



Universidad de San Carlos de Guatemala
Escuela de Ciencias Físicas y Matemáticas
Departamento de Física

TOMA DE DATOS DEL HAZ REQUERIDOS PARA EL COMISIONAMIENTO DE UN ACELERADOR LINEAL DE 6 MV EN RADIOTERAPIA

Otto Emanuel Hurtarte Pineda

Asesorado por M.Sc. Milton Estuardo Ixquiac Cabrera

Guatemala, mayo de 2024

UNIVERSIDAD DE SAN CARLOS DE GUATEMALA



ESCUELA DE CIENCIAS FÍSICAS Y MATEMÁTICAS

**TOMA DE DATOS DEL HAZ REQUERIDOS PARA
EL COMISIONAMIENTO DE UN ACELERADOR
LINEAL DE 6 MV EN RADIOTERAPIA**

TRABAJO DE GRADUACIÓN
PRESENTADO A LA JEFATURA DEL
DEPARTAMENTO DE FÍSICA
POR

OTTO EMANUEL HURTARTE PINEDA
ASESORADO POR M.SC. MILTON ESTUARDO IXQUIAC CABRERA

AL CONFERÍRSELE EL TÍTULO DE
LICENCIADO EN FÍSICA APLICADA

GUATEMALA, MAYO DE 2024

UNIVERSIDAD DE SAN CARLOS DE GUATEMALA
ESCUELA DE CIENCIAS FÍSICAS Y MATEMÁTICAS



CONSEJO DIRECTIVO INTERINO

Director	M.Sc. Jorge Marcelo Ixquiac Cabrera
Representante Docente	Arqta. Ana Verónica Carrera Vela
Representante Docente	M.A. Pedro Peláez Reyes
Representante de Egresados	Lic. Urías Amitaí Guzmán García
Representante de Estudiantes	Elvis Enrique Ramírez Mérida
Representante de Estudiantes	Oscar Eduardo García Orantes
Secretario	M.Sc. Freddy Estuardo Rodríguez Quezada

TRIBUNAL QUE PRACTICÓ EL EXAMEN GENERAL PRIVADO

Director	MSc. Jorge Marcelo Ixquiac Cabrera
Examinador	MSc. Osmar Obdulio Hernández Aguilar
Examinador	Lic. Héctor Eduardo Pérez Figueroa
Examinador	MSc. Freddy Estuardo Rodríguez Quezada
Secretario	Ing. Edgar Damián Ochoa Hernández

Ref. D.DTG. 006-2024
Guatemala 30 de mayo de 2024

El Director de la Escuela de Ciencias Físicas y Matemáticas de la Universidad de San Carlos de Guatemala, luego de conocer la aprobación por parte del jefe de la Licenciatura en Física Aplicada, al trabajo de graduación titulado: " TOMA DE DATOS DEL HAZ REQUERIDOS PARA EL COMISIONAMIENTO DE UN ACELERADOR LINEAL DE 6 MV EN RADIOTERAPIA", presentado por el estudiante universitario Otto Emanuel Hurtarte Pineda, autoriza la impresión del mismo.

IMPRÍMASE.

"ID Y ENSEÑAD A TODOS"



M.Sc. Jorge Marcelo Ixquiac Cabrera
Director

AGRADECIMIENTOS

Deo gratias, soli Deo gloria.

A mis padres, M.Sc. Otto Miguel Hurtarte y M.Sc. Ana Lucrecia Pineda de Hurtarte, por todo su esfuerzo y sacrificio, por siempre creer en mí, por su cariño y apoyo incondicional.

A mis hermanos, Jose Francisco Hurtarte y M.Sc. Karen Lucrecia Hurtarte, por ser parte de mi vida y todo el cariño que siempre nos hemos tenido.

A mi abuela, María Amparo Castellanos, que en paz descanse, por ser un ejemplo a seguir, una persona llena de fe, fortaleza y convicción.

A mi novia, Cindy Gatica, por escucharme, por todo el cariño y comprensión.

A mi asesor, M.Sc. Milton Ixquiac Cabrera por su paciencia y esfuerzo para revisar este trabajo de graduación.

A mis amigos y compañeros de la universidad, por todos los momentos compartidos y experiencias a lo largo de la carrera.

A mis profesores de la universidad y compañeros de trabajo, por compartir su conocimiento y enseñanzas, en especial a M.Sc. Marcelo Ixquiac, M.Sc. Ricardo Contreras, M.Sc. Erick Hernández, M.Sc. Osmar Hernández, M.M.P. Kirk Nájera, M.M.P. Marcos Catú, Ph.D. Lucía Arana y M.M.P. Anayansi Ramírez.

A mi alma mater, la Universidad de San Carlos de Guatemala, por permitirme recibir acceso a una buena educación.

DEDICATORIA

A Dios, a mi padre Otto Miguel Hurtarte, a mi madre Ana Lucrecia Pineda de Hurtarte, a mis hermanos y a mi familia.

ÍNDICE GENERAL

ÍNDICE DE FIGURAS	VII
ÍNDICE DE TABLAS	X
LISTA DE ABREVIATURAS	XI
OBJETIVOS	XIII
INTRODUCCIÓN	XV
1. FUNDAMENTOS FÍSICOS DE RADIOTERAPIA	1
1.1. Interacción de la radiación con la materia	1
1.1.1. Efecto Compton	2
1.1.2. Efecto fotoeléctrico	3
1.1.3. Producción de pares	4
1.1.3.1. Radiación de aniquilación	5
1.2. Producción de rayos x	6
1.2.1. Rayos x característicos	6
1.2.2. Rayos x <i>bremstrahlung</i>	7
1.2.3. Espectro de rayos x	8
1.3. Acelerador lineal	10
1.4. Aspectos físicos radiológicos y dosimétricos	11
1.4.1. Dosis absorbida	11
1.4.2. Dosis equivalente	11
1.4.3. Fluencia de energía	12
1.4.4. Kerma	12
1.4.5. Porcentaje de dosis en profundidad (PDD)	13
1.4.6. Relación tejido-maniquí (TPR)	14
1.5. Radioterapia de haz externo de fotones	14
1.5.1. Curvas de isodosis	15

1.5.2.	Sistema de planificación de tratamiento (TPS)	15
1.5.3.	Unidades monitor (UM)	16
1.6.	Distribuciones de haces de fotones	17
1.6.1.	Distribución de dosis en profundidad	17
1.6.2.	Distribución de dosis lateral	19
1.7.	Modelo de cálculo de dosis de fotones	20
1.7.1.	Algoritmo analítico anisotrópico (AAA)	20
1.7.2.	Parámetros físicos del cálculo de dosis	20
1.7.2.1.	Espectro de la energía de fotones	20
1.7.2.2.	Perfil de intensidad	21
1.7.3.	Modelado del haz clínico	22
1.7.4.	Cálculo de la dosis volumétrica	23
1.7.4.1.	Beamlets	23
1.7.4.2.	Cálculo de dosis de fotones	23
1.7.4.3.	Contaminación de electrones	24
1.7.4.4.	Superposición	24
2.	DETECTORES DE RADIACIÓN Y DOSIMETRÍA	25
2.1.	Radiaciones ionizantes	25
2.2.	Detectores de radiación	25
2.3.	Modos de operación	26
2.3.1.	Modo pulso	26
2.3.2.	Modo corriente	26
2.3.3.	Modo voltaje cuadrático medio	26
2.4.	Propiedades de detectores	26
2.4.1.	Eficiencia	26
2.4.2.	Resolución energética	27
2.4.3.	Tiempo muerto	27
2.5.	Detectores de ionización de gas	27
2.5.1.	Regiones de operación	28
2.5.2.	Cámara de ionización	29
2.5.2.1.	Cámara de ionización tipo Farmer	30
2.6.	Teoría de la cavidad de Bragg-Gray	30
2.7.	Teoría de la cavidad de Spencer-Attix	33
2.8.	Protocolo IAEA TRS 398	36
2.8.1.	Formalismo	36

2.8.2.	Corrección por la calidad del haz de radiación k_{Q,Q_0}	38
2.8.3.	Corrección por cantidades de influencia	39
2.8.3.1.	Factor de corrección por presión y temperatura k_{TP}	39
2.8.3.2.	Factor de corrección por polarización k_{pol}	39
2.8.3.3.	Factor de corrección por calibración del electrómetro k_{elec}	40
2.8.3.4.	Factor de corrección por recombinación de iones k_s	40
2.8.3.5.	Lectura corregida de la cámara de ionización	40
3.	EQUIPO Y METODOLOGÍA	41
3.1.	Equipo	41
3.1.1.	Cámara de ionización CC13	41
3.1.2.	Blue Phantom ²	42
3.1.3.	Acelerador lineal Unique TM	43
3.1.4.	Sistema de planificación de tratamiento Eclipse TM	44
3.2.	Metodología	45
3.3.	Medidas de haz requeridas	45
3.3.1.	Factores de campo (OF)	46
3.3.2.	Curvas de porcentaje de dosis en profundidad z	46
3.3.3.	Perfiles de dosis transversales x	47
3.3.4.	Perfiles de dosis longitudinales y	47
3.3.5.	Perfiles de dosis diagonales	47
3.4.	Configuración de mediciones	48
3.4.1.	Posicionamiento y configuración del Blue Phantom ²	48
3.4.2.	Controlador de myQA Accept	51
3.4.3.	Mediciones de myQA Accept	52
3.5.	Protocolo IAEA TRS-430	53
4.	RESULTADOS	55
4.1.	Factores de campo	55
4.2.	Distribuciones de haces de fotones	56
4.2.1.	Curvas de porcentaje de dosis en profundidad	56
4.2.2.	Perfiles de dosis longitudinales	57
4.2.3.	Perfiles de dosis transversales	58
4.2.4.	Perfiles de dosis diagonales	59
4.2.5.	Perfiles de dosis de cuñas dinámicas	60
4.3.	Procesamiento de datos y comisionamiento	61
4.4.	Comparación de los datos medidos y calculados	62

4.4.1.	Comparación del PDD de 10 cm x 10 cm	62
4.4.2.	Comparación de las curvas de PDD	62
4.4.3.	Curva de diferencias del PDD de 10 cm x 10 cm	63
4.4.4.	Comparación de los perfiles de dosis transversales	63
4.4.4.1.	Perfil de dosis transversal de 4 cm x 4 cm	64
4.4.4.2.	Perfil de dosis transversal de 6 cm x 6 cm	64
4.4.4.3.	Perfil de dosis transversal de 8 cm x 8 cm	64
4.4.4.4.	Perfil de dosis transversal de 10 cm x 10 cm	65
4.4.4.5.	Perfil de dosis transversal de 15 cm x 15 cm	66
4.4.4.6.	Perfil de dosis transversal de 20 cm x 20 cm	66
4.4.4.7.	Perfil de dosis transversal de 30 cm x 30 cm	66
4.4.4.8.	Perfil de dosis transversal de 40 cm x 40 cm	67
4.4.5.	Comparación del perfil de dosis diagonal	67
4.5.	Verificaciones dosimétricas	67
4.5.1.	Campo abierto 10 cm x 10 cm SSD 100 cm	68
4.5.2.	Campo abierto 5 cm x 5 cm SSD 100 cm	69
4.5.3.	Campo abierto 10 cm x 10 cm SAD 95 cm	69
4.5.4.	Campo oblicuo 10 cm x 10 cm SAD 95 cm	70
4.5.5.	Campo de 10 cm x 10 cm con cuña dinámica W15IN	71
4.5.6.	Campo de 10 cm x 10 cm con cuña dinámica W30IN	71
4.5.7.	Campo de 10 cm x 10 cm con cuña dinámica W45IN	72
4.5.8.	Campo de 10 cm x 10 cm con cuña dinámica W60IN	73
4.5.9.	Campo de 10 cm x 10 cm con cuña dinámica W45L	73
4.5.10.	Campo de 10 cm x 10 cm con cuña dinámica W45RG330	74
4.5.11.	Caja de 4 campos de 10 cm x 10 cm	75
4.5.12.	Campo de 10 cm x 10 cm a 3 cm fuera del eje	75
4.5.13.	Conformación de 3 campos (3WED)	76
4.5.14.	Arco de campo de 6 cm x 6 cm	77
4.6.	Análisis de resultados	77
CONCLUSIONES		81
RECOMENDACIONES		83
BIBLIOGRAFÍA		85

ÍNDICE DE FIGURAS

1.1. Interacción de la radiación con la materia	1
1.2. Efecto Compton	2
1.3. Efecto fotoeléctrico	4
1.4. Producción de pares	5
1.5. Radiación de aniquilación	6
1.6. Rayos x característicos	7
1.7. Rayos x <i>bremsstrahlung</i>	8
1.8. Espectro de rayos x	8
1.9. Espectro de rayos x de un LINAC de 6 MV	9
1.10. Diagrama general LINAC	10
1.11. Fluencia de partículas	12
1.12. Porcentaje de dosis en profundidad (PDD)	13
1.13. Relación tejido-maniquí (TPR)	14
1.14. Curva de isodosis	15
1.15. Distribución de dosis en profundidad	18
1.16. Curva de porcentaje de dosis en profundidad	18
1.17. Distribución de dosis lateral	19
1.18. Espectro de la energía de fotones de 6 MV	20
1.19. Función de energía media radial de un haz de fotones de 6 MV	21
1.20. Perfil de intensidad de un haz de fotones de 6 MV	21
1.21. Componentes de la unidad de tratamiento y división del haz	22
1.22. Sistema de coordenadas del paciente y de los Beamlets	23
2.1. Resolución energética	27
2.2. Regiones de operación de detectores gaseosos	28
2.3. Cámara de ionización tipo Farmer	30
2.4. Teoría de la cavidad de Bragg-Gray	31
2.5. Corrección de la teoría de la cavidad de Spencer-Attix	34
2.6. Teoría de la cavidad de Spencer-Attix	35

2.7. Formalismo del protocolo TRS 398	37
3.1. Cámara de ionización CC13 de IBA Dosimetry	41
3.2. Sistema Blue Phantom ²	42
3.3. Acelerador lineal Unique TM	43
3.4. Sistema de planificación de tratamiento Eclipse TM 15.6	44
3.5. Sistema de coordenadas de mediciones	48
3.6. Posicionamiento del sistema Blue Phantom ²	49
3.7. Superficie del agua del maniquí	50
3.8. Conexión del controlador de myQA Accept.	51
3.9. Configuración de la cola de mediciones de myQA Accept.	52
3.10. Cola de mediciones de myQA Accept.	52
3.11. Regiones para los cálculos de dosis de haces de fotones.	54
4.1. Factores de campo del LINAC Unique ^{TAM}	55
4.2. Curvas de porcentaje de dosis en profundidad del Unique TM	56
4.3. Perfiles de dosis longitudinales del Unique TM	57
4.4. Perfiles de dosis transversales del Unique TM	58
4.5. Perfiles de dosis diagonales del Unique TM	59
4.6. Perfiles de dosis de cuñas dinámicas (EDW) del Unique TM	60
4.7. Comparación del PDD medido y el PDD calculado por el TPS para el campo de 10 cm x 10 cm	62
4.8. Curva de diferencias del PDD de 10 cm x 10 cm	63
4.9. Comparación del perfil de dosis transversal: campo 4 cm x 4 cm	64
4.10. Comparación del perfil de dosis transversal: campo 6 cm x 6 cm	64
4.11. Comparación del perfil de dosis transversal: campo 8 cm x 8 cm	64
4.12. Comparación del perfil de dosis transversal: campo 10 cm x 10 cm	65
4.13. Comparación del perfil de dosis transversal: campo 15 cm x 15 cm	66
4.14. Comparación del perfil de dosis transversal: campo 20 cm x 20 cm	66
4.15. Comparación del perfil de dosis transversal: campo 30 cm x 30 cm	66
4.16. Comparación del perfil de dosis transversal: campo 40 cm x 40 cm	67
4.17. Comparación del perfil de dosis diagonal: campo 40 cm x 40 cm	67
4.18. Campo abierto 10 cm x 10 cm SSD 100 cm	68
4.19. Campo abierto 5 cm x 5 cm SSD 100 cm	69
4.20. Campo abierto 10 cm x 10 cm SAD 95 cm	70
4.21. Campo oblicuo 10 cm x 10 cm SAD 95 cm	70
4.22. Campo de 10 cm x 10 cm con cuña dinámica W15IN	71

4.23. Campo de 10 cm x 10 cm con cuña dinámica W30IN	72
4.24. Campo de 10 cm x 10 cm con cuña dinámica W45IN	72
4.25. Campo de 10 cm x 10 cm con cuña dinámica W60IN	73
4.26. Campo de 10 cm x 10 cm con cuña dinámica W45L	74
4.27. Campo de 10 cm x 10 cm con cuña dinámica W45RG330	74
4.28. Caja de 4 campos de 10 cm x 10 cm	75
4.29. Campo de 10 cm x 10 cm a 3 cm fuera del eje	76
4.30. Conformación de 3 campos (3WED)	76
4.31. Arco simple de campo de 6 cm x 6 cm	77

ÍNDICE DE TABLAS

1.1. Valores de dosis en profundidad	17
2.1. Condiciones de referencia TRS-398	38
3.1. Especificaciones técnicas CC13	41
3.2. Rendimiento de acelerador lineal Unique TM	43
3.3. Tabla de factores de campo (OF)	46
3.4. Tabla de curvas de porcentaje de dosis en profundidad (PDD)	46
3.5. Tabla de perfiles de dosis transversales x	47
3.6. Tabla de perfiles de dosis longitudinales y	47
3.7. Tabla de perfiles de dosis diagonales	48
3.8. Regiones con diferentes desviaciones δ	54
4.1. Tabla de factores de campo (OF) del Unique TM	55
4.2. Datos de D100 y D200 de las curvas de PDD	56
4.3. Planitud, simetría y penumbra, de los perfiles de dosis longitudinales	57
4.4. Planitud, simetría y penumbra, de los perfiles de dosis transversales.	58
4.5. Planitud, simetría y penumbra, de los perfiles de dosis diagonales	59
4.6. Diferencia de profundidad (DTA) a la dosis máxima y a la dosis del 50%	62
4.7. Diferencia de dosis (DD) a 10 cm y 20 cm de profundidad	63
4.8. Tabla de diferencia de distancia (DTA) fuera del eje	65
4.9. Campo abierto 10 cm x 10 cm SSD	68
4.11. Campo abierto 5 cm x 5 cm SSD 100 cm	69
4.12. Campo abierto 10 cm x 10 cm SAD 95 cm	69
4.13. Campo oblicuo 10 cm x 10 cm SAD 95 cm	70
4.14. Campo de 10 cm x 10 cm con cuña dinámica W15IN	71
4.15. Campo de 10 cm x 10 cm con cuña dinámica W30IN	71
4.16. Campo de 10 cm x 10 cm con cuña dinámica W45IN	72
4.17. Campo de 10 cm x 10 cm con cuña dinámica W60IN	73

4.18. Campo de 10 cm x 10 cm con cuña dinámica W45L	73
4.19. Campo de 10 cm x 10 cm con cuña dinámica W45RG330	74
4.20. Caja de 4 campos de 10 cm x 10 cm	75
4.21. Campo de 10 cm x 10 cm a 3 cm fuera del eje	75
4.22. Conformación de 3 campos (3WED)	76
4.23. Arco de campo de 6 cm x 6 cm	77

LISTA DE ABREVIATURAS

Abreviatura	Significado
3D-CRT	Radioterapia conformada tridimensional
AAA	Algoritmo analítico anisotrópico
BG	Bragg-Gray
CCU	Unidad de control común
D	Dosis
DD	Diferencia de dosis
DTA	Distancia para la concordancia de dosis
DVH	Histograma dosis volumen
EPID	Dispositivo electrónico de imagen portal
IAEA	Organismo Internacional de Energía Atómica
ICRU	Comisión internacional de unidades y medidas de la radiación
IMRT	Radioterapia de intensidad modulada
IPS	Espacio de fase inicial
LINAC	Acelerador lineal
MEM	Ministerio de Energía y Minas
MLC	Colimador multihoja
MPS	Espacio de fase modificado
MRI	Imagen por resonancia magnética
OAR	Órganos en riesgo
OF	Factores de campo
PDD	Porcentaje de dosis en profundidad
PTV	Volumen tumoral de planificación
QA	Control de calidad
RT	Radioterapia
SA	Spencer-Attix
SAD	Distancia fuente-eje

Abreviatura	Significado
SSD	Distancia fuente-superficie
TAC	Tomografía axial computarizada
TPR	Relación tejido-maniquí
TPS	Sistema de planificación de tratamiento
UM	Unidades monitor
VMAT	Arcoterapia volumétrica modulada

OBJETIVOS

General

Llevar a cabo la toma de datos del haz requeridos para el comisionamiento del modelo de cálculo de dosis de fotones del algoritmo analítico anisotrópico (AAA) dentro de un sistema de planificación de tratamiento para un acelerador lineal de 6 MV en radioterapia.

Específicos

1. Medir los perfiles de dosis del haz radiación en la dirección longitudinal y , en la dirección transversal x y en diagonal yx , para 5 diferentes profundidades z , para los tamaños de campo requeridos por el sistema de planificación de tratamiento.
2. Medir las curvas de porcentaje de dosis de profundidad (PDD, por sus siglas en inglés), para los tamaños de campo requeridos por el sistema de planificación de tratamiento.
3. Medir los factores de campo (OF, por sus siglas en inglés) para los tamaños de campo requeridos por el sistema de planificación de tratamiento.
4. Verificar cuantitativamente el cálculo de dosis del modelo (AAA) con los parámetros de la diferencia de dosis (DD) y la distancia para la concordancia de dosis (DTA, por sus siglas en inglés).

INTRODUCCIÓN

La Liga Nacional contra el Cáncer es la institución con mayor trayectoria en la República de Guatemala en el tratamiento de pacientes con enfermedades oncológicas. La Liga Nacional contra el Cáncer es una asociación privada no lucrativa, ajena a toda actividad política, religiosa, que opera a través del Instituto de Cancerología y Hospital Dr. Bernardo del Valle Sandoval [1].

El trabajo de tesis trata sobre la toma de datos del haz requeridos para el comisionamiento de un acelerador lineal (LINAC, por sus siglas en inglés) de haces de fotones, modelo UniqueTM de 6 MV para uso clínico en radioterapia, fabricado por Varian Medical Systems, Inc. Las medidas de haz requeridas para el modelo de cálculo de dosis de fotones están definidas en el manual del fabricante según la versión del sistema de planificación de tratamiento, el área de física médica cuenta con la versión 15.6 de EclipseTM [2].

El interés de este trabajo viene dado por el hecho de que es necesario garantizar la entrega óptima del tratamiento de radioterapia a los pacientes que luchan contra las enfermedades oncológicas. Según la Comisión Internacional de Unidades y Medidas de la Radiación (ICRU, por sus siglas en inglés) es necesario una exactitud de $\pm 5\%$ en la administración de las dosis a un volumen objetivo si se busca la erradicación del tumor primario [3]. Este trabajo de tesis de licenciatura es el primero que documenta parte del proceso del comisionamiento de un acelerador lineal de uso clínico para radioterapia en Guatemala.

El trabajo está pensado para abordar el proceso de adquisición de datos que son requeridos en la puesta en marcha o comisionamiento del modelo de cálculo de dosis de fotones del algoritmo analítico anisotrópico (AAA) [4] integrado en el sistema de planificación de tratamiento EclipseTM. Hay que medir los perfiles de dosis en dirección transversal, longitudinal y diagonal, para varios tamaños de campo a cinco

profundidades, adicionalmente, hay que medir las curvas de porcentaje de dosis en profundidad para varios tamaños de campo y la tabla de factores de campo, entre otros [5].

Para llevar a cabo las mediciones del haz de radiación se necesita utilizar diferentes tipos de instrumentos y equipos, entre los cuales podemos mencionar: cámara de ionización, cable triaxial, electrómetro, maniquí de agua, termómetro, barómetro, computadora, extensión eléctrica y nivel, entre otros.

El método empleado en el trabajo es obtener las medidas de haz requeridas a través del Blue Phantom², que es un sistema de maniquí de agua 3D con cámaras de ionización dedicado para el comisionamiento completo y control de calidad de aceleradores lineales, cuenta con sistema motorizado para el posicionamiento de la cámara de ionización principal, además tiene la unidad de control común (CCU, por sus siglas en inglés), que está integrado por un controlador y dos electrómetros independientes, con sensores de presión y temperatura para el factor de corrección. Previamente a realizar las mediciones, hay que colocar correctamente el equipo, conectar el sistema y crear las plantillas de mediciones con los movimientos, profundidades y pasos de parada para las configuraciones de campos a medir en el programa myQA Accept, que es un software avanzado de escáner del haz de radiación, que sirve de plataforma de control del Blue Phantom² [6].

