT-113. (a) Curvas de dosis para energía de 9 MeV colocando la placa plomada debajo de un bolus de 0.3 cm de espesor y (b) Curvas de dosis de referencia para energía de 9 MeV	56
5-15. Curvas de isodosis obtenidas con un Scanner Vidar y procesadas con el Software RIT-113. (a) Curvas de dosis para energía de 9 MeV colocando la placa plomada debajo de un bolus de 1.05 cm de espesor y (b) Curvas de dosis de referencia para energía de 9 MeV	57
5-16. Curvas de dosis obtenidas con un Scanner Vidar y procesadas con el Software RIT-113 para energía de 12 MeV bloqueando parcialmente los campos de tratamiento.	58
5-17. Distribución de dosis para una energía de 12 MeV usando bloqueo parcial de conos, imagen tomada con una placa radiocrómica EBT3 y procesadas con un Scanner Vidar y el Software RIT-113	59
5-18. Mapa de dosis 3D para una energía de 12 MeV yuxtaponiendo dos conos y bloqueando parcialmente el campo con una protección plomada, imagen tomada con una placa radiocrómica EBT3 y procesadas con un Scanner Vidar y el Software RIT-113.	60
5-19. Curvas de dosis para energía de 9 MeV bloqueando parcialmente los campos de tratamiento. Curvas de isodosis procesadas con un Scanner Vidar y el Software RIT-113.	60
5-20. Curvas de dosis para energía de 9 MeV bloqueando parcialmente los campos de tratamiento. Curvas de isodosis procesadas con un Scanner Vidar y el Software RIT-113.	61
5-21. Curvas de dosis para energía de 6 MeV yuxtaponiendo los campos de tratamiento. Curvas de isodosis procesadas con un Scanner Vidar y el Software RIT-113.	62
5-22. Distribución de dosis para la energía de 6 MeV yuxtaponiendo los campos de tratamiento. Curvas de isodosis procesadas con un Scanner Vidar y el Software RIT-113.	62

5-23. Distribución de dosis para energía de 9 MeV yuxtaponiendo los campos de tratamiento. Curvas de isodosis procesadas con un Scaner Vidar y el Software RIT-113.	63
5-24. Distribución de dosis para energía de 12 MeV yuxtaponiendo los campos de tratamiento. Curvas de isodosis procesadas con un Scaner Vidar y el Software RIT-113.	64
5-25. Distribución de dosis para energía de 6 MeV dejando una separación entre campos de 0.3 cm. Curvas de isodosis procesadas con un Scaner Vidar y el Software RIT-113.	65
5-26. Distribución de dosis para energía de 9 MeV dejando una separación entre campos de 0.6 cm. Curvas de isodosis procesadas con un Scaner Vidar y el Software RIT-113.	66
B-1. Valores de $k_{Q,Q_{int}}$. Imágen tomada de la referencia [9], páginas 104 y 105 . .	84
B-2. Valores de $k_{Q,Q_{int}}$. Imágen tomada de la referencia [9], páginas 104 y 105 . .	85
C-1. Coeficientes de ajuste cuadrático para k_s	86

Lista de Tablas

3-1. Tabla de fraccionamiento equivalente de una fracción de RTIO a fraccionamiento convencional de RT externa, tabla tomada de la referencia [17], página 944. .	20
3-2. Dimensiones y peso del sistema Mobetron. Tabla tomada de la referencia [10].	27
5-1. Factores de corrección para la Energía 6 MeV en condiciones de referencia, con $z_{ref}= 1,6$ cm para todas las SSD's.	41
5-2. Factores de corrección para la Energía 9 MeV en condiciones de referencia .	44
5-3. Factores de corrección para la Energía 12 MeV en condiciones de referencia, con $z_{ref}= 1,6$ cm para todas las SSD's.	47
5-4. Tamaños de campo para diferentes SSD, E:6MeV	49
5-5. Tamaños de campo para diferentes SSD, E: 9MeV	50
5-6. Tamaños de campo para diferentes SSD, E: 12MeV	51
A-1. Tabla de datos para cono de 10 cm de diámetro, SSD: 50.3cm, Energía: 6 MeV, 200 unidades monitor.	71
A-2. Tabla de datos para cono de 10 cm de diámetro, SSD: 50.6cm, Energía: 6 MeV, 200 unidades monitor.	72
A-3. Tabla de datos para cono de 10 cm de diámetro, SSD: 51,0cm, Energía: 6 MeV, 200 unidades monitor.	73
A-4. Tabla de datos para cono de 10 cm de diámetro, SSD: 50,0 cm, Energía: 6 MeV, 200 unidades monitor	74
A-5. Tabla de datos para cono de 10 cm de diámetro, SSD: 50,3cm, Energía: 9 MeV, 200 unidades monitor.	75
A-6. Tabla de datos para cono de 10 cm de diámetro, SSD: 50,6cm, Energía: 9 MeV, 200 unidades monitor.	76
A-7. Tabla de datos para cono de 10 cm de diámetro, SSD: 51,0cm, Energía: 9 MeV, 200 unidades monitor.	77
A-8. Tabla de datos para cono de 10 cm de diámetro, SSD: 50,0 cm, Energía: 9 MeV, 200 unidades monitor.	78

A-9. Tabla de datos para cono de 10 cm de diámetro, SSD: 50,3 cm, Energía: 12 MeV, 200 unidades monitor.	79
A-10 Tabla de datos para cono de 10 cm de diámetro, SSD: 50,6 cm, Energía: 12 MeV, 200 unidades monitor.	80
A-11 Tabla de datos para cono de 10 cm de diámetro, SSD: 51,0 cm, Energía: 12 MeV, 200 unidades monitor.	81
A-12 Tabla de datos para cono de 10 cm de diámetro, SSD: 50,0cm, Energía: 12 MeV, 200 unidades monitor. Datos tomados del comisionamiento del equipo	82

Lista de símbolos

Subíndices

Subíndice	Término
w	Agua
Q	Calidad del haz Q
air	aire
D	Dosis
ref	Referencia

Abreviaturas

Abreviatura	Término
OIEA	Organismo Internacional de Energía Atómica
PMMA	Polimetilmetacrilato
PDD	Porcentaje de dosis en profundidad
SSD	Distancia Fuente Superficie
LPCD	Laboratorio Primario de Calibración Dosimétrica
LSCD	Laboratorio secundario de Calibración Dosimétrica
IMRT	Radioterapia de Intensidad Modulada
VMAT	Arcoterapia de Intensidad Modulada
IGRT	Radioterapia Guiada por imágenes
k_s	Factor de recombinación de iones
$k_{T,P}$	Factor de corrección por presión y temperatura
k_{pol}	Factor de corrección por polaridad
UM	Unidades monitor
z_{ref}	Profundidad de referencia
R ₅₀	Distancia a la cual la dosis cae al 50 % de su valor máximo

Abreviatura	Término
V	Voltios
D ₅₀	Dosis en R ₅₀
D _{max}	Dosis en el máximo
DO	Densidad Óptica
Pb	Plomo
R _p	Rango práctico
RTIO	Radioterapia Intraoperatoria
RTIOE	Radioterapia Intraoperatoria con Electrones
RT	Radioterapia
Ca	Cáncer
OAR	Órgano a Riesgo
E ₀	Energía más probable en la superficie del maniquí
PBI	Irradiación parcial del seno
nC	nano Coulomb
k	kerma
⁶⁰ Co	Cobalto 60

1. Objetivos

1.1. General

Caracterizar dosimétricamente las distribuciones de haces de electrones para campos mayores al aplicador de 10 cm de diámetro y la contribución de dosis al lecho tumoral debido a las protecciones plomadas usadas para preservar órganos a riesgo, usando el MOBETRON 2000 del Instituto Nacional de Cancerología E.S.E..

1.2. Específicos

- Caracterizar los perfiles de dosis para tamaños de campo mayores al aplicador de 10 cm uniendo dos conos.
- Medir los perfiles de dosis para tamaños de campo mayores al aplicador de 10 cm usando dos conos hemibloqueados o parcialmente bloqueados.
- Construir los perfiles de dosis para tamaños de campo mayores al aplicador más grande dejando una distancia entre conos.
- Calcular la contribución de dosis al lecho tumoral debido al uso de protecciones plomadas.
- Realizar los perfiles de dosis dejando una distancia entre el cono y el lecho tumoral.

2. Introducción

La radioterapia es una de las modalidades terapéuticas que en combinación con la quimioterapia y la cirugía se ha venido utilizando con finalidades curativas. Actualmente, la radioterapia es usada en gran porcentaje de pacientes con enfermedad neoplásica, debido a su gran impacto curativo y control de la enfermedad. [1]

La radioterapia hace uso de las radiaciones ionizantes para generar daño en la doble cadena de ADN de las células anormales evitando su replicación; actualmente debido a los avances tecnológicos, cuenta con diferentes técnicas de tratamiento, entre ellos la radioterapia intraoperatoria que nos permiten aumentar la dosis a las células tumorales y protegiendo los órganos a riesgo (OAR) adyacentes. [1]

Muchos de los avances clínicos en Radioterapia como se mencionó anteriormente, están relacionados con mejorar la entrega de dosis al volumen tumoral; éstas mejoras han evolucionado desde el uso de máquinas de ortovoltaje hasta aceleradores lineales portátiles como en el caso de la Radioterapia Intraoperatoria con el Mobetron, el cual fue usado para desarrollar este trabajo. Las ventajas terapéuticas que nos han brindado estos avances ha hecho que los Oncólogos Radioterápicos aumenten cada vez más la dosis al tumor, sin incrementar de manera significativa la dosis a los tejidos sanos circundantes. [2]

La Radioterapia Intraoperatoria con electrones debido a sus resultados oncológicos ha aumentado en la última década [3], pues debido a que la dosis se entrega en una sola fracción, representa un beneficio para el paciente reduciendo el tiempo de tratamiento y el control local de la enfermedad [1]. Esta técnica permite aumentar las dosis de tratamiento la cual es entregada en una sola fracción produciendo una dosis homogénea en el lecho tumoral, el cual es irradiado directamente durante la cirugía lo que permite excluir del campo de tratamiento los tejidos sanos adyacentes y un alto control tumoral. [4], [5]

La irradiación directa del volumen blanco permite la exclusión de órganos radiosensibles aledaños, convirtiéndose así en una alternativa de tratamiento óptima en casos donde se tiene un boost (refuerzo), superando a la radioterapia externa. Estudios clínicos de más de

20 años han demostrado la efectividad de la Radioterapia Intraoperatoria en un amplio rango de patologías cancerígenas: sarcomas retroperitoneales, cánceres pancreáticos, mamarios, colorectales, pediátricos y algunos cánceres ginecológicos recurrentes. [5]

Algunas de las lesiones tratadas con Radioterapia Intraoperatoria son tan grandes que exceden el diámetro del aplicador más grande, que para el Mobetron 2000 usado en este trabajo, es de 10 cm de diámetro, el procedimiento de irradiación puede ser realizado en tres maneras diferentes. La primera alternativa de tratamiento para este tipo de casos consiste en colocar campos adyacentes, uno al lado del otro, sobre el lecho tumoral hasta cubrir toda su superficie. Esta técnica de tratamiento constituye una dificultad por los puntos calientes y fríos que resultan de la intersección de campos, creando zonas de sobre y subdosificación en el lecho. [5]

La segunda técnica de tratamiento consiste en colocar campos yuxtapuestos, dejando una separación entre ellos. Para esto se posiciona el cono sobre parte del lecho y se irradia; seguidamente coloca nuevamente el cono en el lecho tumoral restante, dejando una pequeña separación con el campo anterior y se irradia nuevamente. El problema de esta técnica es la subdosificación que existe en el lecho tumoral debido a la separación, sin embargo representa también una disminución del punto caliente en profundidad. [5]

Por último se usa una placa plomada para bloquear parte del campo y se entrega la dosis prescrita, se marca con clips sobre el lecho quirúrgico el lugar donde se colocó la placa plomada y la zona irradiada y luego se posiciona el cono en el área del lecho quirúrgico restante y se irradia nuevamente. [5]

Cuando se usan protecciones plomadas bajo el lecho tumoral para proteger tejidos sanos adyacentes, se hace necesario evaluar la contribución de dosis por retrodispersión de la placa plomada al lecho tumoral. El análisis de las distribuciones de dosis en este tipo de situaciones nos permite cuantificar puntos de sobredosificación y de ésta manera hacer una corrección en la dosis al momento del tratamiento teniendo en cuenta que al ser una única dosis estas técnicas de tratamientos requieren de un estudio dosimétrico adecuado debido a que los efectos radiobiológicos son más significativos.

El Instituto Nacional de Cancerología (I.N.C) cuenta con un equipo para Radioterapia Intraoperatoria (Mobetron 2000) de la marca INTRAOP. “*El Mobetron es un acelerador móvil auto-blindado*” [2] diseñado para tratar un amplio rango de patologías en conjunto con cirugía, posee aplicadores circulares desde 3 cm, hasta el más grande de 10 cm de diámetro; cuenta con tres energías nominales de electrones de 6, 9 y 12 MeV y protecciones plomadas

circulares de 10 cm de diámetro y aproximadamente 3 mm de espesor.

Hasta el momento y desde su comisionamiento en el I.N.C se han tratado tres pacientes con campos mayores a 10 cm usando campos yuxtapuestos. Las distribuciones de dosis en estos casos, aún no han sido evaluadas en profundidad, debido a la falta de un control de calidad que permita determinar la mejor estrategia de tratamiento para este tipo de casos.

El objetivo primordial de este trabajo es caracterizar los campos de electrones mayores a 10 cm con el fin de buscar por medio de la caracterización dosimétrica la mejor configuración y distribución de dosis para estos casos, evitando los puntos de dosis calientes y fríos que generan las técnicas usadas actualmente para los pacientes del Instituto Nacional de Cancerología.

3. Marco Teórico

3.1. Dosimetría de electrones

Los avances tecnológicos en Radioterapia requieren de la búsqueda de la exactitud en la dosimetría de los haces de radiación (electrones, fotones y partículas) con los que son tratados los pacientes [6]. El advenimiento de técnicas de radioterapia moderna como IMRT, VMAT, IGRT, RTIO entre otras, puede utilizarse al máximo si se garantiza una buena exactitud en la determinación de la dosis y su administración [7].

Debido a la exactitud en la calibración de los haces de radiación y la entrega de dosis al paciente, *“los laboratorios de calibración primarios han pasado de normas basadas en Exposición o Kerma en aire a dosis absorbida en agua”* [7], pues las condiciones clínicas (dosimetría clínica) están relacionadas con ésta cantidad. Muchas de las recomendaciones internacionales basan sus protocolos en el uso de un factor de calibración, *“para una cámara de ionización, en kerma en aire trazable a un patrón primario nacional o internacional de kerma en aire para la irradiación gamma del ^{60}Co ”* [7, pág 6,7].

El paso de calibración de las cámaras en términos de kerma en aire (K_{air}) usada en los laboratorios primarios de calibración a dosis absorbida en agua (D_w), en la práctica clínica, los cuales hacen uso de protocolos dosimétricos basados en el factor $N_{D,air}$ (o N_{gas}), introdujeron incertidumbres no deseadas en la determinación de D_w . Existen muchos factores involucrados en el paso de kerma en aire a dosis absorbida en agua (N_K , medido en aire, utilizando un haz de ^{60}Co , y a la dosis absorbida en agua, D_w) [7, pág 2].

Éstos factores de calibración dosimétrica, que marcan el paso de la dosimetría clínica de referencia basada en factores de calibración de dosis absorbida en ^{60}Co , requieren de un factor conversión llamado factor de calidad, denotado k_Q , el cual se calcula para la mayoría de cámaras cilíndricas usando la teoría de la cavidad de Spencer-Attix [6, pág 1848], [7],

En las últimas décadas se han mejorado considerablemente en los Laboratorios Primarios de Calibración Dosimétrica (LPCD) los procedimientos para determinar la dosis absorbida en

agua, utilizando distintos métodos para medir las magnitudes principales o derivadas apropiadas; proporcionándoles a los usuarios (hospitales) los factores de calibración adecuados a través de los Laboratorios Secundarios de Calibración Dosimétrica (LSDC) [7, pág 3,4,6].

En la mayoría de los LPCD, la dosis absorbida en agua se establece usando un haz de radiación gamma de ^{60}Co . Ésta dosis absorbida en agua, bien sea para haces de fotones o electrones producidos por aceleradores los cuales son usados en la práctica clínica, se basan en uno de los siguientes métodos [7, pág 19]:

1. La cámara de ionización patrón primario, consiste en una cavidad de grafito con un volumen conocido y diseñada para cumplir en su mayoría con las características de detector de Bragg-Gray. La cámara se coloca en un maniquí de agua y la dosis absorbida en agua, en el punto de referencia, se obtiene a partir de la energía específica media impartida al aire de la cavidad [7, pág 19].
2. El calorímetro de grafito, desarrollado por Domen y Lamperti, determina la conversión de dosis absorbida en agua, en el punto de referencia, aplicando el teorema de puesta en escala de la fluencia de fotones o por medidas basadas en la teoría de la cavidad para cámaras de ionización [7, pág 19].

3.1.1. Notación y Definiciones

Como se mencionó anteriormente para determinar el paso de Kerma en aire a dosis absorbida en agua, usada en la práctica clínica; se deben tener en cuenta factores de corrección que median información del paso de la calibración de las cámaras de ionización usando una fuente de ^{60}Co en los laboratorios primarios de calibración a las condiciones clínicas usando aceleradores lineales. Todas las cantidades están reportadas en unidades del Sistema Internacional (SI) [6, pág 1849, 1850], [7, pág 10-15], [8, pág 3241-3243]:

- D_{w,Q_0} : dosis absorbida en agua en la profundidad de referencia, z_{ref} , en un maniquí de agua irradiado por un haz de radiación de calidad Q para un número de unidades monitor dado Q . El subíndice Q_0 se omite cuando la calidad de referencia es la radiación gamma del ^{60}Co ; es decir, $N_{D,w}$ siempre corresponde al factor de calibración, en términos de dosis absorbida en agua, en un haz de ^{60}Co Unidades: Gray (Gy) [7, pág 10,11], [8, pág 1849]

- E_0, E_z : "energía medida de un haz de electrones, en la superficie del maniquí y en la profundidad z , respectivamente. Unidad: MeV" [7, pág 11].
- z_{ref} : "profundidad de referencia; para un haz de electrones está dado como $z_{ref} = 0,6R_{50} - 0,1$, donde R_{50} está en cm". Unidad: cm [7, pág 15].
- I_{50} : profundidad del haz de electrones en la que la curva de ionización cae el 50 % de su máximo. Unidad: cm [6, pág 1849]
- k_{Q,Q_0} : "factor que corrige por la diferencia en la respuesta de una cámara de ionización en la calidad de referencia Q_0 del haz utilizado para calibrar la cámara y la calidad real del usuario (hospital), Q" [7, pág 11,12]. El subíndice Q_0 se omite cuando la calibración de referencia es la radiación gamma del ^{60}Co (Para haces de ^{60}Co $k_Q = 1,00$). Éste factor es dependiente de la cámara de ionización [8, pág 1849].
- $M_{raw}(d)$: lectura no corregida de la cámara de ionización en un punto de medida a una profundidad z en agua, para un número dado de unidades monitor. Unidades C [8, pág 1849].
- M : lectura de la cámara de ionización corregida a las condiciones ambientales de temperatura y presión, también se corrigen efectos de polaridad, la falta de una completa colección de iones y exactitud del electrómetro. Unidad: C [8, pág 1849].
- UM : número de unidades monitor dadas para entregar cierta dosis [8, pág 1849].
- N_{D,w,Q_0} : "factor de calibración en términos de dosis absorbida en agua, en un haz de referencia de calidad Q_0 . El producto $M_{Q_0} N_{D,w,Q_0}$ da como resultado la dosis absorbida en agua a una profundidad de referencia. Unidad: Gy/C " [7, pág 12].
- PDD: "Porcentaje de dosis en profundidad" [7, pág 13].
- P_{eff} : "punto efectivo de medida de una cámara de ionización. Para cámaras de ionización plano-paralelas, se supone que P_{eff} está situado en el centro de la superficie frontal de la cámara de aire" [7, pág 13,14].
- P : presión de aire dentro de la cámara de ionización. En una cámara abierta, esta presión se asume igual a la presión del aire local. Unidades kPa (Kilopascal, 1 atmósfera = 760mm de mercurio = 101,33 kPa) [8, pág 1849, 1850].
- k_{elec} : "factor de corrección del electrómetro" [7, pág 11]. k_{elec} se considera 1 si el electrómetro y la cámara de ionización son calibradas como una sola. Unidades: C/C [7, pág 12].

- P_{gr}^Q : “factor de corrección de gradiente, es el componente de k_Q que en un haz de electrones depende del gradiente de ionización en el punto de medida. Para cámaras cilíndricas es función del radio de la cavidad, r_{cav} y el gradiente local” [6, pág 1850]. P_{gr}^Q equivale a la unidad para cámaras plano paralelas [8, pág 3242].
- k_s : “factor de corrección de recombinación, corrige la respuesta de una cámara de ionización por pérdida en la colección de cargas (debidas a la recombinación de iones)” [7, pág 12].
- k_{pol} : factor de corrección de polaridad, tiene en cuenta el efecto de la polaridad en la respuesta de la cámara de ionización [6, pág 1850]. “Corrige la respuesta de una cámara de ionización por el efecto de un cambio en la polaridad de la tensión de colección aplicada a la cámara” [7, pág 11].
- k_{TP} : factor que corrige la respuesta de una cámara de ionización por el efecto de la diferencia que puede existir entre la temperatura y presión de referencia especificadas por el laboratorio de calibración y la temperatura y presión de la cámara en condiciones ambientales dadas por la práctica clínica [7, pág 12].
- *Punto de medida*: punto al cual se mide la dosis absorbida. Para cámaras de uso clínico el punto de medida se encuentra en el centro del volúmen activo de la cavidad y para cámaras plano paralelas está en el centro de la región de recolección en la superficie frontal de la cámara [6, pág 1850], [8, pág 3242].
- Q : calidad del haz de electrones o fotones del usuario para la cual se va a relizar la dosimetría clínica de referencia [6, pág 1850]. Para electrones está dada en términos de R_{50} [8, pág 3242].
- R_{50} : profundidad en agua para un tamaño de campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ a SSD: 100 cm al cual la dosis abosorbida cae al 50 % de su valor máximo [6, pag 1850]. “Profundidad de hemiabsorcion en agua (en g/cm^2), utilizada como indice de calidad del haz para haces de electrones” [7, pág 14].
- R_p : “alcance práctico para haces de electrones, protones e iones pesados”. Unidades $\frac{gr}{cm^2}$ [7, pág 14]
- SSD: “Distancia fuente-superficie”. Unidades: cm [7, pág 14].
- T : temperatura del aire dentro de la cámara de ionización, tomada como la temperatura del agua que hay alrededor cuando hay equilibrio térmico [6, pág 1850]. Unidades: °C

Condiciones ambientales normales: condiciones de presión, temperatura y humedad relativa aplicados a la cámara de ionización. Generalmente son: temperatura $T_0 = 22^\circ\text{C}$, presión $P_0 = 101,33\text{kPa}$, y humedad relativa de aire en la cámara de ionización entre 20 % y 80 %

3.1.2. Cámaras de ionización y Simuladores físicos

Éste trabajo se basa en el uso del equipo Mobetron 2000 del Instituto Nacional de cancerología, el cual posee energías nominales de electrones de 6MeV, 9 MeV y 12 MeV. Según los códigos de práctica internacionales, como la colección de informes técnicos N° 398 del Organismo Internacional de Energía Atómica, *“recomienda el uso de cámaras plano paralelas para todas las energías de electrones, siendo de uso obligatorio para energías de electrones por debajo de 10 MeV. Su ventaja principal se ve reflejada en la reducción de los efectos de perturbación por dispersión”* [7, pág34].

Se diseñan de tal forma que su lectura se debe principalmente a los electrones incidentes a través de la ventana frontal, siendo despreciable la contribución de los electrones que entran a través de las paredes laterales de la cámara. Este diseño justifica la adopción del punto efectivo P_{eff} en el centro de la región de recolección en la superficie frontal de la cámara, para todas las profundidades y calidades de haz [7, pág 34].

Cuando se hace uso de cámaras plano-paralelas en la calibración de haces para uso clínico, se debe tener una cámara con una cavidad en forma de disco, en la cual la razón entre el diámetro de la cavidad y su altura sea grande. Adicionalmente, el espesor de la ventana de entrada (frontal) debería restringirse a $0,1\text{ g/cm}^2$ (o 1 mm de PMMA) como máximo, para posibilitar las medidas en profundidades pequeñas. Es necesario, además, que la cavidad sea abierta al aire de forma que se alcance rápidamente el equilibrio con la temperatura y la presión atmosférica ambiente [7, pág35].

Éste escrito se basó en los códigos de práctica del OIEA, especialmente en el N°398 el cual recomienda *“se recomienda el agua como medio de referencia para la medida de dosis absorbida tanto en haces de fotones como electrones”* [7]. Las dimensiones del maniquí deben sobrepasar al menos en 5 cm en cada uno de los cuatro lados del mayor tamaño de campo que se vaya a utilizar a las condiciones de referencia dadas en cada centro [7, pág44].