Hay que procesar los datos medidos y como siguiente paso se tiene que ingresar toda la información obtenida dentro del sistema de planificación de tratamiento con el propósito de crear la máquina virtual del UniqueTM. Con esta máquina se generan las mismas curvas de los perfiles de dosis que se midieron y se procede a analizar los resultados utilizando un conjunto de parámetros de error, con el objetivo de comprobar que los valores calculados que se obtienen a partir del sistema de planificación de tratamiento se encuentren en tolerancia con los valores medidos, para su aceptación [7].

1. FUNDAMENTOS FÍSICOS DE RADIOTERAPIA

1.1. Interacción de la radiación con la materia

Las interacciones fundamentales de los fotones con la materia son el efecto Compton, el efecto fotoeléctrico y la producción de pares. Cuando los rayos γ y rayos x pasan a través de un medio, se da la transferencia de energía al medio debido a la interacción de fotones y la materia. Inicialmente, se da la expulsión de electrones de los átomos del medio absorbente y estos electrones a su vez transfieren su energía mediante la producción de ionización y excitación de los átomos por una gran cantidad de pequeñas interacciones de Coulomb a través de su trayectoria. Por lo tanto, los fotones de rayos x y rayos γ , terminarán sus vidas interactuando con los electrones propios de la materia. La materia tiene una densidad electrónica que está asociada a la probabilidad de encontrar electrones en el espacio.

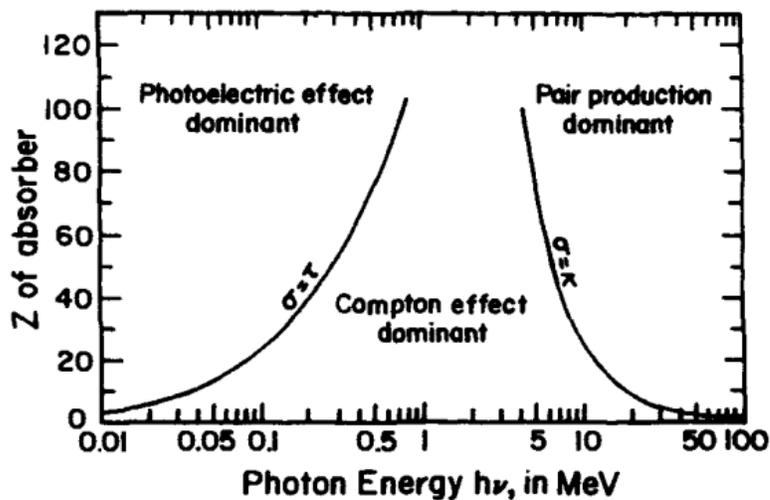


Figura 1.1. El dominio de la interacción de la radiación con la materia a través del efecto Compton, el efecto fotoeléctrico y la producción de pares; según la energía del cuanto del fotón y del número atómico del medio absorbente. Fuente: imagen tomada de [8].

Los fotones de rayos x son producidos durante la interacción de electrones suficientemente energéticos con la materia a una escala atómica, en cambio, los fotones de rayos γ son producidos generalmente por radioactividad, es decir, por elementos radiactivos o también mediante procesos subatómicos.

1.1.1. Efecto Compton

En el efecto Compton un fotón interactúa con un electrón de un orbital atómico considerado como un electrón "libre", la energía de ligadura del electrón es mucho menor que la energía del fotón incidente. Por lo que se asume que el electrón se encuentra inicialmente "desligado y estacionario"; los errores obtenidos al asumir lo anterior son descartables en las aplicaciones de física radiológica.

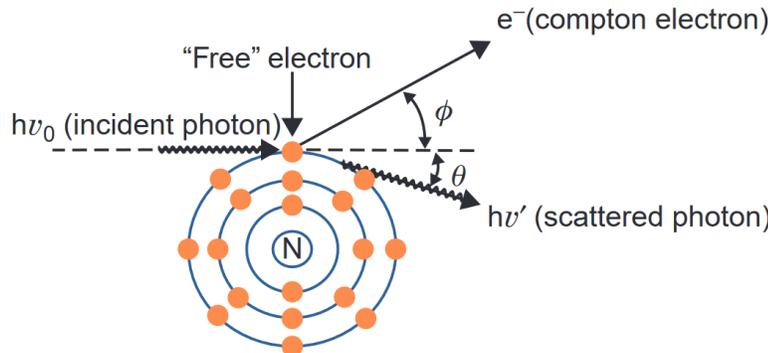


Figura 1.2. Efecto Compton. Fuente: imagen tomada de [9].

El coeficiente másico de atenuación de Compton (σ_c/ρ) es independiente del número atómico Z y depende únicamente de la densidad electrónica, es decir, el número de electrones por gramo del material.

El efecto Compton puede ser analizado desde el punto de vista de una colisión elástica entre dos partículas, un fotón y un electrón. En términos de cinemática, el efecto Compton se puede describir como un fotón incidente de un cuanto de energía $h\nu_0$ que colisiona desde la izquierda a un electrón "libre", dispersando el electrón a un ángulo θ respecto de la dirección del fotón incidente, con una energía cinética T . El fotón con un cuanto de energía $h\nu'$ es dispersado a un ángulo ϕ en dirección opuesta con respecto de la dirección del fotón incidente. De la conservación de la

energía y cantidad de movimiento se obtiene la siguiente ecuación:

$$\lambda' - \lambda = \frac{h}{m_0 c} (1 - \cos \theta) \quad (1.1)$$

donde λ' es la longitud de onda del fotón dispersado, λ es la longitud de onda del fotón incidente y m_0 es la masa del electrón en reposo.

El efecto Compton es fundamental en términos de radiobiología, ya que para entender sus efectos en la aplicación de radioterapia hay que saber que es la interacción más probable entre rayos γ y rayos x con átomos de materia viva, refiriéndose a los seres humanos, en este caso pacientes con enfermedades oncológicas.

1.1.2. Efecto fotoeléctrico

El efecto fotoeléctrico es la interacción más importante de la materia con fotones de baja energía. El efecto fotoeléctrico es un fenómeno físico en el cual un fotón es absorbido por un átomo y como resultado de esta absorción uno de los electrones orbitales es expulsado. El cuanto de energía del fotón es absorbido totalmente por el átomo y posteriormente transmitido al electrón atómico. Al ser expulsado el electrón del átomo, se deja el átomo en un estado de excitación y con una vacante en la capa respectiva. La vacante se puede llenar por un electrón de un orbital externo con la emisión de un rayo x característico. También hay posibilidad de emisión de electrones Auger, esto sucede cuando la energía liberada como resultado de que la vacante se llena con el electrón externo es transmitida a un electrón en una capa superior y posteriormente es expulsado.

En términos de cinemática se puede describir el efecto fotoeléctrico como un fotón incidente con un cuanto de energía $h\nu$ que colisiona desde la izquierda a un electrón ligado a un átomo, ver figura 1.3, el cual posee una energía potencial de ligadura. El fotón desaparece, dando su energía cinética al electrón. La energía cinética del átomo es prácticamente nula.

El coeficiente másico de atenuación fotoeléctrica (τ/ρ) es el coeficiente de atenuación lineal normalizado por la densidad del medio material producto del efecto fotoeléctrico, sus dimensionales en el sistema internacional son $[m^2/kg]$.

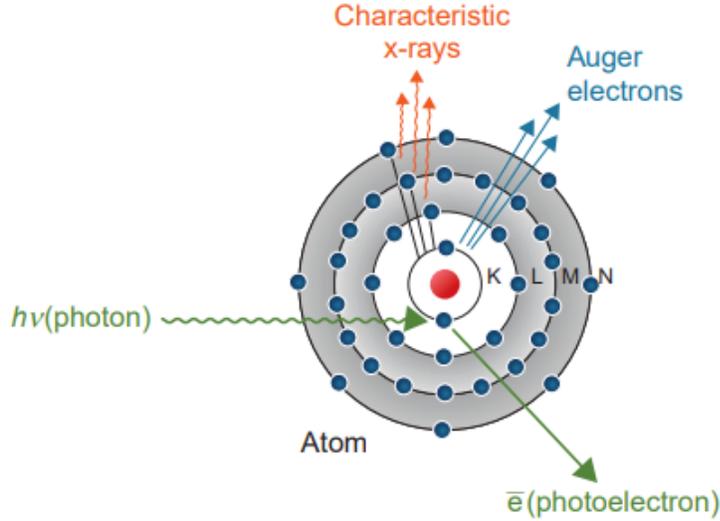


Figura 1.3. Efecto fotoeléctrico. Fuente: imagen tomada de [10].

La probabilidad de absorción fotoeléctrica depende de la energía del fotón:

$$\tau/\rho \propto 1/E^3 \quad (1.2)$$

En síntesis, el efecto fotoeléctrico es un fenómeno en el cual partículas cargadas eléctricamente son emitidas desde o dentro de un material cuando este absorbe radiación electromagnética. Este efecto también se describe en simples palabras como la expulsión de electrones de un objetivo metálico cuando este recibe luz.

1.1.3. Producción de pares

Si la energía del fotón incidente es mayor que 1.02 MeV, el fotón puede interactuar con la materia por medio de la producción de pares. En este proceso, el fotón interactúa fuertemente con el campo electromagnético del núcleo atómico y cede toda su energía $h\nu$ en el proceso de crear un par, un electrón negativo e^- con energía cinética K^- y un electrón positivo e^+ con energía cinética K^+ .

Considerando la conservación de la energía e ignorando la pequeña energía cinética dada al núcleo se obtiene la siguiente ecuación:

$$h\nu = 2m_0c^2 + K^- + K^+ \quad (1.3)$$

donde $m_0c^2 \approx 0.51$ MeV es la energía de la masa en reposo del electrón.

La energía de umbral para el proceso de producción de pares es 1.02 MeV. El electrón y el positrón no necesariamente reciben la misma cantidad de energía cinética. Para valores de cuanto de energía del fotón incidente $h\nu$ muy por encima de la energía de umbral 1.02 MeV, los electrones y positrones se dirigen hacia delante en la dirección del fotón incidente.

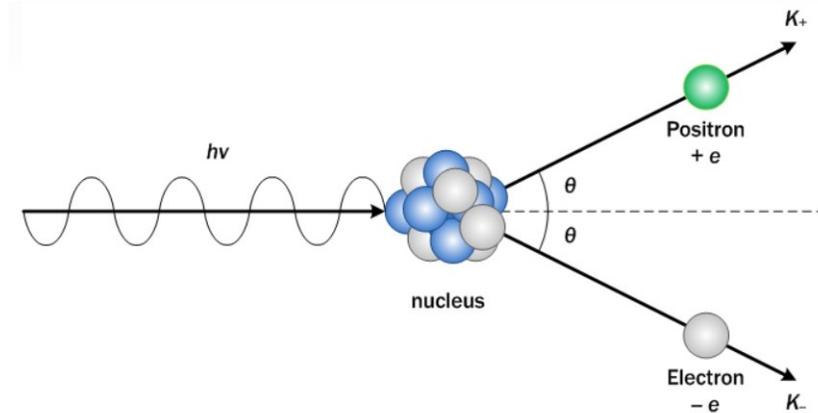


Figura 1.4. Producción de pares. Fuente: imagen tomada de [11].

El coeficiente másico de atenuación de producción de pares (κ/ρ) es el coeficiente de atenuación lineal normalizado por la densidad del medio material producto de la producción. Debido a que la producción de pares resulta de la interacción del fotón con el campo electromagnético del núcleo, la probabilidad de este proceso aumenta rápidamente con el número atómico. Por lo tanto, se cumple la siguiente relación:

$$\kappa/\rho \propto Z^2 \quad (1.4)$$

En síntesis podemos describir este proceso como la materialización de dos electrones e^- y e^+ , producidos por un pulso de energía electromagnética viajando por un medio material. La producción de pares es un fenómeno fundamental debido a que es una conversión directa de energía radiante a materia. La producción de pares permite que fotones de alta energía sean absorbidos al interactuar con la materia.

1.1.3.1. Radiación de aniquilación

El positrón resultante del proceso de producción de pares va perdiendo su energía conforme atraviesa la materia por el mismo tipo de interacciones que un electrón, es decir, por ionización, excitación, y bremsstrahlung. Cercano al final

de su alcance, el positrón que se mueve lentamente se combina con uno de los electrones libres y en su vecindad dan lugar a dos fotones de aniquilación, cada uno con energía de 0.51 MeV. Por conservación de momentum, los dos fotones se expulsan en direcciones opuestas.

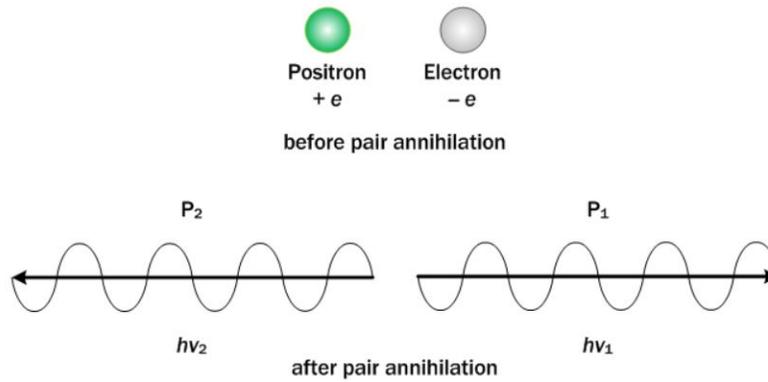


Figura 1.5. Radiación de aniquilación. Fuente: imagen tomada de [11].

1.2. Producción de rayos x

1.2.1. Rayos x característicos

El espectro electromagnético está constituido por un grupo extenso de longitudes de onda de radiación electromagnética, incluyendo los rayos x entre otros. Los rayos x se pueden representar como ondas y también como partículas debido a la dualidad onda-partícula de la luz, este fenómeno cuántico fue planteado por el físico francés de Broglie a comienzos del siglo XX. Los rayos x son producidos cuando electrones altamente energéticos golpean un blanco metálico y son ondas de alta frecuencia que dependiendo su energía pueden variar su penetración en materia.

Los rayos x característicos son producidos por interacciones de Coulomb entre los electrones incidentes y los electrones orbitales atómicos propios del material del blanco objetivo. Cuando hay ionización se da la expulsión de un electrón de su capa orbital. Al ser expulsado el electrón del átomo, se deja el átomo en un estado de excitación y con una vacante en la capa respectiva. La vacante se llena por un electrón de un orbital externo, al hacerlo la energía se irradia en forma de radiación electromagnética con la emisión de un rayo x característico. También hay posibilidad de emisión de electrones Auger, esto sucede cuando la energía liberada como resultado

de que la vacante se llena con el electrón externo es transmitida a un electrón en una capa superior y posteriormente es expulsado.

Se denominan rayos x característicos porque los fotones emitidos por este mecanismo tienen energías discretas que son características del átomo objetivo específico en donde se han dado las transiciones de capas electrónicas. La emisión de rayos x característicos o electrones Auger se da como efecto posterior a la absorción fotoeléctrica o a la dispersión Compton.

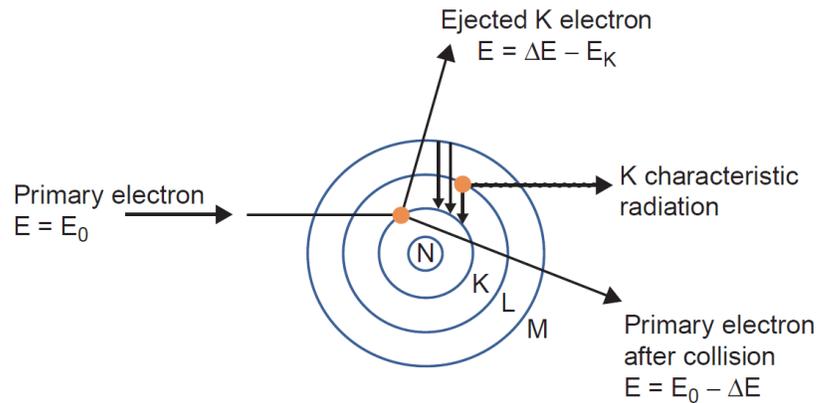


Figura 1.6. Rayo x característico de línea de emisión K producido al expulsar un electrón de un orbital de baja energía K de un átomo. Fuente: imagen tomada de [9].

Un átomo está en estado de excitación cuando un electrón sube a un nivel de energía mayor producto de que la energía cinética del electrón incidente se convierte en energía térmica al interactuar con un electrón de las capas externas. Posteriormente dicho electrón regresa a su nivel de energía previo con la emisión de radiación infrarroja. Sin embargo, si la energía cinética del electrón es suficiente para ionizar el átomo, esto puede resultar en la producción de rayos x característicos.

1.2.2. Rayos x *bremstrahlung*

Los rayos x *bremstrahlung* son producidos por interacciones de Coulomb entre los electrones incidentes y el núcleo del blanco objetivo. A través de estas interacciones los electrones son desacelerados y pierden parte de su energía cinética en forma de rayos x *bremstrahlung* (fotones), ver figura 1.7.

Estos fotones se encuentran en un intervalo de energía entre cero y la energía cinética de los electrones incidentes. El espectro de este mecanismo de producción

de rayos x es continuo y está directamente relacionado con el grosor y el número atómico Z del blanco metálico. La energía máxima de rayos x *bremsstrahlung* es igual a e veces el pico del voltaje aplicado.

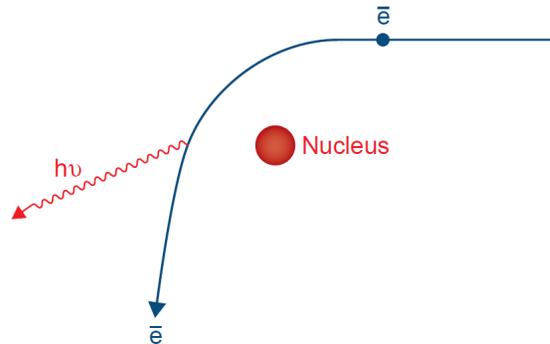


Figura 1.7. Rayos x *bremsstrahlung* $h\nu$ producidos por un electrón que interactúa con el núcleo del átomo. El electrón deflcta su trayectoria. Fuente: imagen tomada de [10].

1.2.3. Espectro de rayos x

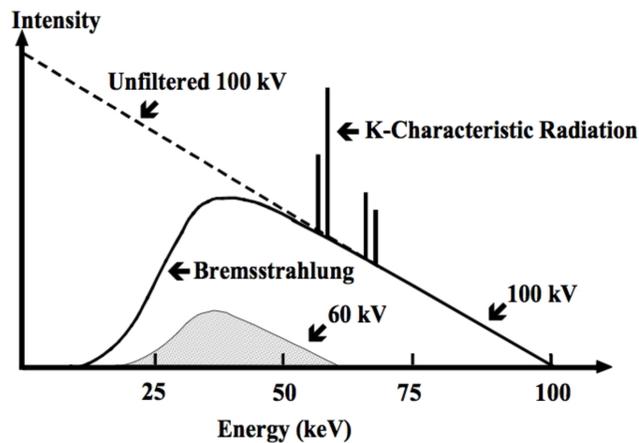


Figura 1.8. Espectro de rayos x conformado por el espectro discreto de las líneas de emisión K de rayos x característicos y por el espectro continuo de rayos x *Bremsstrahlung* con energía entre 0 y 100 keV. Fuente: imagen tomada de [12].

La producción de rayos x es un proceso ineficiente en el que la mayoría de la energía cinética se pierde en forma de calor y solo una pequeña parte de esta se transforma en rayos x . Los rayos x superficiales y de ortovoltaje son producidos por electrones con energía mucho menor a 1 MeV a través de máquinas de tubos de rayos x , en cambio los rayos x de megavoltaje son producidos por electrones con energía mucho mayor a 1 MeV a través de aceleradores lineales. La eficiencia en la

producción de rayos x es mucho mejor en el rango de megavoltaje. La producción de rayos x es una fuente de fotones no isotrópica, es decir no produce la misma tasa de fluencia de fotones en todas las direcciones sino que depende de la dirección de propagación y cumple la ley de la inversa del cuadrado. En la figura 1.9 se puede observar el espectro de un haz de fotones heterogéneo con intervalo de 0 y 6 MeV.

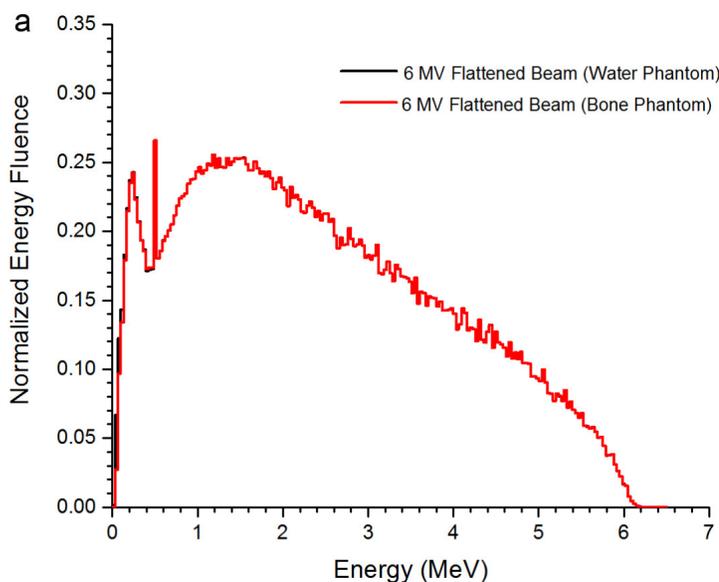


Figura 1.9. Espectro de rayos x de un haz de fotones con filtro aplanador de un LINAC de 6 MV medido en un maniquí de agua y de hueso. Fuente: imagen tomada de [13].

Cuando los electrones de alta energía cinética alcanzan el ánodo, comienza el proceso de generación de rayos x . El tungsteno es el blanco u objetivo del ánodo más común, aunque a veces se utilizan otros materiales. Los electrones chocan con el núcleo del objetivo, provocando una desaceleración y un cambio de dirección, convirtiendo la energía cinética en radiación electromagnética en un proceso conocido como bremsstrahlung. El resultado es un espectro de energía de rayos x . Los electrones incidentes también pueden causar ionización, que ocurre cuando un electrón entrante elimina un segundo electrón de un átomo objetivo del ánodo, perdiendo energía por ionización o excitación. A medida que la vacante de la órbita del electrón se llena con un electrón de la capa orbital de una capa más externa, se emite un fotón. Dado que las energías orbitales y sus variaciones son únicas en los átomos, esto da como resultado un rayos x característico con energías que pueden servir como una referencia única para cada objetivo de ánodo. Por el contrario, podemos observar en la figura 1.9. que los rayos x bremsstrahlung representan la gran mayoría de los rayos x generados en este proceso.

1.3. Acelerador lineal

En un acelerador lineal (LINAC, por sus siglas en inglés), los electrones son acelerados siguiendo trayectorias rectas mediante una estructura de evacuación especial denominada las guías de onda del acelerador. Los equipos que se utilizan en radioterapia son aceleradores lineales cíclicos de electrones con energía cinética entre 4 y 25 MeV. En el LINAC la producción de fotones empieza cuando se liberan electrones térmicos de un filamento de tungsteno posicionado en la pistola de electrones, estos son acelerados por el campo eléctrico generado por las microondas de alta frecuencia generadas por un magnetrón o klystrón que viajan en la guía de onda, a través de su recorrido por el tubo de aceleración los electrones cambian su energía cinética al aumentar la frecuencia de las microondas, hasta llegar a un blanco metálico, generalmente de tungsteno W interactuando con el campo eléctrico del mismo debido a la fuerza de Coulomb, se frenan los electrones y se liberan fotones de rayos x de alta energía por medio de bremsstrahlung (espectro continuo) y también al interactuar con el núcleo de tungsteno W por medio de emisión de rayos x característicos (espectro discreto), sin embargo, en el rango de megavoltaje la contribución de los fotones característicos en el espectro total es significativamente despreciable.

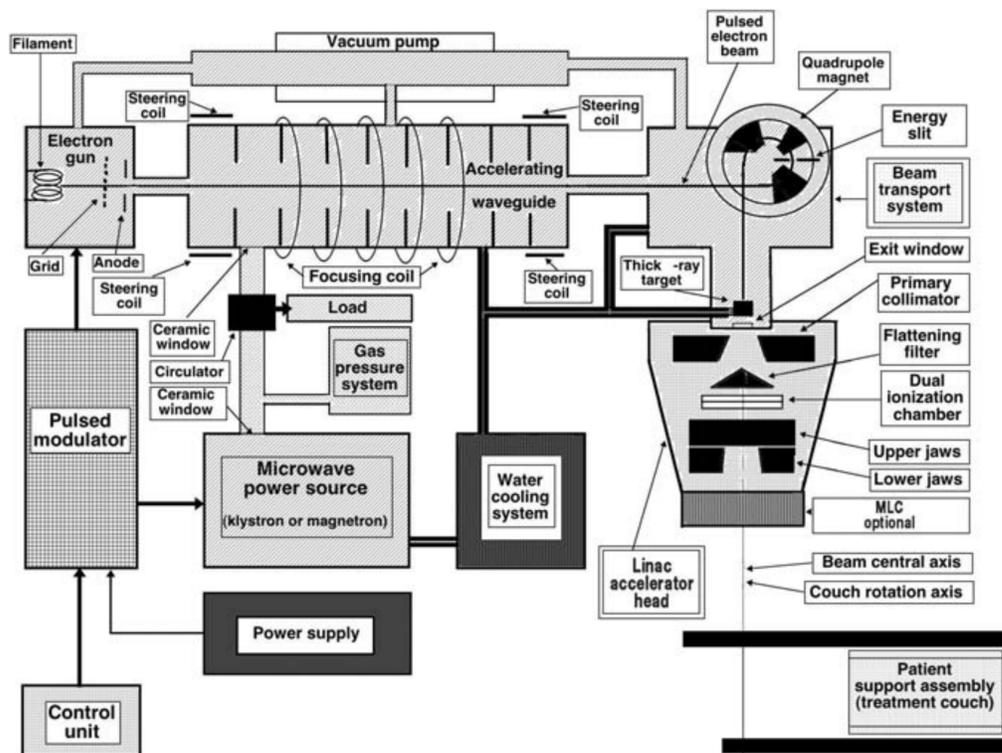


Figura 1.10. Diagrama general de los componentes y sistemas operacionales de un acelerador lineal en radioterapia. Fuente: imagen tomada de [14].

1.4. Aspectos físicos radiológicos y dosimétricos

La física radiológica es una rama de la física que estudia la radiación utilizada en radiología y radioterapia, para usos médicos. La dosimetría de radiaciones busca determinar cuantitativamente la energía que es absorbida cuando las radiaciones ionizantes interactúan con la materia.

1.4.1. Dosis absorbida

La dosis absorbida D se puede definir en términos de la energía impartida ϵ , que es una cantidad estocástica. La energía impartida ϵ por radiación ionizante a la materia de masa m y volumen V , se puede definir de la siguiente manera:

$$\epsilon = (R_{in})_u - (R_{ou})_u + (R_{in})_c - (R_{out})_c + \sum Q \quad (1.5)$$

donde $(R_{in})_u$ y $(R_{out})_u$ es la energía radiante de las partículas sin carga entrando y saliendo de V , $(R_{in})_c$ y $(R_{out})_c$ es la energía radiante de las partículas con carga entrando y saliendo de V , y $\sum Q$ es la energía neta de la masa en reposo en V .

Considerando lo anterior se define D para un punto dado P dentro de V :

$$D = \frac{d\epsilon}{dm}, \quad [Gy] = \left[\frac{J}{kg} \right] \quad (1.6)$$

donde la dosis absorbida D es el valor esperado de la energía impartida hacia la materia por unidad de masa en un punto dado en V durante un intervalo de tiempo.

1.4.2. Dosis equivalente

Los efectos biológicos dependen no solo de la dosis, sino también de la distribución de la dosis, el tipo de radiación y su energía, en protección radiológica la cantidad dosimétrica fundamental es la dosis equivalente H . Se define como:

$$H = D \cdot Q, \quad [Sv] \quad (1.7)$$

donde D es la dosis absorbida y Q es el factor de calidad para el tipo de radiación. El factor Q para rayos x es igual a 1. Es una cantidad que permite relacionar efectos estocásticos producidos por radiación ionizante dentro del cuerpo humano, es una medida de dosis de radiación a tejidos vivos, se conoce como dosis "biológica".

1.4.3. Fluencia de energía

En términos generales de física, podemos definir fluencia como el flujo integrado en el tiempo de alguna corriente de partículas, como por ejemplo: fotones o electrones. La cantidad fluencia también se conoce como fluencia de partículas. En cambio, fluencia de energía hace referencia a la energía promedio de todas las partículas incluidas en la fluencia. La unidad de fluencia de energía es $[J \cdot m^{-2}]$.

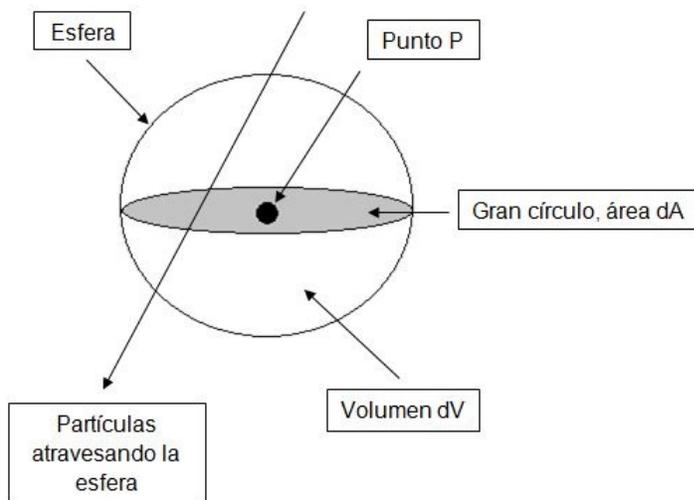


Figura 1.11. Fluencia de partículas. Fuente propia.

1.4.4. Kerma

Una de las aplicaciones más importantes de las cantidades dosimétricas es la protección radiológica, haciendo énfasis en los trabajadores y pacientes. El kerma es una cantidad dosimétrica que se emplea comúnmente en el proceso de calibración de dosímetros. Por definición, el acrónimo de kerma es “Energía cinética liberada por unidad de masa”, en inglés. El kerma es una cantidad no estocástica.

El kerma se puede definir en términos de la energía transferida ϵ_{tr} y radiante R , que son cantidades estocásticas. La energía transferida ϵ_{tr} en el volumen V es:

$$\epsilon_{tr} = (R_{in})_u - (R_{out})_u^{nonr} + \sum Q \quad (1.8)$$

donde $(R_{in})_u$ es la energía radiante de las partículas sin carga entrando a V , $(R_{out})_u^{nonr}$ es la energía radiante de las partículas sin carga saliendo de V excepto por aquellas originadas de pérdidas radiativas de energía cinética por partículas cargadas

mientras estén en V y $\sum Q$ es la energía neta de la masa en reposo en V . Se define:

$$K = \frac{d\epsilon_{tr}}{dm} \quad [Gy] \quad (1.9)$$

donde el kerma K es el valor esperado de energía trasferida a partículas cargadas por unidad de masa en un punto de interés P en V , incluyendo la perdida de energía radiativa, pero excluyendo la energía pasada de una partícula cargada a otra.

1.4.5. Porcentaje de dosis en profundidad (PDD)

El porcentaje de dosis en profundidad (PDD, por sus siglas en inglés) se define como el porcentaje de la razón entre la dosis absorbida a una profundidad d respecto de la dosis absorbida a una profundidad de referencia d_o , a lo largo del eje central del haz, ver figura 1.12, el PDD está dado por la siguiente ecuación:

$$\text{PDD} = \frac{D_d}{D_{d_0}} \times 100\% \quad (1.10)$$

En general, para energías menores al ortovoltaje la profundidad de referencia es la superficie y para energías en el rango de megavoltaje la profundidad de referencia es el pico de dosis absorbida. El PDD es una distribución sobre el eje central que se normaliza en el máximo con el fin de calcular dosis. Las curvas de PDD también dependen de la energía del LINAC, del tamaño de campo cuadrado y de la distancia fuente-superficie (SSD, por sus siglas en inglés). Es una cantidad importante utilizada en la planificación del tratamiento para comprender cómo varían las dosis de radiación con la profundidad del tejido.

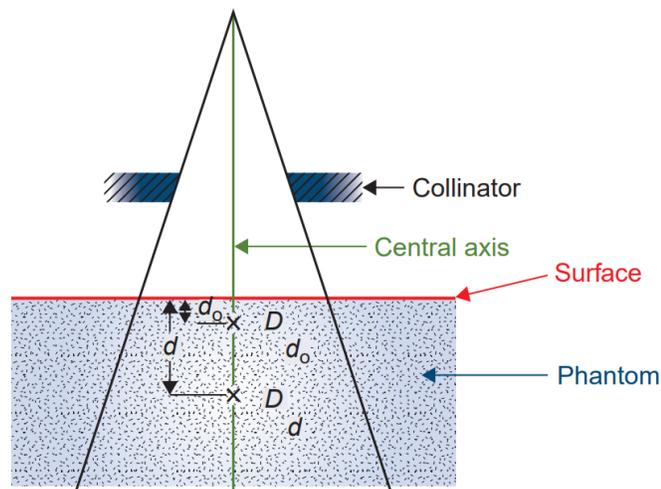


Figura 1.12. Porcentaje de dosis en profundidad (PDD). Fuente: imagen tomada de [10].

1.4.6. Relación tejido-maniquí (TPR)

La definición de la relación tejido-maniquí (TPR, por sus siglas en inglés) se planteó para trabajar con rayos x de MV producidos por un LINAC. El $\text{TPR}_{20,10}$ es el índice de la calidad del haz de radiación, se utiliza por métodos de cálculo de dosis y unidades monitor, además se puede medir con bastante precisión. Se define como la relación:

$$\text{TPR}(d, r_d) = \frac{D_d}{D_{t_0}} = \frac{\dot{D}_d}{\dot{D}_{t_0}} \quad (1.11)$$

donde d es una profundidad arbitraria, t_0 es la profundidad de referencia, D_d es la dosis dentro de un fantoma en d sobre el eje central y D_{t_0} es la dosis dentro de un fantoma en t_0 sobre el eje central, en ambas mediciones se mantiene la misma distancia fuente-eje (SAD, por sus siglas en inglés), ver figura 1.13.

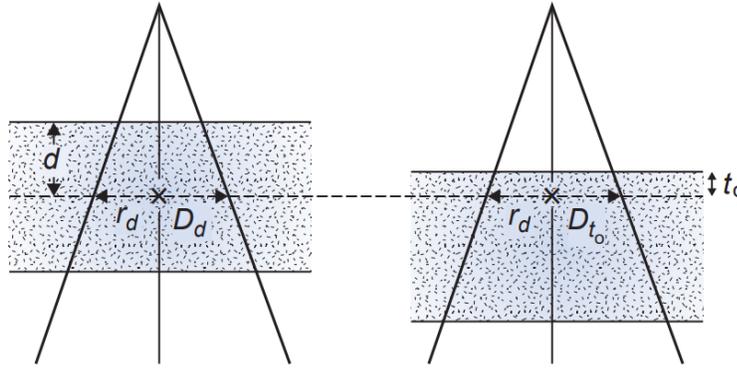


Figura 1.13. Relación tejido-maniquí (TPR). Fuente: imagen tomada de [10].

1.5. Radioterapia de haz externo de fotones

La radioterapia es el uso de radiaciones ionizantes para tratar pacientes con cáncer. En radioterapia externa, el LINAC dirige la radiación hacia la zona afectada por el cáncer. El LINAC no entra en contacto con el paciente, sino que gira a su alrededor para administrar la radiación en el volumen tumoral de planificación (PTV, por sus siglas en inglés). Algunos tumores se tratan con radiación interna, lo que se conoce como braquiterapia. Esto implica colocar una fuente de radiación dentro o cerca de la zona que requiere tratamiento. La radioterapia de haz externo de fotones requiere de una distribución uniforme de dosis dentro del volumen a irradiar, por lo que se emplean más de un haz de fotones. Uno de los objetivos de la radioterapia externa es irradiar la dosis más baja razonablemente posible a los

tejidos sanos. En radioterapia externa, se utiliza la técnica SAD, donde el isocentro de la máquina se configura para el centro del volumen objetivo.

1.5.1. Curvas de isodosis

Las curvas de isodosis se usan para representar los cambios significativos en la dosis absorbida para distribuciones con variaciones planas y volumétricas. Las curvas de isodosis se representan como líneas que pasan por puntos de igual dosis y se pueden representar como porcentaje de la dosis en un punto de referencia.

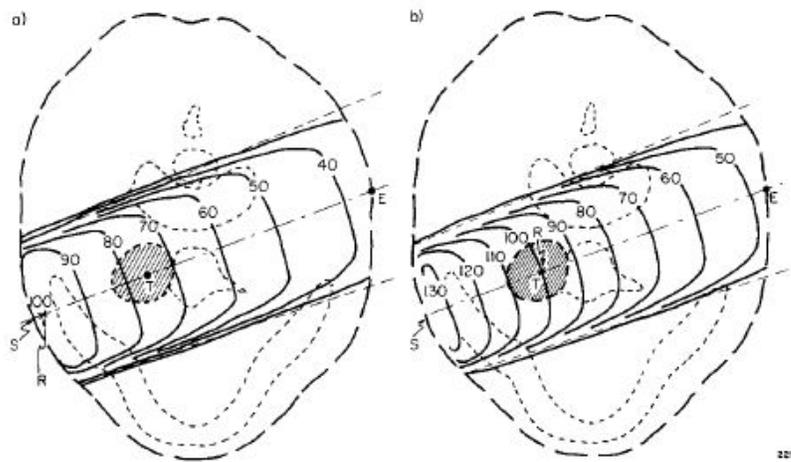


Figura 1.14. Curva de isodosis de un haz de una unidad de tratamiento de ^{60}Co donde se emplea la técnica SSD (a) y SAD o isocéntrica (b). Fuente: imagen tomada de [15].

La gráfica de la isodosis para un haz, es un conjunto de curvas de isodosis dibujadas en incrementos iguales del PDD, que representa la variación en la dosis en función de la profundidad y la distancia transversal desde el eje central. Los valores de la dosis en profundidad están normalizados para la dosis máxima en el punto de referencia en el eje central o para una distancia dada a través del eje central dentro del medio.

1.5.2. Sistema de planificación de tratamiento (TPS)

Los sistemas de planificación de tratamiento (TPS, por sus siglas en inglés) son sistemas computarizados capaces de maximizar y optimizar la dosis en el tumor y al mismo tiempo minimizar la dosis en el tejido normal y los órganos en riesgo (OAR, por sus siglas en inglés), mediante la forma de los haces y las distribuciones de dosis. Se obtiene una tomografía axial computarizada (TAC) del paciente, con el

objetivo de obtener la información necesaria para la planificación del tratamiento, al contar con información precisa acerca de la ubicación del volumen objetivo y las estructuras anatómicas del cuerpo, incluyendo sus respectivas densidades electrónicas.

Algunos TPS que calculan en tres dimensiones siguen empleando modelos de cálculo de dosis bidimensionales en donde se calcula la distribución de dosis para un corte que no se ve afectado por cambios en la composición de tejido en los cortes adyacentes y luego se interpolan los resultados en profundidad, de esta forma no se considera correcciones de heterogeneidades al asumir que los todos los cortes adyacentes poseen la misma composición de tejido incluyendo el corte donde se calcula la distribución de dosis. Esto se puede asumir porque la dispersión lateral de cortes adyacentes es un efecto despreciable, excepto para campos pequeños que se usan en regiones rodeadas por cavidades de aire.

Sin embargo, hay TPS que cuentan con mayor precisión y capacidad de cálculo, que emplean modelos de cálculo de dosis de fotones más complejos en la dosimetría clínica, como el (AAA), Acuros[®]XB, entre otros, los cuales requieren mayor poder computacional. Los TPS obtienen sus datos para calcular a partir de imágenes digitales, tales como: tomografía axial computarizada (TAC), tomografía por emisión de positrones (PET, por sus siglas en inglés) e imagen por resonancia magnética (MRI, por sus siglas en inglés). En síntesis, el TPS te permite calcular la dosis de radiación sobre el paciente y de esta forma obtener el histograma de dosis-volumen (DVH, por sus siglas en inglés), que se utiliza para evaluar la dosis sobre el volumen objetivo, es decir el volumen tumoral de planificación (PTV, por sus siglas en inglés) y sobre los OAR, para verificar que tenga una buena cobertura el PTV y al mismo tiempo minimizar la dosis en los OAR, es decir que se encuentren por debajo de sus valores de tolerancia, tan bajo como sea razonablemente posible.

1.5.3. Unidades monitor (UM)

Es la unidad mínima de funcionamiento de un LINAC. Las máquinas empleadas en radioterapia requieren den un tiempo en el cual puedan generar la dosis de radiación indicada para la administración del tratamiento planificado. En las unidades de cobalto, el tiempo se expresa en segundos y en los LINAC, en unidades de monitor y son números enteros. Las unidades monitor (UM) son propias del lenguaje de cada máquina y se pueden calcular con las siguientes ecuaciones [10].

Con la ecuación 1.12 se pueden calcular las (UM) para la técnica a distancia fuente-superficie (SSD, por sus siglas en inglés) o técnica no isocéntrica:

$$UM = \frac{D \times 100}{K \times PDD(d, r) \times S_c(r_c) \times S_p(r) \times WF(d, r_d) \times TF \times (SSD)} \quad (1.12)$$

donde D es la dosis impartida en el punto de interés, K es la dosis de calibración por MU en profundidad de referencia, TF es el factor de bandeja y el factor (SSD).

Con la ecuación 1.13 se pueden calcular las (UM) para la técnica a distancia fuente-eje (SAD) o técnica isocéntrica:

$$UM = \frac{D}{K \times TPR(d, r_d) \times S_c(r_c) \times S_p(r) \times WF(d, r_d) \times TF \times (SAD)} \quad (1.13)$$

donde D es la dosis impartida en el punto de interés, K es la dosis de calibración por MU en profundidad de referencia, TF es el factor de bandeja y el factor (SSD).

1.6. Distribuciones de haces de fotones

1.6.1. Distribución de dosis en profundidad

Tabla 1.1. Profundidades en centímetros en las que la dosis del haz de radiación es 100 %, 80 % y 50 % de la dosis máxima para algunas energías de fotones de máquinas estándar en radioterapia. Fuente: tabla modificada de [9].

Energía del haz de fotones	Profundidad [cm] al 100 % de dosis máxima	Profundidad [cm] al 80 % de dosis máxima	Profundidad [cm] al 50 % de dosis máxima
230 kV	0	3.0	6.8
^{60}Co	0.5	4.7	11.6
4 MV	1.0	5.6	13.0
6 MV	1.2	6.8	15.6
10 MV	2.0	7.8	19.0
25 MV	3.0	10.2	21.8

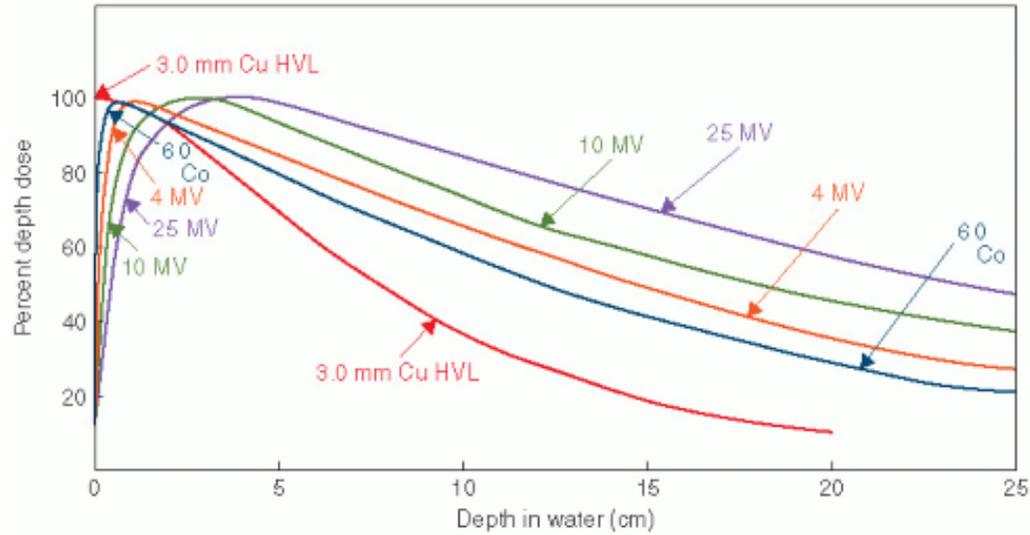


Figura 1.15. Distribución de dosis en profundidad para varios haces de fotones. Fuente: imagen tomada de [10].

La distribución de dosis en profundidad del eje central de un haz de fotones de un LINAC, muestra la dosis en agua función de la profundidad en relación con la dosis máxima, también se conoce como distribución de PDD, ver figura 1.15. Podemos destacar que en las curvas de PDD, los fotones de megavoltaje no alcanzan una dosis máxima en la superficie o piel, sino que se acumulan hasta cierta profundidad, ver tabla 1.1, esto se conoce como preservación de la piel y es ideal para la mayoría de los tratamientos con fotones. La profundidad de dosis máxima está estrechamente relacionada con la energía del fotón, pero también con la distancia fuente-superficie, el tamaño del campo y el perfil del haz, en el caso de los haces de fotones, la dosis disminuye gradualmente, además, la pendiente de la caída disminuye a medida que aumenta la energía del fotón, ver figura 1.15.

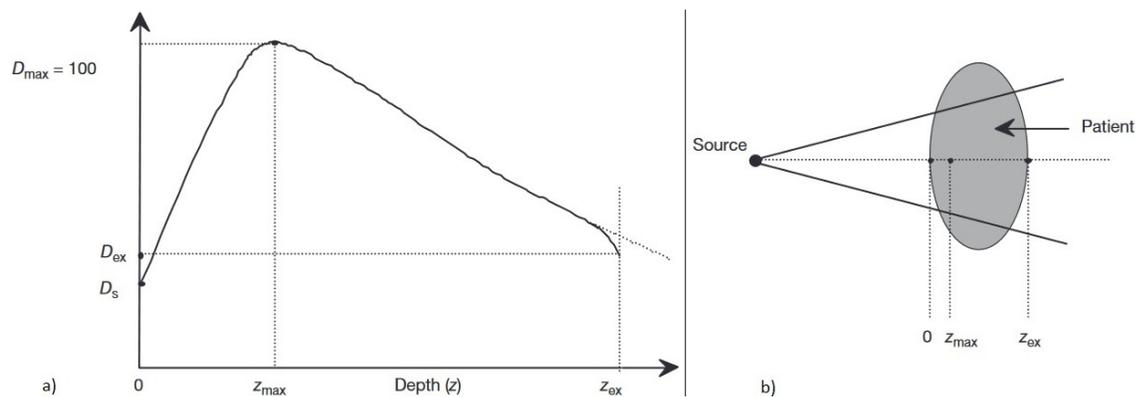


Figura 1.16. Porcentaje de dosis en profundidad. Fuente: imagen modificada de [14].

Se puede observar en la figura 1.16b, el depósito de dosis de radiación de un haz de fotones de alta energía, es decir, de energía de megavoltaje en un “paciente” de radioterapia. En la figura 1.16a, D_s representa la dosis recibida en la superficie de la entrada del haz, mientras que D_{ex} representa la dosis recibida en la superficie de salida del haz. D_{max} representa la dosis máxima, que se normaliza a 100 %. Con esto se obtiene una curva de dosis en profundidad conocida como distribución de porcentaje de dosis en profundidad PDD. La región de incremento de dosis, también conocida como región “Build up”, está delimitada entre $z = 0$ y $z = z_{max}$.

1.6.2. Distribución de dosis lateral

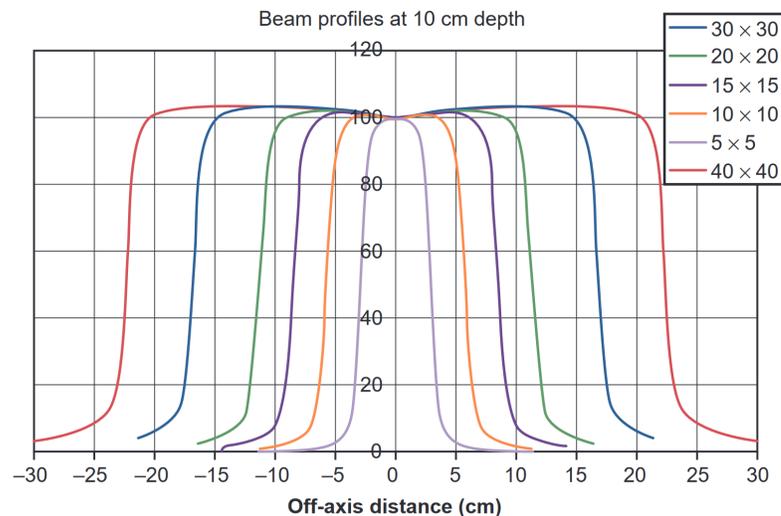


Figura 1.17. Distribución de dosis lateral de un haz de radiación aplanado, medido a 10 cm de profundidad para diferentes tamaños de campo. Fuente: imagen tomada de [9].