Para la dosimetría de haces de electrones de baja energía (aproximadamente por debajo de 10 MeV) se pueden utilizar maniqués sólidos en forma de planchas de poliestireno, PMMA

y algunos plásticos equivalentes a agua como: agua sólida, agua plástica, etc..No obstante, la determinación de dosis debe referirse siempre a la dosis absorbida en agua, en la profundidad de referencia, en un maniquí homogéneo de agua [7, pág 45].

3.1.3. Formalismo General

Las medidas basadas en calibraciones en aire, en términos de kerma en aire, requieren factores de conversión dependientes de la cámara para determinar la dosis absorbida en agua. Estos factores de conversión no tienen en cuenta las diferencias individuales entre cámaras de un mismo tipo. Por el contrario, las calibraciones en términos de dosis absorbida en agua se pueden realizar en condiciones similares a las medidas posteriores en el haz del usuario, de forma que se tienen en cuenta la respuesta de cada cámara individual [7, pág 6].

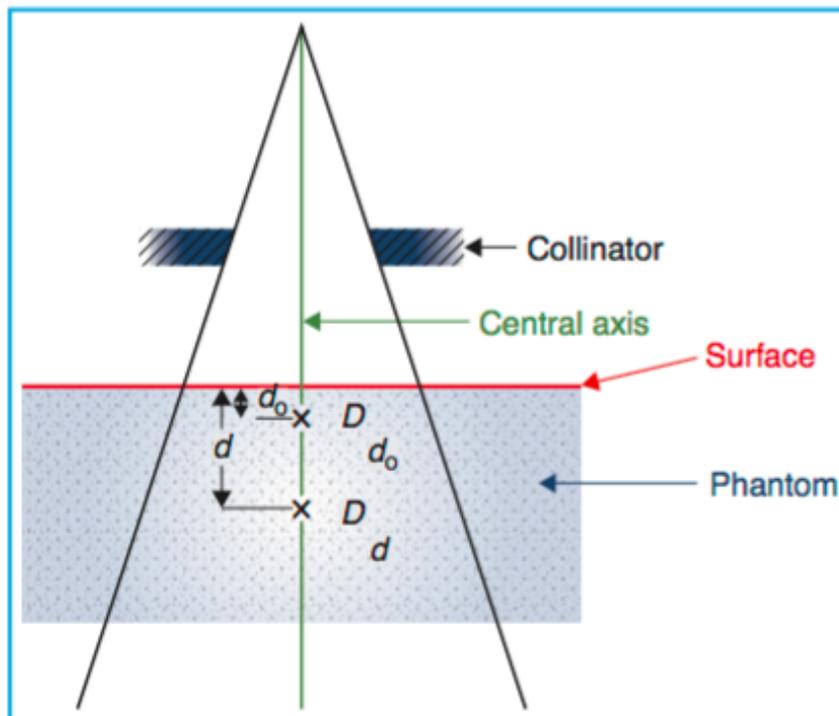


Figura 3-1.: Condiciones de referencia. Porcentaje de dosis en profundidad, donde d es cualquier profundidad, d_0 es la profundidad de referencia (z_{ref}) del máximo de dosis. Imagen tomada de la referencia [9], capítulo 9, página 136.

Las medidas se aplican bajo ciertas condiciones de referencia bien definidas. Estas condiciones se especifican para fotones o electrones según sea el caso (ver Figura **3-1**), e incluyen parámetros tales como: profundidad de medida, tamaño de campo y distancia fuente-superficie (SSD) [6, pág 1851].

Dado un factor de calibración N_{D,w,Q_0} , el factor de calibración de dosis absorbida en agua para una cámara de ionización localizada en un haz de radiación de calidad Q bajo condiciones de referencia se tiene [6, pág 1851]:

$$D_{w,Q_0} = MN_{D,w,Q_0} \text{ (Gy)} \quad (3-1)$$

donde D_{w,Q_0} es la dosis absorbida en agua (en Gy) al punto de medida en ausencia de cámara de ionización (por ejemplo, a la profundidad de referencia); M es la lectura corregida en Culombs (C) del electrómetro cuando se ha corregido por los factores de polaridad y recombinación del electrómetro y las correcciones de presión y temperatura en condiciones ambientales [6, pág 1851] y " N_{D,w,Q_0} es el factor de calibración del dosímetro en términos de dosis absorbida en agua, obtenido de un laboratorio de calibración " [7, pág 23].

"Cuando un dosímetro se utiliza en un haz de calidad Q , diferente a la calidad Q_0 empleada para su calibración" [7, pág 24] en un LPCD (en este caso el haz de referencia son los rayos gamma de ^{60}Co), se tiene que introducir el factor de calibración dosimétrico (k_{Q,Q_0}) que compara las calibraciones primarias con las del usuario, de modo tal que la dosis absorbida en agua introduciendo este factor ahora es [6, pág 1851], [7, pág 24]:

$$D_{w,Q} = MN_{D,w,Q_0}k_{Q,Q_0} \text{ (Gy)} \quad (3-2)$$

donde k_{Q,Q_0} es una corrección que tiene en cuenta los efectos de la diferencia entre la calidad del haz de referencia Q_0 , y la calidad real del usuario, Q . Éste factor se define como el cociente entre los factores de calibración de la cámara de ionización, en términos de dosis absorbida en agua, en las calidades Q y Q_0 [6, pág 24,25]

$$k_{Q,Q_0} = \frac{N_{D,w,Q}}{N_{D,w,Q_0}} = \frac{D_{w,Q}/M_Q}{D_{w,Q_0}/M_{Q_0}} \quad (3-3)$$

Si la teoría de Bragg.Gray es aplicable se puede comparar la ecuación (3-2) usando el formalismo del factor de calibración de una cámara de ionización en términos de dosis absorbida en aire, $N_{D,air}$, basados en kerma en aire se obtiene una expresión general para k_{Q,Q_0} así [7,

pág 24]:

$$k_{Q,Q_0} = \frac{(s_{w,air})_Q (W_{air})_Q P_Q}{(s_{w,air})_{Q_0} (W_{air})_{Q_0} P_{Q_0}}$$

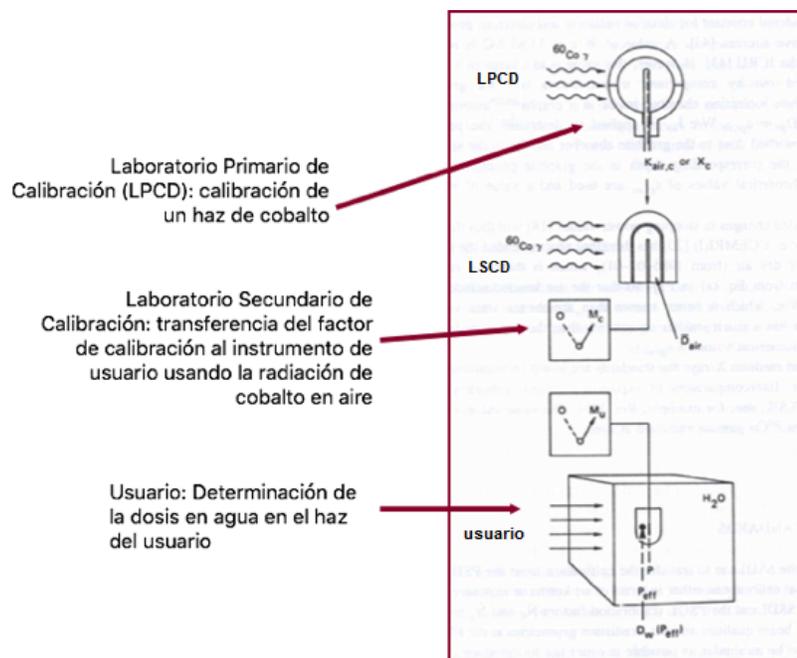


Figura 3-2.: Cadena de calibración Dosimétrica de cámaras de ionización. Imágen tomada del Material de Entrenamiento en Protección Radiológica en Radioterapia, Parte 10, Optimización de la Protección Radiológica en la Radioterapia por haz Externo. OIEA

Como se mencionó anteriormente los dosímetros usados en haces de electrones son cámaras plano paralelas por sus propiedades físicas, sin embargo las cámaras usadas en la calibración primaria o de referencia no lo son; es por ello que se tiene que realizar una calibración cruzada de una cámara plano-paralela, en un haz de electrones de alta energía de calidad Q_{cross} , frente a una cámara cilíndrica calibrada en el laboratorio primario [7, pág 27,28].

Debido a que la calibración cruzada no es única, para cada tipo de cámara se requiere una tabla de dos dimensiones de factores de $k_{Q,Q_{cross}}$, es posible presentar los datos en una

única tabla introduciendo una calidad de haz arbitraria de electrones, Q_{int} , que actúa como intermediaria entre la calidad de calibración interna Q_{cross} y la calidad del usuario Q . El valor necesario se evalúa como el cociente entre los factores $k_{Q,Q_{int}}$ y $k_{Q_{cross},Q_{int}}$ [7, pág 27]:

$$k_{Q,Q_{cross}} = \frac{k_{Q,Q_{int}}}{k_{Q_{cross},Q_{int}}} \quad (3-4)$$

3.1.4. Dosimetría de Referencia en el haz del usuario

Determinación de la dosis absorbida en agua

Cuando se trabaja con radiaciones ionizantes y éstas son usadas en pacientes, se debe garantizar la exactitud y precisión de la dosis entregada. Por ello los usuarios (hospitales) deben disponer del equipamiento necesario para garantizar todos los parámetros que involucran la entrega de dosis en un punto, es por ello que se recomienda que las clínicas estén provistas de una cámara de ionización o un dosímetro que les permita evaluar dichos parámetros.

Éstas cámaras de ionización deben contar con factor N_{D,w,Q_0} en términos de dosis absorbida en agua, en la calidad de referencia Q_0 a la cual fue calibrada por el laboratorio primario. Cuando se coloca la cámara en las condiciones de referencia, la dosis absorbida en agua viene dada por la ecuación (3-2) donde M es la lectura del dosímetro; sin embargo hay que tener en cuenta que las condiciones de calibración son diferentes a las condiciones clínicas por lo cual se deben incluir las correcciones dadas por los diferentes factores (polaridad, temperatura, presión, etc.), de manera que la lectura del dosímetro es [6, pág 1852], [7, pág 56]:

$$M = k_s k_{T,P} k_{elec} k_{pol} M_{raw} \quad (C) \quad (3-5)$$

donde M_{raw} es la lectura en Coulombs arrojada por la cámara de ionización, $k_{T,P}$ es el factor de corrección por presión y temperatura en condiciones ambientales; k_s es la corrección por la recolección incompleta de iones, k_{pol} corrección por efectos de polaridad y k_{elec} el factor de calibración del electrómetro y cámara de ionización cuyo valor para cámaras es la unidad cuando las dos fueron calibradas como una unidad [6, pág 1853].

- **Correcciones de polaridad**

Estas correcciones varían en función de la calidad del haz por tanto es necesario que se

garantice que durante la dosimetría de referencia clínica se realice esta corrección [6, pág 1852].

Para hacer la corrección por polaridad se tienen que tomar lecturas con polaridades positivas y negativas en electrómetro así [6, pág 1852, 1853], [7, pág 58,59]:

$$k_{pol} = \left| \frac{(M_{raw}^+ - M_{raw}^-)}{2M_{raw}} \right| \quad (3-6)$$

“donde M_{raw}^+ y M_{raw}^- son las lecturas del electrómetro obtenidas con polaridad positiva y negativa respectivamente” [7, pág 59]; estas lecturas son tomadas en condiciones de referencia en la dosimetría clínica de referencia usando siempre la misma cámara de ionización [6, pág 1853].

■ Corrección por presión y temperatura

Como las cámaras recomendadas para la dosimetría son abiertas al aire, la masa de aire en la cavidad se ve sujeta a variaciones atmosféricas (ambientales)” [7, pág 57]. Esta corrección se hace relacionando los factores de calibración dados en condiciones ambientales estandar de presión y temperatura $T_0 = 22^\circ\text{C}$ y presión de $P_0 = 101,3^\circ\text{kPa}$ (dados por la calibración primaria), sobre las lecturas recolectadas de presión y temperatura ambiente en la dosimetría clínica así [6, pág 57], [6, pág 1853]; :

$$k_{T,P} = \frac{(273,2 + T)}{(273,2 + T_0)} \times \frac{P_0}{P} \quad (3-7)$$

donde T es la temperatura en grados centígrados en agua que circunda la cámara y P la presión en kilopascales. Las cámaras de ionización requieren de un tiempo para alcanzar el equilibrio térmico con el medio que lo rodea. Después de insertar la cámara dentro del tanque es necesario esperar de 5 a 10 min para que se alcance un equilibrio entre la cámara y el agua con el fin de que los cambios en la salida de la cámara sean despreciables [6, pág 1853].

■ Corrección por recombinación de iones

La colección incompleta de cargas en la cavidad de una cámara de ionización debida a la recombinación de iones requiere el uso de un factor de corrección, k_s . Tiene lugar

dos efectos independientes: (i) la recombinación de iones formados por trayectorias separadas por partículas ionizantes, que se conoce como recombinación general (o volumétrica), que depende de la densidad de las partículas ionizantes y por consiguiente de la tasa de dosis; y (ii) la recombinación de iones formados por una sola trayectoria de partícula ionizante, conocida como la recombinación inicial, que es independiente de la tasa de dosis. Ambos efectos dependen de la geometría de la cámara y de la tensión de colección aplicada. El Factor por recombinación, en la tensión normal de trabajo V_1 , se obtiene a partir de [7, pág 61]:

$$K_s = a_0 + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2} \right)^2 \quad (3-8)$$

donde las constantes a_i se dan en el cuadro del anexo 3 Figura **C-1** para radiación pulsada y barrida, M_1 y M_2 son los valores de la medida colectada a las tensiones V_1 y V_2 respectivamente, siendo V_1 la tensión normal de colección de trabajo y V_2 una tensión menor [7, pág 61].

3.2. Consideraciones en la medida del haz de electrones

El haz de electrones puede ser considerado aproximadamente monoenergético; sin embargo, el haz atraviesa la ventana de salida del acelerador, la lámina de dispersión, las dos cámaras monitor, los colimadores y aire, la interacción de los electrones con esas estructuras generan un ensanchamiento en el espectro del haz de electrones [10, pág 28].

Clinicamente uno de los parámetros físicos que caracteriza un haz de electrones es la energía que se puede medir en la superficie. Existe diferentes métodos que determinar esta energía, siendo la medición de parámetros dosimétricos como el rango práctico, energía más probable en superficie, etc. [10].

3.2.1. Medida de la calidad del haz

La calidad del haz para electrones esta definida por la cantidad física denominada R_{50} la cual representa la distancia a la cual se encuentra la mitad de la dosis absorbida máxima. Al usar una cámara de ionización ésta cantidad representa “la profundidad en agua (g/cm^2) en la que la corriente de ionización es el 50 % de su valor máximo” [7, pág 100]:

$$R_{50} = 1,029R_{50,ion} - 0,06 \text{ g/cm}^2 (R_{50,ion} \leq 10\text{g/cm}^2) \quad (3-9)$$

3.2.2. Energía más probable

“La Asociación Nórdica de Física Clínica recomienda la especificación de la energía más probable $(E_p)_0$ en la superficie del simulador físico, con el uso de la siguiente relación empírica” [10, pág 29]:

$$(E_p)_0 = C_1 + C_2R_p + C_3(R_p)^2 \quad (3-10)$$

Donde R_p es el rango clínico en centímetros. Para agua $C_1 = 0,22 \text{ MeV}$, $C_2 = 1,98 \text{ MeV cm}^{-1}$ y $C_3 = 0,0025 \text{ MeV cm}^{-2}$, recomiendan además el tamaño de campo de medición no sea menor que $12 \times 12 \text{ cm}$ para energías de hasta 10 MeV y no menores que $20 \times 20 \text{ cm}$ para energías mayores [10, pág 29].

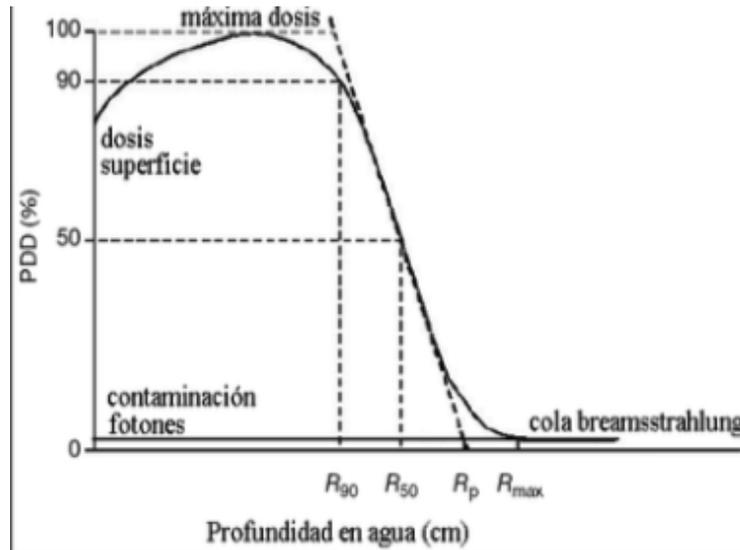


Figura 3-3.: “Ilustración de las profundidades R_p , R_{max} , R_{50} y R_{90} para haces de electrones”. Imagen tomada del trabajo final de maestría de Jairo Poveda, referencia [10], página 30.

3.2.3. Rango Práctico

El rango práctico (R_p) es la profundidad del punto donde la tangente para la porción lineal descendente de la curva, interseca el fondo debido al bremsstrahlung extrapolado (al punto de inflexión), como se muestra en la Figura” (3-3).[10, pág 29].

3.2.4. Rango máximo

El rango máximo, R_{max} ; se define como la profundidad para la cual la extrapolación de la cola de la curva de dosis en profundidad encuentra el fondo de "bremsstrahlung". El rango máximo tiene el inconveniente de no dar un punto bien definido de medición, sus unidades son (cm o g/cm^2). Las profundidades R_{90} y R_{50} son definidas como las profundidades a las cuales las dosis scae el 90 % y el 50 % de la dosis máxima respectivamente [10, pág 29,30].

3.2.5. Energía Media

La energía media del electrón E_0 en la superficie del simulador físico está relacionada con la profundidad R_{50} por la siguiente expresión [8]

$$\bar{E}_0 = 0,656 + 2,059R_{50} + 0,022R_{50}^2 \quad (3-11)$$

3.3. Radioterapia Intraoperatoria con electrones

3.3.1. Historia

La radioterapia intraoperatoria con electrones (RTIOE) ha tenido una larga historia en el manejo del cáncer. El concepto de RTIOE como una modalidad de tratamiento contra el cáncer fue introducido en 1909, cuando Carl Beck intentó tratar a pacientes con cáncer gástrico y de colon. Los tratamientos no tuvieron éxito debido a las bajas energías del haz, baja tasa de dosis y limitaciones del equipo de radioterapia, obstaculizando así estos esfuerzos anticipados [11, pág 4].

A mediados de los 1960s haces de electrones emitidos por aceleradores lineales remplazaron progresivamente las bajas energías. No fue sino hasta 1984 en Japón, que las técnicas de RTIOE empleando aceleradores lineales de megavoltaje se hicieran exitosas [12, 13, 14]. Por consiguiente la práctica moderna de la RIO data del trabajo de Abe M. y Takahashi M. en

Japón quienes introdujeron la técnica usando máquinas de mega voltaje producidas por un acelerador lineal [11, pág 4]. El mismo método de radioterapia intraoperatoria fue introducido en Estados Unidos en 1976 en la Universidad de Howard, Washington[15].

Inicialmente, IORT floreció tanto en el ámbito académico como en el hospital comunitario. En 1992, Coia y Hanks informaron sobre un estudio de patrones de atención que indicó que de 1293 instalaciones de radiación oncológica en los Estados Unidos, 108 que realizaban IORT y 29 de ellas tenían dos o más residentes. Con aproximadamente 90 programas de formación en residencia en existencia en ese momento, eso significa que aproximadamente un tercio estaban realizando IORT [11, pág 4].

Menos de 30 centros están realizando IORT. La razones de la disminución del uso de la RTIO son dos principalmente: los estudios de fase III que evalúan la utilidad de RTIO como modalidad terapéutica definitiva, podrían ser realizados a menos que se hiciera a nivel internacional, debido a la escasas de pacientes que son seleccionados para ésta técnica. En segundo lugar, la mayoría de los centros utilizan aceleradores lineales convencionales para realizar la radioterapia intraoperatoria [11, pág 4].

La radioterapia intraoperatoria con electrones ha sido estudiada e implementada durante los últimos casi 30 años en varios tratamientos de cáncer, particularmente en las etapas localmente avanzadas e intermedias de cánceres de recto, colorectal, gástrico, sarcoma de tejidos suaves, pancreático y algunas malignidades ginecológicas y genitourinarias [10, pág 1]

Usualmente en combinación con la radioterapia externa. Los resultados a largo plazo confirman un impacto positivo en el control local que generalmente es asociado con el aumento de las tasa de supervivencia y baja toxicidad. No obstante se han realizado aplicaciones según datos clínicos en cánceres biliares, vejiga, hueso, cervicales, cabeza y cuello, esófago, hepáticos, pulmón, pediátricos, próstata, mesoteliomas y neuroblastoma [10, pág 2].

En sus primeras etapas muchos de los centros que ofrecían Radioterapia Intraoperatoria (RTIO) con electrones requerían del transporte del paciente desde la sala de operación en medio del procedimiento quirúrgico al departamento de radioterapia para entregar la radiación (ver Figura (3-4)). La logística de tal procedimiento, incluía las posibles complicaciones en la anestesia e infecciones de la herida lo cual obstaculizó la implementación de la técnica en muchos centros de radioterapia (RT) [2, 5, 16].

Una alternativa a esta problemática es instalar un quirófano en el búnker del acelerador,



Figura 3-4.: Traslado de un paciente de la sala de cirugía al departamento de radioterapia para la entrega de radiación de RTIOE. Imágen tomada de la referencia [10], página 3.

aunque esta alternativa elimina el traslado del paciente su implementación es costosa. La compleja logística para la entrega de la RTIOE debido al transporte del paciente y el costo y espacio requeridos para construir un bunker blindado en el ambiente de la sala de cirugía han restringido severamente el número de centros que pueden participar en el uso de RTIOE y la mayoría de los centros que tienen un programa RTIOE activo, han centrado sus esfuerzos en el tratamiento de pacientes que tienen enfermedad avanzada y recurrente, en la que los enfoques terapéuticos convencionales ofrecen poca ventaja [17].

Muchos de los hospitales que tienen RTIOE llevan a cabo la cirugía en una sala de operación y luego bajo anestesia, con el lecho quirúrgico abierto, transportan al paciente a la sala donde se va a entregar la radiación. Después de irradiado, el procedimiento quirúrgico se completa o bien sea en la sala de radioterapia o se transporta nuevamente al paciente a la sala de operación [17].

El desarrollo de nuevas tecnologías ha permitido entregar la RTIO en salas de cirugía sin blindaje a través del uso de aceleradores lineales de electrones y más livianos más asequibles tanto para las clínicas como para los pacientes quienes se benefician de ésta técnica. Además en algunos de estos dispositivos, los diseños en el sistema de aceleración eliminan la necesidad de construir costosos blindajes en las paredes y techos de la sala. Estas nuevas unidades de RTIO con electrones son móviles y pueden trasladarse desde el área de radioterapia hasta la sala de cirugía o entre hospitales [2, 5, 16, 17].

3.3.2. ¿Qué es la RTIOE?

Tabla 3-1.: Tabla de fraccionamiento equivalente de una fracción de RTIO a fraccionamiento convencional de RT externa, tabla tomada de la referencia [17], página 944.

Dosis unica de RTIOE (Gy)	de	La dosis equivalente para el tumor y las reacciones agudas del tejido normal fraccionadas en 2 Gy (Gy)
10		17
15		31
20		50
25		73

La radioterapia Intraoperatorio con electrones (RTIOE) es una técnica especial de irradiación que permite administrar una dosis de irradiación alta (de electrones) en una sola fracción durante la cirugía, sola o como técnica de refuerzo. La RTIOE es uno de los ejemplos más interesantes de un enfoque integrado para el tratamiento multidisciplinario del cáncer. En particular, la RTIOE puede mejorar el efecto de extirpación tumoral de la cirugía y la irradiación mediante la eliminación temprana de la enfermedad residual subclínica, evitando el crecimiento tumoral en el intervalo entre la cirugía y la irradiación postoperatoria convencional, lo que a veces resulta en la falta de control local de la enfermedad [12].

En RTIOE muchos de los tumores son removidos a través de técnicas quirúrgicas convencionales. La radiación se aplica directamente sobre el área expuesta donde se removió el tumor [2] con el tejido sano circundante fuera del campo de tratamiento. Esta aplicación de radiación directa sobre el lecho tumoral aumenta significativamente la dosis a las células tumorales y por tanto incrementa el control local de la enfermedad sin un incremento significativo de la morbilidad a los tejidos normales (sanos) [2, 17]. La tabla (3-1) muestra la

dosis por fracción de un haz de radioterapia convencional a una única fracción de RTIOE [17, 18].

La radioterapia Intraoperatoria es dada usualmente con una combinación de Teleterapia [2] y su objetivo es entregar una dosis única y uniforme de 10-20 Gy en el volúmen quirúrgico expuesto [16]. De esta manera el objetivo básico es pues, mejorar el índice terapéutico, o relación que existe entre (dosis tumoral)/(dosis en tejidos sanos) que me indica la relación de daño o muerte de las células tumorales vs daño o muerte de las células de los tejidos sanos [5].

3.3.3. Programa de Aseguramiento de la calidad

Independientemente de la ubicación y los sistemas utilizados para realizar el tratamiento RTIOE, esta técnica requiere una estrecha colaboración multidisciplinaria para optimizar procedimientos y asegurar protocolos de garantía de calidad, cada uno de los cuales contiene indicaciones precisas sobre el equipo y su correcto funcionamiento; Definición de responsabilidad. Se deben considerar y desarrollar los siguientes aspectos [11] :

1. Equipamiento: incluye todos los controles de calidad y pruebas que garantizan (pruebas mecánicas, dosimétricas) que el equipo se encuentra en condiciones óptimas de trabajo y que garantizan además que el equipo cumple con la función para la cual se requiere.
2. Procedimiento: se ocupa de todos los aspectos organizacionales y operacionales para llevar a cabo la RTIOE. Van desde la organización del medio ambiente hasta los criterios de selección de pacientes, incluye desde el proceso de anestesia hasta la administración de la dosis y la sutura del paciente. Toda la información relativa al procedimiento se debe almacenar en una lista de verificación.
3. Personal: La RTIOE es un procedimiento típicamente interdisciplinario que requiere un equipo homogéneo en el que el personal médico y, en general, el personal del hospital involucrado deben conocer su propio rol y deberes. Por esta razón, se debe establecer una formación profesional básica y continua.

3.3.4. Ventajas y Desventajas

Una de las ventajas de la RTIO es que puede ser usada para mejorar la relación terapéutica (dosis tumoral)/(dosis en tejidos sanos) [5] incrementando la efectividad de la dosis, lo que se traduce en control local sin un aumento significativo en la morbilidad a los tejidos sanos

adyacentes [2].

Debido a su escalonamiento de dosis se estima que 20 Gy dados en Radioterapia Intraoperatoria equivalen de 40 Gy a 60 Gy de Radioterapia Externa Convencional [2], lo que reemplaza una parte de la adyuvancia de la radioterapia externa (sustituida por una única fracción de RTIOE). Cuando ésta es usada como una “dosis de refuerzo” reemplaza 2 o 3 semanas de tratamiento en fraccionamiento convencional [17].

Otra de las ventajas de la RTIOE es, que tanto el cirujano como el oncólogo radioterápico, demarcan en el lecho la zona donde se cree quedo residuo tumoral y la cual quiere ser irradiada, posibilitando excluir directamente del campo las estructuras sanas más sensibles a la radiación [17]; permitiendo así una mejor definición del volúmen a irradiar y reduciendo al máximo los daños producidos en el tejido sano. La técnica por tanto maximiza el efecto radiobiológico pues la dosis es localizada y entregada en una única sesión [5].

Las desventajas que presenta la técnica es que aún el Mobetron 2000 no cuenta con aplicadores mayores a 10 cm de diámetro por lo cual lesiones como sarcomas retroperitoneales son tratados con dos campos lo que crea puntos calientes y fríos de dosis, no existe un control de calidad previo al tratamiento, debido a que es en cirugía donde se escoge el tamaño de campo y la profundidad de cálculo de dosis. Además el equipo no tiene un sistema o algoritmo de cálculo de dosis (los cálculos son hechos a punto con los datos obtenidos del comisionamiento) lo cual puede llevar a imprecisiones y cálculos erróneos pues no se tienen en cuenta inhomogeneidades en el tejido y otros factores que influyen en la dosimetría clínica.

3.3.5. Casos en los que se usa la RTIOE

En las tres pasadas décadas, se ha logrado un avance sustancial en la aplicación experimental, técnica y clínica de la Radioterapia Intraoperatoria como modalidad para cánceres de abdomen, pelvis, cabeza y cuello, toracicos y más recientemente en neoplasias de seno [2].

Estudios clínicos que vienen de 20 años atrás han demostrado la eficiencia de la Radioterapia Intraoperatoria (RTIOE) en un amplio rango de tipos de cáncer: rectales, sarcomas retroperitoneales, cáncer de páncreas, algunos cánceres ginecológicos recurrentes, malignidades geritourinarias [5].

A continuación se nombran algunos estudios clínicos de las patologías más comunes tratadas con RTIOE.

- *RTIO para estadíos tempranos de Ca de seno [2, 17, 19]:*

El ámbito del manejo de la conservación en el cáncer de seno, ha incrementado el interés de las técnicas de radioterapia diseñadas para tratar solamente la porción del seno que se considera que está en mayor riesgo de recidiva local. La justificación de la irradiación parcial del seno (PBI) se basa en el hallazgo de que la mayoría de las recaídas locales ocurren en o adyacentes al lecho tumoral original después de la cirugía conservadora del seno [2].

El uso de RTIO en este tipo de casos tiene muchas ventajas. Al ser entregado al mismo tiempo que la cirugía el lecho tumoral puede ser visualizado, por lo tanto es más exacto, pues en la radioterapia externa la geometría del lecho puede perderse (aún más cuando no se usan clips para marcar el lecho tumoral) y entregar la dosis en zonas erróneas. Como la RTIO es entregada a nivel subcutáneo, evita o reduce considerablemente la fibrosis o telangiectasia; además reduce de dos a tres semanas el tiempo de tratamiento cuando es usada como un refuerzo [17, 19].

- *RTIO Para estadio III de Ca de pulmón de célula no pequeña [17]:*

La quimio-radioterapia ha sido el tratamiento estándar en este tipo de tumores no reseables. La RTIO es una técnica ideal para escalar dosis evitando la toxicidad a estructuras sanas aledañas. Un estudio de la NSCLC demuestra una ventaja estadísticamente significativa, con respecto a la radioterapia externa en fraccionamiento convencional, en control local y supervivencia libre de enfermedad a 5 años.

- *RTIO para estadíos II/III de Ca de recto [2, 17]:*

En estos casos la RTIO es indicada en pacientes con enfermedad avanzada o recurrente donde las aproximaciones convencionales no tienen resultados satisfactorios en control local o supervivencia. En Radioterapia externa con fraccionamiento convencional estos pacientes se llevan a dosis de 50 Gy o más lo que resulta en complicaciones tales como colitis, diarrea, obstrucción intestinal entre otros; con la RTIO al tener la posibilidad de excluir del campo los OAR's se evitan este tipo de complicaciones y se reduce el

tiempo de tratamiento.

- *RTIO para Ca Gástrico [20]:*

Las razones para usar la radioterapia intraoperatoria (RTIOE) en el tratamiento cáncer gástrico son las siguientes. (1) La incidencia y la recurrencia después del tratamiento inicial (cirugía) del cáncer gástrico sugieren que la metástasis ganglionar regional se produce como el único fallo en alrededor del 50% de los pacientes, (2) la tasa de recurrencia disminuye y (3) la tasa de supervivencia aumenta. En este tipo de patología la RTIOE incrementó la supervivencia a 5 años en pacientes con estadios II y IV de 10 a 20% cuando había invasión a la serosa y de un 18% cuando se hallaron metástasis.

Otros estudios en Ca de páncreas, Recidivas pélvicas y extrapélvicas, cánceres pediátricos y sarcomas retroperitoneales han sido evaluados en casos de estudios, donde, bajo ciertas condiciones y restricciones, la RTIOE presentó ventajas estadísticamente significativas de control y recidiva tumoral, supervivencia libre de enfermedad y libre de progresión [21, 22, 23].

3.4. Placas radiocrómicas

La química y la dosimetría han evolucionado muy rápidamente en los últimos años. Se han identificado diversos tipos de películas radiocrómicas (tales como HD-810, DM-1260, DM-100, MD-55 y NMD-55), denominadas películas GafChromic, mediante el número de catálogo de un proveedor, Nuclear Associates. La sensibilidad y, posiblemente, la dependencia de los parámetros ambientales, difieren de tipo a tipo [24].

La película de dosimetría radiocrómica EBT3 de GAFCHROMIC está compuesta por una única capa activa, nominalmente de 28 μm de espesor, que contiene el componente activo (“sal de litio de pentacosa-10” [1]), tinte marcador, estabilizadores y otros aditivos, dando a la película su dependencia de baja energía. El colorante marcador amarillo disminuye la sensibilidad UV/luz y se utiliza junto con un escáner de película RGB, que permite todos los beneficios de la dosimetría multicanal. La capa activa está entre dos sustratos transparentes de poliéster de 100 μm (ver Figura 3-5) [25].

Esta estructura simétrica elimina la necesidad de mantener un seguimiento de qué lado de la película está orientado hacia la fuente de luz del escáner. El sustrato de poliéster tiene un



Figura 3-5.: Esquema de capas de películas radiocrómicas EBT3. Imágen tomada de la referencia [1], página 10.

tratamiento superficial especial que contiene partículas microscópicas de sílice que mantienen un espacio entre la superficie de la película y la ventana de vidrio en un escáner plano. Dado que el espacio es casi diez veces la longitud de onda de la luz visible, se evita la formación de los patrones de interferencia de los anillos de Newton en las imágenes adquiridas mediante escáneres planos [25].

La capa sensible de esta película radiocrómica contiene mayoritariamente Carbono (42,3%), Hidrógeno (39,7%) y Oxígeno (16,2%) y, en proporciones mucho menores, Nitrógeno (1,1%), Litio (0,3%) y Cloro (0,3%). Así pues, mientras que el número atómico efectivo (Z_{eff}) de la película (calculado según McCullough y Holmes²³) está en torno a 6,5 para la MD-55, para la EBT tiene un valor de 6,98, lo que la hace muy similar al agua ($Z_{eff} = 7,3$) en términos de densidad, sin embargo no existe una relación directa entre Z_{eff} y la probabilidad de inducir polimerización en el compuesto sensible [1, pág 9].

El funcionamiento de las películas radiocrómicas se basa en la polimerización parcial del principio activo al exponerse a radiaciones ionizantes, de forma que el color azul del polímero se vuelve más oscuro con el aumento de la dosis absorbida por la sal de litio pentacosa-10. El proceso dosimétrico se completa cuando la película irradiada se analiza con un densitómetro de transmisión que para este trabajo fue el escáner Vidar [1, 25].

3.4.1. Ventajas de las películas radiocrómicas [26, 27].

- Baja dependencia energética
- Alta resolución espacial

- Ausencia de revelado, al ser expuestas a la radiación es una de sus características más interesantes ya que permite prescindir del procesado que exigen las películas radiográficas.
- Mayor sensibilidad , hacen que la película EBT pueda usarse en un rango de dosis de 0,01 a 8 Gy.
- Puede cortarse para un mejor aprovechamiento.

3.4.2. Recomendaciones para el uso correcto de las EBT3 [27]

- Se aconseja manipularlas por los bordes, preferiblemente con guantes para no dejar impresiones digitales.
- No presionarlas sobre superficies no homogéneas ya que pueden rayarse fácilmente.
- Se recomienda mantenerlas guardadas en el sobre opaco en el que se suministran, extrayéndolas únicamente para su irradiación y lectura, y siempre en el menor tiempo posible.
- El corte de la placa original puede producir una zona dañada por el trauma mecánico, zona que se estima en unos 8 mm desde el corte.

3.5. Mobetron 2000

El Mobetron 2000 es un acelerador lineal móvil compacto y auto-blindado (ver Figura **3-6**) montado en un arco en C que produce energías de 4 MeV a 12 MeV [2, 16] con profundidades de penetración desde 0,8 cm hasta 4 cm [5]. El Mobetron 2000 (IntraOp Medical System, Inc., Santa Clara, CA) está especialmente diseñado para RTIOE. El acelerador produce haces de electrones de altas energías que entregan dosis muy altas y uniformes de 10-25 Gy a un blanco expuesto quirúrgicamente en una sola fracción [2, 28] .

El Mobetron, a comparación con un acelerador convencional, opera con una X-Band (3cm de longitud de onda y 10GHz de frecuencia) y a una SSD de 50 cm, rango de operación que permite eliminar el uso del Bending Magnet que es una fuente de radiación, y como la unidad está diseñada para operar solamente para electrones, las corrientes del haz son bajas, produciendo menos radiación dispersa inherente comparada con la radiación dispersa de un acelerador lineal convencional[28, 29]. Usa un mecanismo de Docking suave para alinear el gantry con los conos de tratamiento. Sin embargo, los aplicadores (conos) están en contacto

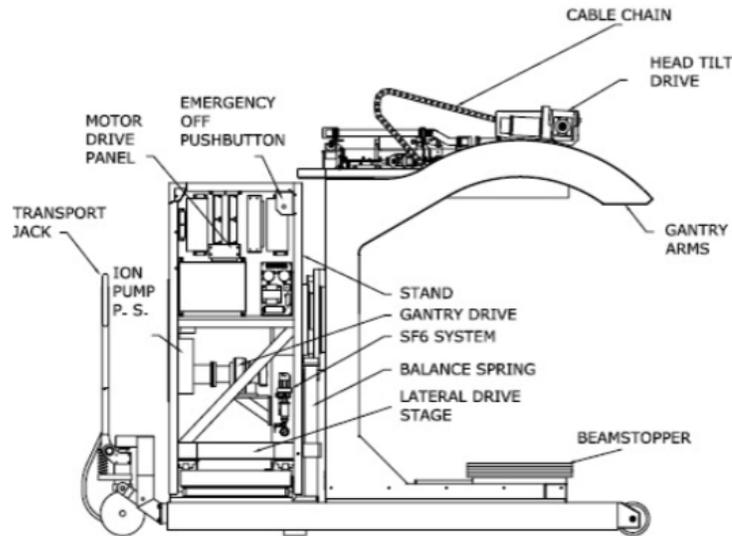


Figura 3-6.: Mobetron 2000.

directo con el área de tratamiento [5].

Tabla 3-2.: Dimensiones y peso del sistema Mobetron. Tabla tomada de la referencia [10].

Componente del Mobetron	Longitud (m)	Anchura (m)	Altura (m)	Pesos (kg)
Posición de tratamiento	3,7	3,05	2,93	1260
Posición de transporte	2,66	1,09	1,98	1260
Modulador	0,91	0,71	1,95	4,32
Consola	0,64	0,61	1,24	14

El Mobetron puede ser ajustado en dos configuraciones: horizontal con un bajo centro de gravedad para el transporte y almacenamiento; y vertical para tratamiento [16]. Está compuesto de 2 unidades básicamente [28, 29]:

1. La consola de control: opera la unidad de tratamiento durante la ejecución del mismo, se coloca fuera de la sala de tratamiento, entregando la dosis remotamente. Está atado

al Stand que contiene el sistema de refrigeración, el sistema de transporte y el gantry. Contiene los parámetros de lectura dosimétrica y los interlock del acelerador [16].

2. El modulador o Stand: contiene el sistema electrónico, de refrigeración y de transporte del acelerador [16], el gantry y las energías del acelerador para producir el haces de electrones de 4, 6, 9 y 12 MeV (con un rango terapéutico de 4 cm aproximadamente) y una entrega de dosis de 10Gy/min.

El gantry puede ser rotado $\pm 45^\circ$ hacia adelante en el plano transversal, adicionalmente se mueve $\pm 30^\circ$ en el plano radial. Además el gantry puede moverse hacia fuera y dentro; de lado a lado en un plano horizontal, ± 5 cm (Ver Figura 3-7) [29].

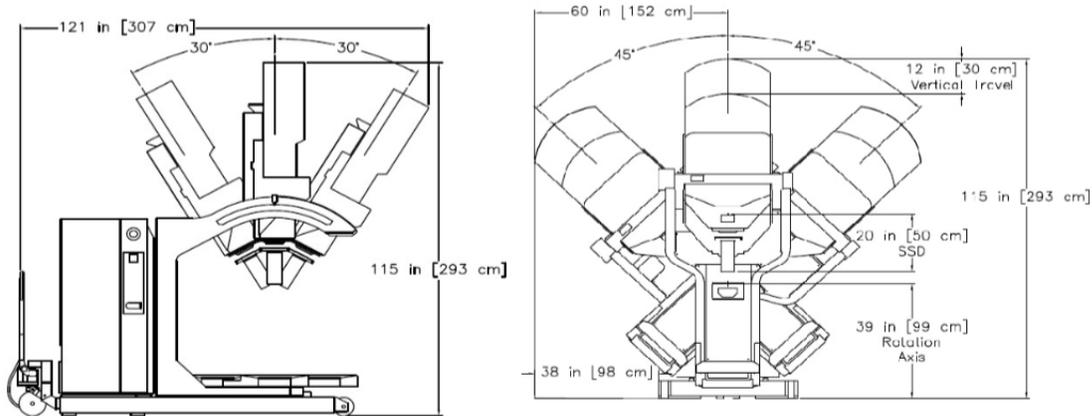


Figura 3-7.: Movimientos del gantry del Mobetron 2000.

La cabeza de tratamiento contiene dos guías aceleradoras co-lineales, el magnetrón, el transformador de pulsos, un circulador de 4 puertos, sistema de flujo de agua, la cámara de iones, y otros subsistemas que guardan relación con la producción del haz. El sistema de monitoreo del haz consiste de un par de cámara de iones de transmisión (por ejemplo, cámaras plano-paralelas que cubren el haz por completo), tiene como función monitorear la tasa de dosis, la planicidad y simetría del campo [10].

El mobetron usa dos aceleradores lineales de X-band, para generar la energía de los electrones, la energía de radiofrecuencia del magnetrón se divide de la siguiente manera: Un tercio del poder de la radiofrecuencia se inyecta en la primera guía aceleradora, produciendo

electrones de energía constante de 4 MeV. Los dos tercios restantes, son inyectados en la segunda guía aceleradora que por medio de un ajuste de fase, produce los electrones de 9, 6 y 12 MeV [10, 16].

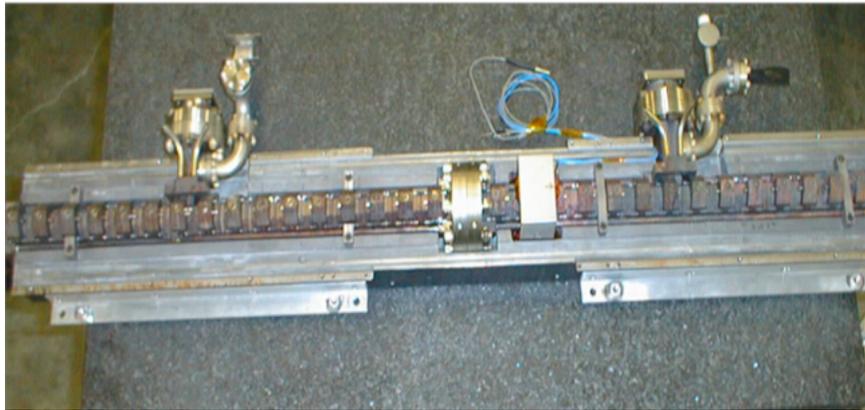


Figura 3-8.: Guías aceleradoras co-lineales del Mobetron. Imágen tomada de la referencia [10].

El Mobetron emplea un sistema de guía aceleradora que consiste de una estructura de onda estacionaria de dos guías aceleradoras co-lineales (Figura 3-8). El magnetrón en el Mobetron opera a una energía de entrada fija. La radiofrecuencia (RF) emitida a la salida del magnetrón es por tanto la misma para todas las energías. Para variar la energía del electrón, la radiofrecuencia emitida por el magnetrón se bifurca con el fin que un porcentaje fijo de energía de salida, ingrese en la primera guía aceleradora sin distinción de la energía seleccionada para los electrones, y el resto de la energía de radiofrecuencia pueda ser absorbida en una carga de agua (water load) y/o ser inyectada a la segunda guía aceleradora [10].

La cantidad de energía de RF enviada a la segunda guía aceleradora es seleccionada por un conjunto de atenuadores de energía variable, localizados entre los conectores de la guía de onda de RF del magnetrón con las guías aceleradoras. La posición de la variable "RF short" en el atenuador, determina la cantidad de energía de RF enviada a la segunda guía aceleradora. Esto se hace a través de una técnica que pone en fase "short" móviles conducidos por motores controlados por el sistema de control de energía. Esta técnica tiene como resultado una baja radiación de fuga, comparada con los aceleradores convencionales que emplean el sistema de "bending magnet" [10].

Cuando los electrones emergen del acelerador son dispersados por un conjunto de delgadas laminillas metálicas y pre-colimadas al tamaño de campo circular de 10 cm. (a la distancia estándar de tratamiento de SSD 50 cm) por un colimador primario de tungsteno. Los electrones dispersados pasan a través de dos cámaras independientes de transmisión de iones y son aún más colimados por el tamaño de campo deseado por aplicadores, los cuales se introducen dentro del paciente [10]. El diseño del gantry incluye un Beamstop que intercepta la contaminación por fotones generados en el acelerador, colimador y paciente [16].

Todos los aplicadores del Mobetron son circulares y tienen una longitud de 30 cm, medidos desde el eje central del diámetro del aplicador fabricados en acero inoxidable [10]. El Instituto Nacional de Cancerología E.S.E., cuenta con 15 conos de tratamiento que van desde los 3 cm de diámetro hasta los 10 cm los cuales están disponibles planos o con un bisel de 30 grados. El sistema de anclaje que se fija a la camilla quirúrgica para sujetar el aplicador en posición correcta y sirve de referencia para el sistema de alineación láser, el cual consta de: un espejo y una abrazadera para la camilla (ver Figura 3-9) [10].

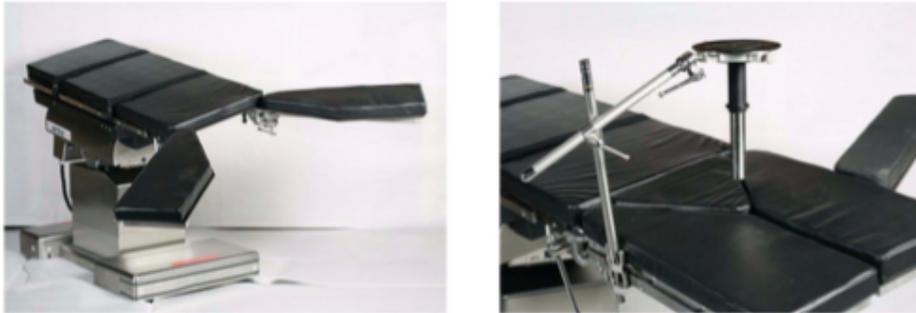


Figura 3-9.: Sistema de anclaje del aplicador a la camilla quirúrgica. Imágen tomada de la referencia [10].

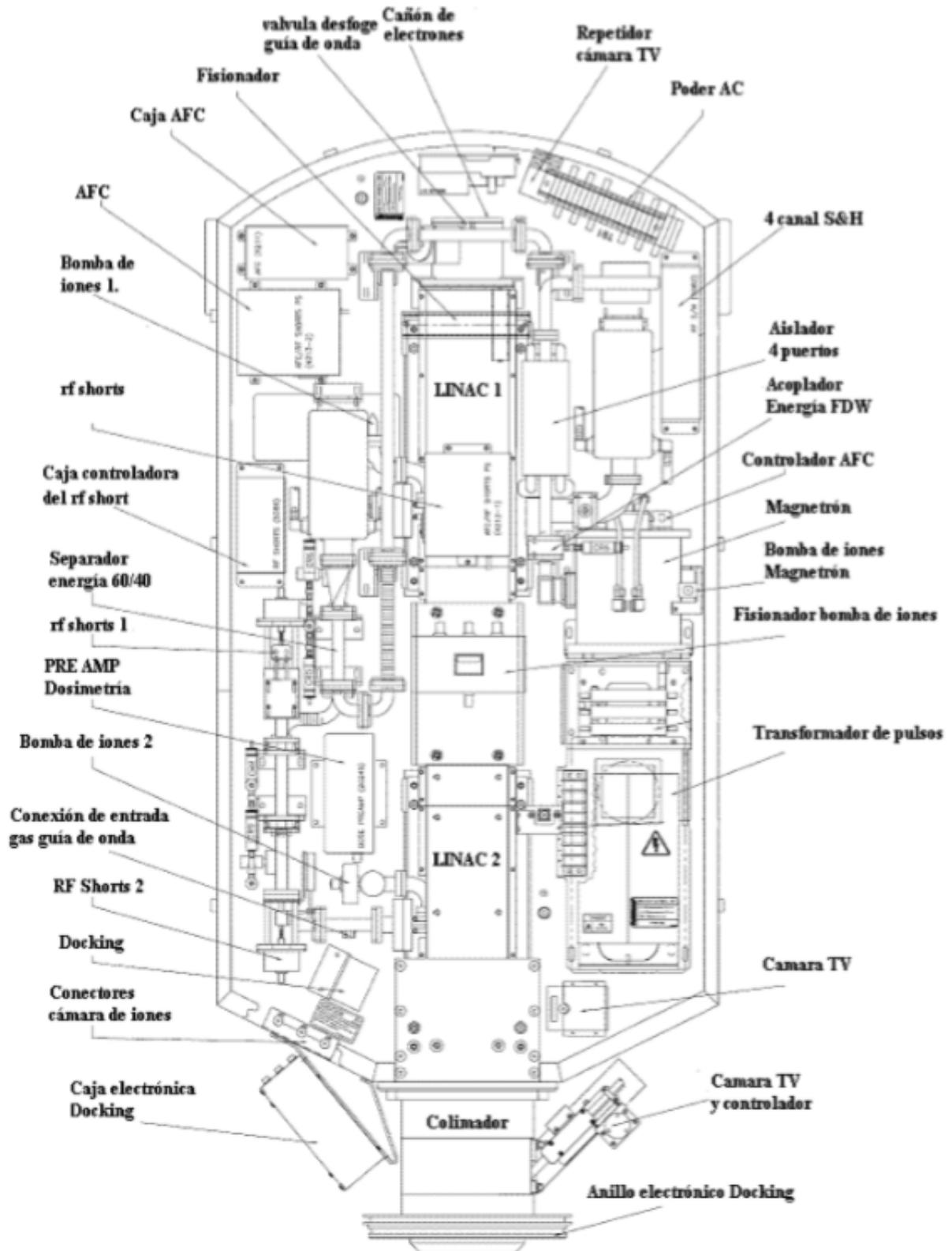


Figura 3-10.: Diagrama de la cabeza de tratamiento con todas sus partes Mobetron. Imágen tomada de la referencia [10].