Una distribución de dosis lateral, también se conoce como perfil de dosis lateral, es una representación gráfica de la dosis relativa del haz de radiación frente a la distancia desde el eje central a una profundidad específica. La región de penumbra, se define como el área en el perfil del haz entre el 80 % y el 20 % de la dosis relativa, es una propiedad intrínseca de cualquier haz de radiación, tanto fotón como electrón.

La tasa de dosis de un haz de fotones de megavoltaje no aplanado es mayor en el eje central del haz. La tasa de dosis disminuye lateralmente. Los filtros aplanadores son conos metálicos que se utilizan para ajustar dentro de determinados valores la distribución de la dosis lateralmente. Estos filtros sirven para atenuar el eje central del haz, lo que da como resultado una distribución de dosis relativamente uniforme a una profundidad específica, comúnmente a 1.5 cm, a 5 cm, a 10 cm, entre otras.

1.7. Modelo de cálculo de dosis de fotones

1.7.1. Algoritmo analítico anisotrópico (AAA)

El algoritmo analítico anisotrópico (AAA), es un modelo de cálculo de dosis de fotones que se caracteriza por ser rápido y preciso. El modelo (AAA) permite calcular dosis de haces de fotones clínicos en regiones de tejidos con heterogeneidades, es un algoritmo tridimensional “pencil beam”, de convolución y superposición, que está diseñado para modelar de manera independiente la contribución de la fuente primaria de fotones, la contribución de los fotones extrafocales dispersos y la contribución de los electrones dispersos. Este modelo se encuentra implementado en el servidor que maneja los TPS EclipseTM de la Liga Nacional contra el Cáncer. Sin entrar en detalles, el modelo de cálculo de dosis (AAA) está compuesto por el módulo de configuración del haz y el módulo de cálculo de dosis. Sin embargo, este requiere de una lista de datos del LINAC y mediciones del haz de radiación. La toma de datos y procesamiento de los mismos, es responsabilidad del físico médico, para garantizar el funcionamiento óptimo del modelo de cálculo de dosis de fotones (AAA).

1.7.2. Parámetros físicos del cálculo de dosis

1.7.2.1. Espectro de la energía de fotones

El modelo de cálculo de dosis de fotones (AAA) obtiene los núcleos de dispersión K , los cuales son necesarios para poder llevar a cabo el cálculo de la dosis a través del espectro de energía, que se obtiene durante el proceso de configuración. Sin embargo, podemos hacer énfasis en que el espectro inicial de fotones se obtiene utilizando simulaciones Monte Carlo del espectro de radiación de frenado, también conocido como espectro de Bremsstrahlung, el cual es generado por los electrones que colisionan con el blanco objetivo.

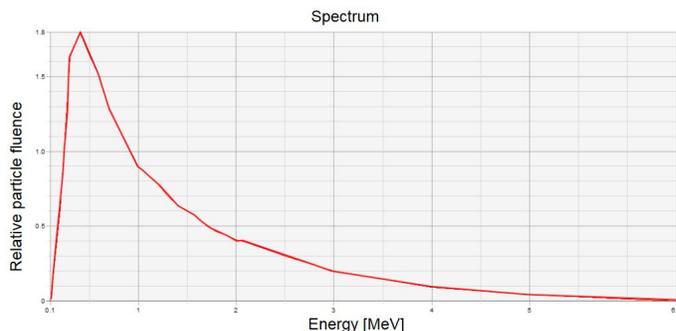


Figura 1.18. Espectro de la energía de fotones de 6 MV. Fuente: imagen tomada de [16].

Podemos definir la energía media radial, como la energía media en función del radio desde el eje central del haz, esta función es fundamental, ya que influye en el espectro de energía utilizado por el modelo (AAA). Hay que tomar en cuenta que el modelo (AAA) utiliza esta curva para evaluar el impacto del filtro aplanador en el espectro de energía de fotones, específicamente en relación con el endurecimiento del haz, es decir, la eliminación de los fotones de baja energía del haz de rayos x . El modelo (AAA) utiliza la curva de energía media radial y el material específico del filtro de aplanador del LINAC para calcular el espectro de energía de fotones en cualquier radio dado desde el eje central del haz.

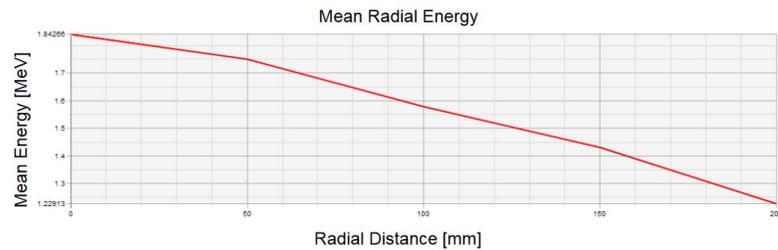


Figura 1.19. Función de energía media radial de un haz de fotones de 6 MV. Fuente: imagen tomada de [16].

1.7.2.2. Perfil de intensidad

La presencia del filtro aplanador da lugar a una distribución no uniforme de la intensidad del haz de fotones en todo el campo de tratamiento de radioterapia. Como consecuencia de esto la fluencia de fotones se encuentra fluctuante, esta cantidad dosimétrica se representa mediante un parámetro físico que se emplea para el cálculo de dosis, que se conoce como curva de perfil de intensidad. De forma general, el perfil de intensidad se determina calculando la fluencia de energía de fotones, que se define como el producto del número de fotones y su energía, en función de la distancia radial desde el eje central del haz.

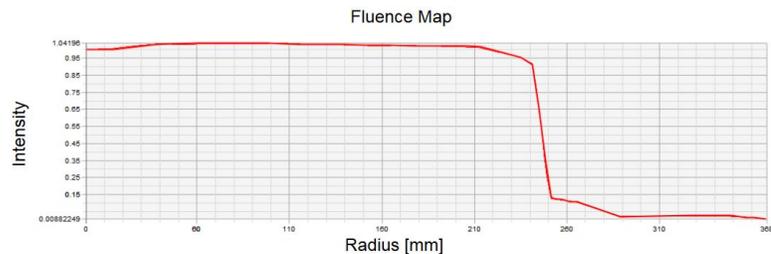


Figura 1.20. Perfil de intensidad de un haz de fotones de 6 MV. Fuente: imagen tomada de [16].

1.7.3. Modelado del haz clínico

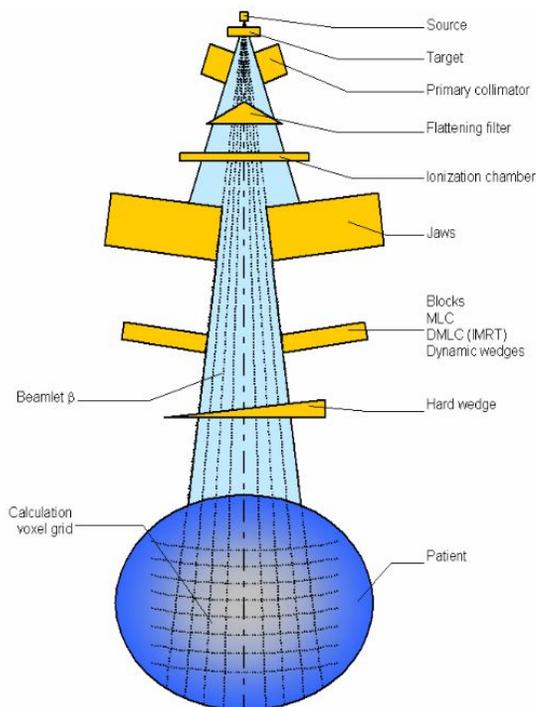


Figura 1.21. Diagrama de los componentes de la unidad de tratamiento y división del haz ampliado. Fuente: imagen tomada de [16].

El modelado del haz clínico de fotones de un acelerador lineal se divide en dos: el espacio de fase inicial (IPS, por sus siglas en inglés) y el espacio de fase modificado (MPS, por sus siglas en inglés), entre ambos se compone el espacio de fase, que se define como la representación del haz de fotones que cuenta con todos los parámetros físicos que son necesarios para llevar a cabo el cálculo de dosis. El IPS toma en cuenta la geometría y materiales del cabezal del LINAC, como la fuente de radiación, el blanco de tungsteno, el colimador primario, el filtro aplanador, la cámara de ionización de las unidades monitor y las mandíbulas, ver figura 1.21. El MPS toma en cuenta todos los modificadores del haz de radiación, como los bloques, el colimador multi-hojas (MLC, por sus siglas en inglés), el colimador multi-hojas dinámico (DMLC, por sus siglas en inglés), las cuñas dinámicas y las cuñas físicas, considerando únicamente los componentes que tenga el equipo de interés, ver figura 1.21. El espacio de fase toma en cuenta toda la fluencia y la energía del haz de radiación. El modelo del haz clínico de fotones consta de tres fuentes de fluencia de energía: la fluencia de energía de los fotones primarios, la fluencia de energía de los fotones extra-focales y la fluencia de energía de la contaminación de electrones.

1.7.4. Cálculo de la dosis volumétrica

1.7.4.1. Beamlets

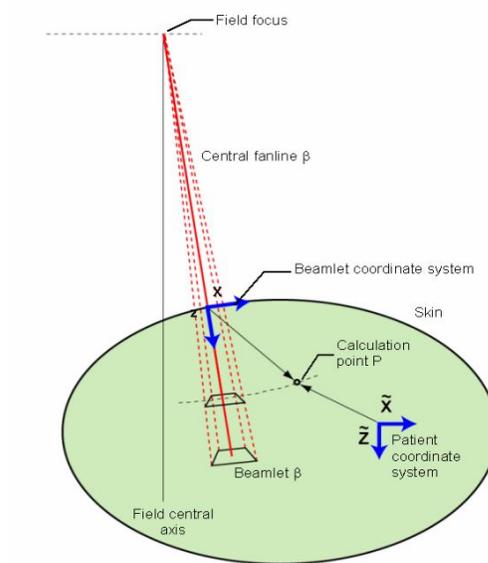


Figura 1.22. Diagrama del sistema de coordenadas del paciente y de los Beamlets. Fuente: imagen tomada de [4].

En el módulo de cálculo de dosis se utilizan los elementos volumétricos llamados Voxels que representan el elemento de una matriz en 3D sobre la cual se calcula la distribución de dosis del cuerpo del paciente, los Voxels se encuentran relacionados con la densidad electrónica media que se obtiene de las imágenes TAC.

Los Beamlets se definen como los segmentos en los que se puede dividir el haz clínico, ver figura 1.21 y 1.22. La energía final absorbida en un punto de cálculo del paciente se obtiene de la superposición de la contribución de todos los Beamlets, después se convierte la energía en dosis.

1.7.4.2. Cálculo de dosis de fotones

La función de densidad del depósito de energía $I_\beta(z, \rho)$ se emplea para modelar la atenuación del haz de fotones, $I_\beta(z, \rho)$ está definida para cada Beamlet β . El núcleo de dispersión $K_\beta(x, y, z, \rho)$ se usa para modelar la dispersión de fotones, $K_\beta(x, y, z, \rho)$ también está definido para cada Beamlet β .

La distribución de dosis resultante de un Beamlet arbitrario β por contribución de fotones se obtiene mediante la siguiente ecuación de convolución [16]:

$$D_{\beta,f}(\tilde{X}, \tilde{Y}, \tilde{Z}) = \Phi_{\beta} \times I_{\beta}(z, \rho) \times \iint_{(u,v) \in \text{Area}(\beta)} K_{\beta}(u-x, v-y, z; \rho) dudv \quad (1.14)$$

donde Φ_{β} es la fluencia de fotones, esta cantidad se considera uniforme a través de la sección transversal infinitesimal de cada Beamlet β . Los Beamlets β son pequeñas subdivisiones de los haces de radiación.

La función $I_{\beta}(z, \rho)$ está relacionada con el espectro del haz de fotones. La ecuación 1.14 se usa para calcular la contribución de la fuente primaria de fotones y la contribución de los fotones extra-focales dispersos, cada una por separado.

1.7.4.3. Contaminación de electrones

La distribución de dosis resultante de un Beamlet arbitrario β por contaminación de electrones se obtiene mediante la siguiente ecuación de convolución [16]:

$$D_{e,\beta}(\tilde{X}, \tilde{Y}, \tilde{Z}) = \Phi_{e,\beta} \times I_{e,\beta}(z, \rho) \times \iint_{(u,v) \in \text{Area}(\beta)} K_{e,\beta}(u-x, v-y, z; \rho) dudv \quad (1.15)$$

donde $\Phi_{e,\beta}$ es la fluencia de electrones, esta cantidad se considera uniforme a través de la sección transversal infinitesimal de cada Beamlet β .

La mayor parte de la contaminación de electrones proviene del filtro aplanador, de la cámara de ionización, de las mandíbulas del colimador y del aire mismo, y adicionalmente de los accesorios. Además, la contaminación por electrones depende directamente del tamaño del campo y de la energía del haz.

1.7.4.4. Superposición

La dosis final $D(\tilde{X}, \tilde{Y}, \tilde{Z})$ para un punto de cálculo arbitrario se obtiene a partir de la sumatoria de la distribución de dosis de los fotones primarios $f1$ y secundarios $f2$, ecuación 1.14, y la distribución de dosis de la contaminación de electrones, ecuación 1.15, para cada segmento de haz individual β [16]:

$$D(\tilde{X}, \tilde{Y}, \tilde{Z}) = \sum_{\beta} (D_{f1,\beta}(\tilde{X}, \tilde{Y}, \tilde{Z}) + D_{f2,\beta}(\tilde{X}, \tilde{Y}, \tilde{Z}) + D_{e,\beta}(\tilde{X}, \tilde{Y}, \tilde{Z})) \quad (1.16)$$

2. DETECTORES DE RADIACIÓN Y DOSIMETRÍA

2.1. Radiaciones ionizantes

La física médica centra sus estudios en las radiaciones ionizantes, en la forma en que estas interactúan con la materia y en la energía que es absorbida. Las radiaciones ionizantes se puede definir como toda aquella partícula u onda electromagnética que posee suficiente energía para romper los enlaces electrónicos de los átomos o moléculas de la materia con la que interactúa, provocando la ionización de los mismos. Sin embargo, hay que considerar que la dosimetría de radiaciones busca determinar cuantitativamente la energía que es absorbida durante estas interacciones. Las radiaciones ionizantes incluyen a los rayos γ , los rayos x y los rayos UV que se encuentran en la parte más alta del espectro electromagnético.

2.2. Detectores de radiación

Un detector es todo aquel dispositivo que permite percibir cierto fenómeno físico. El origen etimológico de la palabra detector proviene del latín (detector, que descubre o manifiesta). Los detectores de radiación son fundamentales en radioterapia y en toda industria que trabaje con radiaciones ionizantes. Existen varios tipos de detectores, por lo que es necesario conocer los modos de operación, las regiones de operación y sus características principales, para poder utilizarlo correctamente y encontrar el detector ideal dependiendo de la práctica. La dosimetría de radiaciones permite medir la dosis absorbida bajo condiciones de referencia en un medio de interés, a través de un detector. Los detectores de radiación, tales como los tubos Geiger-Muller, los tubos proporcionales, las cámaras de ionización y los diodos semiconductores, interactúan con la radiación, obteniendo como resultado determinadas lecturas de carga eléctrica dentro del volumen activo del dispositivo, la dosis de radiación es directamente proporcional a la carga eléctrica colectada.

2.3. Modos de operación

2.3.1. Modo pulso

Todos los detectores que son usados para medir la energía de cuantos individuales de radiación deben operar en el modo pulso. Este modo no es práctico o es imposible de operar donde hay tasas de eventos muy altas, esto se debe a que el tiempo entre eventos sucesivos es demasiado corto para poder realizar un análisis preciso. Se mide la señal eléctrica de salida para cada pulso, la cual lleva información útil. Se emplea en detectores de física nuclear y en espectroscopia de radiación.

2.3.2. Modo corriente

Se pierde información individual de cada pulso de corriente. Los eventos de radiación que interactúan dentro del detector se comportan aleatoriamente. La señal que se obtiene a partir de una serie de eventos sucesivos es la corriente dependiente del tiempo y se define con la siguiente ecuación:

$$I(t) = \frac{1}{T} \int_{t-T}^t i(t') dt' \quad (2.1)$$

donde T es el tiempo de respuesta fijo del dispositivo de detección. Este permite promediar la mayoría de fluctuaciones entre intervalos al ser mayor al tiempo promedio entre pulsos individuales de corriente. En cualquier instante hay incerteza estadística debido a fluctuaciones aleatorias en el tiempo de llegada del evento.

2.3.3. Modo voltaje cuadrático medio

El modo voltaje cuadrático medio se emplea comúnmente en entornos que presentan radiación mixta, donde la carga producida por un tipo de radiación es considerablemente diferente a la carga producida por un segundo tipo de radiación.

2.4. Propiedades de detectores

2.4.1. Eficiencia

La eficiencia absoluta depende de la geometría y la eficiencia intrínseca depende del detector de radiación. La eficiencia permite describir la relación que existe entre el número de pulsos obtenidos y el número de partículas incidentes.

2.4.2. Resolución energética

Esta propiedad está asociada con la respuesta del detector a una fuente mona energética de radiación. El ancho del pulso está relacionado con la resolución de energía, entre mayor sea el ancho del mismo peor será su resolución. Un detector posee una buena resolución energética, presenta fluctuaciones mínimas. Las fluctuaciones provienen del ruido aleatorio en el sistema del detector, de cambios en el modo de operación y de la naturaleza estadística de la señal.

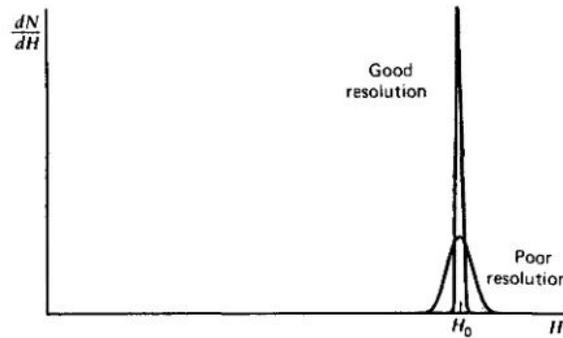


Figura 2.1. Buena y mala resolución energética. Fuente: imagen tomada de [17].

2.4.3. Tiempo muerto

La propiedad del tiempo muerto se define prácticamente como la separación temporal mínima entre dos pulsos del sistema de conteo. Hay modelos paralizables en los que los sucesos que ocurren durante el tiempo muerto extienden el tiempo muerto y modelos no paralizables en los que los sucesos que ocurren durante el tiempo muerto no afectan significativamente el comportamiento del detector.

2.5. Detectores de ionización de gas

En la física atómica, el átomo se compone de un núcleo con carga positiva, rodeado de electrones con carga negativa, en diferentes orbitales o niveles de energía. Los electrones están confinados en sus órbitas alrededor del núcleo debido a la fuerza de atracción electrostática, dado que cargas opuestas se atraen, entre más cercano se encuentre el orbital al núcleo, mayor será su nivel de energía. Podemos decir que si un electrón recibe energía adicional de una partícula externa, como por ejemplo, una colisión con un fotón de alta energía o una partícula cargada, este electrón

puede pasar a un nivel orbital de mayor energía o incluso ser expulsado del átomo mismo. Cuando un átomo se encuentra en un estado excitado, se vuelve inestable y tiene tendencia a volver a su nivel original. Sin embargo, esto solo se puede lograr a través de la liberación de energía excedente, normalmente en forma de fotón. En principio, cuando un átomo pierde o gana electrones, se considera que dicho átomo se encuentra en estado ionizado. Si la radiación ionizante continúa en contacto con el medio, consecuentemente, provocará una serie de ionizaciones adicionales, dando lugar a una trayectoria de ionización en el material. Por lo tanto, podemos definir que una trayectoria de ionización es la ruta o camino de los pares de iones producidos por radiación ionizante cuando atraviesa la materia. Cuando los iones positivos, los iones negativos y los electrones se mueven en un campo eléctrico dentro de un gas, si la intensidad del campo eléctrico es suficientemente alta, estos adquirirán suficiente energía cinética del campo eléctrico para generar más iones mediante una serie de colisiones posteriores con otros átomos del gas, a esto se le conoce como efecto de avalancha, también conocido como cascada de ionizaciones. Finalmente, se mide la carga de los iones colectados para determinar la dosis de radiación ionizante.

2.5.1. Regiones de operación

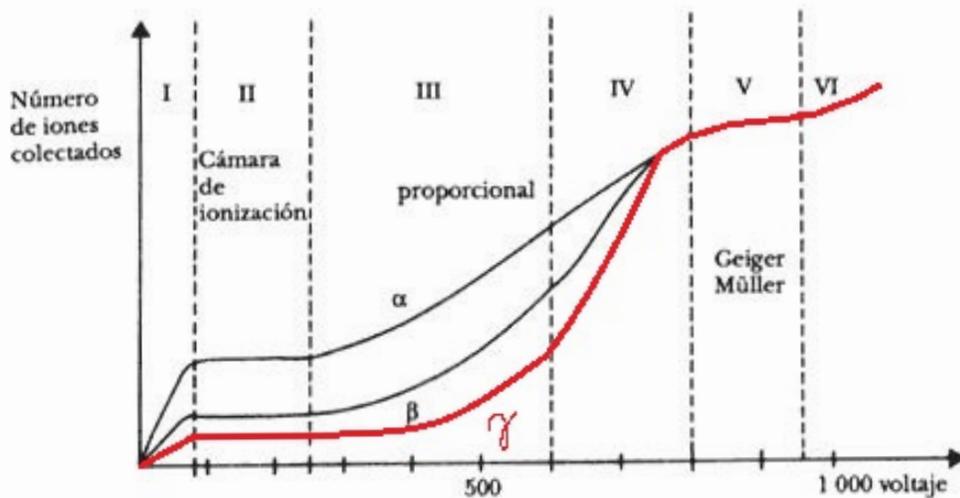


Figura 2.2. Regiones de operación de detectores gaseosos para partículas α (núcleos ${}^4\text{He}$), β (electrones) y γ (fotones). Fuente: imagen modificada de [18].

- **Región de recombinación (I):** La región de recombinación de iones no se emplea para obtener mediciones, ver figura 2.2.

- **Región de cámara de ionización (II):** En la región de cámara de ionización, el número de iones primarios colectados es proporcional a la energía depositada por las trayectorias de las partículas cargadas dentro del volumen del detector. Las cámaras de ionización deben usarse en áreas donde la tasa de radiación sea alta. En esta región hay muy poca recombinación de iones, ver figura 2.2.
- **Región proporcional (III):** En esta región ocurre una amplificación de la señal de iones primaria debido a la ionización producida por colisión entre iones y moléculas de gas, ver figura 2.2.
- **Región de proporcionalidad limitada (IV):** La región de proporcionalidad limitada no se emplea para obtener mediciones, ver figura 2.2.
- **Región de contador Geiger Müller (V):** En la región del contador de Geiger Müller, la descarga de iones se extiende a través del volumen de gas del detector y la altura del pulso es independiente de la ionización primaria o de la energía de las partículas que están interactuando, ver figura 2.2.
- **Región de descarga continúa (VI):** La región de descarga continúa no se emplea para obtener mediciones, ver figura 2.2.

2.5.2. Cámara de ionización

En radioterapia y radiodiagnóstico, las cámaras de ionización son empleadas para dosimetría. El término cámara de ionización se estableció para los tipos de detectores en el que los pares de iones se recogen de los gases. Cuando una partícula cargada pasa a través de un gas, se dan ciertos tipos de interacción como la creación de moléculas excitadas y ionizadas a lo largo de la trayectoria. Como consecuencia, una molécula neutra puede descomponerse en un ión positivo y en un electrón libre, denominados par de iones, estos componen la corriente de ionización que es la señal eléctrica emitida por la cámara de ionización. Los iones pueden ser formados por interacción directa con la partícula incidente o a través de un proceso secundario en el cual un porcentaje de la energía de la partícula se transfiere primero a un electrón energético. Las cámaras de ionización son reutilizables sin algún cambio significativo en la sensibilidad de detección. Hay varios tipos de cámaras de ionización y se clasifican por su geometría, estas son la cámara de ionización cilíndrica, esférica y de placas paralelas, además de la cámara de ionización de pozo.