4. Metodología y Materiales

El Instituto Nacional de Cancerología E.S.E cuenta con acelerador portátil para Radioterapia Intraoperatoria, Mobetron 2000, instalado y comisionado en el año 2014. Todos los aplicadores son circulares y su longitud es de 30 cm medidos desde su eje central, el diámetro de éstos varía desde 3 cm hasta 10 cm en pasos de 0,5 cm y se encuentran disponibles planos o con bisel de 30 grados. Actualmente se han tratado 38 pacientes con esta técnica de los cuales 2 de ellos han necesitado más de un campo de tratamiento por el tamaño de la lesión (mayor al cono de 10 cm de diámetro).

El desarrollo de éste trabajo de investigación se dividió en cuatro etapas, principalmente pensando en aquellos pacientes para los cuales no existe un cono que cubra adecuadamente el tamaño de la lesión; la primera consistió en la puesta a punto del equipo con el fin de garantizar la veracidad de los datos y la reproducibilidad de los mismos. Garantizado ésto, se procedió a tomar por medio de películas radiocrómicas EBT3 los perfiles de dosis de las tres energías nominales del Mobetron: 6 MeV, 9 MeV y 12 MeV con el fin de calibrar el lote de placas a usar para la caracterización de campos mayores al cono de 10 cm de diámetro.

Teniendo en cuenta que existen lesiones tumorales mayores a 10 cm (mayores al cono más grande usado con el Mobetron), en la práctica clínica se usan varias técnicas para tratar estos campos: usando dos campos con conos yuxtapuestos, usando dos campos y dejando una separación entre conos, usando dos campos con una superposición entre conos y finalmente usando dos campos y bloqueando parcialmente uno de los campos. Hay que tener en cuenta que para este tipo de lesiones el procedimiento se lleva a cabo en dos pasos: 1. se irradia el lecho tumoral colocando el cono (marcando la zona irradiada) y 2. se coloca el cono nuevamente el cono en la zona no irradiada y se irradia de nuevo.

La segunda fase, consistió en tomar por medio placas radiocrómicas los perfiles de dosis con las configuraciones mencionadas anteriormente usando el cono de 10cm de diámetro e irradiando con diferentes dosis y energías para determinar los valores de sub y sobre-dosificación que presenta este tipo de técnica. Todas las placas fueron puestas en agua sólida, irradiadas de forma perpendicular al haz de radiación y a SSD = 50cm; se cálculo el factor de corrección

debido al uso de agua sólida en cada profundidad, tomando un CT de la configuración de agua sólida. Éste se llevo al sistema de planeación Eclipse y se hizo el cálculo de dosis al máximo de cada una de las energías (6,9 y 12 MeV); el sistema de planeación arrojó el perfil de dosis en profundidad (PDD) en el eje central del haz para cada una de las energías, el cual se comparó con el PDD obtenido en el comisionamiento, de allí se obtuvo el factor de corrección de agua a agua sólida el cual fue usado a las curvas de isodosis arrojadas por el sistema RIT.

Una de las ventajas de la Radioterapia Intraoperatoria radica en la exclusión de los órganos radiosensibles adyacentes, éstos se pueden apartar directamente del campo o por medio del uso de protecciones plomadas las cuales son puestas bajo el lecho tumoral. La tercera etapa consistió en calcular por medio de películas radiocrómicas EBT3 la contribución de dosis al lecho tumoral debido al uso de láminas plomadas. Se colocó agua sólida en una configuración de $30 \times 30 \text{ cm}^2$, seguida de una lámina de plomo de 0,3 cm de espesor. Usando parafina se elaboraron diferentes espesores de bolus (0.3 cm y 1.05 cm de espesor), los cuales fueron colocados sobre la lámina de plomo. Se usó placa radiocrómica sobre el bolus y se irradió a una dosis determinada para los diferentes espesores y con las tres energías nominales (ver Figura 4-7).

Con el fin de obtener la contribución de dosis debido al uso de estas placas plomadas, se tomo como referencia películas radiocrómicas irradiadas a dosis conocidas (en condiciones normales de irradiación sin el uso de placas plomadas para cada una de las energías) las cuales fueron restadas a las películas tomadas usando el plomo.

Por último se evaluaron los perfiles de dosis cuando se tiene una SSD superior a 50cm y se compararon los PDD, R_{50} y R_p que se obtuvieron con el comisionamiento del equipo. Esta comparación permite tener una alternativa de tratamiento adicional para los pacientes llevados a radioterapia intraoperatoria del Instituto Nacional de Cancerología E.S.E

4.1. Puesta a punto y Calibración

La primera etapa inició con la calibración y control de calidad del Mobetron 2000; se realizó para ello la dosimetría absoluta para cada una de las energías (6, 9 y 12 MeV) usando el cono de 10 cm de diámetro a una SSD de 50 cm en superficie. Se colocó un simulador físico (maniquí de PMMA con agua), un cámara de ionización plano paralela (PPC-40- Roos) a una profundidad z_{ref} característica para cada energía (energía de 6 MeV $z_{ref}= 1,5 \text{ cm.}$; energía de 9 MeV $z_{ref}= 2,2 \text{ cm.}$; energía de 12 MeV $z_{ref}= 2,9 \text{ cm.}$), un electrómetro

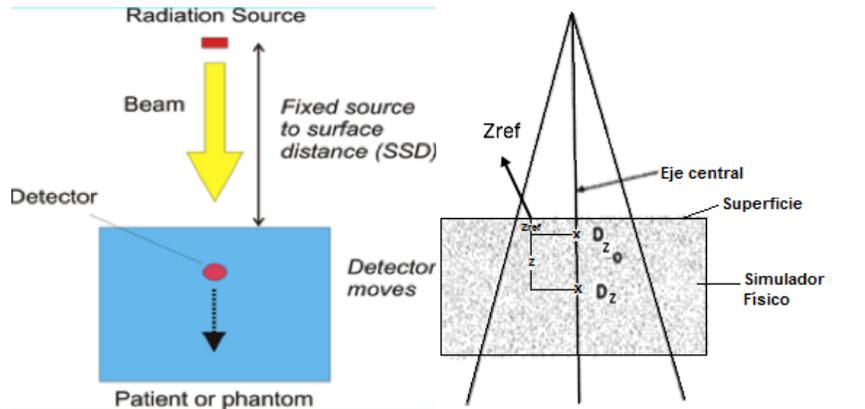


Figura 4-1.: Esquema experimental para la dosimetría absoluta, donde z_{ref} es la profundidad de referencia para cada energía del haz de electrones y z es una profundidad cualquiera. [?]

PTW-UNIDOS E que recoge la carga de la cámara y cuyos voltajes de recolección fueron de 300 V, 100 V y -300 V, un barómetro de precisión tipo N° M2236 y un termómetro digital NUCLEAR ASSOCIATES que miden presión y temperatura ambiente respectivamente para hacer correcciones por cambios en las mismas. Todos los valores adquiridos se llevaron al protocolo TSR-398 de la IAEA con los cuales se verificó que el equipo estuviese dentro de los parámetros de tratamiento y calibración establecidos por estándares internacionales (para fotones menos del 2% y para electrones menos del 3%) y del Instituto Nacional de Cancerología E.S.E.

Se ajustó la dosis y tasa de dosis para cada una de las energías y se hizo pruebas de constancia en el D_{50} y D_{max} para cada una de ellas. Una vez con el ajuste de dosis hecho, se prosiguió a calibrar un lote de películas radiocrómicas EBT3. Para esto se tomaron tres películas y se irradiaron en condiciones de referencia: SSD: 50cm, Cono de 10 cm de diámetro con 200 UM; las películas se colocaron verticalmente en agua sólida (paralela al haz de radiación) y se irradiaron con las tres energías (6 MeV, 9 MeV y 12 MeV) obteniendo así un perfil de dosis de cada una de ellas, estas películas se llevaron al RIT y se ingresaron los datos de PDD del comisionamiento del equipo, asignando así un valor de dosis (D) a cada densidad óptica (DO) de la placa.

Como los PDD's del comisionamiento (hechos en agua), no se corresponden con los datos de los PDD's obtenidos en agua sólida por tener diferentes densidades, se hizo calculó un factor de corrección a los PDD's obtenidos en agua sólida (en la profundidad del máximo de cada energía). Para ello se tomo un CT con la configuración de las láminas de agua sólida,

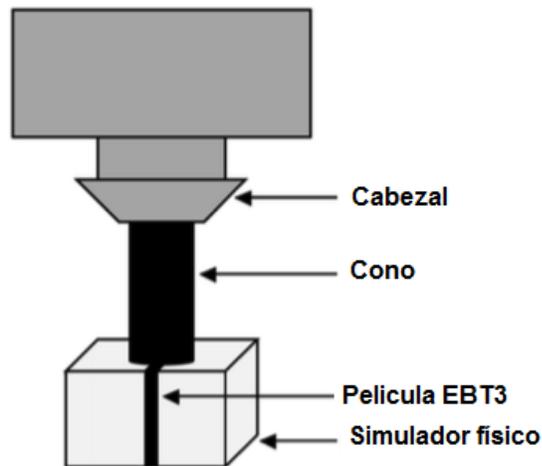


Figura 4-2.: Esquema experimental para calibración paralela de la película radiocrómica EBT3. Imágen tomada de la referencia [5].

una vez con el CT se procedió a exportar éste al sistema de planeación ECLIPSE en donde se hizo el cálculo de dosis de cada energía normalizado en el máximo; éste cálculo de dosis arrojó una distribución de dosis con su respectivo PDD (el cual corresponde al PDD en agua sólida) para cada una de las energías y con ello se hizo la corrección de dosis de agua a agua sólida.

4.2. Dosimetría para campos grandes

Cuando los campos de tratamiento exceden el tamaño del cono más grande (10 cm de diámetro), existen tres alternativas para llevar a cabo el procedimiento de irradiación[5]:

1. Juntando los campos: se coloca un cono y se irradia, se marca la zona irradiada y se coloca el cono en la zona faltante y se irradia nuevamente como se muestra en la siguiente Figura 4-3
2. Dejando una pequeña separación entre conos como se muestra en la figura 4-4

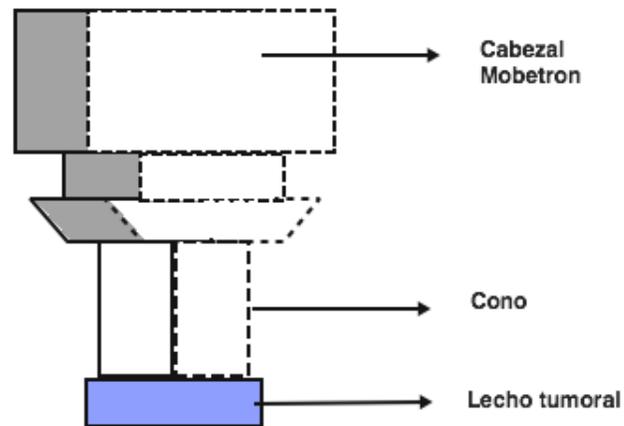


Figura 4-3.: Conos Yuxtapuestos

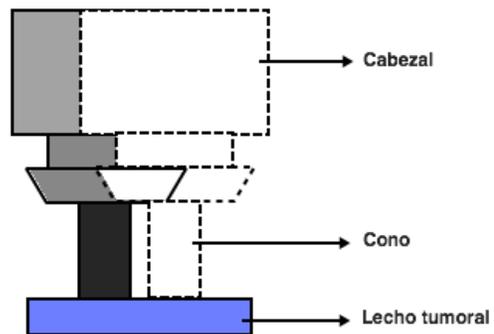


Figura 4-4.: Conos con una separación entre ellos

3. Hemibloqueando parcial o totalmente uno de los campos de tratamiento como se muestra en la Figura 4-5

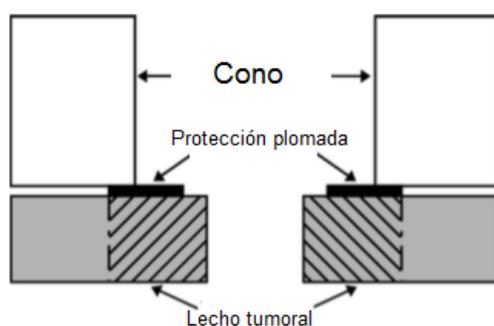


Figura 4-5.: Combinación de campos yuxtapuestos. Se utiliza primero una lámina de plomo para bloquear parte del área a tratar y se suministra radiación. A continuación, el plomo simplemente se voltea hacia el otro lado de la zona de tratamiento e irradia nuevamente. Imágen tomada de la referencia [5].

En los tres casos mencionados anteriormente el lecho tumoral fue representado por agua sólida (PMMA) en el cual se colocó una placa radiocrómica EBT3 paralela al haz de radiación; se irradiaron los dos campos a una dosis conocida (200cGy, en el máximo) y se procedieron a analizar por medio del programa RIT 113.

4.3. Dosimetría a SSD's mayores de 50 cm

Con el fin de caracterizar los campos usados en el Mobetron y buscar una alternativa dosimétrica para campos grandes, se midieron los PDD's correspondientes a SSD's mayores de 50 cm (50,3 cm, 50,6 cm y 51,0 cm) para cada una de las energías del Mobetron 2000 y con el cono de 10 cm. Las medidas se realizaron a punto con la cámara de ionización PPC-40 (Roos) desde superficie, $z_0=0$ cm (profundidad 0) hasta $z=7$ cm, en pasos de 0,2 cm para las energías de 6MeV y 9 MeV y de 0,3 cm para la energía de 12MeV, como se muestra en la Figura 4-6.

Se colocó para ello el maniquí de PMMA y la cámara plano-paralela PPC-40 (Roos) en el eje central del haz, se estableció el origen del cabezal (docking, tilt y up-down) y se midieron datos de presión con un barómetro de precisión tipo N° M2236 y temperatura usando el termómetro digital NUCLEAR ASSOCIATES.

La cámara de ionización fue conectada al electrómetro digital PTW-UNIDOS E el cual recolectó la lectura medida a las diferentes profundidades a un voltaje de recolección de 300V; se calculó el R_{50} y z_{ref} para cada una de las energías y SSD's, y se tomaron lecturas de

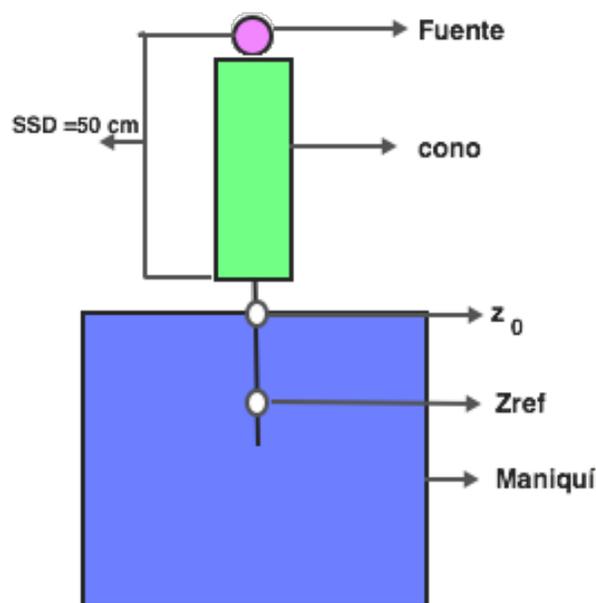


Figura 4-6.: Esquema experimental PPD's a SSD's mayores a 50 cm.

recolección en voltajes de -300V y 100V para la profundidad de referencia de cada una de ellas. Se tomaron datos variando desde $z=0$ cm hasta $z=3$ cm en pasos de 0,2 cm y en pasos de 0,3 cm desde $z=3$ cm hasta $z=7$ cm para las energías de 6 MeV y 9 MeV y desde $z=0$ cm hasta $z=7$ cm en pasos de 0,3 cm para la energía de 12 MeV.

Con los datos obtenidos se procedió a calcular la dosis absorbida en agua y los correspondientes factores de corrección para tener la dosis en cada uno de los puntos medidos y así sacar las curvas de PDD para cada energía y profundidad y poder compararlas con los porcentajes de dosis en profundidad que se obtuvieron en la aceptación y comisionamiento del equipo.

4.4. Medida de contribución de dosis debido al uso de protecciones plomadas

Cuando tenemos órganos radiosensibles cercanos a la zona donde queremos irradiar, la radioterapia intraoperatoria nos da la posibilidad de excluir directamente los órganos o colocar protecciones plomadas. En el segundo caso es importante tener en cuenta que la interacción que tienen los electrones con las láminas plomadas pueden contribuir con dosis al lecho tumoral debido a efectos de retrodispersión.

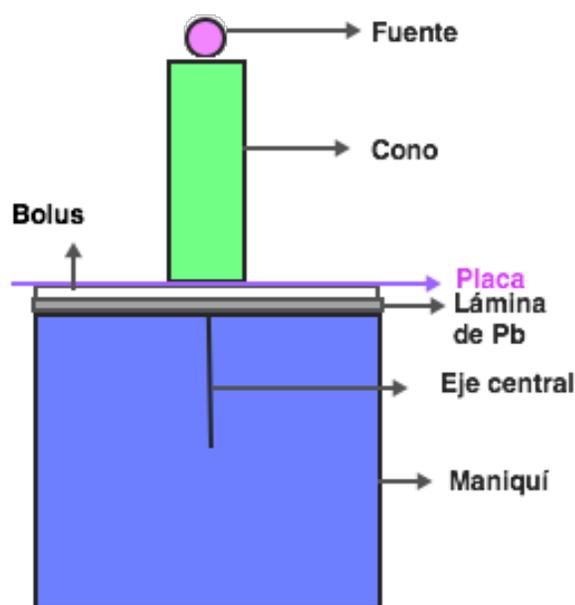


Figura 4-7.: Esquema experimental para medir retrodispersión

En este trabajo se midieron estos efectos por retrodispersión de haces de electrones debidos al uso de placas plomadas, para ello se tomó parafina en lantejas y se elaboraron láminas de diferentes espesores (bolus): 0,3cm, y 1,05 cm. El equipo Mobetron tiene una placa circular plomada de aproximadamente 0,3 cm de espesor y de 10 cm de diámetro la cual fue colocada debajo de los diferentes espesores bolus como se muestra en la Figura 4-7.

Se tomaron placas radiocrómicas EBT3, se colocaron encima de los bolus y se irradiaron perpendicularmente al eje del haz con un cono de 6 cm de diámetro, a SSD = 50cm, a una dosis de 200 cGy, para las tres energías nominales del Mobetron. Se inició irradiando una placa radiocrómica sin plomo a una dosis conocida (200cGy en el máximo) y se repitió el procedimiento colocando la placa plomada en las mismas condiciones para comparar las lecturas arrojadas por las dos placas. El proceso se repitió para cada una de las energías y espesores de parafina elaborados obteniendo así un conjunto de 12 placas.

5. Análisis y Resultados

5.1. Distancia SSD mayor a 50 cm

Cuando se varía la distancia fuente superficie en un haz de radioterapia, la dosis absorbida en un punto cambia, pues ésta es dependiente de la energía del haz y la profundidad; en este trabajo se quiso evaluar el cambio de la dosis absorbida a diferentes profundidades cuando se aumenta la distancia fuente-superficie, que en el caso del equipo Mobetron 2000 usado para radioterapia Intraoperatoria es de 50 cm.

Los datos se adquirieron con el equipo dosimétrico del Instituto Nacional de Cancerología E.S.E bajo condiciones de referencia específicas: maniquí de PMMA, cono 10 cm, 200 unidades monitor, cámara plano-paralela ROOS o PPC40, electrómetro PTW UNIDOS E. Es preciso aclarar de igual manera que el Mobetron 2000 no cuenta con un sistema de posicionamiento para la cámara de ionización como si lo tienen los aceleradores convencionales de radioterapia, por lo que los resultados pueden estar sujetos a errores humanos y pueden no ser tan precisos como se desearía.

Se adquirieron datos para cuatro SSD's, 50cm (distancia del comisionamiento), 50.3 cm, 50,6 cm y 51 cm para cada una de las energías: 6 MeV, 9 MeV y 12 MeV, las lecturas recolectadas en nC se pasaron a Dosis absorbida por medio de la ecuación 3-2 (ver Anexo A), se tomaron voltajes de recolección de 300 V, 100 V y -300 V para cada energía en la profundidad de referencia. Todos los datos fueron calculados con un factor de calibración N_{D,w,w_0} de 0,09055 Gy/nC.

Los datos obtenidos de carga se normalizaron a la dosis máxima para cada una de las energías y SSD medidas, obteniendo de esta manera las gráficas de las Figuras **5-1**, **5-3** Y **5-5** y comparadas con los PDD's obtenidos para cada una de las energías a la SSD estándar de 50cm.

5.1.1. Energía de 6 MeV

SSD: 50,3 cm	SSD: 50,6 cm	SSD :51,0 cm
P: 75,24 kPa	P: 75,28 kPa	P: 75,24 kPa
T: 17,70 °C	T: 18,50 °C	T: 17,70 °C
P ₀ : 101,3 kPa	P ₀ = 101,3 kPa	P ₀ = 101,3 kPa
T ₀ : 20 °C	T ₀ = 20 °C	T ₀ = 20 °C
M _{raw} ⁻ : 17,30 nC	M _{raw} ⁻ : 17,30 nC	M _{raw} ⁻ : 17,30 nC
M _{raw} ⁺ : 17,20 nC	M _{raw} ⁺ : 17,35 nC	M _{raw} ⁺ : 16,80 nC
M ₁ : 17,20 nC	M ₁ : 17,35 nC	M ₁ : 16,80 nC
M ₂ : 16,60 nC	M ₂ : 16,60 nC	M ₂ : 16,60 nC

Tabla 5-1.: Factores de corrección para la Energía 6 MeV en condiciones de referencia, con $z_{ref}=1,6$ cm para todas las SSD's.

SSD (cm)	R ₅₀ (g/cm ²)	k _{T,P}	k _{pol}	k _s	k _{qq0}
50.0 ± 0,1	2,90 ± 0,1	1,3102 ± 0,1	1,0004 ± 0,01	1,184 ± 0,01	0,933
50,3 ± 0,1	2,85 ± 0,1	1,3361 ± 0,1	1,0029 ± 0,01	1,0182 ± 0,01	0,933
50,6 ± 0,1	2,86 ± 0,1	1,3361 ± 0,1	0,9986 ± 0,01	1,023 ± 0,01	0,933
51.0 ± 0,1	2,877 ± 0,1	1,3361 ± 0,1	1,0149 ± 0,01	1,0059 ± 0,01	0,932

NOTA: Para la energía de 6 MeV el valor de z_{ref} para las tres SSD's es de 1,6 g/cm² por lo cual el valor de k_{qq0} es el mismo para todos.

A continuación se muestra la gráfica (ver Figura 5-1) de los datos de los anexos **A-1**, **A-2**, **A-3** y **A-4**, los cuales representan el porcentaje de dosis en función de la profundidad para diferentes valores de Fuente-Superficie; como se observa la dosis en superficie es menor para las SSD's mayores a 50 cm, siendo los PDD's similares para las tres distancias tomadas.

Al medir el PDD del equipo (a SSD: 50 cm) el valor de R₅₀ se encuentra en 2,90 g/cm², nuestros valores para SSD mayores, se encuentran en 2,85 g/cm² (para SSD de 50.3), 2,86 g/cm² (para SSD: 50,6 cm) y 2,877 g/cm² (para SSD: 50.9 cm), lo cual indica que la dosis cae a la mitad de su valor máximo (R₅₀), más rápido en las configuraciones cuya SSD es mayor a la estándar. Lesiones en las cuales se desea entregar la mayor dosis en profundidad pueden beneficiarse de esta modalidad pues la entrega de dosis en superficie es menor, pero en casos donde se encuentren órganos radiosensibles bajo el lecho tumoral representa una

dificultad, que puede ser solucionada colocando bloques plomados para protegerlas, ya que el rango práctico y el punto máximo de dosis sólo difiere en un milímetro lo que en radioterapia no es significativo.

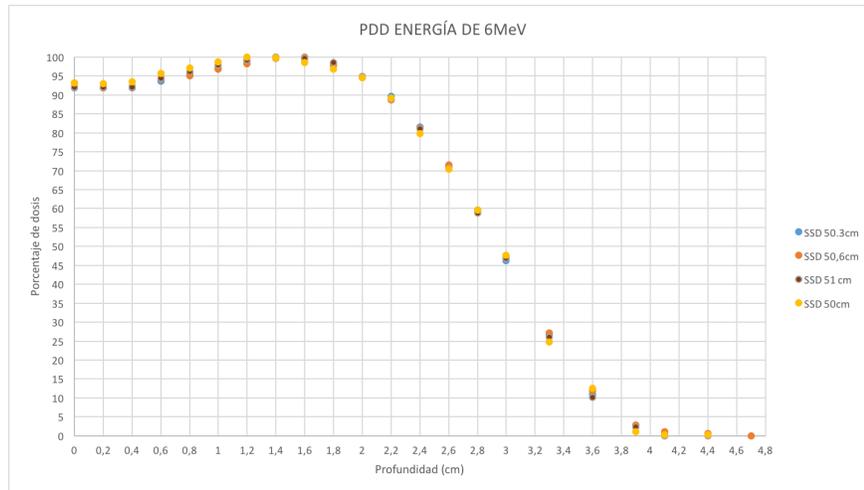


Figura 5-1.: PPD's para energía de 6 MeV a SSD's mayores a 50 cm, Mobetron 2000

Experimentalmente el rango práctico para una SSD de 50cm es de 3.83 el cual no difiere de manera significativa de los SSD's mayores a 50cm que en promedio están en el mismo valor, tomando estos valores y calculando la energía más probable en la superficie (usando la ecuación (3-10)). De igual manera tenemos que la energía más probable para las SSD's de 50,0, 50,3, 50,6 y 50,9 cm es de 7,78 MeV lo cual se puede observar en la Figura 5-1 si se toma el valor de dosis en superficie, además notese también que la energía media del electrón en la superficie (dada por la ecuación 3-11) es casi igual para todas las distancias Fuente-Superficie pues el R_{50} para todas tal sólo difiere en un $0,1 \text{ g/cm}^2$ una de la otra, indicando así que para una energía de 6 MeV la variación de la energía en superficie es mínima hasta en SSD de 51 cm.

Con el fin de verificar los datos obtenidos, se realizó el mismo procedimiento en un acelerador lineal CLinac ix, electrometros Wellhofer, un Blue Phantom y un software dosimétrico Scanditronix/Wellhofer Omnipro-Accept. Se evaluaron los parámetros dosimétricos (rango práctico, R_{50} , z_{ref} , energía más probable en superficie y R_{100}) para las tres energías de electrones que aquí se mencionan encontrándose éstos dentro de un 2% de margen de error con respecto a los datos del Mobetron 2000. Los resultados obtenidos para el Clinac IX se

presentan en la figura que se muestra a continuación.

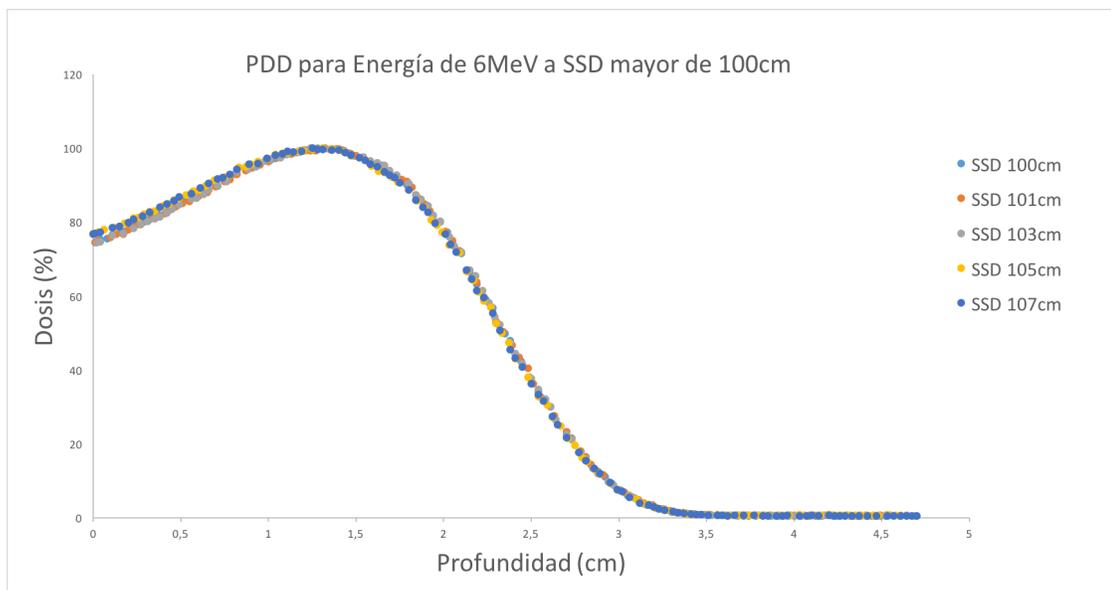


Figura 5-2.: PPD's para energía de 6 MeV a SSD's mayores a 100cm en un acelerador lineal Clinac IX. Datos obtenidos del software Scanditronix/Wellhofer Omnipro-Accept

Como se puede observar en la figura anterior los parámetros como el rango práctico y R_{50} se mantienen casi constantes con la SSD, sin embargo las variaciones más representativas se observan en la energía más probable en superficie para SSD's mayores a 105cm. por debajo de ésta los perfiles de dosis se mantienen iguales sin representar mayor cambio en ninguno de los parámetros dosimétricos.

Al analizar los datos arrojados por el software para el Clinac IX para las SSD's de 101cm y 103 cm la energía más probable en superficie disminuye de ligeramente, si los comparamos con los datos obtenidos con el Mobetron 2000 para las SSD's de 50.3cm, 50.6cm y 51cm, estos comportamientos en los PDD's son similares. La variación significativa se ve representada en la energía más probable en superficie para SSD's mayores a 105cm, los cuales no se pueden comparar ya que las distancias en este trabajo no superan un cm de distancia.

5.1.2. Energía de 9 MeV

SSD:50,3 cm	SSD: 50,6 cm	SSD :51,0 cm
P: 75,32 kPa	P: 75,38 kPa	P: 75,38 kPa
T: 18,20 °C	T: 18,30 °C	T: 18,30 °C
P ₀ : 101,3 kPa	P ₀ = 101,3 kPa	P ₀ = 101,3 kPa
T ₀ : 20 °C	T ₀ = 20 °C	T ₀ = 20 °C
M _{raw} ⁻ : 17,633 nC	M _{raw} ⁻ : 17,433 nC	M _{raw} ⁻ : 16,966 nC
M _{raw} ⁺ : 17,6 nC	M _{raw} ⁺ : 17,45 nC	M _{raw} ⁺ : 17,1 nC
M ₁ : 17,6 nC	M ₁ : 17,45 nC	M ₁ : 17,1 nC
M ₂ : 16,9 nC	M ₂ : 16,93 nC	M ₂ : 16,50 nC

Tabla 5-2.: Factores de corrección para la Energía 9 MeV en condiciones de referencia

SSD (cm)	R ₅₀ (g/cm ²)	z _{ref} (cm)	k _{T,P}	k _{pol}	k _s	k _{qq0}
50,0 ± 0,1	4,39 ± 0,1	2,48 ± 0,1	1,310 ± 0,1	1,00 ± 0,01	1,0183	0,917
50,3 ± 0,1	3,98 ± 0,1	2,26 ± 0,1	1,337 ± 0,1	1,0009 ± 0,01	1,021	0,920
50,6 ± 0,1	4,04 ± 0,1	2,29 ± 0,1	1,338 ± 0,1	0,9995 ± 0,01	1,0154	0,920
51.0 ± 0,1	4,30 ± 0,1	2,4 ± 0,1	1,338 ± 0,1	0,9961 ± 0,01	1,0183	0,917

Con los datos obtenidos en la tabla **5-2** y usando la ecuación 3-2 se obtuvieron los valores de dosis en absorbida en agua de las tablas de los anexos **A-5**, **A-6** y **A-7** los cuales se muestran en la Figura **5-3**. Se calculó el valor de R₅₀ usando la ecuación 3-9 y con éste valor se procedió a buscar el valor del factor k_{qq0} usando los valores de las tablas del Anexo B

Al igual que en la sección 5.1.1 al aumentar la SSD el rango práctico, la energía más probable en superficie y la distancia a la cual la dosis cae al 50 % de su dosis máxima y el rango práctico no se modificaron de manera significativa, aunque como en el caso anterior la dosis más probable en superficie disminuye de manera sutil con el aumento de la SSD.

El R₅₀ para todas las SSD's se encuentran 3,9 cm y 4.9 cm los cuales se encuentran cercanos entre si, indicando que con el aumento de la SSD la variación de R₅₀ no es significativa y

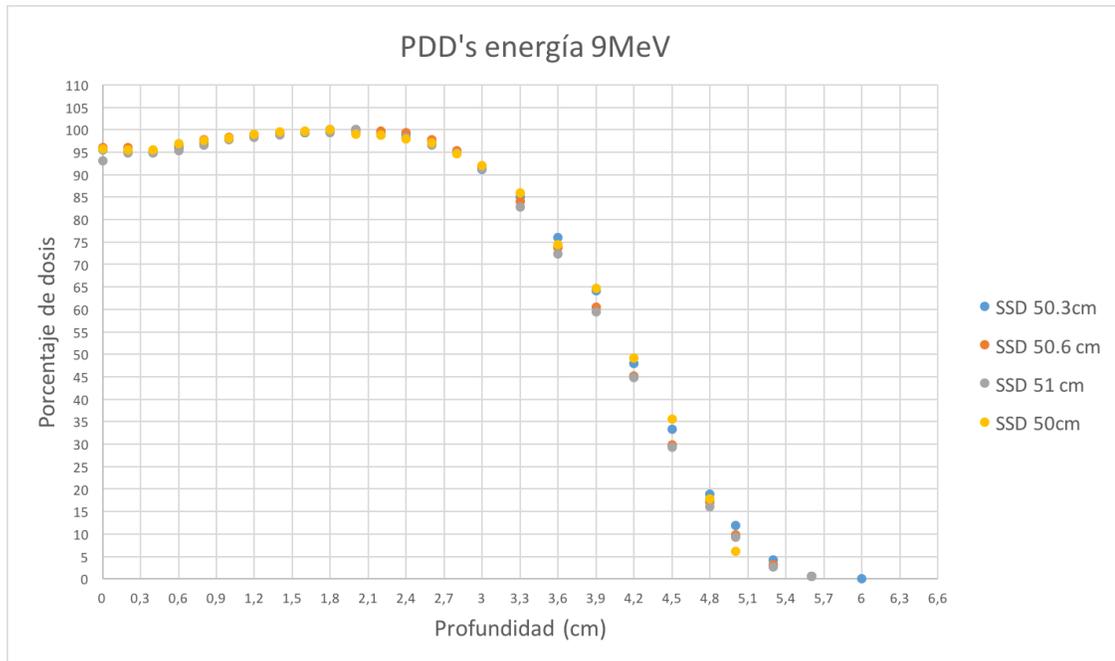


Figura 5-3.: PPD's para energía de 9 MeV a SSD's mayores a 50 cm, Mobetron 2000

como se observa en la Figura 5-3 los perfiles de dosis para esas distancias son similares.

La energía más probable en la superficie en superficie para una SSD de 50 cm es de 11 MeV mientras que para una SSD de 51 cm equivale a 10,85 MeV lo cual me indica una disminución en la energía de un 9%, el rango práctico y la distancia a la cual la dosis disminuye a la mitad de su valor es casi la misma. Si se contrasta con los datos obtenidos en la sección 5.1.1, para ésta energía nominal de electrones, los PDD's tienen un comportamiento similar sin presentar mayor cambio en ninguno de sus parámetros dosimétricos.

Obsérvese también que el porcentaje de dosis máximo para todas las curvas se encuentran aproximadamente a la misma profundidad, De igual manera que en la sección anterior se midieron los perfiles de dosis para las energías de electrones de 6MeV, 9MeV y 12MeV en un acelerador lineal Clinac IX cuyas características dosimétricas para electrones son similares a las del Mobetron 2000 obteniendo los siguientes resultados de la Figura 5-4.

Como se puede observar los perfiles de dosis al igual que la sección anterior, varían en la energía más probable en superficie a partir de una SSD de 105cm, para SSD's menores a estas los PDD's disminuyen muy poco (menos del 2%) lo cual no es significativo, manteniendo casi constante (variaciones menores del 2%) los demás parámetros dosimétricos (R_{50} , rango

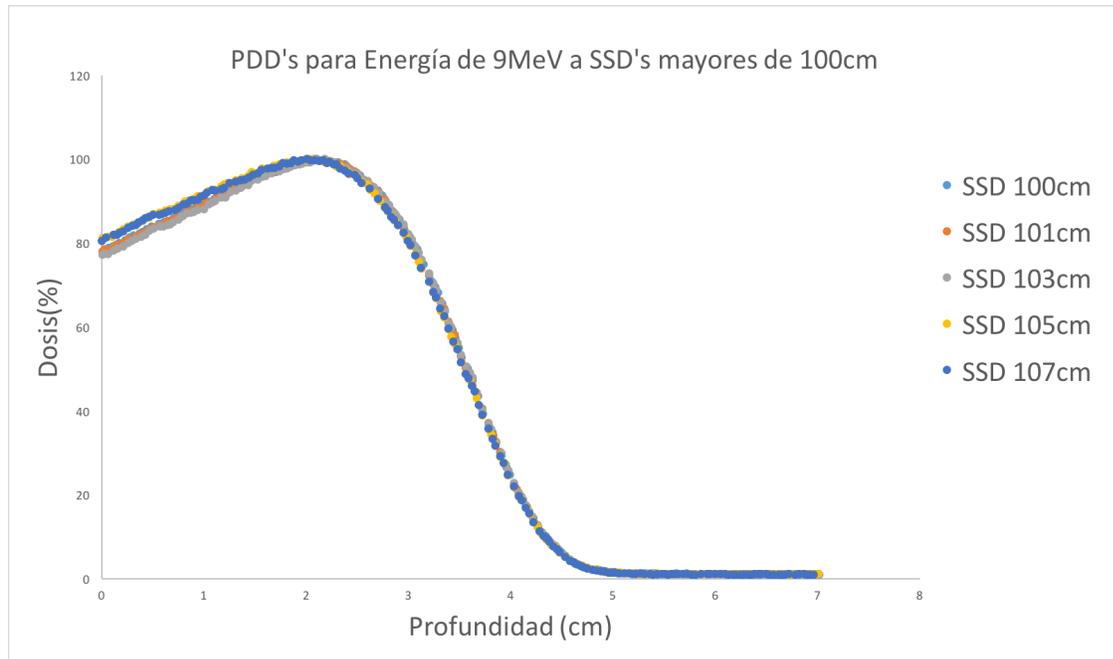


Figura 5-4.: PPD's para energía de 9 MeV a SSD's mayores a 100 cm en un acelerador lineal Clinax IX. Datos obtenidos del software Scanditronix/Wellhofer Omnipro-Accept

práctico, R_{100} , z_{max} y z_{ref} .

5.1.3. Energía de 12 MeV

SSD: 50,3 cm
 P: 75,36 kPa
 T: 18,20 °C
 P₀: 101,3 kPa
 T₀: 20 °C
 M_{raw}⁻: 17,90 nC
 M_{raw}⁺: 17,90 nC
 M₁: 17,90 nC
 M₂: 17,40 nC

SSD: 50,6 cm
 P: 75,36 kPa
 T: 18,20 °C
 P₀= 101,3 kPa
 T₀= 20 °C
 M_{raw}⁻: 17,70 nC
 M_{raw}⁺: 17,80 nC
 M₁: 17,80 nC
 M₂: 17,166 nC

SSD :51,0 cm
 P: 75,36 kPa
 T: 18,20 °C
 P₀= 101,3 kPa
 T₀= 20 °C
 M_{raw}⁻: 17,70 nC
 M_{raw}⁺: 17,30 nC
 M₁: 17,30 nC
 M₂: 17,00 nC

Tabla 5-3.: Factores de corrección para la Energía 12 MeV en condiciones de referencia, con $z_{ref}=1,6$ cm para todas las SSD's.

SSD (cm)	R_{50} (g/cm ²)	z_{ref}	$k_{T,P}$	k_{pol}	k_s	k_{qq0}
50,0	5,50	3,2	1,3102	1.0008	1,01701	0,912
50,3	5,311	3,10	1,3363	1,00	1,0143	0,910
50,6	5,311	3,05	1,3363	0,9972	1,0186	0,910
51.0	5,033	2,90	1,3363	1,0116	1,0087	0,912

Los datos de la Tabla 5-3 permitieron calcular la dosis absorbida en profundidad por medio de la ecuación (3-2), los datos obtenidos se consignaron en las tablas de los anexos A-9, A-10 y A-11 y se graficaron como se muestra en la Figura 5-5 en donde se observa que al igual que para la energía de 6 MeV la variación entre las curvas de SSD's mayores a 50 cm no son muy significativas entre ellas.

Al comparar las profundidades de referencia obtenidas al variar el SSD con la de la SSD estándar (50cm) el z_{ref} varía en tan solo 1 mm y 3mm ($z_{ref} = 3,2$ cm para una SSD de 50 cm, $z_{ref}= 3$ cm para una SSD de 50,3 y 50,6 cm). Cuando se analiza el R_{50} , que para el comisionamiento está en 5,5 g/cm², notamos un disminuyeron hasta de un 3,6 % para las SSD's de 50.3cm y 50.6cm y un 8,5 % para la SSD de 51cm.

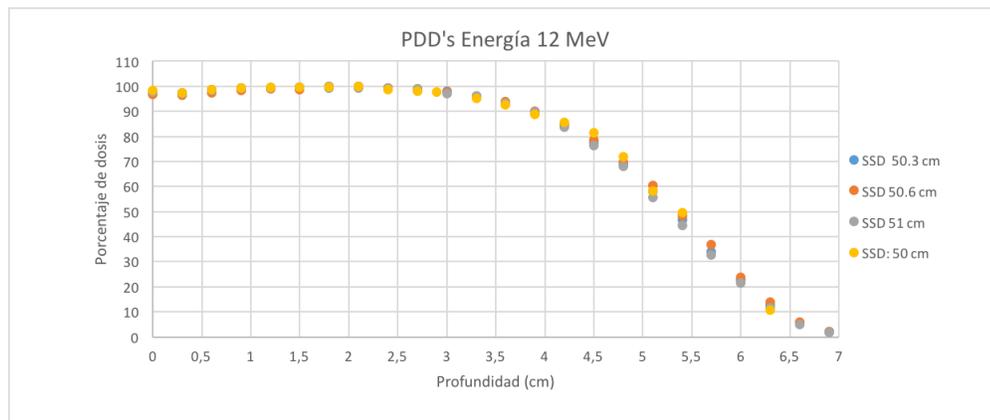


Figura 5-5.: PPD's para energía de 12 MeV a SSD's mayores a 50 cm

En las curvas que muestran la Figura 5-5 notamos que el máximo de dosis para todos los PDD se encuentra a la misma profundidad aproximadamente, de otro lado la dosis en superficie para las SSD's mayores a 50 cm disminuyeron en un 1 % lo cual no es representativo. El Rango práctico para todos los PDD's a las diferentes SSD's se encuentra en 6,6 aproximadamente sin presentar variación.

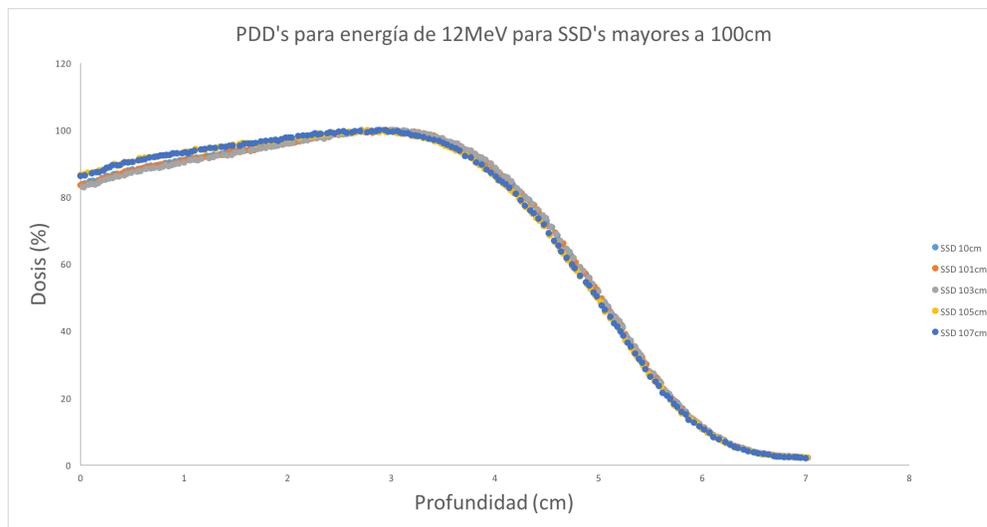


Figura 5-6.: PPD's para energía de 9 MeV a SSD's mayores a 100 cm en un acelerador lineal Clinac IX. Datos obtenidos del software Scanditronix/Wellhofer Omnipro-Accept.

La Figura 5-6 muestra los PDD obtenidos del acelerador lineal CLinac IX del Instituto Nacional de Cancerología el cual posee las mismas características dosimétricas del Mobetron 2000. Como se puede observar las mayores variaciones en los PDD's se presentan para SSD's mayores a 105cm como se ha visto para las energías anteriores.

Con el fin de evaluar y conocer las alternativas dosimétricas para campos grandes (mayores de 10cm de diámetro), se midieron los tamaños de campo para las SSD's mayores a la estándar. Para ello se usó un Blue Phantom, un electrómetro Wellhofer, el software para procesar datos Scanditronix/Wellhofer Omni-Pro-Accept y un acelerador Clinac ix el cual usa una SSD para electrones de 100 cm. Los tamaños de campo se midieron usando ocho SSD's diferentes: 100cm, 101cm, 103cm, 105cm, 107cm, 110cm, 115cm y 120cm; para las energías de 6MeV, 9MeV y 12MeV. Se midieron perfiles Crossline para cada una de las

SSD's y cada una de las energías como se muestra en las Figuras 5-7, 5-8 Y 5-9 se usó el protocolo 277 para electrones.

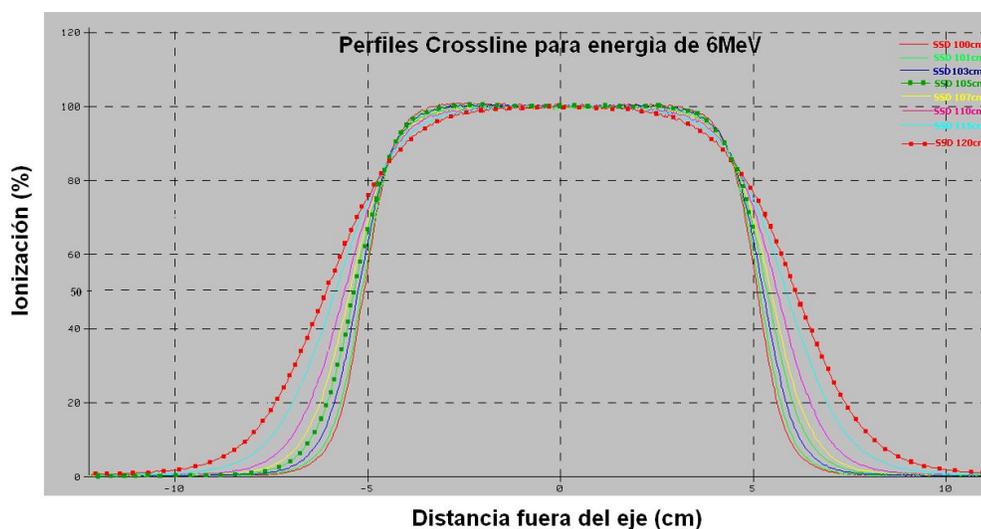


Figura 5-7.: Tamaños de campo a SSD mayores de la estándar para energía de 6MeV. Imagen obtenida del software Scanditronix/Wellhofer Omnipro-Accept.

Como se puede observar en la Figura 5-7, para la energías de 6MeV existe un aumento en el tamaño de campo con el aumento de la SSD que comienza con 10.2 cm para una SSD de 100cm hasta 12,20cm para una SSD de 120cm como se relaciona en la siguiente tabla:

Tabla 5-4.: Tamaños de campo para diferentes SSD, E:6MeV

SSD (cm)	Tamaño de campo (cm)
100	10,20
101	10,33
103	10,52
105	10,72
107	10,94
110	11,22
115	11,70
120	12,20

De igual manera se tomaron los tamaños de campo para la energía de 9MeV y 12MeV los cuales se muestran en las Figuras 5-8 y 5-9 y los cuales se relacionan en las tablas 5-5 y 5-6

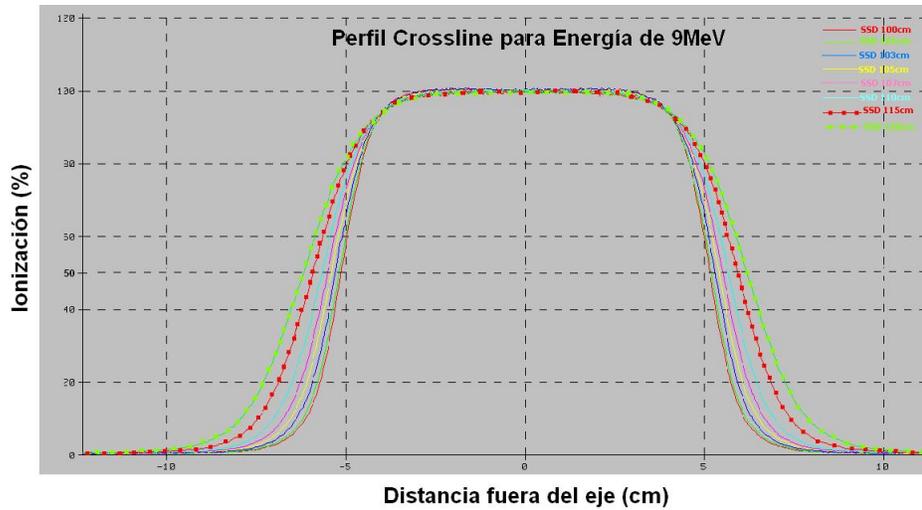


Figura 5-8.: Tamaños de campo a SSD mayores de la estándar para energía de 9MeV. Imagen obtenida del software Scanditronix/Wellhofer Omnipro-Accept.