2.5.2.1. Cámara de ionización tipo Farmer

La cámara de ionización cilíndrica tipo Farmer se diseñó con el concepto de crear una cámara estándar de dosimetría secundaria, estable y confiable, tanto para rayos γ como para rayos x , por lo que se ha establecido su uso en radioterapia. La cámara tipo Farmer es bien conocida por sus características de respuesta de energía. El dedal o muro cilíndrico está hecho de grafito puro y el electrodo central está hecho de aluminio puro. Además, la cámara tipo Farmer emplea un aislante y está definida para un volumen colector, ver figura 2.3.

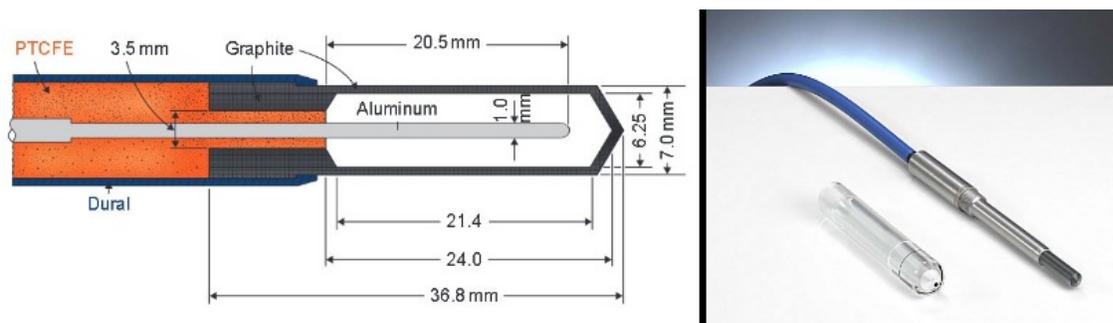


Figura 2.3. La imagen de la izquierda muestra el diseño interno de una cámara de ionización cilíndrica tipo Farmer PTW. Fuente: imagen tomada de [10]. La imagen de la derecha muestra una cámara de ionización cilíndrica estándar tipo Farmer de volumen colector de 0.6cc con su protector. Fuente: imagen tomada de [10].

2.6. Teoría de la cavidad de Bragg-Gray

La teoría de la cavidad de Bragg-Gray (BG, por sus siglas en inglés) es la primera teoría que surgió para calcular la dosis absorbida a través de la exposición, que es válida únicamente para fotones de rayos γ y rayos x .

La teoría de la cavidad (BG) permite calcular directamente la dosis mediante las mediciones de la cámara de ionización ubicada dentro del medio. Esta permite obtener la relación entre la dosis absorbida en el dosímetro y la dosis absorbida en el medio que contiene el dosímetro. En general, la teoría (BG) se puede aplicar a cualquier cavidad que contenga un volumen de materia en estado gaseoso, líquido o sólido, si se cumplen las siguientes consideraciones.

La teoría de la cavidad de Bragg-Gray considera que el tamaño de la cavidad debe ser pequeño comparado con el rango de las partículas cargadas incidentes, con

el propósito de evitar perturbaciones en la fluencia de las partículas cargadas del medio. Esta teoría únicamente toma en cuenta la dosis absorbida que aportan las partículas cargadas que cruzan a través de la cavidad, las interacciones de los fotones dentro de la cavidad se consideran despreciables.

Se define la dosis absorbida D en términos de la fluencia Φ y el poder de frenado másico de colisiones de un medio material $(dT/\rho dx)_c$:

$$D = \frac{E}{l} = \frac{1.602 \times 10^{-10} \Phi (dT/\rho dx)_c \rho t}{\rho t} = 1.602 \times 10^{-10} \Phi \left(\frac{dT}{\rho dx} \right)_c, \quad [Gy] \quad (2.2)$$

donde E es la energía perdida en colisiones, l es la trayectoria de las partículas a través del medio y el subíndice c implica que la energía que se pierde por colisiones permanece en el medio como energía impartida.

Un dosímetro puede ser considerado como una pequeña cavidad que se ubica en el medio de interés. La dosis absorbida en la cavidad es diferente a la dosis absorbida en el medio adyacente porque las propiedades de absorción de energía de los dos materiales son diferentes. En general, esta teoría puede ser aplicada para cavidades gaseosas, líquidas o sólidas. Sin embargo, la teoría de Bragg-Gray no predice algunos resultados experimentales, por lo cual fue necesario modificarla.

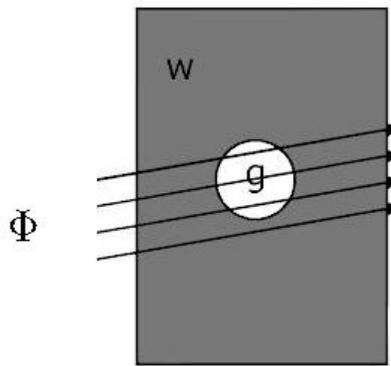


Figura 2.4. Teoría de la cavidad de Bragg-Gray. Fuente: imagen tomada de [17].

En la figura 2.4 se puede observar que la fluencia Φ de las partículas cargadas pasa a través de la interfase entre el medio adyacente w y de la cavidad g . Consideramos que estas partículas son idénticas y además tienen energía cinética T .

Se define la dosis absorbida en el medio g evaluado en la energía T :

$$D_g = \Phi \left[\left(\frac{dT}{\rho dx} \right)_{c,g} \right]_T \quad (2.3)$$

Se define la dosis absorbida en el medio w evaluado en la energía T :

$$D_w = \Phi \left[\left(\frac{dT}{\rho dx} \right)_{c,w} \right]_T \quad (2.4)$$

Si consideramos que Φ es continuo en la frontera, podemos escribir la relación de dosis D_w/D_g como la relación del poder de frenado másico de colisiones para los respectivos medios, por lo tanto:

$$\frac{D_w}{D_g} = \frac{(dT/\rho dx)_{c,w}}{(dT/\rho dx)_{c,g}} = \frac{(S/\rho)_{c,w}}{(S/\rho)_{c,g}} \quad (2.5)$$

La ecuación 2.4 se puede emplear para cada componente monoenergético del espectro de partículas cargadas que cruzan la cavidad g . Sin embargo, para una distribución diferencial de energía Φ_T (número de partículas/cm²MeV), el poder de frenado másico de colisiones promedio en el medio de la cavidad g , se define como:

$$\begin{aligned} \left(\frac{\bar{S}}{\rho} \right)_g &\equiv \frac{\int_0^{T_{max}} \Phi_T \left(\frac{dT}{\rho dx} \right)_{c,g} dT}{\int_0^{T_{max}} \Phi_T dT} \\ \left(\frac{\bar{S}}{\rho} \right)_g &= \frac{1}{\Phi} \int_0^{T_{max}} \Phi_T \left(\frac{dT}{\rho dx} \right)_{c,g} dT = \frac{D_g}{\Phi} \end{aligned} \quad (2.6)$$

El poder de frenado másico de colisiones promedio en el medio adyacente w , ver figura 2.4, se define de la siguiente manera:

$$\begin{aligned} \left(\frac{\bar{S}}{\rho} \right)_w &\equiv \frac{\int_0^{T_{max}} \Phi_T \left(\frac{dT}{\rho dx} \right)_{c,w} dT}{\int_0^{T_{max}} \Phi_T dT} \\ \left(\frac{\bar{S}}{\rho} \right)_w &= \frac{1}{\Phi} \int_0^{T_{max}} \Phi_T \left(\frac{dT}{\rho dx} \right)_{c,w} dT = \frac{D_w}{\Phi} \end{aligned} \quad (2.7)$$

La siguiente ecuación es la relación de Bragg-Gray en términos de la dosis

absorbida en la cavidad y se obtiene al dividir la ec. 2.6 dentro de la ec. 2.5:

$$\frac{D_w}{D_g} = \frac{(\overline{S}/\rho)_w}{(\overline{S}/\rho)_g} = \left(\frac{\overline{S}}{\rho}\right)_g^w \quad (2.8)$$

Si el medio de la cavidad g es un gas entonces se cumple lo siguiente:

$$D_g = \frac{Q}{m} \left(\frac{\overline{W}}{e}\right)_g, \quad [Gy] \quad (2.9)$$

donde Q es la carga producida por radiación, $(\overline{W}/e)_g$ es la energía promedio gastada por unidad de carga producida y m es la masa del gas en donde se produce Q .

La siguiente ecuación se conoce como la relación de Bragg-Gray en términos de la ionización de la cavidad y se obtiene al despejar D_w después de sustituir la ecuación 2.8 dentro de la ecuación 2.7:

$$D_w = \frac{Q}{m} \left(\frac{\overline{W}}{e}\right)_g \times \left(\frac{\overline{S}}{\rho}\right)_g^w \quad (2.10)$$

2.7. Teoría de la cavidad de Spencer-Attix

La teoría de Bragg-Gray toma en cuenta únicamente la contribución de ionización de los electrones primarios, es decir, los electrones originales o los electrones que se generaron por fotones. Sin embargo, en el planteamiento de la teoría de la cavidad de Spencer-Attix se toma en cuenta la contribución de los electrones secundarios, es decir, los rayos δ , a través de un límite arbitrario de energía Δ . En las cámaras de ionización se requiere que el orden de magnitud de este valor de energía del electrón sea justo para cruzar la cavidad. Inicialmente, esta teoría se implementó porque esta sí podía explicar variaciones en la respuesta de medición en función de las dimensiones de la cavidad. En síntesis, para tomar en cuenta los efectos de los electrones δ , la teoría de la cavidad de Spencer-Attix (SA, por sus siglas en inglés) asume que la energía pérdida por un electrón al colisionar con un electrón atómico se transforma instantáneamente en energía impartida si la pérdida de energía es menor que la energía de corte Δ , y asume también que si la pérdida de energía es mayor que Δ , está se lleva como energía cinética de la partícula δ y no se absorbe localmente. Las partículas δ generadas con energía cinética mayor a la energía de corte Δ se agregan a la fluencia de electrones.

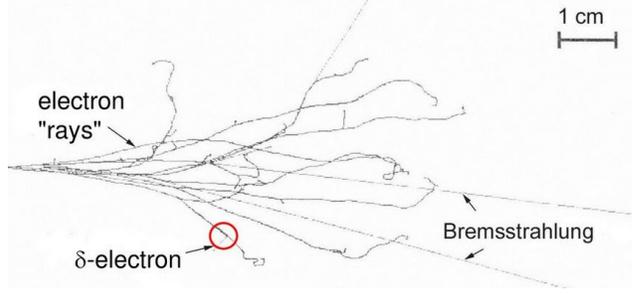


Figura 2.5. Corrección de la teoría de la cavidad Spencer-Attix sobre la de Bragg-Gray, considerando los electrones secundarios δ que son creados de la ralentización de los electrones primarios en la cavidad. Fuente: imagen tomada de [19].

Se define el poder de frenado másico restringido de colisiones promedio:

$$\frac{\bar{L}}{\rho} = \frac{\int_{\Delta}^{E_0} \Phi(E) \times \frac{L(E)}{\rho} dE}{\int_{\Delta}^{E_0} \Phi(E) dE} \quad (2.11)$$

donde $\Phi(E)$ es la distribución de la fluencia de energía del electrón y L/ρ es el poder de frenado másico restringido de colisiones con energía de corte Δ . Si un electrón secundario posee una energía menor a Δ se asume que su energía se disipa.

La teoría de la cavidad (SA) plantea que para una cavidad de medio g que está rodeada de un medio w y se encuentra ubicada dentro de un haz de fotones sin dispersión y sin atenuación, asumimos que la cavidad es suficientemente pequeña para no provocar perturbaciones en la fluencia de las partículas cargadas en el medio w y la dosis depositada en el medio de la cavidad g se debe exclusivamente a las partículas cargadas que se originan en el medio w . Cumpliendo estas consideraciones se puede establecer que la relación de dosis entre el medio w y el medio g , D_w/D_g sea igual a la relación de poderes de frenado de Spencer-Attix:

$$\frac{D_w}{D_g} = \left(\frac{\bar{L}}{\rho} \right)_w^w = \frac{(\bar{L}/\rho)_w}{(\bar{L}/\rho)_g} \quad (2.12)$$

La siguiente expresión se conoce como la derivación de Spencer-Attix-Nahum:

$$\frac{D_w}{D_g} = \frac{\int_{\Delta}^{E_0} \Phi(E) \times \left(\frac{L(E)}{\rho} \right)_w dE + (TE)_w}{\int_{\Delta}^{E_0} \Phi(E) \times \left(\frac{L(E)}{\rho} \right)_g dE + (TE)_g}$$

$$\frac{D_w}{D_g} = \frac{\int_{\Delta}^{E_0} \Phi(E) \times \left(\frac{L(E)}{\rho}\right)_w dE + \Phi(\Delta) \times \left(\frac{S(\Delta)}{\rho}\right)_w \Delta}{\int_{\Delta}^{E_0} \Phi(E) \times \left(\frac{L(E)}{\rho}\right)_g dE + \Phi(\Delta) \times \left(\frac{S(\Delta)}{\rho}\right)_g \Delta} \quad (2.13)$$

donde $(TE)_w$ y $(TE)_g$ se conocen como los términos "Track End" de los medios w y g , respectivamente, y $\Phi(E)$ es la fluencia de las partículas cargadas, incluyendo todos los electrones secundarios (rayos δ).

Los términos (TE) fueron propuestos y aproximados por Nyström y Nahum, estos representan una parte de la energía depositada por electrones con energía cinética inicial entre Δ y 2Δ . Dichos electrones pueden tener una pérdida de energía significativa, logrando que su energía cinética sea menor a Δ . Entonces su energía residual se absorbe localmente y estos electrones se remueven del espectro.

La dosis absorbida para la cavidad g llena de gas:

$$D_g = \frac{Q}{m} \left(\frac{\bar{W}}{e}\right) \quad (2.14)$$

donde Q es la carga producida por radiación, $(\bar{W}/e)_g$ es la energía promedio gastada por unidad de carga producida y m es la masa del gas en donde se produce Q .

La siguiente expresión se obtiene al despejar la dosis en el medio adyacente D_w después de sustituir la ecuación 2.13 dentro de la ecuación 2.11:

$$D_w = \frac{Q}{m} \left(\frac{\bar{W}}{e}\right) \times \left(\frac{\bar{L}}{\rho}\right)_g^w \quad (2.15)$$

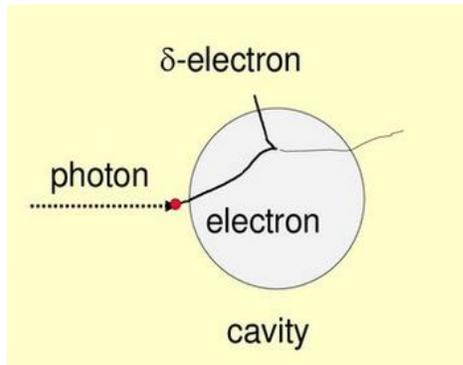


Figura 2.6. Teoría de la cavidad de Spencer-Attix. Fuente: imagen tomada de [19].

2.8. Protocolo IAEA TRS 398

El protocolo TRS 398 del Organismo Internacional de Energía Atómica (IAEA, por sus siglas en inglés) permite determinar la dosis absorbida en radioterapia de haz externo, a través de un código de práctica dosimétrico basado en estándares de dosis absorbida en agua. El protocolo TRS 398 también introdujo el concepto de calibrar las cámaras de ionización basado en la dosis absorbida en agua.

2.8.1. Formalismo

El formalismo permite determinar la dosis absorbida en agua para haces de fotones y electrones de alta energía a través del uso de cámaras de ionización calibradas en dosis absorbida en agua para un haz de cobalto-60 (^{60}Co) como referencia. Podemos definir la dosis absorbida en agua a la profundidad de referencia z_{ref} en agua, para un haz de referencia de calidad Q_0 y en ausencia de la cámara de ionización, de la siguiente manera [20]:

$$D_{w,Q_0} = M_{Q_0} N_{D,w,Q_0} \quad (2.16)$$

donde M_{Q_0} es la lectura de la cámara de ionización bajo condiciones de referencia que se utiliza en el laboratorio de calibración estándar y N_{D,w,Q_0} es el factor de calibración de la dosis absorbida en agua de la cámara de ionización obtenido en el laboratorio de calibración estándar, esta información se encuentra en el certificado de calibración de la cámara.

Para obtener la dosis absorbida en agua es necesario considerar las condiciones de referencia propias del laboratorio de calibración estándar y también conocer las condiciones de referencia en las que se realizan las mediciones. Es importante definir algunos conceptos preliminares de carácter fundamental en la dosimetría de la radiación. Las cantidades de influencia son cantidades de diferente naturaleza e índole, la cantidad que está siendo medida puede depender o verse afectada por dichas cantidades de influencia. Las condiciones de referencia están compuestas por el conjunto de valores de cantidades de influencia para los cuales el factor de calibración permanece válido sin ninguna corrección o modificación. Algunas de las condiciones de referencia para calibrar cámaras en términos de la dosis absorbida en agua son el arreglo geométrico, el tamaño de campo, el voltaje de polarización, la temperatura ambiente, la presión y la humedad relativa, entre otras, ver tabla 2.1.

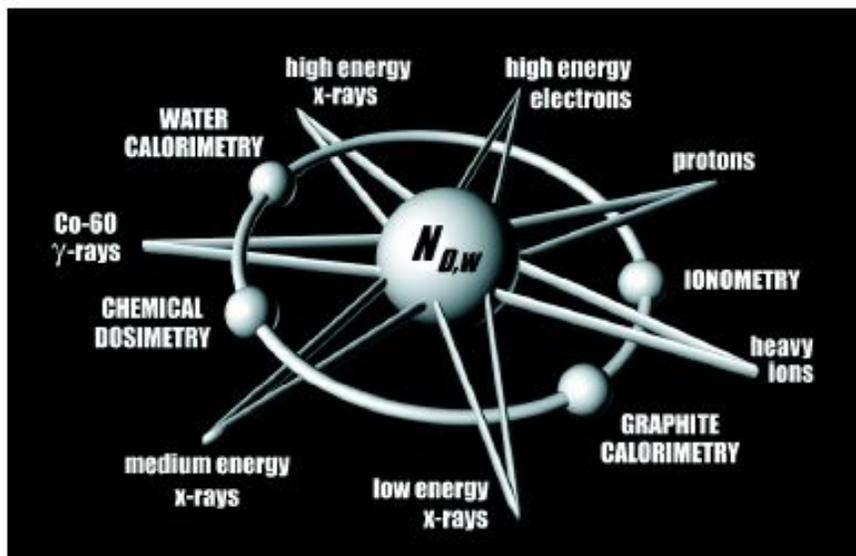


Figura 2.7. Formalismo del protocolo TRS 398. Fuente: [20].

El código de práctica del protocolo TRS-398 permite determinar la dosis absorbida en agua para rayos x de baja energía, rayos x de mediana energía, rayos γ de ^{60}Co y rayos x de alta energía. Según la metodología de este protocolo se pueden definir estándares primarios de calibración dosimétrica basados en calorimetría de agua, dosimetría química, ionometría y calorimetría de grafito, con el objetivo de encontrar la dosis absorbida en agua a través del formalismo, ver figura 2.7.

Al utilizar radiación ionizante se deben obtener mediciones exactas de dosis, de forma absoluta. Es importante poder garantizar la exactitud de la cantidad de dosis que entregan los equipos en radioterapia, para esto es necesario medir la tasa de dosis directamente con conjunto dosimétrico calibrado con certificación, utilizando el protocolo TRS 398 del IAEA. Por lo tanto, cada país debería contar con acceso a un patrón que tenga trazabilidad con el sistema internacional de unidades (SI), ya sea un patrón primario dentro de un laboratorio primario de calibración dosimétrica (PSDL, por sus siglas en inglés) o un patrón secundario que tenga trazabilidad con un patrón primario y que se ubique dentro de un laboratorio secundario de calibración dosimétrica (SSDL, por sus siglas en inglés)

Guatemala cuenta con un laboratorio secundario de calibración dosimétrica, ubicado en la Dirección General de Energía, dependencia del Ministerio de Energía y Minas (MEM), que forma parte de la red global de laboratorios secundarios establecidos en colaboración con el IAEA y sus lineamientos.

Tabla 2.1. Condiciones de referencia para la determinación de la dosis absorbida en agua para haces de fotones de alta energía. Fuente: tabla modificada de [20].

Cantidad de influencia	Valor o características de referencia
Material del fantoma	Agua
Tipo de cámara	Cilíndrica
Profundidad de medición z_{ref}	Para $TPR_{20,10} < 0.7$, 10 g/cm^2 ó (5 g/cm^2) Para $TPR_{20,10} \geq 0.7$, 10 g/cm^2
Punto de referencia de la cámara	En el eje central, en el centro del volumen de la cavidad
Posición del punto de referencia de la cámara	En la profundidad de referencia
SSD/SAD	100 cm
Tamaño de campo	10 cm x 10 cm

El índice de calidad del haz $TPR_{20,10}$ se puede calcular con la siguiente ecuación:

$$TPR_{20,10} = 1.2661PDD_{20,10} - 0.0595 \quad (2.17)$$

en donde $PDD_{20,10}$ es la relación entre el porcentaje de dosis en profundidad a 20 cm y 10 cm, de profundidad, para un campo de 10 cm x 10 cm definido para la superficie del maniquí de agua con configuración no isocéntrica SSD de 100 cm.

2.8.2. Corrección por la calidad del haz de radiación k_{Q,Q_0}

Para utilizar una cámara de ionización se requiere de cierta corrección cuando se emplea una calidad del haz Q diferente a la calidad del haz utilizada en la calibración Q_0 . A continuación, se define la dosis absorbida en agua en términos de Q :

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q} \quad (2.18)$$

El factor de corrección por la calidad del haz k_{Q,Q_0} cumple con la siguiente relación:

$$k_{Q,Q_0} = \frac{N_{D,w,Q}}{N_{D,w,Q_0}}$$

Sí se despeja $N_{D,w,Q}$ de la relación anterior y se sustituye en la ecuación (2.18) se puede encontrar la expresión para la dosis absorbida en agua en términos de la calidad del haz de radiación usado en la calibración Q_0 :

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} \quad (2.19)$$

donde el factor k_{Q,Q_0} permite corregir la diferencia entre Q y Q_0 . Además, la lectura de la cámara de ionización M_Q se encuentra corregida para los valores de referencia del resto de cantidades de influencia para el cual el factor de calibración es válido.

2.8.3. Corrección por cantidades de influencia

La respuesta de la cámara de ionización puede verse afectada significativamente, si las condiciones de referencia durante la medición no coinciden con las condiciones de referencia de la calibración de la cámara. Se pueden aplicar los factores de corrección apropiados para compensar el efecto de las cantidades de influencia. Si estas cantidades son independientes unas de otras, entonces k_i está definido para solo una cantidad de influencia i .

2.8.3.1. Factor de corrección por presión y temperatura k_{TP}

El propósito del factor de corrección por presión y temperatura es llevar la masa de aire de la cavidad a las condiciones de referencia:

$$k_{TP} = \frac{273.2 + T}{273.2 + T_0} \frac{P_0}{P} \quad (2.20)$$

donde P_0 y T_0 son los valores de referencia del laboratorio de calibración, P y T son la presión y temperatura de la cavidad de aire durante las mediciones.

2.8.3.2. Factor de corrección por polarización k_{pol}

El protocolo dosimétrico TRS 398 requiere la corrección de los efectos de polarización, esto sucede cuando la cámara de ionización obtiene lecturas diferentes bajo las mismas condiciones usando potenciales de polaridad opuestos y dependerá tanto del diseño de la cámara como de la calidad del haz de radiación. El efecto de polarización con haces de fotones es despreciable en la mayoría de las cámaras de ionización, es decir, que la mayoría de las cámaras no presentarán diferencias significativas. Sin embargo, cuando se produce el efecto de polarización al usar una cámara, será necesario tomar la lectura correcta como el promedio de los valores absolutos de las lecturas obtenidas en ambas polaridades.

El factor de corrección por polarización k_{pol} se define de la siguiente manera:

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} \quad (2.21)$$

donde k_{pol} toma en cuenta el efecto sobre la lectura de la cámara de ionización producto de los potenciales de polarización de polaridad opuesta. El factor de corrección también dependerá de la calidad del haz de radiación empleado.

2.8.3.3. Factor de corrección por calibración del electrómetro k_{elec}

El factor de corrección por la calibración del electrómetro k_{elec} es igual a 1 cuando la cámara de ionización se calibra en conjunto con el electrómetro, reduciendo levemente el error en las mediciones. De lo contrario se tiene que corregir la señal medida [C] utilizando el factor k_{elec} , donde k_{elec} es adimensional.