Tabla 5-5.: Tamaños de campo para diferentes SSD, E: 9MeV

SSD (cm)	Tamaño de campo (cm)
100	10,31
101	10,42
103	10,60
105	10,83
107	11,04
110	11,36
115	11,87
120	12,40

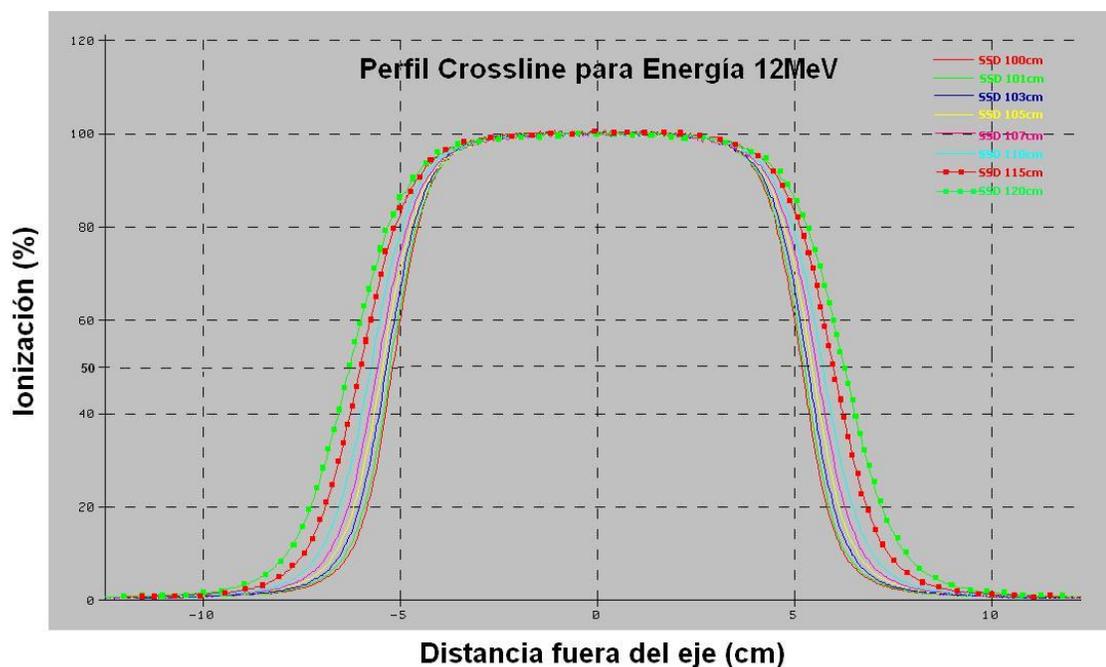


Figura 5-9.: Tamaños de campo a SSD mayores de la estándar para energía de 12MeV. Imagen obtenida del software Scanditronix/Wellhofer Omnipro-Accept.

Tabla 5-6.: Tamaños de campo para diferentes SSD, E: 12MeV

SSD (cm)	Tamaño de campo (cm)
100	10,38
101	10,50
103	10,69
105	10,90
107	11,14
110	11,46
115	11,98
120	12,53

Al observar el cambio en el tamaño de campo con las diferentes SSD's podemos notar que éste aumenta en cuanto aumenta la distancia Fuente-Superficie (SSD) y el cambio es mayor cuando la energía es mayor; esto se debe a que con el aumento de la SSD el haz diverge más

lo que hace que aumente el tamaño de campo. Como se pudo observar el mayor aumento en tamaño de campo es de 2.5cm para una energía de 12MeV lo que indica que este sería en esas condiciones el mayor tamaño de campo obtenido.

Se debe tener en cuenta que para un procedimiento como la Radioterapia Intraoperatoria una SSD mayor a 5cm (en aproximación) no es óptima debido a que el procedimiento se realiza durante la resección quirúrgica por lo que una SSD grande no es viable, de este modo tenemos que el mayor tamaño de campo que podría usarse sería de 10.9cm (1cm más del convencional a una SSD de 100) lo que no amplía de manera considerable teniendo en cuenta que los lechos tumorales en ocasiones son mayores a los 12 cm en casos de sarcomas retroperitoneales dónde es necesario el uso de dos conos.

En la siguiente figura se relaciona el cambio del tamaño de campo con la SSD para cada una de las energías.

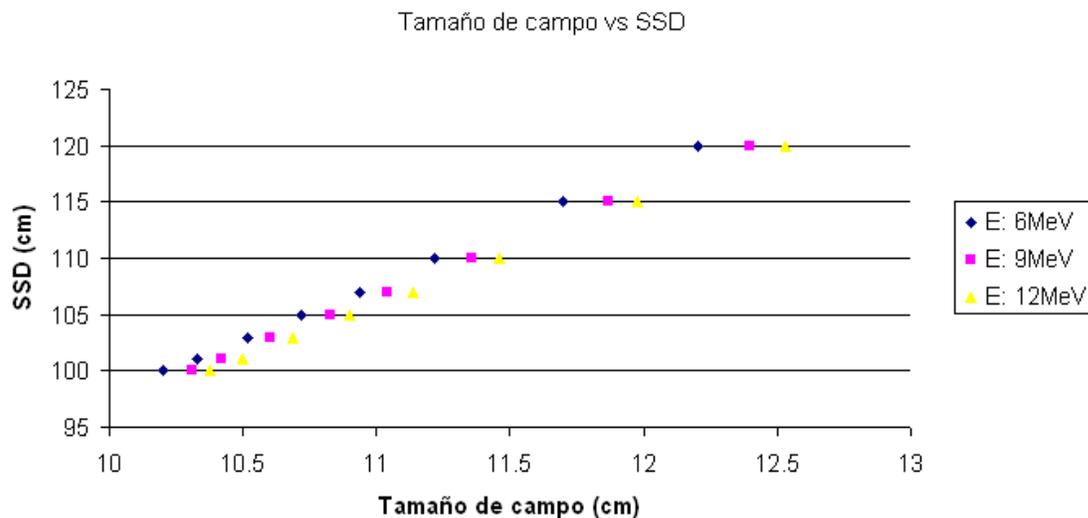


Figura 5-10.: SSD vs Tamaños de campo vs Tamaños de campo para electrones de 6MeV, 9MeV y 12MeV.

5.2. Contribución por retrodispersión

Cuando usamos protecciones plomadas para proteger órganos radiosensibles bajo el lecho tumoral es necesario evaluar cómo cambia la distribución de dosis debido al uso de las protecciones; a continuación se muestran los resultados de retrodispersión debido a placas plomadas para las tres energías nominales de electrones y con diferentes espesores de bolus (0,3 cm y 1.05 cm) (ver Sección 4.4). Para cada una de las medidas se tomó una placa irradiada a 279cGy al máximo como película de referencia y otra a la misma dosis en el mismo punto pero con la protección plomada debajo. Las medidas se tomaron con el cono de 10 cm, la protección plomada es circular de un diámetro de aproximadamente 10 cm y un espesor de 0.3 mm, su superficie no es totalmente plana, tiene pequeñas elevaciones e irregularidades.

5.2.1. Energía de 6MeV

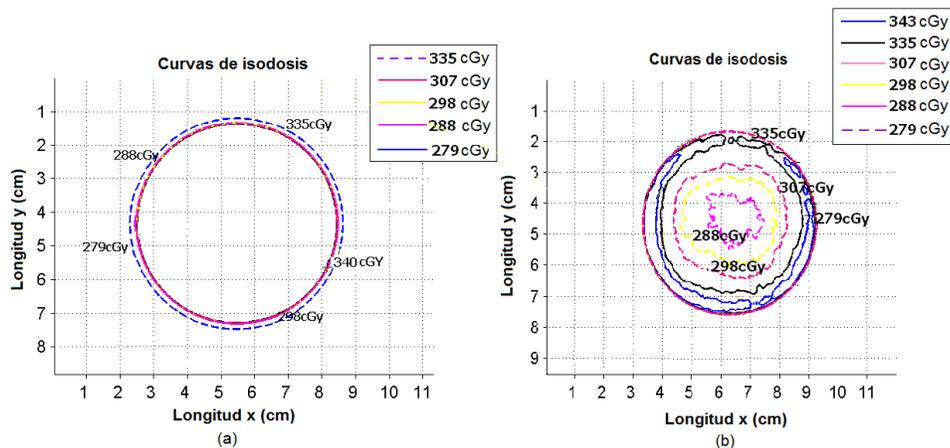


Figura 5-11.: Curvas de dosis obtenidas con un Scanner Vidar y procesadas con el Software RIT-113 para Energía de 6 MeV, (a) Colocando la placa plomada debajo de un bolus de 0.3cm de espesor y (b) placa de referencia

Como se puede observar en la Figura 5-11 para un espesor de 0.3cm de bolus y una energía de 6MeV al colocar la protección plomada notamos que las curvas de isodosis se separan de manera simétrica unas de otras con respecto a las curvas de la placa de referencia. Se observa además que cuando se coloca la placa plomada hay un aumento radial en las curvas

de isodosis del 10 % (dosis de 343 cGy) con respecto a la placa de referencia que tiene una curva de isodosis máxima de 335cGy.

Se observa además que las curvas de isodosis no son totalmente simétricas, presentan una leve inclinación hacia uno de los cuadrantes, los factores por los cuales se presenta esta asimetría pueden ser varios: partiendo desde la calibración del haz hasta el mal posicionamiento del cono sobre la superficie debido a los movimientos propios de docking del gantry, esto hace por ende que la mayor dosis se concentre en uno de los lados del cono.

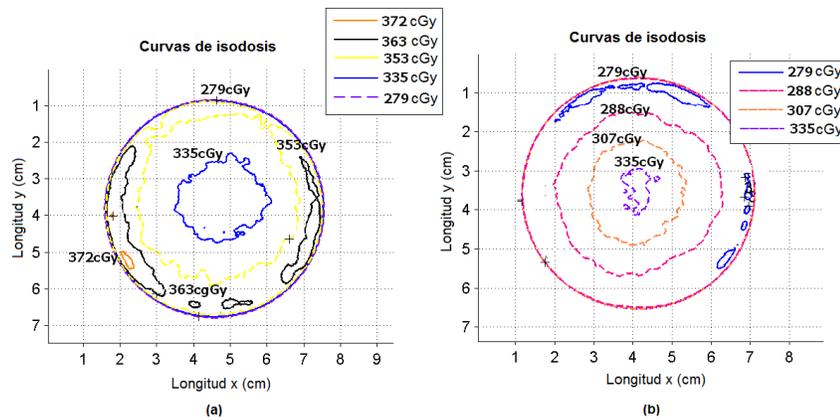


Figura 5-12.: Curvas de dosis obtenidas con un Scanner Vidar y procesadas con el Software RIT-113, para Energía de 6 MeV, (a) Colocando la placa plomada debajo de un bolus de 1.05 cm de espesor y (b) placa de referencia

Cuando se coloca un espesor de bolus de 1,05 cm notamos que aún estando la placa plomada lejos, la dispersión debida a la placa contribuye a la dosis al lecho (ver Figura 5-12) en esta ocasión a comparación del espesor de 0.3cm las dosis obtenidas son más altas mostrando curvas de dosis de hasta un 33 % por encima de la dosis prescrita (curva de 372cGy, curva color naranja), además las curvas de isodosis se concentran más en el lecho lo que indica que existe un aumento significativo de la dosis en el centro. Este aumento de dosis se debe probablemente la interacción de la placa plomada con el bolus puede generar electrones y probablemente fotones que contribuyen a la dosis en el lecho. De igual manera comparado con la placa de referencia existe un aumento en la dosis de un 11 % (curva de 335cg para la

placa de referencia vs 272cGy para la placa con la protección plomada).

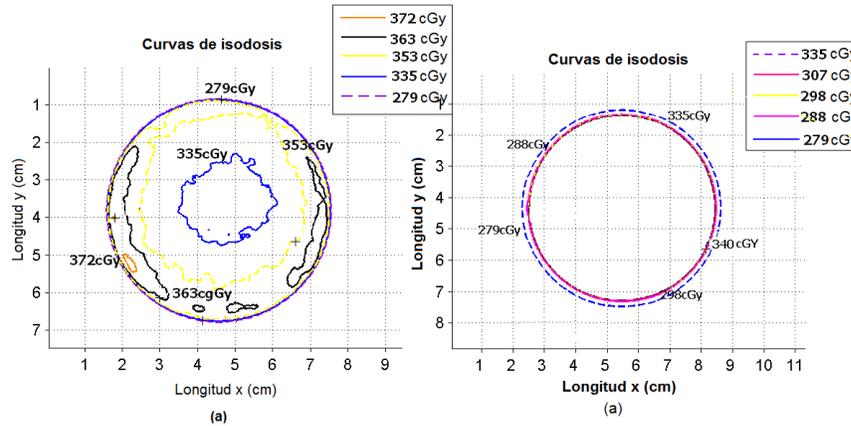


Figura 5-13.: Curvas de isodosis obtenidas con un Scanner Vidar y procesadas con el Software RIT-113. (a) Curvas de dosis para energía de 6 MeV colocando la placa plomada debajo de un bolus de 1.05 cm de espesor y (b) Curvas de dosis para energía de 6 MeV colocando la placa plomada debajo de un bolus de 0,3 cm de espesor

Si se comparan las dos placas irradiadas con el plomo debajo, variando el espesor del bolus, como se muestra en la Figura 5-13, notamos que la mayor contribución al lecho tumoral se concentra en la región central del campo cuando hay mayor tejido (bolus) sin embargo si se compara con un espesor menor (como el de 0.3cm) la misma curva de dosis abarca todo el lecho tumoral, por lo que la contribución de dosis en este caso es mayor.

Se concluye así que, para espesores de bolus mayores se alcanzan dosis mayores en el lecho, concentrando su mayor punto de dosis en el centro del campo, lo cual puede estar relacionado a que la placa está cercana a la profundida del máximo de dosis para la energía de 6MeV por lo que la interacción de los electrones con el Pb (un material con Z alto) producen más retrodispersión. Las curvas de dosis son isotrópicas y en general simétricas en toda la zona irradiada.

5.2.2. Energía 9 MeV

Al igual que para la energía de 6 MeV al colocar un bolus de espesor de 0.3 cm entre la placa plomada y el lecho tumoral, en este caso representada por la película EBT3. Las curvas de dosis se expanden simétricamente cubriendo todo el campo, indicando así un aumento de dosis al lecho tumoral.

Se puede observar también que aparece una curva de dosis del 33 % por arriba de la dosis prescrita (curva naranja de 372cGy) en una región significativa del lecho tumoral, indicando de este modo, que comparado con la placa tomada con energía de 6 MeV en las mismas condiciones, existe un aumento de dosis y dispersión con el aumento de la energía (Figura 5-14). Comparada con la placa de referencia, ésta muestra un 10 % de aumento de dosis (363cGy de la placa de referencia vs 372cGy de la placa con la protección plomada).

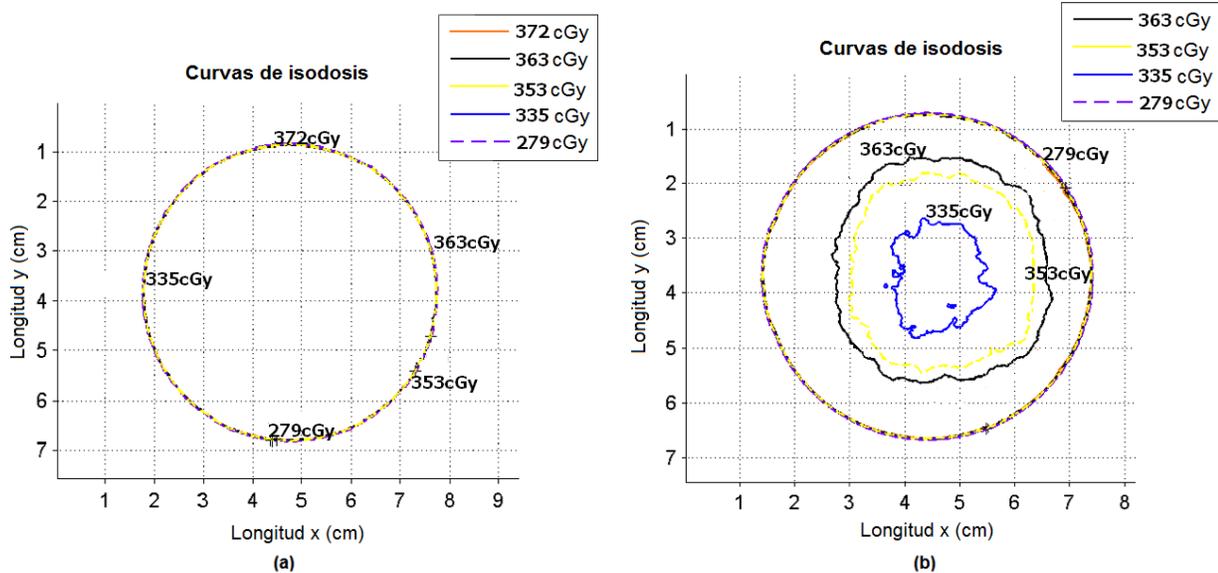


Figura 5-14.: Curvas de isodosis obtenidas con un Scanner Vidar y procesadas con el Software RIT-113. (a) Curvas de dosis para energía de 9 MeV colocando la placa plomada debajo de un bolus de 0.3 cm de espesor y (b) Curvas de dosis de referencia para energía de 9 MeV

Del mismo modo se colocó un espesor de bolus de 1.05 cm entre la placa plomada y el

lecho tumoral, en esta ocasión en la periferia del campo se observan una curva de dosis del 112 % por encima del valor más alto de la placa de referencia (372cGy), razón por la cual se debe tener en cuenta pues las implicaciones radiobiológicas pues los efectos clínicos son más significativos debido a que la dosis es entregada en una sola fracción. Igualmente al observar la Figura 5-15 (a) se observa además que la curva del 133 % se concentró casi que en el centro del campo por lo que son estas regiones, como se observó en la energía de 6 MeV, las de interés al momento de administrar el tratamiento.

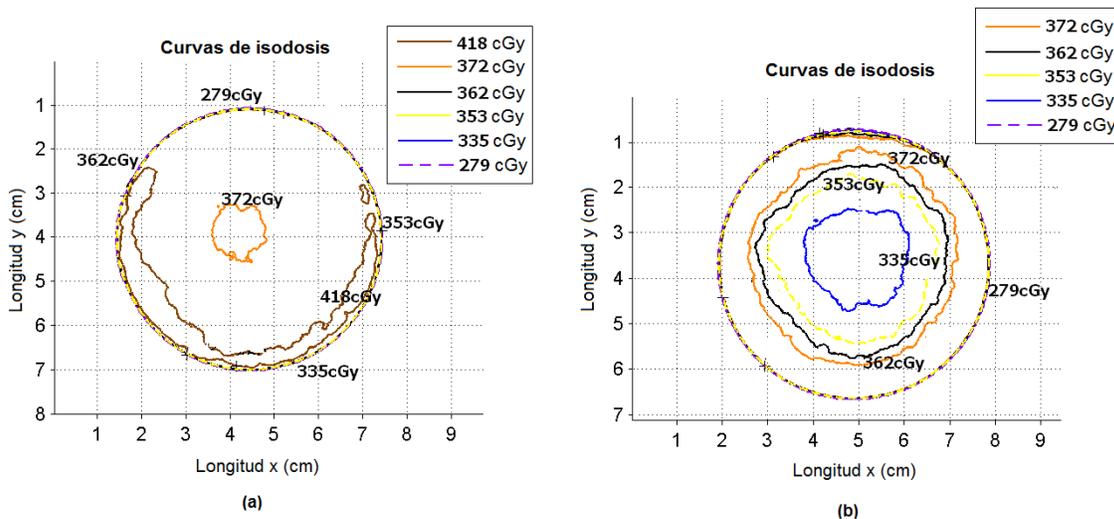


Figura 5-15.: Curvas de isodosis obtenidas con un Scanner Vidar y procesadas con el Software RIT-113. (a) Curvas de dosis para energía de 9 MeV colocando la placa plomada debajo de un bolus de 1.05 cm de espesor y (b) Curvas de dosis de referencia para energía de 9 MeV

Es de anotar que esta curva de dosis significativa probablemente se deba a la inhomogeneidad del bolus, pues al ser un bolus fabricado con parafina en forma de lentejas en su proceso de elaboración puede sufrir deformaciones no deseadas, quedando así zonas no homogéneas.

5.2.3. Campos parcialmente bloqueados

Otra estrategia de tratamiento cuando se tratan tamaños de campo más grandes a los 10 cm consiste en yuxtaponer en superficie dos conos bloqueándolos parcialmente, como se muestra en la Figura 4-5, experimentalmente se tomó el cono de 10 cm, bloqueando aproximadamente de un 25 % a un 30 % de su área, se irradió y se marcó el tamaño de campo y la zona bloqueada, a continuación se colocó nuevamente el cono sin ninguna separación y se irradió el resto de campo bloqueando la zona previamente irradiada.

Para una energía de 12 MeV se irradiaron 306 unidades monitor correspondientes a 279cGy en el máximo, notamos que las curvas de dosis del 50 % (140cGy) cubren todo el tamaño de campo hasta 5 cm de profundidad aproximadamente (ver Figura 5-16), mientras que la curva del 100 % (279cGy) que tiene su máximo en 2.9 cm (según el comisionamiento). En este caso se encuentra en aproximadamente 3cm, sin embargo, se observa que la curva de dosis de 279 cGy en el centro, justo donde coinciden las zonas marcadas del hemibloqueo del cono, están a una profundidad mayor: 3,6 cm aproximadamente indicando una contribución de dosis en el máximo, probablemente debido a las protecciones plomadas.

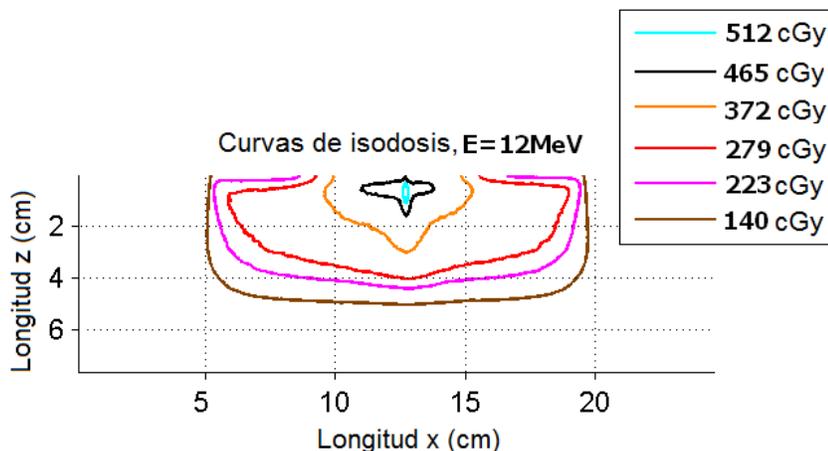


Figura 5-16.: Curvas de dosis obtenidas con un Scanner Vidar y procesadas con el Software RIT-113 para energía de 12 MeV bloqueando parcialmente los campos de tratamiento.

Notamos además que justo en el centro de los campos (en donde se colocó la placa plomada)

existen dosis de 372 cGy, 465 cGy y 512cGy, correspondientes a un aumento de 33 %, 67 % y 83 % respectivamente, estas dosis por encima de la prescripción dan cuenta de que aún hemibloqueando el campo existe una contribución de dosis justo en la zona central debida a varios factores (ver Figura 5-17):

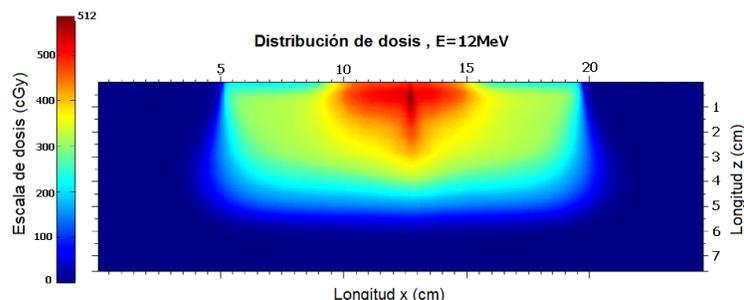


Figura 5-17.: Distribución de dosis para una energía de 12 MeV usando bloqueo parcial de conos, imagen tomada con una placa radiocrómica EBT3 y procesadas con un Scanner Vidar y el Software RIT-113

- La placa plomada es circular por lo que el campo hemibloqueado no es uniforme y las zonas de la periferia del campo no se bloquean completamente; al no ser bloqueadas del todo parte de la dosis de un campo contribuye en dosis al cono puesto del otro lado.
- Como es una técnica que depende del error humano, puede ocurrir que al colocar la placa para irradiar el segundo campo, éste no quede justamente donde termina el primero creando así las zonas calientes que muestra la Figura 5-18, representadas gráficamente por el pico de color rojo.