2.8.3.4. Factor de corrección por recombinación de iones k_s

Es necesario hacer corrección en la señal de la cámara de ionización debido al efecto de recombinación de iones. Al momento de tomar mediciones puede haber una diferencia significativa entre la carga producida por el haz de radiación y la carga recolectada en el electrodo de la cámara de ionización. Estas variaciones obtenidas en la lectura de la carga colectada se pueden atribuir a la pérdida de carga causada por la recombinación de la carga o también al aumento o exceso en la carga causado por la multiplicación de la carga. Estas discrepancias están directamente relacionadas con la geometría y el diseño de la cámara, además del voltaje aplicado.

En este protocolo se recomienda calcular el factor de corrección k_s . Se asume la dependencia lineal de $1/M$ sobre $1/V$. Utilizando el método de dos tensiones se obtiene la siguiente expresión para calcular el factor de recombinación de iones k_s al voltaje de operación V_1 :

$$k_s = a_0 + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2} \right)^2 \quad (2.22)$$

donde M_1 y M_2 son los valores medidos de carga recolectada en los voltajes de polarización V_1 y V_2 , respectivamente. M_1 y M_2 son medidos bajo las mismas condiciones de irradiación.

2.8.3.5. Lectura corregida de la cámara de ionización

La lectura corregida de la cámara de ionización al voltaje de operación V_1 :

$$M_Q = M_1 k_{TP} k_{elec} k_{pol} k_s, \quad \left[\frac{nC}{MU} \right] \quad (2.23)$$

3. EQUIPO Y METODOLOGÍA

3.1. Equipo

En este capítulo se describe el equipo utilizado en la toma de datos del haz requeridos para el comisionamiento de un acelerador lineal de 6 MV en radioterapia.

3.1.1. Cámara de ionización CC13

La cámara de ionización CC13 está diseñada para realizar dosimetría absoluta y relativa para haces de fotones, electrones y protones, en radioterapia. La CC13 de la compañía IBA Dosimetry puede medir en maniquí de agua, en maniquí sólido o en aire. La CC13 no está diseñada para ser usada directamente con los pacientes. La CC13 se caracteriza por ser una cámara de volumen pequeño con alta resolución espacial, dicha cámara posee un certificado de calibración individual de fábrica. Además, la cámara de ionización CC13 es a prueba de agua.

Tabla 3.1. Especificaciones técnicas CC13. Fuente: tabla modificada de [21].

Propiedad	Características
Voltaje de polarización	± 300 V
Corriente de fuga	3 fA, límite ± 0.5 %
Pre-irradiación recomendada	5 Gy
Sensibilidad típica	3.6 nC/Gy
Rango de temperatura	15°C - 35°C
Rango de humedad relativa	20 % - 80 %
Volumen activo	0.13 cm ³



Figura 3.1. Cámara de ionización CC13 de IBA Dosimetry. Fuente: imagen tomada [21].

3.1.2. Blue Phantom²

El Blue Phantom² de la compañía IBA Dosimetry es un sistema de maniquí de agua 3D con cámaras de ionización dedicado para el comisionamiento completo y control de calidad de aceleradores lineal en radioterapia, ver figura 3.2, cuenta con sistema de brazo automatizado para el posicionamiento de la cámara de ionización principal en las regiones y puntos de interés. Este sistema emplea dos cámaras de ionización CC13, una funciona como cámara de referencia y otra como cámara principal o de campo. El Blue Phantom² cuenta con una bomba en el tanque externo, para llenar y vaciar el agua. Además, el agua del Blue Phantom² se caracteriza por ser de un color azul cristalino, esto se debe a un químico que se vierte en el agua para evitar el crecimiento de bacterias y microorganismos.



Figura 3.2. Sistema Blue Phantom². Fuente: imagen tomada de [22].

El sistema Blue Phantom² cuenta con la unidad de control común (CCU, por sus siglas en inglés), que está integrado por un controlador y dos electrómetros independientes, con sensores de presión y temperatura para el factor de corrección. El CCU se diseñó para señales de bajo ruido y para tomar datos con bastante precisión. Previamente a realizar las mediciones, hay que colocar correctamente el equipo, conectar el sistema y crear las plantillas de mediciones con los movimientos, profundidades y pasos de parada para las configuraciones de campos a medir en el programa myQA Accept, que es un software avanzado de escáner del haz de radiación para LINAC en radioterapia, que sirve de plataforma de control del sistema Blue Phantom² [6]. La interfaz gráfica del programa myQA Accept es accesible.

3.1.3. Acelerador lineal Unique™

La Liga Nacional contra el Cáncer cuenta con varios aceleradores, entre los cuales está el acelerador lineal modelo Unique™, fabricado por la compañía Varian Medical Systems, Inc. Es un LINAC de uso clínico que opera a 6 MV de energía, es decir, que el espectro de energía de los fotones se encuentra entre 0 MeV y 6 MeV. El Unique™ está diseñado para entregar tratamientos con radioterapia a pacientes con lesiones, tumores y enfermedades oncológicas, de manera específica. Este LINAC se puede modelar matemáticamente en el sistema de planificación de tratamiento Eclipse™, tomando las medidas de haz de radiación con el sistema Blue Phantom².

Tabla 3.2. Rendimiento de acelerador lineal Unique™. Fuente: tabla modificada de [23].

Equipo	Energía (MV)	D_{max} (cm)	Planitud	Simetría	Tasa de Dosis (MU/min)
Unique	6	1.6 ± 0.15	$\leq 3.0\%$	$\leq 2\%$	100 - 600

Este equipo cuenta con un sistema de colimador multi-hoja (MLC, por sus siglas en inglés), de 120 hojas, dividido en 2 bancos de 60 hojas cada uno. Tiene cuñas dinámicas para modificar las curvas de isodosis. El LINAC cuenta con una camilla de fibra de carbono que se opera con dos paneles de control laterales y dos controles colgantes de mano. No tiene un dispositivo electrónico de imagen portal (EPID, por sus siglas en inglés), en este equipo únicamente se imparten tratamientos con técnica de radioterapia 3D conformada (3D-CRT, por sus siglas en inglés).



Figura 3.3. LINAC Unique™ de la Liga Nacional contra el Cáncer. Fuente propia.

3.2. Metodología

La puesta en marcha del modelo de cálculo de un acelerador lineal conlleva una serie de pasos que se pueden subdividir de la siguiente manera:

1. Revisión de documentación de Varian Medical Systems: especificaciones de fábrica del equipo, definición del algoritmo de cálculo e información del software.
2. Revisión de bibliografía: test de aceptación, libros y protocolos dosimétricos.
3. Revisión de documentación de actividades: manuales y guías rápidas.
4. Obtención de información: definición de protocolo dosimétrico, condiciones del equipo, procedimiento y adquisición de datos según las medidas de haz requeridas para comisionar el algoritmo (AAA) en EclipseTM versión 15.6.
5. Creación de máquina virtual: configuración del LINAC Varian UniqueTM en el software Eclipse considerando todos los parámetros e información del equipo con el fin de activar la configuración del algoritmo correctamente.
6. Verificación del histograma de errores generado por EclipseTM: comparación entre los datos medidos y los datos generados mediante el algoritmo (AAA), verificación de diferencias entre datos con respecto sus tolerancias y cálculo del error a través del análisis de haz.
7. Validación de datos: validación o verificación en la precisión de cálculo puntual del TPS, en diferentes condiciones de configuración de haz y geometría.

El modelo de cálculo de dosis de fotones (AAA) utiliza los siguientes datos que se generan como resultado del proceso de configuración de la máquina virtual: curvas de energía radial media, curvas de perfil de intensidad, curvas de contaminación de electrones y factor de suavizado, espectro, perfiles diagonales calculados, perfiles laterales calculados, curvas de dosis en profundidad calculadas, parámetros finales de haz abierto e histograma de error gamma, entre otros.

3.3. Medidas de haz requeridas

Además de las mediciones de haz requeridas, hay que tomar en cuenta los parámetros generales del LINAC (nombre de la unidad de terapia, energía nominal, tipo de radiación, distancia del eje fuente, distancia fuente-maniquí, tamaño de campo

más grande y más pequeño en direcciones y y x) y parámetros específicos (tamaño de campo de referencia de dosis absoluta, profundidad de calibración de dosis absoluta, dosis de referencia en profundidad de calibración, tipo de máquina, dirección de perfil de campo abierto, entre otros parámetros).

A continuación se encuentran las tablas de las medidas de haz con los diferentes tamaños de campos requeridos y recomendados, por el manual del fabricante [2]:

3.3.1. Factores de campo (OF)

En síntesis, los factores de campo son medidas que indican la dosis en un punto determinado en un maniquí de agua, considerando el tamaño del campo, la distancia fuente-superficie (SSD) y la profundidad. En la siguiente tabla los factores de campo son medidos para diferentes tamaños de campo a la profundidad de dosis máxima del LINAC. Finalmente, las medidas son normalizadas con el factor de campo del tamaño de campo de referencia, es decir, un campo de $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$, a una SSD de 100 cm y en la profundidad de 5 cm .

Tabla 3.3. Tabla de factores de campo (OF). Fuente propia

		Transversal x (cm)							
		3	5	7	10	15	20	30	40
Longitudinal y (cm)	3	3 x 3	3 x 5	3 x 7	3 x 10	3 x 15	3 x 20	3 x 30	3 x 40
	5	5 x 3	5 x 5	5 x 7	5 x 10	5 x 15	5 x 20	5 x 30	5 x 40
	7	7 x 3	7 x 5	7 x 7	7 x 10	7 x 15	7 x 20	7 x 30	7 x 40
	10	10 x 3	10 x 5	10 x 7	10 x 10	10 x 15	10 x 20	10 x 30	10 x 40
	15	15 x 3	15 x 5	15 x 7	15 x 10	15 x 15	15 x 20	15 x 30	15 x 40
	20	20 x 3	20 x 5	20 x 7	20 x 10	20 x 15	20 x 20	20 x 30	20 x 40
	30	30 x 3	30 x 5	30 x 7	30 x 10	30 x 15	30 x 20	30 x 30	30 x 40
	40	40 x 3	40 x 5	40 x 7	40 x 10	40 x 15	40 x 20	40 x 30	40 x 40

3.3.2. Curvas de porcentaje de dosis en profundidad z

Las curvas de PDD son medidas sobre el eje central desde una profundidad de 31 cm hasta la superficie del agua, ver tabla 3.4.

Tabla 3.4. Tabla de curvas de porcentaje de dosis en profundidad (PDD). Fuente propia

		Curva de porcentaje de dosis en profundidad (%)							
Campo	4 x 4	6 x 6	10 x 10	15 x 15	20 x 20	25 x 25	30 x 30	40 x 40	

3.3.3. Perfiles de dosis transversales x

Estos perfiles son una medida de la dosis en el plano perpendicular a la dirección de desplazamiento del haz. Es una distribución espacial de un haz a una determinada profundidad, donde el eje central del perfil está orientado en la dirección transversal.

Tabla 3.5. Tabla de perfiles de dosis transversales x . Fuente propia

	Perfil de dosis transversal x							
Campo	4 x 4	6 x 6	8 x 8	10x10	15x15	20x20	30x30	40x40
Profundidad (cm)	1.6	1.6	1.6	1.6	1.6	1.6	1.6	1.6
	5	5	5	5	5	5	5	5
	10	10	10	10	10	10	10	10
	20	20	20	20	20	20	20	20
	30	30	30	30	30	30	30	30

3.3.4. Perfiles de dosis longitudinales y

Estos perfiles son una medida de la dosis en el plano perpendicular a la dirección de desplazamiento del haz. Es una distribución espacial de un haz a una determinada profundidad, donde el eje central del perfil está orientado en la dirección longitudinal.

Tabla 3.6. Tabla de perfiles de dosis longitudinales y . Fuente propia

	Perfil de dosis longitudinal y							
Campo	4 x 4	6 x 6	8 x 8	10x10	15x15	20x20	30x30	40x40
Profundidad (cm)	1.6	1.6	1.6	1.6	1.6	1.6	1.6	1.6
	5	5	5	5	5	5	5	5
	10	10	10	10	10	10	10	10
	20	20	20	20	20	20	20	20
	30	30	30	30	30	30	30	30

3.3.5. Perfiles de dosis diagonales

Estos perfiles son una medida de la dosis en el plano perpendicular a la dirección de desplazamiento del haz. Un perfil de dosis diagonal se refiere a la distribución espacial de un haz a una determinada profundidad, donde el eje central del perfil está orientado en una línea equidistante entre la dirección longitudinal y la dirección transversal, del sistema de coordenadas.

Tabla 3.7. Tabla de perfiles de dosis diagonales. Fuente propia

	Perfil de dosis diagonal y/x				
Campo	40 cm x 40 cm				
Profundidad (cm)	1.6	5	10	20	30

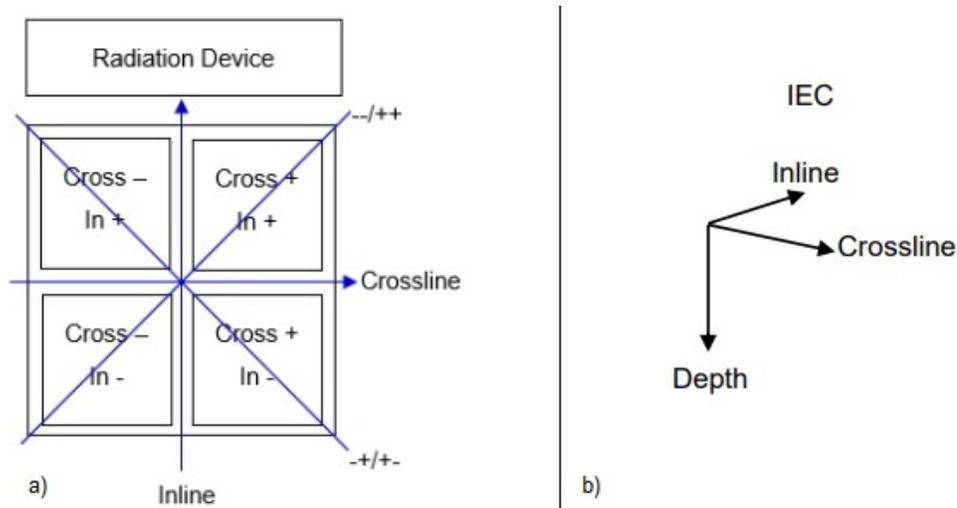


Figura 3.5. Sistema de coordenadas de mediciones. Fuente: imagen tomada de [6].

La figura 3.5a muestra el sistema de coordenadas en el plano perpendicular a la dirección de propagación del haz, el eje “crossline” se traduce como el eje transversal y el eje “inline” se traduce como el eje longitudinal. La figura 3.5b muestra el sistema de coordenadas tridimensional, donde “depth” se puede traducir como la profundidad.

3.4. Configuración de mediciones

3.4.1. Posicionamiento y configuración del Blue Phantom²

1. Posicionar el gantry a 90° , ajustar el colimador a 0° y verificar que este se encuentre exactamente a 0° utilizando un nivel de burbuja o un nivel digital.
2. Regresar el gantry a 0° y verificar que este se encuentre exactamente a 0° utilizando un nivel de burbuja o un nivel digital.
3. Ajustar el tamaño de campo a 10 cm x 10 cm y encender la luz de campo.
4. Fijar el Blue Phantom² justo debajo del gantry con sus seguros para ruedas y alinear la cruz del cuadrado de 10 cm x 10 cm en el centro de la base del tanque del maniquí con la cruz de la luz de campo de 10 cm x 10 cm.



Figura 3.6. Posicionamiento del sistema Blue Phantom². Fuente propia.

5. Realizar la primera verificación del nivel del maniquí utilizando el nivel digital a lo largo de los 4 marcos superiores del tanque y emplear las diferentes ruedas de ajuste de nivel del maniquí hasta conseguir la lectura de 0° para cada marco.
6. Enchufar el cable gris de corriente ubicado en la base móvil del sistema Blue Phantom² para manejar el control de movimiento vertical.
7. Encender los láseres del búnker del acelerador lineal y ajustar la altura del Blue Phantom² para que el láser horizontal a 90° y 270° coincida con la altura de la cruz ubicada en ambos lados del tanque.
8. Verificar nuevamente que la cruz de la luz de campo coincida con la cruz en la base del tanque, si es necesario hay que ajustar.
9. Enchufar el cable de energía de la bomba al tomacorriente de 110 volts.
10. Conectar la manguera de la bomba a la entrada del tanque del maniquí y encender el sistema de extracción de la bomba hasta pasar toda el agua azul del depósito hacia el tanque del maniquí.
11. Colocar el dispositivo de soporte de la cámara de campo sobre la barra del

brazo metálico motorizado y poner el dispositivo de soporte de la cámara de referencia sobre una de las esquinas superiores del tanque del fantoma.

12. Enchufar el cable de poder de la unidad de control común (CCU, por sus siglas en inglés), conectar el cable coaxial macho de la cámara de campo en la CCU y conectar el cable coaxial macho de la cámara de referencia en la CCU.
13. Conectar el cable coaxial hembra de la cámara de campo con su respectiva cámara de ionización CC13 y conectar el cable coaxial hembra de la cámara de referencia con su respectiva cámara de ionización CC13.
14. Posicionar la cámara de campo en su respectivo dispositivo de soporte sobre el brazo metálico (colocar el punto efectivo en dirección hacia arriba) y posicionar la cámara de referencia en su respectivo dispositivo de soporte.
15. Conectar la CCU al tanque con el cable de control de accionamiento específico y conectar la CCU a la computadora utilizando el cable de Ethernet.
16. Encender el telémetro y ajustar la superficie del agua a (SSD)=100 cm utilizando el indicador de distancia óptica (ODI, por sus siglas en inglés) y al finalizar apagar
17. Dar clic en el interruptor para encender la CCU y visualizar que no se mantenga ninguna de las luces rojas de error.
18. Colocar la cámara de ionización principal, también conocida como cámara de campo dentro del capuchón con la cruz alineada a los ejes y hacer coincidir la marca horizontal del capuchón con la superficie del agua, ver figura 3.6.

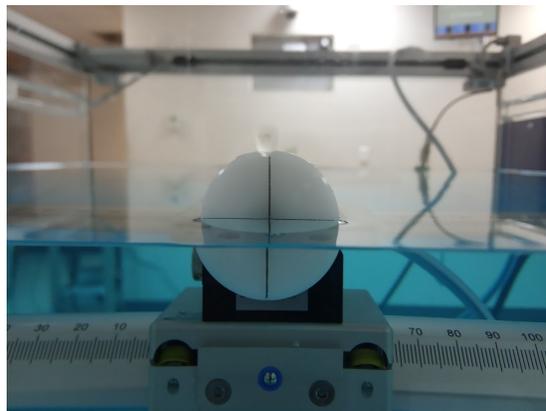


Figura 3.7. Ajuste vertical de la cruz del capuchón de la cámara de ionización de campo con la superficie del agua del maniquí. Fuente propia.

19. Mover el brazo metálico motorizado a lo ancho del tanque y visualizar en ambos extremos si la altura del agua sigue coincidiendo con la marca de la cruz del capuchón, repetir el procedimiento a lo largo del tanque.
20. Dejar el sistema capuchón-cámara aproximadamente en el centro del maniquí.
21. Hacer coincidir la cruz superior del capuchón con la cruz de la luz de campo para llevar el punto de medición sobre el eje central del haz.
22. Guardar en el sistema la posición de la superficie del agua del maniquí Blue Phantom², utilizando el control con pantalla.
23. Llevar a la profundidad de dosis máxima d_{max} y guardar en el sistema la posición de la dosis máxima, utilizando el control con pantalla.
24. Quitar el capuchón acoplado a la cámara de ionización principal con mucho cuidado, con la intención de no afectar el posicionamiento de la misma.

3.4.2. Controlador de myQA Accept

1. Ir al controlador del CCU, dar clic en “Connect”, dar click en “Gantry coord.”, dar click en “HV Setup” y después dar clic en “Background”, ver figura 3.8.

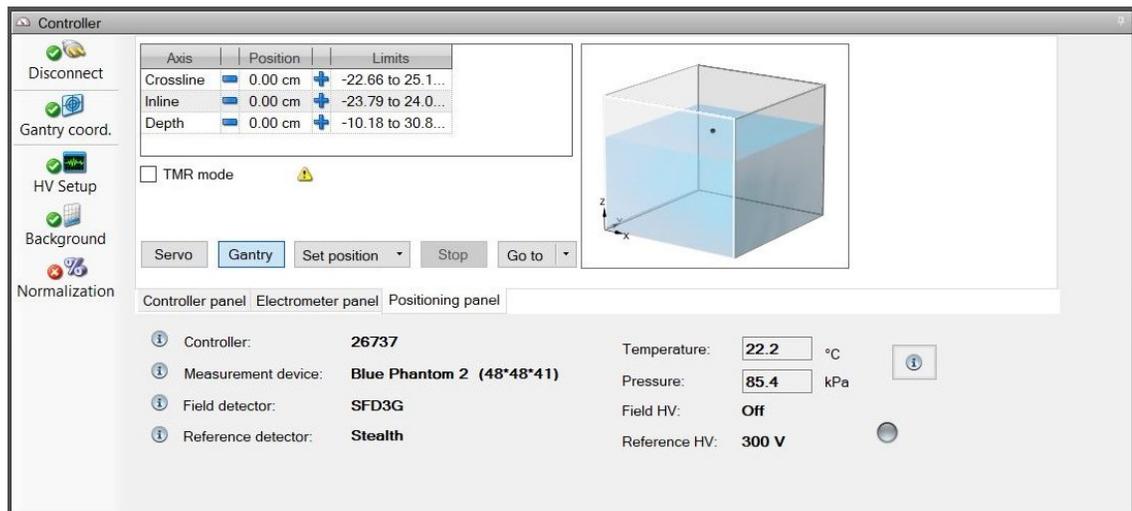


Figura 3.8. Conexión del controlador de myQA Accept. Fuente propia.

2. En el controlador del CCU, dirigirse a “Go to” en la pestaña de “Positioning Panel” y trasladar la cámara de campo a la profundidad de dosis máxima, que se encuentra justo debajo del punto de la superficie del agua.

- Irradiar 400 MU para estabilizar la respuesta de la cámara de campo y referencia, en la pestaña de “Electrometer Panel” del controlador del CCU, dar clic en “Normalize” y un instante después irradiar 100 MU adicionales.

3.4.3. Mediciones de myQA Accept

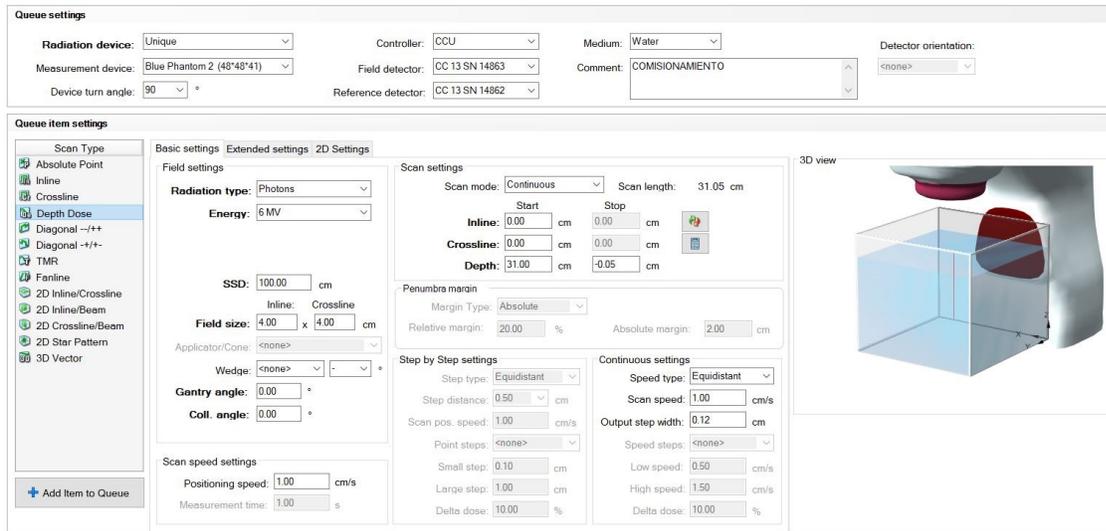


Figura 3.9. Configuración de la cola de mediciones de myQA Accept. Fuente propia.

- Ir a la pestaña “Queue Setup ” y crear la plantilla de la configuración de la cola para las medidas de haz requeridas, ver sección 3.3, utilizando la opción “Add Item to Queue” para ir agregando las mediciones, ver figura 3.9.