De igual manera y con el mismo procedimiento, se tomó una película y se irradió en esta ocasión con 303 unidades monitor correspondientes a 279 cGy en el máximo para una energía de 9 MeV. Al observar la Figura 5-19 notamos que la curva de 279 cGy se encuentra a una profundidad de 2 cm aproximadamente, justo dos milímetros debajo de máxima profundidad del comisionamiento (1,8 cm). Al igual que con la energía de 12 MeV este aumento en la profundiad se observa en el centro, donde hay unión de campos (ver Figura 5-19).

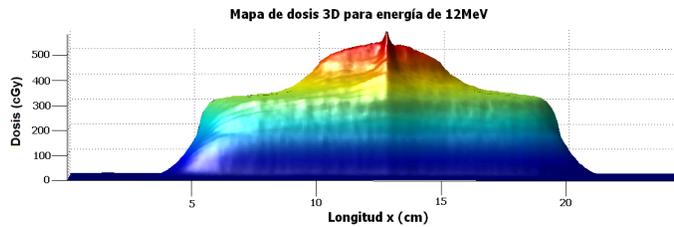


Figura 5-18.: Mapa de dosis 3D para una energía de 12 MeV yuxtaponiendo dos conos y bloqueando parcialmente el campo con una protección plomada, imagen tomada con una placa radiocrómica EBT3 y procesadas con un Scanner Vidar y el Software RIT-113.

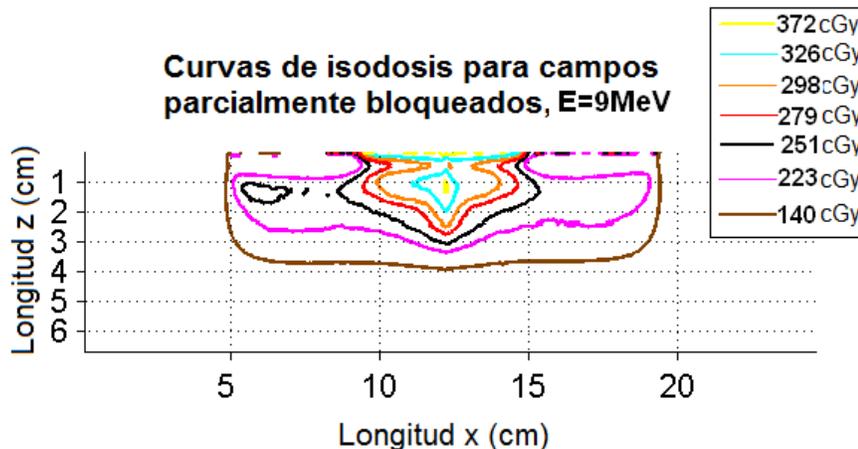


Figura 5-19.: Curvas de dosis para energía de 9 MeV bloqueando parcialmente los campos de tratamiento. Curvas de isodosis procesadas con un Scanner Vidar y el Software RIT-113.

Además se muestra las curvas de dosis de 326 cGy y 372 cGy correspondientes a un aumento en la dosis prescrita del 17 % y 33 % respectivamente. Comparando con las obtenidas con la energía de 12 MeV podemos concluir que aunque existen dosis superiores a las dosis prescritas la mayor mostrada es del 33 % (para la energía de 9MeV) comparada con la de 83 %, correspondiente a la energía de 12 MeV, indicando así que con el aumento en la energía de tratamiento, se puede llegar a aumentar la dosis.

Al ser una técnica basada en el ojo clínico para el posicionamiento de campos, es de anotar que está sujeta a errores humanos; y al no existir un control de calidad previo al tratamiento ni un sistema de optimización y planeación para estos campos; las dosis pueden ser superiores o inferiores cuando no se posicionan bien los conos, es de suma importancia que este

trabajo de un espacio para crear dicho control de calidad y poder brindarle al paciente la mejor terapia posible y sobre todo la más segura.

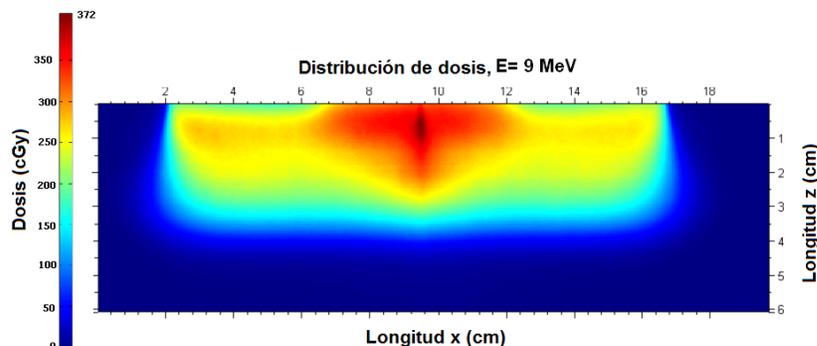


Figura 5-20.: Curvas de dosis para energía de 9 MeV bloqueando parcialmente los campos de tratamiento. Curvas de isodosis procesadas con un Scanner Vidar y el Software RIT-113.

5.2.4. Dosimetría para campos grandes

1. Campos yuxtapuestos

Cuando colocamos dos conos yuxtapuestos como se mostró en la Figura 4-3 existen dosimétricamente puntos calientes y fríos de dosis debido a la unión de campos. A continuación se muestran los resultados obtenidos al usar esta técnica para las energías nominales de electrones (6MeV, 9MeV y 12 MeV) del equipo Mobetron 2000 del Instituto Nacional de Cancerología. Las medidas fueron tomadas usando películas radiocrómicas EBT3 y analizadas posteriormente con el RIT.

Las figuras 5-21 y 5-22 muestra los resultados de una placa radiocrómica irradiada con 279 cGy al máximo con una energía de 6 MeV. Como se observa, existe una región fría en la superposición de campos, la cual no alcanza a ser cubierta por la dosis de 50 % (140cGy), además notamos que existe un punto de sobredosificación correspondiente

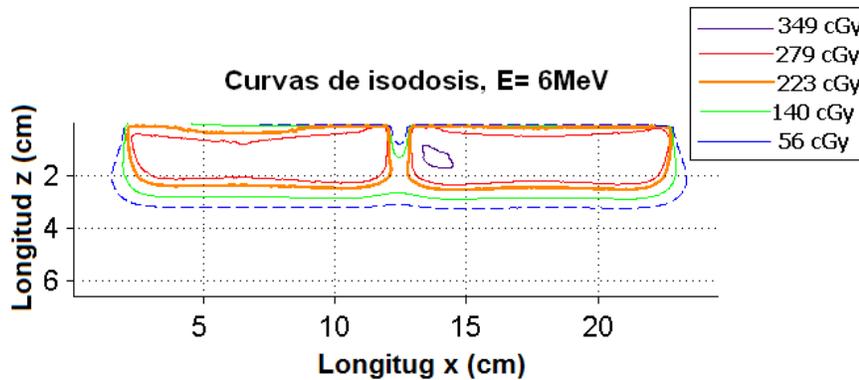


Figura 5-21.: Curvas de dosis para energía de 6 MeV yuxtaponiendo los campos de tratamiento. Curvas de isodosis procesadas con un Scanner Vidar y el Software RIT-113.

a un 25 % más de dosis por superposición de campos (curva de isodosis de 349 cGy), pues como sabemos las curvas de isodosis o distribución de dosis de haces de electrones tienen una penumbra mayor y un ensanchamiento del haz debido a la dispersión de las dosis bajas, por lo que en este caso es de esperarse que las curvas de isodosis por debajo del 50 % se crucen. Esta dispersión del haz por ende hace que exista un punto de sobredosificación de hasta un 25 % que para una energía de 6 MeV es de 349 cGy.

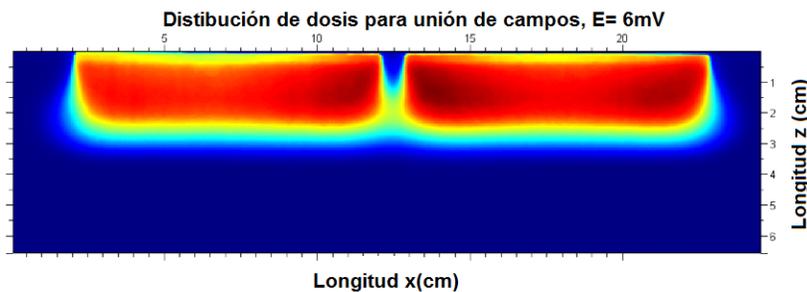


Figura 5-22.: Distribución de dosis para la energía de 6 MeV yuxtaponiendo los campos de tratamiento. Curvas de isodosis procesadas con un Scanner Vidar y el Software RIT-113.

El mismo procedimiento se realizó con la energía de 9 MeV, en la Figura 5-23 observamos que para este caso las curvas de isodosis del 80 % (223cGy) se cruzan en la parte inferior de la gráfica esto nos indica entonces que en ese punto existe una sobredosifi-

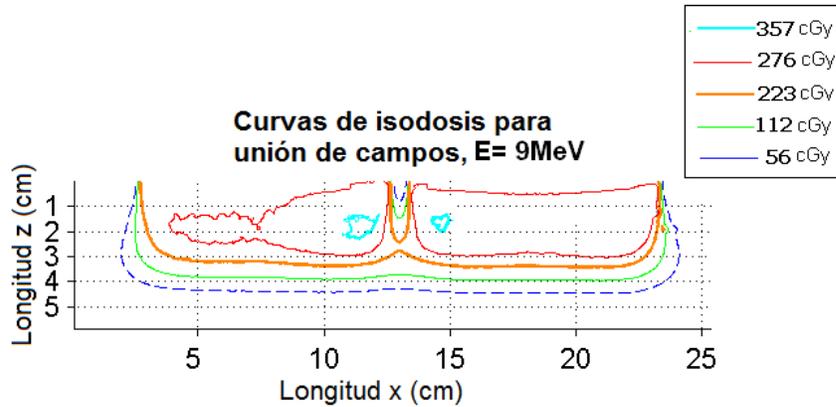


Figura 5-23.: Distribución de dosis para energía de 9 MeV yuxtaponiendo los campos de tratamiento. Curvas de isodosis procesadas con un Scanner Vidar y el Software RIT-113.

cación de un un 28 % por encima de la dosis prescrita, que equivale a una dosis de 357 cGy, a una profundidad de aproximadamente 2 cm a 3 cm por lo que es de especial cuidado ya que si se encuentran órganos radiosensibles a esa profundidad por debajo del lecho quirúrgico representaría un problema dosimétrico.

Si se compara con la distribución de dosis obtenida para la energía de 6 MeV, notamos que la distribución de dosis en superficie en el área donde se unen los conos para una energía de 9 MeV es mayor, pues la curva de dosis de 140 cGy (50 %) alcanza una profundidad mayor comparada con la de 6 MeV, indicando así que con el aumento de energía la dosis en la unión de campos en superficie disminuye y de igual manera la dosis en profundidad en la unión de campos aumenta.

Para una energía de 12 MeV, se irradió una película radiocrómica EBT3 con 303 unidades monitor correspondientes a 279 cGy en el máximo (2.9 cm) usando el PDD y el OUTPUT-FACTOR del comisionamiento, como se puede observar de la Figura 5-24 notamos que las isodosis de 90 % (251 cGy) tienen una unión en aproximadamente 2,5 cm lo que indica que en ese punto hay una sobredosificación, mientras que las curvas de isodosis del 95 % (265 cGy) no se cruzan.

Estas curvas de dosis mostradas en la Figura 5-24 nos indican que la dispersión de las bajas dosis para la energía de 12 MeV aumentan la dosis en profundidad y que al ser más energéticos los electrones, no es recomendable usar esta técnica en lechos donde

los órganos radiosensibles se encuentren por debajo del lecho tumoral.

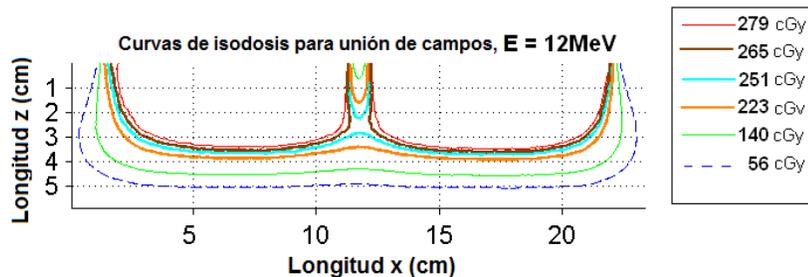


Figura 5-24.: Distribución de dosis para energía de 12 MeV yuxtaponiendo los campos de tratamiento. Curvas de isodosis procesadas con un Scanner Vidar y el Software RIT-113.

2. Campos separados entre sí.

Finalmente en la práctica se puede intentar evitar los puntos calientes que se crean por la dispersión de los electrones en profundidad, dejando una distancia entre los dos campos de tratamiento como se mencionó en la Sección 4.2, Figura 4-4.

Se irradiaron dos placas radiocrómicas EBT3 con 303 y 306 unidades monitor correspondientes a 279 cGy en el máximo para las energías de 6 MeV y 9 MeV. Para la energía de 6 MeV se dejó una separación entre conos de 0.3 cm y para la energía de 9 MeV una separación de 0.6 cm. Las placas radiocrómicas EBT3 se colocaron en agua sólida y se irradiaron paralela al haz de radiación.

Para la energía de 6 MeV, se dejó una separación entre campos de 0.3 cm, los resultados obtenidos se encuentran en la Figura 5-25; como se observa, al usar ésta técnica de tratamiento, existe una sudosificación en la zona donde se unen los dos campos. En este caso para una energía de electrones de 6 MeV, la totalidad del lecho quirúrgico

recibe tan solo 140 cGy, que corresponde a la mitad de la dosis prescrita.

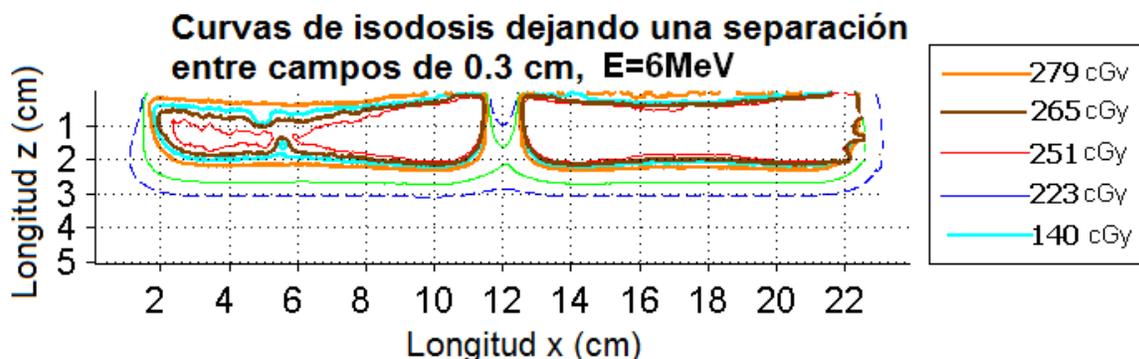


Figura 5-25.: Distribución de dosis para energía de 6 MeV dejando una separación entre campos de 0.3 cm. Curvas de isodosis procesadas con un Scanner Vidar y el Software RIT-113.

Se visualiza además que las curvas del 80 % no alcanzan a cubrir en su totalidad el área a irradiar (223 cGy); aunque se evitaron los puntos calientes en profundidad que se tenían con la técnica anterior, la subdosificación en este caso es mayor en la superficie, pues aún con la curva de isodosis de 223 cGy, existe una área en la superficie que no recibe dosis (área de aproximadamente de 0.5 cm X 1cm).

Tomando la energía de 9 MeV, con una separación entre campos de 0.6 cm al igual que ocurrió con la energía de 6 MeV existe una subdosificación del 50 %, en este caso la distancia sin dosis en la unión de campos, como se muestra en la Figura 5-26 es de aproximadamente de 0.8 cm de ancho por 1,2 cm de profundidad, mucho mayor que para la energía de 6 MeV, esto nos indica que al aumentar la distancia entre conos se aumenta la subdosificación al lecho y en la superficie.

Como en el caso anterior el lecho no recibe en su totalidad ni siquiera el 80 % de la dosis pues las curvas de 223 cGy no se cruzan, aunque se evitan como en el caso anterior los puntos calientes debido a la divergencia de las dosis pequeñas, la subdosificación del lecho tumoral, o zona a irradiar es significativa, en este caso la modalidad terapéutica

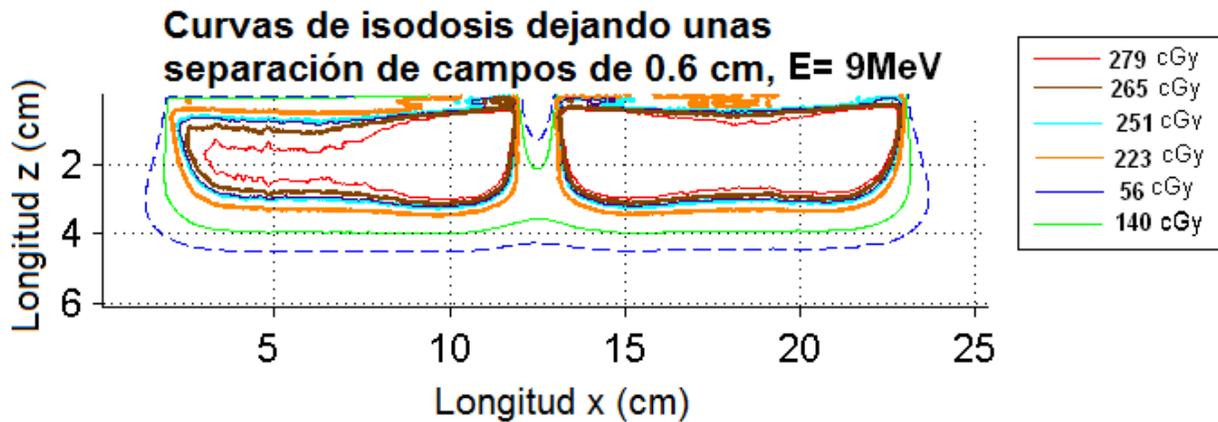


Figura 5-26.: Distribución de dosis para energía de 9 MeV dejando una separación entre campos de 0.6 cm. Curvas de isodosis procesadas con un Scanner Vidar y el Software RIT-113.

estaría ligada al criterio clínico con el conocimiento de estos resultados.

Al existir zonas subdosificadas debido a la técnica, es difícil encontrar una alternativa terapéutica que compense la dosis que no recibió el lecho. Como aún no existe un control de calidad previo al tratamiento que nos indique claramente la zona subdosificada, es muy susceptible al error humano, por lo cual, lo mejor es abstenerse de usar esta estrategia terapéutica a menos que por criterio clínico se decida irradiar conociendo las áreas de subdosificación.

Este tipo de técnica no se recomienda para tumores, o en este caso lechos tumorales, cuyas células tienen alto número de duplicación y repoblación celular, o para lesión agresivas como tumores de páncreas, estómago, entre otros; pues las zonas de subdosificación harían que las células que quedan en el lecho se repliquen y el tumor se disemine.

Éste trabajo sugiere pues, la creación de un sistema de verificación dosimétrica para aquellos pacientes cuyos campos exceden los 10 cm de diámetro, con el fin de brindar una información acerca de zonas o puntos calientes y fríos de dosis que puedan repercutir en la cura de la enfermedad.

6. Conclusiones y recomendaciones

6.1. Conclusiones

- Para este trabajo cuando se tienen SSD's mayores a 50 cm (50,3cm, 50,6cm y 51cm) con energía de 6 MeV, los valores de R_p , R_{50} y energía más probable del electrón en superficie no variaron de una SSD a otra, sin embargo al compararlas con los datos obtenidos con el acelerador Clinac ix la energía más probable en superficie aumenta para SSD's mayores a 5cm de la SSD estándar (100cm para un acelerador lineal Clinac ix)
- El rango práctico para una SSD mayor a 50 cm con energías nominales de electrones de 9 MeV y 12 MeV se mantiene constante para las SSD's de 50cm, 50,3cm, 50,6cm y 51cm.; y al igual que para la energía de 6MeV, la energía más probable en superficie aumenta con la Distancia fuente-superficie.
- El tamaño de campo para electrones, según los cálculos de este trabajo, usando el Clinac ix del Instituto Nacional de Cancerología, es mayor en cuanto se aumenta la SSD, para una SSD de 100cm el tamaño de campo dosimétrico es de 10.2 cm \times 10.2 cm aumentando hasta 12 cm \times 12 cm para una SSD de 120 cm.
- El porcentaje de dosis máximo para todas las curvas con SSD mayor a 50 cm se encuentran aproximadamente a la misma profundidad, las variaciones significativas se encuentran después de distancias que superan los 5cm de la distancia estándar, las curvas de PDD se alejan una de otra en cuanto se aumenta la distancia SSD, su cambio más representativo se ve reflejado en la energía depositada en superficie.
- Como se observo en este trabajo el tamaño de campo no sólo aumenta al variar la SSD sino también se hace más notorio con la energía como se muestra en la Figura 5-10.

- En este trabajo se evidenció el aumento del tamaño de campo con la SDD y la energía siendo su valor máximo de 12,5cm para una energía de 12MeV a una SSD de 120 cm. Éste aumento en el tamaño de campo se explica por la divergencia del haz.
- Al colocar placas plomadas bajo el lecho tumoral se ve un aumento significativo en la dosis que recibe el lecho tumoral, este aumento de dosis se puede ocasionar por dos factores: a) debido a la retrodispersión de la placa que contribuye con dosis al lecho y b) a la interacción de los electrones que dispersa la placa con el bolus que pueden dar origen a electrones y probablemente fotones que contribuyen igualmente con dosis.
- Al usar las protecciones plomadas bajo el lecho tumoral se evidencia que al aumentar la energía nominal de los electrones aumenta la retrodispersión y por tanto la dosis al lecho tumoral llegando a un 20 % de diferencia de dosis al mismo, que están localizados en zonas pequeñas del campo, sin embargo el incremento de un 10 % en la dosis se ve reflejado en todo el campo de tratamiento independiente de la energía usada. Este aumento de dosis se presentó al usar un espesor de Bolus de 1,05cm en todos los casos.
- Cuando se usan dos conos yuxtapuestos para tratar campos mayores al cono de 10 cm de diámetro, existe un aumento de dosis del 10 % para una energía de electrones de 6 MeV Y 9 MeV, hasta un 12 % para una energía de 12 MeV, indicando así que con el aumento de la energía se aumenta la dosis debido a la dispersión de las bajas energías de los electrones.
- Cuando se deseen tratar lesiones grandes con dos campos yuxtapuestos no es recomendable usar energía de 12 MeV pues existe un aumento de dosis de hasta un 83 %, lo que implica que hay una sobredosificación significativa al lecho y si se encuentran órganos radiosensibles bajo el lecho tumoral, estos recibirían dosis altas igualmente, por lo que habría que considerarse el uso de la placa plomada.
- La subdosificación en los casos cuando se usan conos yuxtapuestos puede ser hasta del 40 % para una energía de 6 MeV, las curvas de dosis del 50 % (140 cGy) en ninguno de los casos (para ninguna de las energías nominales) cubren la superficie en donde se unen los conos, esto representa una subdosificación del 50 % en superficie (en esa parte del lecho), sin embargo al evaluar las curvas del 20 % en todas las energías cubren toda la superficie a tratar.
- La técnica de conos yuxtapuestos representa una sobredosificación en profundidad debido a la dispersión de dosis bajas y una subdosificación en superficie de hasta un 50 % en la unión de los campos.

- Cuando se colocan campos con una separación entre ellos, no existen puntos de sobredosificación pero la subdosificación es de hasta un 50 % comparados con los casos en los que se colocaban los conos yuxtapuestos.
- A mayor distancia entre campos mayor es la subdosificación al lecho tumoral. En estos casos se ven que curvas por encima de 60 % de la dosis prescrita no alcanzan a cubrir toda zona a tratar.
- En los casos donde se presenten subdosificaciones o sobredosificaciones al lecho a tratar (yuxtaposición de campos o dejando una distancia entre ellos) es decisión clínica dar o no el tratamiento.

6.2. Recomendaciones

En los procedimientos de Radioterapia Intraoperatoria con Electrones es necesario una alta precisión en la entrega de la dosis pues al ser única el riesgo de sobre o subdosificación es mayor; actualmente el Mobetron 2000 no cuenta con un sistema de planeación dosimétrica como lo es el Eclipse en los aceleradores de teleterapia de Varian, los cálculos de dosis se hacen a punto sin ningún sistema de computo de verificación; por ello se hace necesario implementar un sistema que permita el cálculo de dosis de manera fiable teniendo en cuenta los diferentes parámetros que puedan influir en el cálculo (inhomogeneidades, espacios de aire, etc).