Item	V	P	M	Scan type	Scan mode	Radiation	Emer.	Field size l.	Field size cr.	SSD	Start posito.	Gantry a.	Collimator a.	Wedge type	Wedge a.	Start posito.	End posito.	Start posito.	End posito.	Abs. pen. m.	Rt
1	✓	✓	✓	Depth Dose	Continuous	Photons	6 MV	4.00 cm	4.00 cm	100.0	31.00 cm	0°	0°	<none>	-	0.00 cm	0.00 cm	0.00 cm	-0.05 cm	2.00 cm	20
2	✓	✓	✓	Inline	Continuous	Photons	6 MV	4.00 cm	4.00 cm	100.0	1.60 cm	0°	0°	<none>	-	0.00 cm	0.00 cm	-4.03 cm	1.60 cm	2.00 cm	20
3	✓	✓	✓	Crossline	Continuous	Photons	6 MV	4.00 cm	4.00 cm	100.0	1.60 cm	0°	0°	<none>	-	-4.03 cm	4.03 cm	0.00 cm	1.60 cm	2.00 cm	20
4	✓	✓	✓	Inline	Continuous	Photons	6 MV	4.00 cm	4.00 cm	100.0	5.00 cm	0°	0°	<none>	-	0.00 cm	0.00 cm	-4.10 cm	5.00 cm	2.00 cm	20
5	✓	✓	✓	Crossline	Continuous	Photons	6 MV	4.00 cm	4.00 cm	100.0	5.00 cm	0°	0°	<none>	-	-4.10 cm	4.10 cm	0.00 cm	5.00 cm	2.00 cm	20
6	✓	✓	✓	Inline	Continuous	Photons	6 MV	4.00 cm	4.00 cm	100.0	10.00 cm	0°	0°	<none>	-	0.00 cm	0.00 cm	-4.20 cm	10.00 cm	2.00 cm	20
7	✓	✓	✓	Crossline	Continuous	Photons	6 MV	4.00 cm	4.00 cm	100.0	10.00 cm	0°	0°	<none>	-	-4.20 cm	4.20 cm	0.00 cm	10.00 cm	2.00 cm	20
8	✓	✓	✓	Inline	Continuous	Photons	6 MV	4.00 cm	4.00 cm	100.0	20.00 cm	0°	0°	<none>	-	0.00 cm	0.00 cm	-4.40 cm	20.00 cm	2.00 cm	20
9	✓	✓	✓	Crossline	Continuous	Photons	6 MV	4.00 cm	4.00 cm	100.0	20.00 cm	0°	0°	<none>	-	-4.40 cm	4.40 cm	0.00 cm	20.00 cm	2.00 cm	20
10	✓	✓	✓	Inline	Continuous	Photons	6 MV	4.00 cm	4.00 cm	100.0	30.00 cm	0°	0°	<none>	-	0.00 cm	0.00 cm	-4.60 cm	30.00 cm	2.00 cm	20
11	✓	✓	✓	Crossline	Continuous	Photons	6 MV	4.00 cm	4.00 cm	100.0	30.00 cm	0°	0°	<none>	-	-4.60 cm	4.60 cm	0.00 cm	30.00 cm	2.00 cm	20
12	✓	✓	✓	Depth Dose	Continuous	Photons	6 MV	6.00 cm	6.00 cm	100.0	31.00 cm	0°	0°	<none>	-	0.00 cm	0.00 cm	0.00 cm	-0.05 cm	2.00 cm	20
13	✓	✓	✓	Crossline	Continuous	Photons	6 MV	6.00 cm	6.00 cm	100.0	1.60 cm	0°	0°	<none>	-	-5.05 cm	5.05 cm	0.00 cm	1.60 cm	2.00 cm	20
14	✓	✓	✓	Inline	Continuous	Photons	6 MV	6.00 cm	6.00 cm	100.0	1.60 cm	0°	0°	<none>	-	0.00 cm	0.00 cm	-5.05 cm	1.60 cm	2.00 cm	20
15	✓	✓	✓	Crossline	Continuous	Photons	6 MV	6.00 cm	6.00 cm	100.0	5.00 cm	0°	0°	<none>	-	-5.15 cm	5.15 cm	0.00 cm	5.00 cm	2.00 cm	20
16	✓	✓	✓	Inline	Continuous	Photons	6 MV	6.00 cm	6.00 cm	100.0	5.00 cm	0°	0°	<none>	-	0.00 cm	0.00 cm	-5.15 cm	5.00 cm	2.00 cm	20
17	✓	✓	✓	Crossline	Continuous	Photons	6 MV	6.00 cm	6.00 cm	100.0	10.00 cm	0°	0°	<none>	-	-5.30 cm	5.30 cm	0.00 cm	10.00 cm	2.00 cm	20
18	✓	✓	✓	Inline	Continuous	Photons	6 MV	6.00 cm	6.00 cm	100.0	10.00 cm	0°	0°	<none>	-	0.00 cm	0.00 cm	-5.30 cm	10.00 cm	2.00 cm	20
19	✓	✓	✓	Crossline	Continuous	Photons	6 MV	6.00 cm	6.00 cm	100.0	20.00 cm	0°	0°	<none>	-	-5.60 cm	5.60 cm	0.00 cm	20.00 cm	2.00 cm	20
20	✓	✓	✓	Inline	Continuous	Photons	6 MV	6.00 cm	6.00 cm	100.0	20.00 cm	0°	0°	<none>	-	0.00 cm	0.00 cm	-5.60 cm	20.00 cm	2.00 cm	20
21	✓	✓	✓	Crossline	Continuous	Photons	6 MV	6.00 cm	6.00 cm	100.0	30.00 cm	0°	0°	<none>	-	-5.90 cm	5.90 cm	0.00 cm	30.00 cm	2.00 cm	20
22	✓	✓	✓	Inline	Continuous	Photons	6 MV	6.00 cm	6.00 cm	100.0	30.00 cm	0°	0°	<none>	-	0.00 cm	0.00 cm	-5.90 cm	30.00 cm	2.00 cm	20
23	✓	✓	✓	Crossline	Continuous	Photons	6 MV	8.00 cm	8.00 cm	100.0	1.60 cm	0°	0°	<none>	-	-6.06 cm	6.06 cm	0.00 cm	1.60 cm	2.00 cm	20
24	✓	✓	✓	Inline	Continuous	Photons	6 MV	8.00 cm	8.00 cm	100.0	1.60 cm	0°	0°	<none>	-	0.00 cm	0.00 cm	-6.06 cm	1.60 cm	2.00 cm	20
25	✓	✓	✓	Crossline	Continuous	Photons	6 MV	8.00 cm	8.00 cm	100.0	5.00 cm	0°	0°	<none>	-	-6.20 cm	6.20 cm	0.00 cm	5.00 cm	2.00 cm	20
26	✓	✓	✓	Inline	Continuous	Photons	6 MV	8.00 cm	8.00 cm	100.0	5.00 cm	0°	0°	<none>	-	0.00 cm	0.00 cm	-6.20 cm	5.00 cm	2.00 cm	20
27	✓	✓	✓	Crossline	Continuous	Photons	6 MV	8.00 cm	8.00 cm	100.0	10.00 cm	0°	0°	<none>	-	-6.40 cm	6.40 cm	0.00 cm	10.00 cm	2.00 cm	20
28	✓	✓	✓	Inline	Continuous	Photons	6 MV	8.00 cm	8.00 cm	100.0	10.00 cm	0°	0°	<none>	-	0.00 cm	0.00 cm	-6.40 cm	10.00 cm	2.00 cm	20

Figura 3.10. Cola de mediciones de myQA Accept. Fuente propia.

2. Revisar todos los elementos de la cola de mediciones y verificar que coincidan con las medidas de haz requeridas de la sección 3.3.
3. Posicionar el sistema de maniquí de agua en el LINAC, ver sección 3.4.1 y conectar el controlador del software, ver sección 3.4.2.
4. Ir a la consola de tratamiento del LINAC y colocar 10000 MU en modo servicio, poner el tamaño de campo de 4 cm x 4 cm y empezar a irradiar.
5. Seleccionar todas las casillas de la cola que sean para el tamaño de campo de 4 cm x 4 cm, ver figura 3.9, dar clic al botón “Start” para empezar a medir.
6. Al finalizar la toma de datos de 4 cm x 4 cm, ir a la consola de tratamiento del acelerador lineal para detener el haz de radiación y colocar el tamaño de campo de 6 cm x 6 cm. Empezar a irradiar nuevamente.
7. Seleccionar todas las casillas de la cola de mediciones que sean para el tamaño de campo de 6 cm x 6 cm. Iniciar la toma de datos.
8. Detener el haz de radiación y repetir la misma mecánica que con los campos anteriores hasta haber tomado los datos de todas las medidas de haz requeridas del acelerador lineal, ver sección 3.3.
9. Evaluar los resultados en la pestaña de “Measurement”, normalizar los datos al máximo de dosis y exportar los resultados en formato ASCII.

3.5. Protocolo IAEA TRS-430

El protocolo TRS-430 del IAEA establece que hay tolerancias en el cálculo de dosis de fotones, considerando que hay diferencias numéricas entre las mediciones y los cálculos del TPS. Las diferencias están relacionadas con la ubicación dentro del haz, ver figura 3.11 y la geometría del paciente. Un método eficaz para comparar las mediciones y los cálculos es analizar estadísticamente las desviaciones, ver ecuación 3.1. Existen métodos para definir criterios de aceptabilidad en el cálculo de dosis de fotones en radioterapia, ver tabla 3.8. La desviación entre un resultado medido y calculado es la diferencia entre el valor y el valor esperado obtenido a partir de algún otro método, en este caso se obtiene con el modelo de cálculo de dosis de fotones (AAA), estos datos se caracterizan por ser completamente repetibles si los parámetros de cálculo son idénticos (grilla de cálculo, geometría, tamaño de campo, técnica de tratamiento, volumen objetivo, energía, punto de cálculo, etc.).

Se define la desviación entre los cálculos y las mediciones del haz para los datos de referencia y se expresa como porcentaje de la dosis medida localmente [24]:

$$\delta = 100 \times \frac{(D_{calc} - D_{meas})}{D_{meas}} \quad (3.1)$$

donde D_{calc} es la dosis calculada en un punto por el modelo comisionado y D_{meas} es la dosis medida en el mismo punto en los datos de referencia, que fueron tomados para comisionar el modelo de cálculo de dosis.

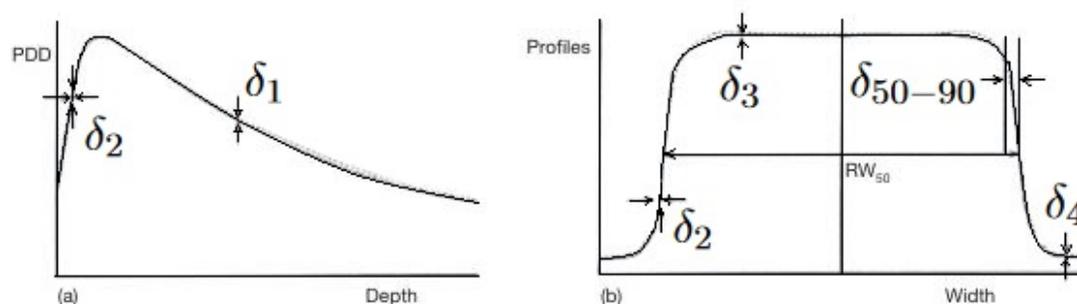


Figura 3.11. Regiones con diferentes capacidades de precisión δ_1 , δ_2 , δ_3 , δ_4 y δ_{50-90} para los cálculos de dosis de haces de fotones: a) curva de (PDD) y b) perfil de dosis lateral. Fuente: imagen modificada de [24].

Tabla 3.8. Regiones con diferentes desviaciones δ . Fuente: tabla modificada de [24]

	Ubicación	Tipo de región	Geometría simple	Geometría compleja
δ_1	Eje central del haz	Dosis alta, pequeño gradiente de dosis	2 %	3 %
δ_2	Región de “Build up” en el eje central y región de penumbra de los perfiles.	Dosis alta, alto gradiente de dosis	2 mm o 10 %	3 mm o 15 %
δ_3	Región fuera del eje central del haz	Dosis alta, pequeño gradiente de dosis	3 %	3 %
δ_4	Bordes exteriores del haz	Dosis baja, pequeño gradiente de dosis	3 %	4 %
δ_{50-90}	Franja del haz	Dosis entre 50 % y 90 %	2 mm	3 mm

4. RESULTADOS

4.1. Factores de campo

Tabla 4.1. Tabla de factores de campo (OF) medidos del UniqueTM. Fuente: tabla propia

		Transversal x (cm)							
		3	5	7	10	15	20	30	40
Longitudinal y (cm)	3	0.885	0.901	0.909	0.917	0.922	0.926	0.930	0.931
	5	0.904	0.932	0.936	0.939	0.943	0.946	0.953	0.976
	7	0.918	0.938	0.965	0.967	0.968	0.969	0.974	1.006
	10	0.927	0.944	0.969	1.000	0.997	0.996	0.998	1.035
	15	0.934	0.949	0.973	1.001	1.036	1.030	1.027	1.064
	20	0.938	0.954	0.976	1.002	1.032	1.036	1.049	1.079
	30	0.941	0.962	0.982	1.004	1.031	1.052	1.089	1.100
	40	0.942	0.988	1.016	1.042	1.067	1.083	1.099	1.107

En la tabla 4.1 están los datos de factores de campo (OF) medidos a 5 cm de profundidad, que se utilizaron para configurar el modelo de cálculo de dosis (AAA), estos datos son característicos de la unidad de tratamiento UniqueTM y se encuentran normalizados en el campo de referencia, es decir el campo de 10 cm x 10 cm. Los datos son ingresados durante el proceso de creación de la máquina virtual en la pestaña “New Beam Data” de la sección de trabajo “Beam Configuration” de la categoría “Treatment Planning” del TPS EclipseTM.

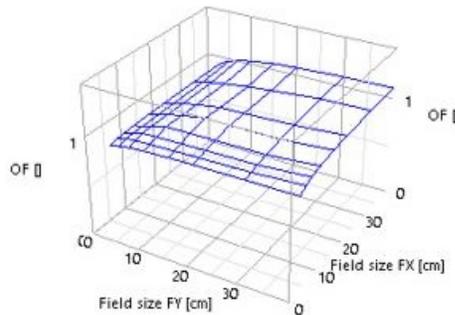


Figura 4.1. Factores de campo del LINAC UniqueTM. Fuente: imagen propia.

4.2. Distribuciones de haces de fotones

4.2.1. Curvas de porcentaje de dosis en profundidad

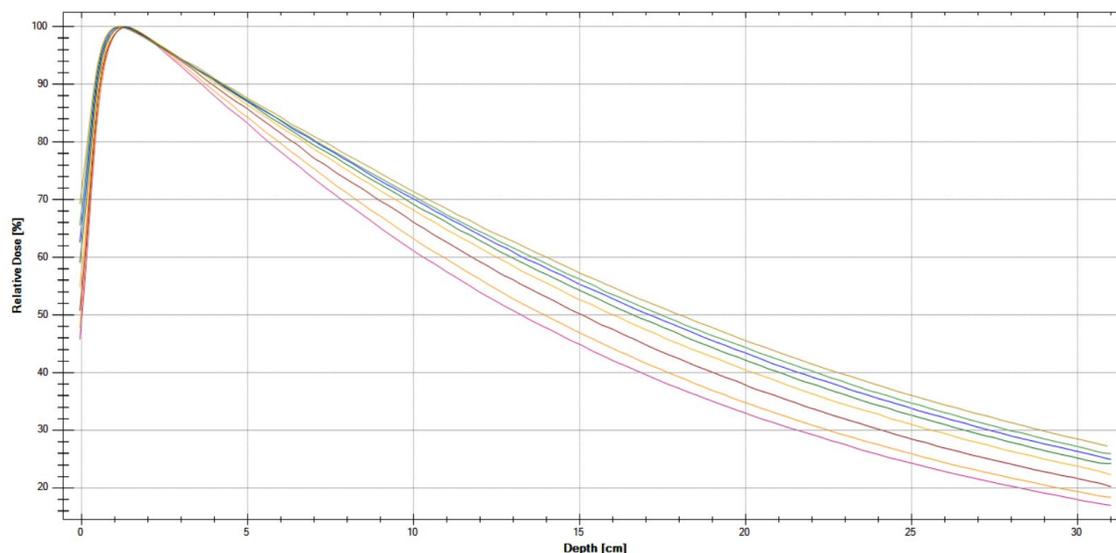


Figura 4.2. Curvas de porcentaje de dosis en profundidad del acelerador lineal Unique™ con energía nominal de 6 MV para 8 tamaños de campo cuadrados. Fuente: imagen propia.

La figura 4.2 muestra los resultados de la toma de datos de las curvas de PDD para algunos tamaños de campo cuadrados, ver tabla 4.2, obtenidos a través del software myQA Accept y el maniquí Blue Phantom². Estas curvas son específicas del acelerador lineal Unique™ con energía nominal de 6 MV ubicado en la Liga Nacional contra el Cáncer. Estos datos son ingresados durante el proceso de creación de la máquina virtual en la pestaña “New Beam Data” de la sección de trabajo “Beam Configuration” de la categoría “Treatment Planning” del TPS Eclipse™ para poder modelar el algoritmo de cálculo de dosis de fotones (AAA). Durante la configuración del modelo hay que ingresar las medidas de haz requeridas, la información y los parámetros de la unidad de tratamiento. Se puede observar en la figura 4.2, las curvas se encuentran normalizadas en la profundidad del máximo de dosis.

Tabla 4.2. Datos de dosis a 100 mm de profundidad (D100) y dosis a 200 mm de profundidad (D200), de las curvas de PDD de 8 tamaños de campo. Fuente: tabla propia.

Campo (cm ²)	4 x 4	6 x 6	10x10	15x15	20x20	25x25	30x30	40x40
D100 (%)	61.11	63.23	66.06	68.17	69.16	70.13	70.62	71.39
D200 (%)	32.98	34.79	37.84	40.44	42.14	43.43	44.38	45.55

4.2.2. Perfiles de dosis longitudinales

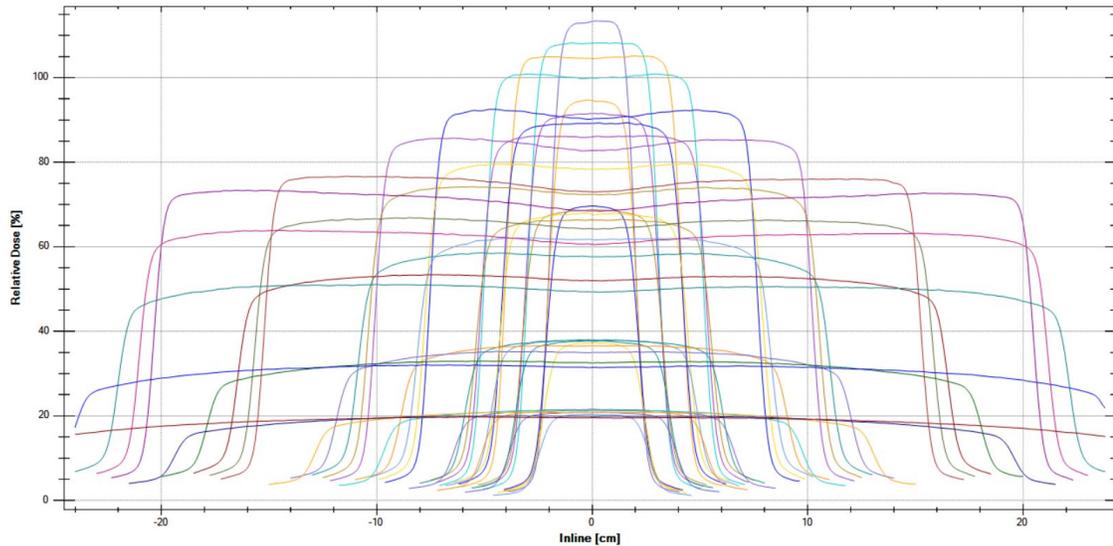


Figura 4.3. Perfiles de dosis longitudinales sin normalización. Fuente: imagen propia.

La figura 4.3 contiene todos los perfiles de dosis en el eje longitudinal, que son parte de las medidas de haz requeridas para alimentar el modelo de cálculo de dosis de fotones, en esta figura se puede observar que los perfiles no están normalizados. Esta gráfica muestra los perfiles de dosis para los siguientes tamaños de campo cuadrados (cm^2): 4 x 4, 6 x 6, 8 x 8, 10 x 10, 15 x 15, 20 x 20, 30 x 30 y 40 x 40. Para cada tamaño de campo se midió a 5 diferentes profundidades: 1.6 cm, 5 cm, 10 cm, 20 cm y 30 cm. Antes de ingresar los datos en la configuración del TPS es necesario normalizarlos. Estos perfiles de dosis son específicos del acelerador lineal UniqueTM con energía nominal de 6 MV. La tabla 4.3 puede ser utilizada de referencia para los controles anuales del equipo.

Tabla 4.3. Tabla de planitud, simetría y penumbra, de los perfiles de dosis longitudinales para diferentes tamaños de campo a una profundidad de 5 cm. Fuente: tabla propia.

Campo	Profundidad	Planitud	Simetría	Penumbra
04 cm x 04 cm	5 cm	8.39 %	0.74 %	0.69 cm - 0.70 cm
06 cm x 06 cm	5 cm	3.94 %	0.71 %	0.72 cm - 0.73 cm
08 cm x 08 cm	5 cm	1.96 %	0.37 %	0.72 cm - 0.75 cm
10 cm x 10 cm	5 cm	1.32 %	0.45 %	0.75 cm - 0.75 cm
15 cm x 15 cm	5 cm	1.05 %	0.36 %	0.77 cm - 0.78 cm
20 cm x 20 cm	5 cm	1.31 %	0.53 %	0.79 cm - 0.80 cm
30 cm x 30 cm	5 cm	2.03 %	1.12 %	0.82 cm - 0.82 cm
40 cm x 40 cm	5 cm	2.71 %	1.40 %	0.84 cm - 0.85 cm

4.2.3. Perfiles de dosis transversales

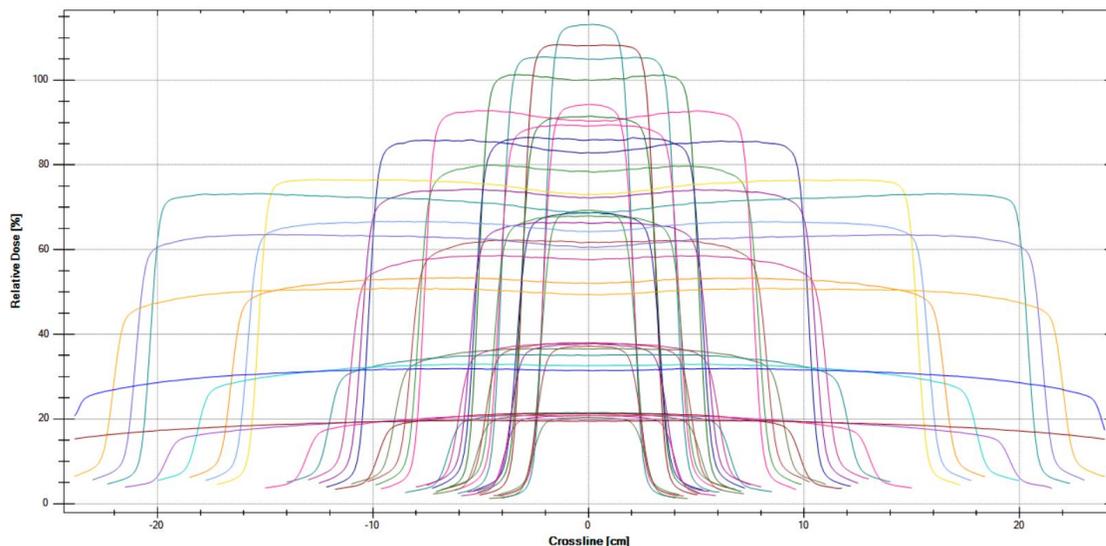


Figura 4.4. Perfiles de dosis transversales sin normalización Fuente: imagen propia.

La figura 4.4 contiene todos los perfiles de dosis en el eje transversal, que son parte de las medidas de haz requeridas para alimentar el modelo de cálculo de dosis de fotones, en esta figura se puede observar que los perfiles no están normalizados. Esta gráfica muestra los perfiles de dosis para los siguientes tamaños de campo cuadrado (cm^2): 4 x 4, 6 x 6, 8 x 8, 10 x 10, 15 x 15, 20 x 20, 30 x 30 y 40 x 40. Para cada tamaño de campo se midió a 5 diferentes profundidades: 1.6 cm, 5 cm, 10 cm, 20 cm y 30 cm. Antes de ingresar los datos en la configuración del TPS es necesario normalizarlos. Estos perfiles de dosis son específicos del acelerador lineal UniqueTM con energía nominal de 6 MV. La tabla 4.4, puede ser utilizada de referencia para los controles anuales del equipo.