El equipo no cuenta con un sistema de posicionamiento para el equipo de dosimetría, por lo que está sujeto a errores humanos en el posicionamiento de la cámara y por ende las lecturas recolectadas pueden ser o no las adecuadas.

A. Anexo 1: Tablas de PDD para energías de 6, 9 y 12 MeV del Mobetrón 2000 dejando una distancia cono-superficie.

Tabla A-1.: Tabla de datos para cono de 10 cm de diámetro, SSD: 50.3cm, Energía: 6 MeV, 200 unidades monitor.

Profundidad (cm)	Lectura (nC)	Porcentaje de dosis (Gy)
0	15,9	91,908
0,2	15,9	91,908
0,4	15,9	91,908
0,6	16,2	93,641
0,8	16,55	95,665
1,0	16,8	97,110
1,2	17,1	98,844
1,4	17,3	100,00
1,6	17,2	99,422
1,8	17,0	98,266
2,0	16,4	94,798
2,2	15,5	89,595
2,4	14,1	81,503
2,6	12,3	71,098
2,8	10,3	59,536
3,0	8,0	46,243
3,3	4,6	26,590
3,6	1,9	10,983
3,9	0,4	2,312
4,1	0,1	0,434

Tabla A-2.: Tabla de datos para cono de 10 cm de diámetro, SSD:
 50.6cm, Energía: 6 MeV, 200 unidades monitor.

Profundidad (cm)	Lectura (nC)	Porcentaje de dosis (Gy)
0,0	16,15	93,084
0,2	15,95	91,931
0,4	16,0	92,219
0,6	16,35	94,236
0,8	16,5	95,101
1,0	16,8	96,830
1,2	17,05	98,271
1,4	17,30	99,712
1,6	17,35	100,00
1,8	16,95	97,695
2,0	16,40	94,524
2,2	15,40	88,761
2,4	14,10	81,268
2,6	12,40	71,470
2,8	10,30	59,366
3,0	8,20	47,262
3,3	4,70	27,089
3,6	2,05	11,816
3,9	0,5	2,882
4,1	0,2	1,153
4,7	0,0	0,0

Tabla A-3.: Tabla de datos para cono de 10 cm de diámetro, SSD:
51,0cm, Energía: 6 MeV, 200 unidades monitor.

Profundidad (cm)	Lectura (nC)	Porcentaje de dosis (Gy)
0,0	15,50	91,988
0,2	15,50	91,988
0,4	15,50	91,988
0,6	15,90	94,362
0,8	16,20	96,142
1,0	16,50	97,923
1,2	16,70	99,110
1,4	16,85	100,000
1,6	16,80	99,703
1,8	16,60	98,516
2,0	16,00	95,955
2,2	15,00	89,021
2,4	13,65	81,010
2,6	11,90	70,623
2,8	9,90	58,754
3,0	7,90	46,884
3,3	4,40	26,113
3,6	1,70	10,119
3,9	0,40	2,374
4,1	0,0	0,0

Tabla A-4.: Tabla de datos para cono de 10
cm de diámetro, SSD: 50,0 cm,
Energía: 6 MeV, 200 unidades
monitor

Profundidad (cm)	Porcentaje de dosis (Gy)
0,0	93,15
0,2	92,92
0,4	93,52
0,6	95,74
0,8	97,17
1,0	98,65
1,2	100
1,4	98,80
1,6	98,60
1,8	96,72
2,0	94,52
2,2	89,09
2,4	79,72
2,6	70,47
2,8	59,63
3,0	47,63
3,3	24,84
3,6	12,54
3,9	0,99
4,1	0,27
4,4	0,22

Tabla A-5.: Tabla de datos para cono de 10 cm de diámetro, SSD:
50,3cm, Energía: 9 MeV, 200 unidades monitor.

Profundidad (cm)	Lectura (nC)	Porcentaje de dosis (Gy)
0,0	16,90	95,480
0,2	16,90	95,480
0,4	16,80	94,915
0,6	17,00	96,045
0,8	17,20	97,175
1,0	17,35	98,023
1,2	17,50	98,870
1,4	17,55	99,153
1,6	17,60	99,435
1,8	17,70	100,00
2,0	17,65	99,718
2,2	17,60	99,435
2,4	17,50	98,870
2,6	17,20	97,175
2,8	16,80	94,915
3,0	16,15	91,243
3,3	15,05	85,028
3,6	13,45	75,989
3,9	11,35	64,124
4,2	8,50	48,023
4,5	5,90	33,333
4,8	3,35	18,927
5,0	2,10	11,864
5,3	0,75	4,237
5,6	0,10	0,565

Tabla A-6.: Tabla de datos para cono de 10 cm de diámetro, SSD:
50,6cm, Energía: 9 MeV, 200 unidades monitor.

Profundidad (cm)	Lectura (nC)	Porcentaje de dosis (Gy)
0,0	16,80	96,000
0,2	16,80	96,000
0,4	16,70	95,429
0,6	16,90	96,571
0,8	17,10	97,714
1,0	17,20	98,286
1,2	17,30	98,857
1,4	17,40	99,426
1,6	17,40	99,426
1,8	17,45	99,714
2,0	17,50	100,00
2,2	17,45	99,714
2,4	17,40	97,714
2,6	17,10	97,175
2,8	16,70	95,429
3,0	16,00	91,429
3,3	14,70	84,000
3,6	12,90	73,714
3,9	10,60	60,571
4,2	7,90	45,143
4,5	5,30	29,829
4,8	3,00	17,143
5,0	2,10	11,864
5,3	0,55	3,143
5,6	0,10	0,571

Tabla A-7.: Tabla de datos para cono de 10 cm de diámetro, SSD:
51,0cm, Energía: 9 MeV, 200 unidades monitor.

Profundidad (cm)	Lectura (nC)	Porcentaje de dosis (Gy)
0,0	16,20	93,103
0,2	16,50	94,828
0,4	16,50	94,828
0,6	16,60	95,402
0,8	16,80	96,552
1,0	17,00	97,701
1,2	17,10	98,276
1,4	17,20	98,851
1,6	17,30	99,425
1,8	17,30	99,425
2,0	17,40	100,00
2,2	17,20	98,851
2,4	17,10	98,276
2,6	16,80	94,828
2,8	16,50	94,828
3,0	15,90	91,379
3,3	14,40	82,759
3,6	12,60	72,414
3,9	10,35	59,483
4,2	7,80	44,828
4,5	5,10	29,310
4,8	2,80	16,092
5,0	1,60	9,195
5,3	0,45	2,586
5,6	0,10	0,574

Tabla A-8.: Tabla de datos para cono de 10 cm de diámetro, SSD: 50,0 cm, Energía: 9 MeV, 200 unidades monitor.

Profundidad (cm)	Porcentaje de dosis (Gy)
0,0	95,67
0,2	95,44
0,4	95,50
0,6	96,89
0,8	97,65
1,0	98,18
1,2	99,08
1,4	99,52
1,6	99,64
1,8	100
2,0	99,02
2,2	98,85
2,4	98,02
2,6	97,09
2,8	94,60
3,0	92,06
3,3	85,88
3,6	74,36
3,9	64,70
4,2	49,26
4,5	35,50
4,8	17,77
5,0	6,20

Tabla A-9: Tabla de datos para cono de 10 cm de diámetro, SSD:
50,3 cm, Energía: 12 MeV, 200 unidades monitor.

Profundidad (cm)	Lectura (nC)	Porcentaje de dosis (Gy)
0,0	17,80	97,534
0,3	17,80	97,534
0,6	18,00	98,630
0,9	18,10	99,178
1,2	18,12	99,288
1,5	18,20	98,726
1,8	18,10	99,178
2,1	18,25	100,00
2,4	18,10	99,178
2,7	17,95	98,356
3,0	17,90	98,082
3,3	17,50	95,890
3,6	17,00	93,150
3,9	16,30	89,315
4,2	15,40	84,384
4,5	14,10	77,260
4,8	12,60	69,041
5,1	10,60	58,082
5,4	8,50	46,575
5,7	6,20	33,973
6,0	4,15	22,740
6,3	2,30	12,603
6,6	1,00	5,479
6,9	0,40	2,170
7,2	0,10	0,548
7,5	0,0	0,0

Tabla A-10.: Tabla de datos para cono de 10 cm de diámetro,
 SSD: 50,6 cm, Energía: 12 MeV, 200 unidades mo-
 nitor.

Profundidad (cm)	Lectura (nC)	Porcentaje de dosis (Gy)
0,0	17,60	96,703
0,3	17,55	96,429
0,6	17,70	97,253
0,9	17,90	98,352
1,2	18,00	98,901
1,5	17,95	98,626
1,8	18,20	100,00
2,1	18,20	100,00
2,4	18,10	99,450
2,7	18,00	98,901
3,0	17,80	97,802
3,3	17,50	96,154
3,6	17,10	93,956
3,9	16,40	90,110
4,2	15,45	84,890
4,5	14,30	78,571
4,8	12,70	69,780
5,1	11,00	60,440
5,4	8,80	48,352
5,7	6,70	36,813
6,0	4,30	23,901
6,3	2,50	13,736
6,6	1,10	6,044
6,9	0,40	2,198
7,2	0,10	0,549
7,5	0,0	0,0

Tabla A-11.: Tabla de datos para cono de 10 cm de diámetro, SSD: 51,0 cm, Energía: 12 MeV, 200 unidades monitor.

Profundidad (cm)	Lectura (nC)	Porcentaje de dosis (Gy)
0,0	17,40	97,753
0,3	17,30	97,191
0,6	17,50	98,315
0,9	17,65	99,157
1,2	17,70	99,438
1,5	17,75	99,719
1,8	17,80	100,00
2,1	17,70	99,438
2,4	17,70	99,438
2,7	17,60	98,876
3,0	17,30	97,191
3,3	17,10	96,067
3,6	16,60	93,258
3,9	15,95	89,607
4,2	14,90	83,708
4,5	13,60	76,405
4,8	12,10	67,978
5,1	11,00	60,440
5,4	9,90	55,618
5,7	5,80	32,584
6,0	3,85	21,629
6,3	2,10	11,798
6,6	0,90	5,056
6,9	0,30	1,685
7,2	0,10	0,562
7,5	0,0	0,0

Tabla A-12.: Tabla de datos para cono de 10 cm de diámetro, SSD: 50,0cm, Energía: 12 MeV, 200 unidades monitor. Datos tomados del comisionamiento del equipo

Profundidad (cm)	Porcentaje de dosis (Gy)
0,0	98,43
0,3	97,52
0,6	98,60
0,9	99,35
1,2	99,57
1,5	99,65
1,8	99,70
2,1	100
2,4	98,79
2,7	98,03
2,9	97,68
3,3	95,14
3,6	92,47
3,9	88,74
4,2	85,56
4,5	81,48
4,8	71,79
5,1	58,06
5,4	49,59
6,3	10,76

B. Anexo 2 : Valores calculados de $k_{Q,Q_{int}}$ para varios tipos de camaras calibradas en haces de electrones [9].

CUADRO 19. VALORES CALCULADOS DE $k_{Q,Q_{int}}$ PARA VARIOS TIPOS DE CÁMARAS CALIBRADAS EN HACES DE ELECTRONES, EN FUNCIÓN DE LA CALIDAD DEL HAZ, R_{50}
 (los datos se han obtenido usando los valores de las razones de frenado y factores de perturbación según el Apéndice II y tomando el valor $Q_{int} = 7,5 \text{ g/cm}^2$)

Tipo de cámara de ionización ^a	Calidad del haz R_{50} (g/cm ²)																
	1,0	1,4	2,0	2,5	3,0	3,5	4,0	4,5	5,0	5,5	6,0	7,0	8,0	10,0	13,0	16,0	20,0
<i>Cámaras plano-paralelas</i>																	
Alix RM1-449	1,078	1,068	1,055	1,047	1,040	1,034	1,028	1,023	1,019	1,014	1,010	1,003	0,997	0,986	0,972	0,961	0,948
Capintec PS-033	—	—	1,016	1,015	1,014	1,013	1,012	1,010	1,009	1,007	1,006	1,002	0,998	0,990	0,978	0,968	0,955
Exradin P11	1,078	1,068	1,055	1,047	1,040	1,034	1,028	1,023	1,019	1,014	1,010	1,003	0,997	0,986	0,972	0,961	0,948
Holt (Memorial)	1,078	1,068	1,055	1,047	1,040	1,034	1,028	1,023	1,019	1,014	1,010	1,003	0,997	0,986	0,972	0,961	0,948
NACP/Calcam	1,078	1,068	1,055	1,047	1,040	1,034	1,028	1,023	1,019	1,014	1,010	1,003	0,997	0,986	0,972	0,961	0,948
Markus	—	—	1,038	1,032	1,028	1,024	1,020	1,017	1,014	1,011	1,008	1,003	0,997	0,988	0,976	0,965	0,952
Ross	1,078	1,068	1,055	1,047	1,040	1,034	1,028	1,023	1,019	1,014	1,010	1,003	0,997	0,986	0,972	0,961	0,948
<i>Cámaras cilíndricas</i>																	
Capintec PR06C (Farmer)	—	—	—	—	—	—	1,012	1,010	1,008	1,006	1,005	1,001	0,999	0,993	0,984	0,976	0,966
Exradin A2 (Spokas)	—	—	—	—	—	—	1,003	1,003	1,002	1,002	1,002	1,001	0,999	0,996	0,991	0,984	0,975
Exradin T2 (Spokas)	—	—	—	—	—	—	1,003	1,003	1,002	1,002	1,002	1,001	0,999	0,996	0,991	0,984	0,975
Exradin A12 (Farmer)	—	—	—	—	—	—	1,012	1,010	1,008	1,006	1,005	1,002	0,998	0,993	0,984	0,976	0,965
NE2571 (Guarded Farmer)	—	—	—	—	—	—	1,012	1,010	1,008	1,006	1,005	1,001	0,999	0,993	0,984	0,976	0,966

Figura B-1.: Valores de $k_{Q,Q_{int}}$. Imágen tomada de la referencia [9], páginas 104 y 105

CUADRO 19. VALORES CALCULADOS DE $k_{0,Q_{int}}$ PARA VARIOS TIPOS DE CÁMARAS CALIBRADAS EN HACES DE ELECTRONES, EN FUNCIÓN DE LA CALIDAD DEL HAZ, R_{50} , R_{50} (cont.) (los datos se han obtenido usando los valores de las razones de poderes de frenado y factores de perturbación según el Apéndice II y tomando el valor $Q_{int} = 7,5 \text{ g/cm}^2$)

Tipo de cámara de ionización ^a	Calidad del haz R_{50} (g/cm ²)																
	1,0	1,4	2,0	2,5	3,0	3,5	4,0	4,5	5,0	5,5	6,0	7,0	8,0	10,0	13,0	16,0	20,0
NE 2581 (Robust Farmer)	-	-	-	-	-	-	1,012	1,010	1,008	1,006	1,005	1,001	0,999	0,993	0,984	0,976	0,966
PTW 30001/30010 (Farmer)	-	-	-	-	-	-	1,013	1,010	1,008	1,007	1,005	1,002	0,998	0,992	0,984	0,976	0,965
PTW 30002/30011 (Farmer)	-	-	-	-	-	-	1,013	1,010	1,008	1,007	1,005	1,002	0,998	0,992	0,984	0,976	0,965
PTW 30004/30012 (Farmer)	-	-	-	-	-	-	1,013	1,010	1,008	1,007	1,005	1,002	0,998	0,992	0,984	0,976	0,965
PTW 31002/31003 (flexible)	-	-	-	-	-	-	1,014	1,011	1,009	1,007	1,005	1,002	0,998	0,992	0,983	0,974	0,964
Victoreen 30-348	-	-	-	-	-	-	1,015	1,013	1,010	1,008	1,006	1,002	0,998	0,991	0,982	0,973	0,962
Victoreen 30-351	-	-	-	-	-	-	1,013	1,010	1,008	1,007	1,005	1,002	0,998	0,992	0,984	0,976	0,965
Victoreen 30-349	-	-	-	-	-	-	1,008	1,006	1,005	1,004	1,003	1,001	0,999	0,995	0,988	0,980	0,971

^a Algunas de las cámaras mostradas en este cuadro no cumplen alguno de los requisitos mínimos descritos en la Sección 4.2.1. Sin embargo, se han incluido por estar actualmente en uso clínico.

C. Anexo 3: Coeficientes de ajuste cuadrático para el cálculo de k_s mediante la técnica de las dos tensiones, en haces pulsados y pulsados y barridos, en función del cociente de tensiones [9].

CUADRO 9. COEFICIENTES DE AJUSTE CUADRÁTICO PARA EL CALCULO DE k_s MEDIANTE LA TÉCNICA DE LAS DOS TENSIONES, EN HACES PULSADOS Y PULSADOS Y BARRIDOS, EN FUNCIÓN DEL COCIENTE DE TENSIONES V_1/V_2 [73]

V_1/V_2	Pulsados			Pulsados y barridos		
	a_0	a_1	a_2	a_0	a_1	a_2
2,0	2,337	-3,636	2,299	4,711	-8,242	4,533
2,5	1,474	-1,587	1,114	2,719	-3,977	2,261
3,0	1,198	-0,875	0,677	2,001	-2,402	1,404
3,5	1,080	-0,542	0,463	1,665	-1,647	0,984
4,0	1,022	-0,363	0,341	1,468	-1,200	0,734
5,0	0,975	-0,188	0,214	1,279	-0,750	0,474

En haces de radiación continua como la radiación gamma del ^{60}Co también se puede utilizar el método de las dos tensiones, obteniéndose el factor de corrección mediante la relación²⁰

Figura C-1.: Coeficientes de ajuste cuadrático para k_s . Imágen tomada de la referencia [9], página 63.

Bibliografía

- [1] Jorge Emilio Muñoz Bravo. *Comparación de las técnicas de Terapia Conformada Dinámica (IMRT) y Arcoterapia (VMAT) mediante el uso de películas radiocrómicas: Casos de próstata y cabeza-cuello*. Universidad Nacional de Colombia, Bogotá, Colombia, 2016.
- [2] Christopher G Willett, Brian G Czito, and Douglas S Tyler. Intraoperative radiation therapy. *Journal of clinical oncology*, 25(8):971–977, 2007.
- [3] Gerardo Atienza Merino Paula Cantero Munoz. Radioterapia intraoperatoria en el tratamiento del cancer de mama. *Santiago de Compostela: Conselleria de Sanidade, Axencia de Avaliacion de Tecnoloxias Sanitarias de Galicia (avalía-t); Madrid: Ministerio de Sanidad, Servicios Sociales e Igualdad*, 2013.
- [4] Antonio Sola. Radioterapia de intensidad modulada (imrt). *Revista Médica Clínica Las Condes*, 22(6):834–843, 2011.
- [5] AS Beddar, TM Briere, and M Ouzidane. Intraoperative radiation therapy using a mobile electron linear accelerator: field matching for large-field electron irradiation. *Physics in medicine and biology*, 51(18):N331, 2006.
- [6] Peter R Almond, Peter J Biggs, BM Coursey, WF Hanson, M Saiful Huq, Ravinder Nath, and DWO Rogers. Aapm’s tg-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams. *Medical physics*, 26(9):1847–1870, 1999.
- [7] P Andreo, DT Burns, K Hohlfeld, M Saiful Huq, T Kanai, F Laitano, V Smyth, and S Vynckier. Iaea trs-398. *Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry Based on Standards of Absorbed Dose to Water*, 2000.
- [8] Bruce J Gerbi, John A Antolak, F Christopher Deibel, David S Followill, Michael G Herman, Patrick D Higgins, M Saiful Huq, Dimitris N Mihailidis, Ellen D Yorke, Kenneth R Hogstrom, et al. Recommendations for clinical electron beam dosimetry: supplement to the recommendations of task group 25. *Medical physics*, 36(7):3239–3279, 2009.

-
- [9] Faiz M Khan. *The physics of radiation therapy*. Lippincott Williams & Wilkins, 2010.
- [10] Jairo Fernando Poveda Bolaños. *Estudio dosimétrico de haces de electrones en Radioterapia Intraoperatoria con un acelerador portátil*. Universidad Nacional de Colombia, Bogotá, Colombia, 2009.
- [11] A Sam Beddar, Peter J Biggs, Sha Chang, Gary A Ezzell, Bruce A Faddegon, Frank W Hensley, and Michael D Mills. Intraoperative radiation therapy using mobile electron linear accelerators: Report of aapm radiation therapy committee task group no. 72. *Medical physics*, 33(5):1476–1489, 2006.
- [12] R Orecchia, M Ciocca, R Lazzari, C Garibaldi, MC Leonardi, A Luini, M Intra, G Gatti, P Veronesi, JI Petit, et al. Intraoperative radiation therapy with electrons (eliot) in early-stage breast cancer. *The Breast*, 12(6):483–490, 2003.
- [13] Mitsuyuki Abe and Masaji Takahashi. Intraoperative radiotherapy: the japanese experience. *International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics*, 7(7):863–868, 1981.
- [14] Keiichi Nakagawa, Norman Albright, Kuni Ohtomo, Yukimasa Aoki, and Donald Goer. Dosimetry of leakage doses from a mobile accelerator for iort and legal issues for its clinical use in japan. *International Journal of Clinical Oncology*, 4(4):215–219, 1999.
- [15] Christine Conkey, Edgar D Staren, Paula A Thomas, Barbara Morreale, and David L Roseman. Intraoperative radiation therapy: Procedures and protocols. *AORN journal*, 46(2):226–236, 1987.
- [16] Michael D Mills, Liliosa C Fajardo, David L Wilson, Jodi L Daves, and William J Spanos. Commissioning of a mobile electron accelerator for intraoperative radiotherapy. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 2(3):121–130, 2001.
- [17] Donald A Goer, Chapple W Musslewhite, and David M Jablons. Potential of mobile intraoperative radiotherapy technology. *Surgical oncology clinics of North America*, 12(4):943–954, 2003.
- [18] Paula Beatriz Ibáñez García. Validación de los modelos de aceleradores para radioterapia intraoperatoria. experimentos y simulaciones dirigido por José Manuel Udías Moineiro. *Master en Física Nuclear*, UCM, 2011-2012.
- [19] U Veronesi, R Orecchia, A Luini, G Gatti, M Intra, S Zurrada, G Ivaldi, G Tosi, M Ciocca, A Tosoni, et al. A preliminary report of intraoperative radiotherapy (iort) in

- limited-stage breast cancers that are conservatively treated. *European journal of cancer*, 37(17):2178–2183, 2001.
- [20] Mitsuyuki Abe, Yasumasa Nishimura, and Yuta Shibamoto. Intraoperative radiation therapy for gastric cancer. *World journal of surgery*, 19(4):554–557, 1995.
- [21] Douglas B Evans, Paula M Termuhlen, David R Byrd, Frederick C Ames, Timothy G Ochran, and Tyvin A Rich. Intraoperative radiation therapy following pancreaticoduodenectomy. *Annals of surgery*, 218(1):54, 1993.
- [22] Ph.D. C.V. Sole M.D. R. Herranz M.D. M. Lopez-Bote. J. Pascau Ph.D. A. Santos M.D. A. Munoz-Calero M.D C. Ferrer M.D. J.L. Garcia-Sabrido M.D. Ph.D. F.A. Calvo, M.D. Radioterapia intraoperatoria con electrones: Fundamentos, resultados e innovacion 2013. España, 2013.
- [23] F. Calvo A. Cantalejo R. Sanchez R. Romero-P. Galaron E. Cela J. Vazquez G. Barrientos, C. Estelles. Papel de la radioterapia intraoperatoria en la cirugia pediatrica oncologica. *CirPediatr*, 12(4):123–139, 1999.
- [24] Azam Niroomand-Rad, Charles Robert Blackwell, Bert M Coursey, Kenneth P Gall, James M Galvin, William L McLaughlin, Ali S Meigooni, Ravinder Nath, James E Rodgers, Christopher G Soares, et al. Radiochromic film dosimetry: recommendations of aapm radiation therapy committee task group 55. *Medical physics*, 25(11):2093–2115, 1998.
- [25] Valeria Casanova Borca, Massimo Pasquino, Giuliana Russo, Pierangelo Grosso, Domenico Cante, Piera Sciacero, Giuseppe Girelli, Maria Rosa La Porta, and Santi Tofani. Dosimetric characterization and use of gafchromic ebt3 film for imrt dose verification. *Journal of applied clinical medical physics*, 14(2), 2013.
- [26] César Rodríguez Rodríguez, Guadalupe Martín Martín, Rocío Bermúdez Luna, Alfonso López Fernández, María Victoria de Torres Olombrada, Tamara García Cañibano, and Pastora Caballero Guerra. Una nueva implementación del análisis multicanal para la dosimetría mediante películas radiocrómicas. *Revista de Física Médica*, 15(1), 2014.
- [27] R Arráns, H Miras, M Ortiz-Seidel, JA Terrón, J Macías, and A Ortiz-Lora. Dosimetría con películas radiocrómicas. *Rev. Fis. Medica*, 10:83–104, 2009.
- [28] UVC LAMPS. Health technology assessment section medical development division ministry of health malaysia.

- [29] Ernesto Lamanna, Alessandro Gallo, Antonella Soriani, Filippo Russo, Lidia Strigari, and Rosa Brancaccio. *Intra-operative radiotherapy with electron beam*. INTECH Open Access Publisher, 2012.