Tabla 4.4. Tabla de planitud, simetría y penumbra, de los perfiles de dosis transversales para diferentes tamaños de campo a una profundidad de 5 cm. Fuente: tabla propia.

Campo	Profundidad	Planitud	Simetría	Penumbra
04 cm x 04 cm	5 cm	6.75 %	0.76 %	0.63 cm - 0.64 cm
06 cm x 06 cm	5 cm	2.87 %	0.30 %	0.65 cm - 0.65 cm
08 cm x 08 cm	5 cm	1.58 %	0.18 %	0.66 cm - 0.67 cm
10 cm x 10 cm	5 cm	1.18 %	0.56 %	0.67 cm - 0.68 cm
15 cm x 15 cm	5 cm	1.02 %	0.39 %	0.69 cm - 0.71 cm
20 cm x 20 cm	5 cm	1.41 %	0.38 %	0.71 cm - 0.71 cm
30 cm x 30 cm	5 cm	1.81 %	0.39 %	0.74 cm - 0.74 cm
40 cm x 40 cm	5 cm	2.46 %	0.38 %	0.75 cm - 0.75 cm

4.2.4. Perfiles de dosis diagonales

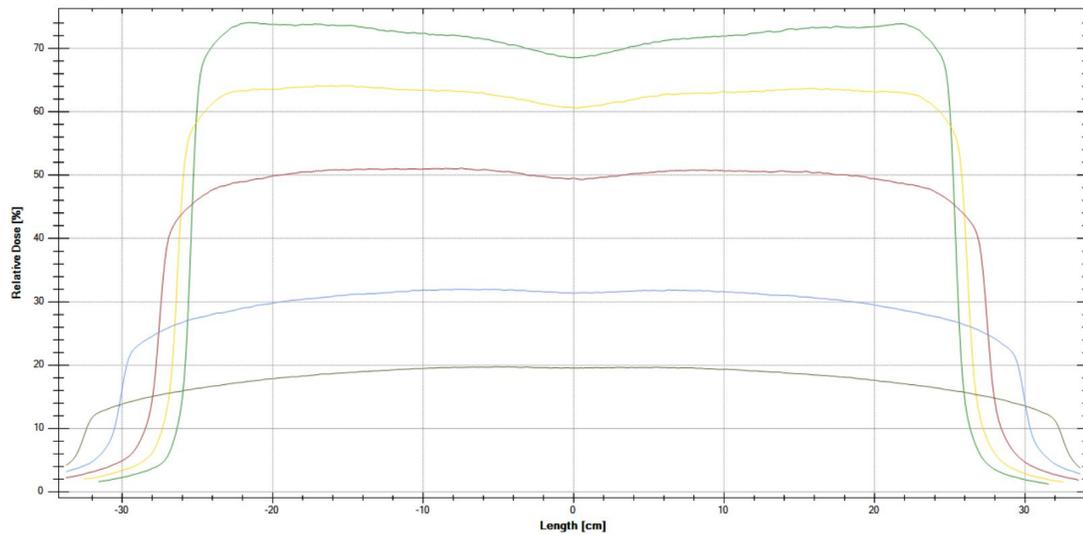


Figura 4.5. Perfiles de dosis diagonales sin normalización. Fuente: imagen propia.

La figura 4.5 ilustra el perfil de dosis relativa en dirección diagonal para un tamaño de campo de 40 cm x 40 cm a 5 diferentes profundidades: 1.6 cm, 5 cm, 10 cm, 20 cm y 30 cm. Esta información es parte de las medidas de haz requeridas para alimentar el modelo de cálculo de dosis de fotones. Estas curvas son específicas del acelerador lineal UniqueTM, con energía nominal de 6 MV de la Liga Nacional contra el Cáncer. Antes de ingresar los datos en la configuración del TPS es necesario normalizarlos. La siguiente tabla puede ser utilizada como referencia para los controles anuales del equipo. Estos datos son ingresados durante el proceso de creación de la máquina virtual en la pestaña “New Beam Data” de la sección de trabajo “Beam Configuration” de la categoría “Treatment Planning”. La forma geométrica de los perfiles de dosis diagonales se caracteriza por tener una alta sensibilidad a pequeños cambios en el posicionamiento del haz de radiación y puede servir como un indicador relacionado con la precisión del tratamiento.

Tabla 4.5. Tabla de planitud, simetría y penumbra de los perfiles de dosis diagonales para un tamaño de campo de 40 cm x 40 cm a diferentes profundidades. Fuente: tabla propia.

Campo	Profundidad	Planitud	Simetría	Penumbra
40 cm x 40 cm	1.6 cm	3.74 %	0.87 %	0.93 cm - 0.95 cm
	5 cm	2.79 %	0.87 %	1.15 cm - 1.16 cm
	10 cm	2.46 %	0.98 %	1.54 cm - 1.55 cm
	20 cm	7.12 %	1.26 %	3.71 cm - 3.85 cm
	30 cm	11.11 %	1.70 %	7.32 cm - 7.48 cm

4.2.5. Perfiles de dosis de cuñas dinámicas

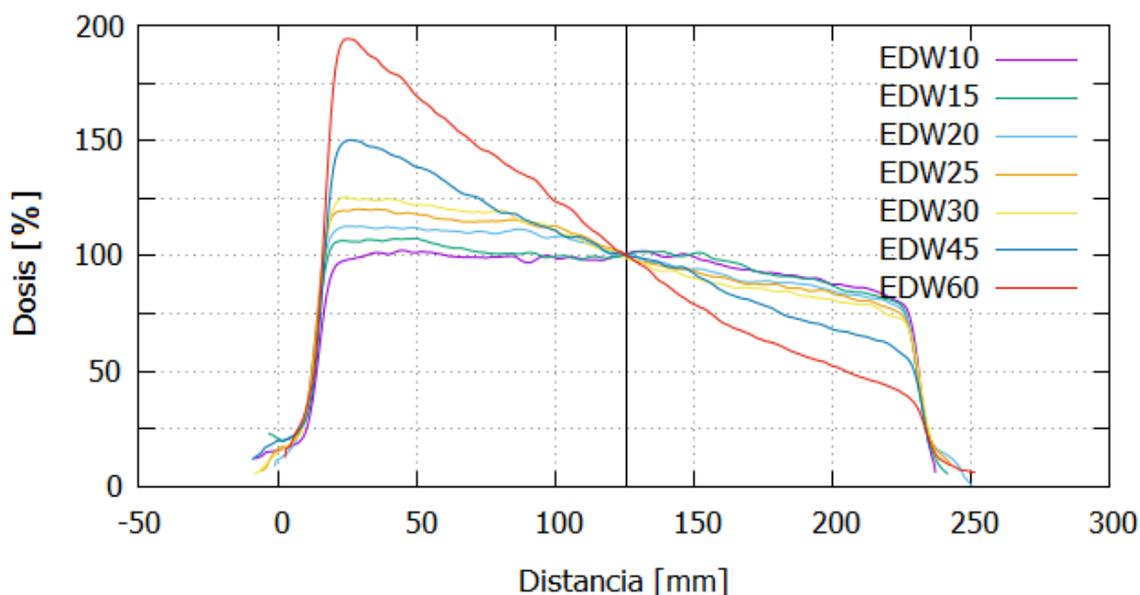


Figura 4.6. Perfiles de dosis de cuñas dinámicas del UniqueTM. Fuente: imagen propia.

En la figura 4.6 se puede observar los perfiles de dosis medidos a 10 cm de profundidad con película radiocrómica, escaner convencional y maniquí de agua sólida equivalente obtenidos al emplear diferentes cuñas dinámicas (EDW, por sus siglas en inglés) para un tamaño de campo 20 cm x 20 cm a SSD 100 cm. Las curvas están ajustadas para visualizarlas con un centro común (126 mm). Están los perfiles de las cuñas dinámicas de diferentes ángulos: 10°, 15°, 20°, 25°, 30°, 45° y 60°.

Cabe mencionar que las cuñas dinámicas son aquellas que utilizan el movimiento continuo de una de las mandíbulas o de los colimadores, logrando disminuir progresivamente el tamaño del campo mientras el equipo está irradiando, con el fin de simular el efecto de una cuña física. Para poder utilizar las cuñas dinámicas en la entrega de tratamientos, se hizo la configuración y se vincularon las cuñas dinámicas en la computadora de la consola de control tratamiento del LINAC.

Estos perfiles se consideran con el comisionamiento de las cuñas, aunque en este caso solo es una validación de las mismas, ya que al TPS no es necesario ingresarle ningún dato para que las produzca. Solo se verifican para validarlas y poder utilizarlas clínicamente.

4.3. Procesamiento de datos y comisionamiento

Se guardó el proyecto completo en formato .opab, se hizo la normalización de todos los perfiles y curvas de dosis en el máximo. Se aplicó la función de suavizado para reducir las perturbaciones o picos en las mediciones. Se utilizó el algoritmo de suavizado Bezier, que tiene una pendiente suave en la juntura. Está basado en los polinomios de Bezier. Estos polinomios están conectados con un gradiente continuo en la unión. La curva medida es aproximada por un conjunto de vectores conocidos como el polígono característico. El número de puntos de base es equivalente al número de interpolaciones. [6].

Se hizo la exportación de todos los datos de las curvas de dosis en profundidad, los perfiles transversales, los perfiles longitudinales, los perfiles diagonales y los factores de campo, en formato ASCII, sin embargo, el formato ASCII del programa myQA Accept no era compatible con el formato ASCII que lee y utiliza el TPS, para convertir de un formato a otro se requería una licencia adicional. La Liga Nacional contra el Cáncer tiene una relación de colaboración con profesionales en el campo de la radioterapia de la Universidad de Washington en San Luis, Estados Unidos de América. Por lo que se les pidió apoyo para llevar a cabo la configuración al formato ASCII compatible para EclipseTM.

Los parámetros del LINAC y los datos convertidos se ingresaron durante el proceso de creación de la máquina virtual y configuración del modelo de cálculo de dosis de fotones (AAA), en la pestaña “New Beam Data” de la sección de trabajo “Beam Configuration” de la categoría “Treatment Planning” del sistema de planificación de tratamiento EclipseTM [2].

Una vez completada la máquina virtual ya se pudo calcular dosis de haces de fotones con el modelo (AAA). Se realizó una comparación de los datos medidos para el comisionamiento y los datos calculados por el TPS, para poder garantizar que el comisionamiento se hizo correctamente. Se validó el modelo de cálculo, utilizando las tolerancias para las diferentes regiones de precisión de cálculo y los criterios de diferencia de dosis (DD) y de distancia para la concordancia de dosis (DTA, por sus siglas en inglés). Se realizó una verificación dosimétrica del cálculo del TPS para algunos casos de configuración de haz, utilizando equipo de dosimetría absoluta: cámara de ionización calibrada, cable triaxial, electrómetro, maniquí de agua, etc.

4.4. Comparación de los datos medidos y calculados

4.4.1. Comparación del PDD de 10 cm x 10 cm



Figura 4.7. Gráfica de comparación del PDD medido y el PDD calculado por el TPS para el tamaño de campo de referencia, 10 cm x 10 cm. Fuente: imagen propia.

4.4.2. Comparación de las curvas de PDD

Tabla 4.6. Diferencia de profundidad (DTA) a la dosis máxima y a la dosis del 50 %.

Tamaño de campo	Diferencia de profundidad (mm) a la dosis máxima	Diferencia de profundidad (mm) a la dosis del 50 %
4 cm x 4 cm	N/A	1.215
6 cm x 6 cm	N/A	1.285
10 cm x 10 cm	N/A	0.972
15 cm x 15 cm	N/A	1.253
20 cm x 20 cm	N/A	1.712
25 cm x 25 cm	N/A	1.113
30 cm x 30 cm	N/A	0.786
40 cm x 40 cm	N/A	-0.130

Se comparó los PDD medidos y los PDD calculados por el modelo de la máquina virtual creada en el TPS y se obtuvo la diferencia de profundidad (DTA) a la dosis del 50 %, ver tabla 4.6. Todas las curvas están normalizadas en el máximo.

Tabla 4.7. Diferencia de dosis (DD) a 10 cm y 20 cm de profundidad.

Tamaño de campo	Diferencia de dosis (%) a 10 cm de profundidad	Diferencia de dosis (%) a 20 cm de profundidad
4 cm x 4 cm	0.682	0.074
6 cm x 6 cm	0.541	0.321
10 cm x 10 cm	0.477	0.388
15 cm x 15 cm	0.369	0.352
20 cm x 20 cm	0.613	0.273
25 cm x 25 cm	0.450	0.108
30 cm x 30 cm	0.476	-0.064
40 cm x 40 cm	0.363	-0.177

Se obtuvo la diferencia de dosis (DD) de las curvas de PDD medidas y las curvas de PDD calculadas por el modelo (AAA) para dos profundidades: 10 cm y 20 cm, ver tabla 4.7. Hay valores más altos de diferencia de dosis (DD) en los datos obtenidos a 10 cm de profundidad que los de 20 cm de profundidad.

4.4.3. Curva de diferencias del PDD de 10 cm x 10 cm

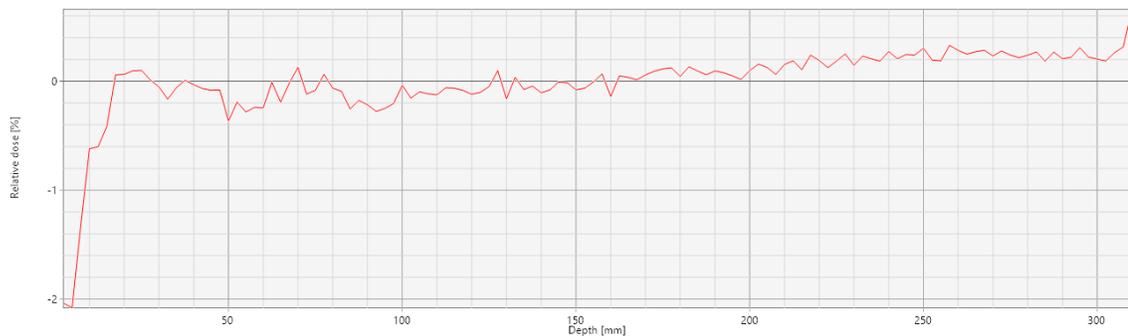


Figura 4.8. Curva de diferencias del PDD de 10 cm x 10 cm. Fuente: imagen propia.

La figura 4.8 muestra las diferencias en dosis relativa (%) entre los datos medidos y los datos calculados en todos los puntos de profundidad (mm) del PDD.

4.4.4. Comparación de los perfiles de dosis transversales

Se hizo la comparación de perfiles de dosis medidos vs. calculados por el TPS:

4.4.4.1. Perfil de dosis transversal de 4 cm x 4 cm

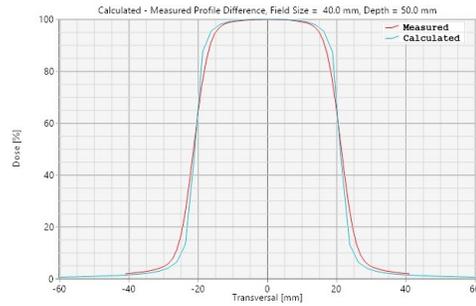


Figura 4.9. Gráfica de comparación del perfil de dosis transversal medido vs. calculado de un tamaño de campo de 4 cm x 4 cm a 5 cm de profundidad. Fuente: imagen propia.

4.4.4.2. Perfil de dosis transversal de 6 cm x 6 cm

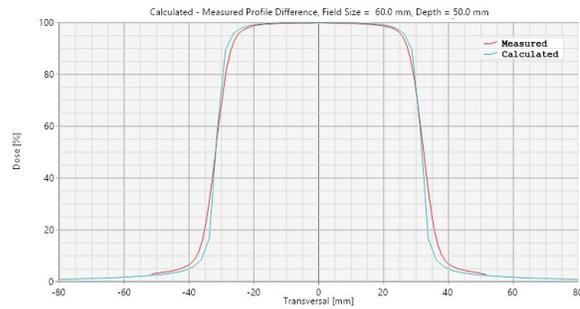


Figura 4.10. Gráfica de comparación del perfil de dosis transversal medido vs. calculado de un tamaño de campo de 6 cm x 6 cm a 5 cm de profundidad. Fuente: imagen propia.

4.4.4.3. Perfil de dosis transversal de 8 cm x 8 cm

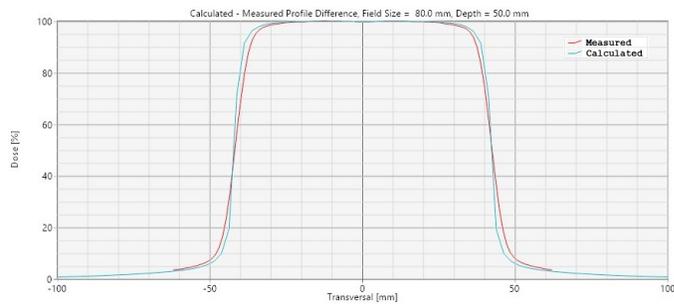


Figura 4.11. Gráfica de comparación del perfil de dosis transversal medido vs. calculado de un tamaño de campo de 8 x 8 cm a 5 cm de profundidad. Fuente: imagen propia.

4.4.4.4. Perfil de dosis transversal de 10 cm x 10 cm

Tabla 4.8. Tabla de diferencia de distancia (DTA) fuera del eje del lado izquierdo y derecho, a una dosis de 80 %, 50 % y 20 %, respectivamente. Fuente: tabla propia.

Profundidad	1.6 cm	5 cm	10 cm	20 cm	30 cm
$\Delta_{I80\%}$ (mm)	-0.833	-1.520	-1.687	-1.271	-1.135
$\Delta_{I50\%}$ (mm)	0.538	0.410	0.373	0.437	0.444
$\Delta_{I20\%}$ (mm)	1.376	1.867	1.719	1.620	1.128
$\Delta_{D80\%}$ (mm)	0.882	1.519	1.573	1.038	0.859
$\Delta_{D50\%}$ (mm)	-0.498	-0.410	-0.458	-0.635	-0.763
$\Delta_{D20\%}$ (mm)	-1.437	-1.899	-1.934	-1.886	-1.789

Se obtuvo los valores de distancia fuera del eje del lado izquierdo y del lado derecho para una dosis de 80 %, 50 % y 20 %, del perfil de dosis transversal medido y calculado, de tamaño de campo de 10 cm x 10 cm a la profundidad de 1.6 cm, 5 cm, 10 cm, 20 cm y 30 cm. Con estos datos se calculó la diferencia de distancia (DTA) fuera del eje del lado izquierdo Δ_I y del lado derecho Δ_D para cada valor de dosis, ver tabla 4.8, los resultados obtenidos de las diferencias son menores a 2 mm.

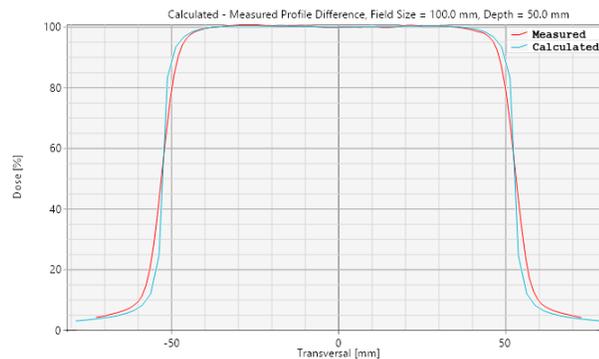


Figura 4.12. Gráfica de comparación del perfil de dosis transversal medido vs. calculado de un tamaño de campo de 10 x 10 cm a 5 cm de profundidad. Fuente: imagen propia.

Se comparó el perfil de dosis transversal medido y calculado, del campo de referencia de 10 cm x 10 cm, ver figura 4.12. No se observan diferencias en la región de dosis alta con pequeño gradiente, es decir, en la región plana del haz entre el perfil medido y calculado. Se observan pequeñas diferencias en la región de “Build up”, que es una región con dosis alta y alto gradiente de dosis, para la dosis de 20 % y en la región de la franja del haz, para la dosis de 50 % y 80 %, ver tabla 4.8.

4.4.4.5. Perfil de dosis transversal de 15 cm x 15 cm

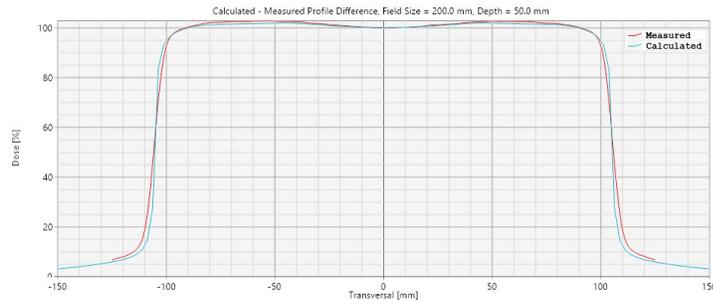


Figura 4.13. Gráfica de comparación del perfil de dosis transversal medido vs. calculado de un tamaño de campo de 15 cm x 15 cm a 5 cm de profundidad. Fuente: imagen propia.

4.4.4.6. Perfil de dosis transversal de 20 cm x 20 cm

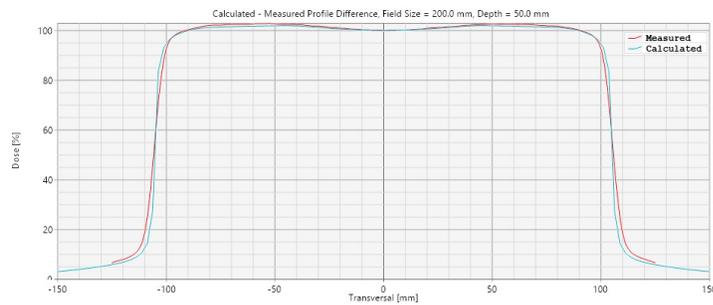


Figura 4.14. Gráfica de comparación del perfil de dosis transversal medido vs. calculado de un tamaño de campo de 20 x 20 cm a 5 cm de profundidad. Fuente: imagen propia.

4.4.4.7. Perfil de dosis transversal de 30 cm x 30 cm

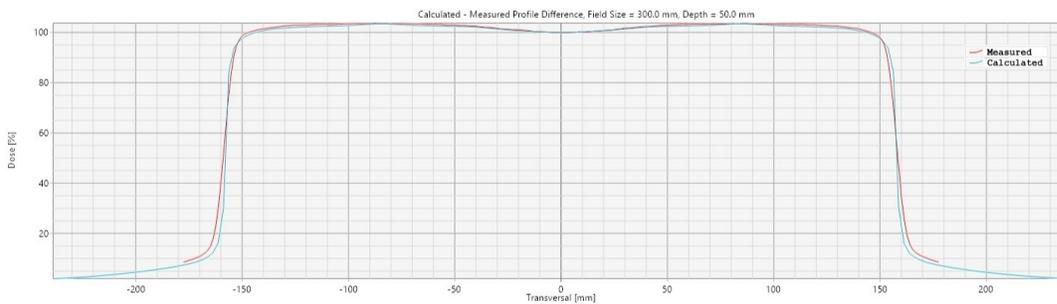


Figura 4.15. Gráfica de comparación del perfil de dosis transversal medido vs. calculado de un tamaño de campo de 30 x 30 cm a 5 cm de profundidad. Fuente: imagen propia.

4.4.4.8. Perfil de dosis transversal de 40 cm x 40 cm

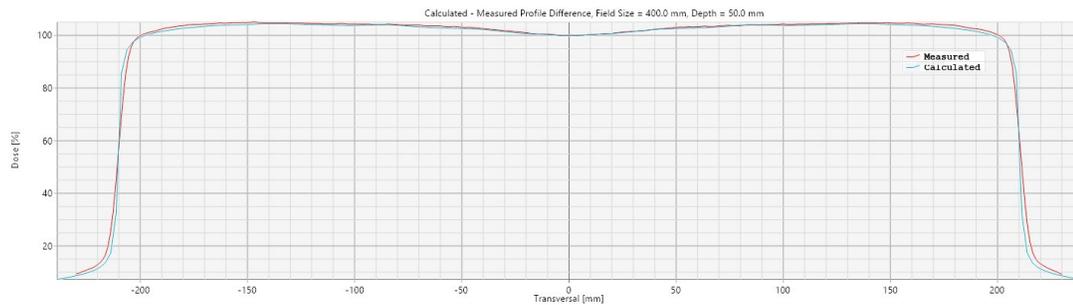


Figura 4.16. Gráfica de comparación del perfil de dosis transversal medido vs. calculado de un tamaño de campo de 40 x 40 cm a 5 cm de profundidad. Fuente: imagen propia.

4.4.5. Comparación del perfil de dosis diagonal

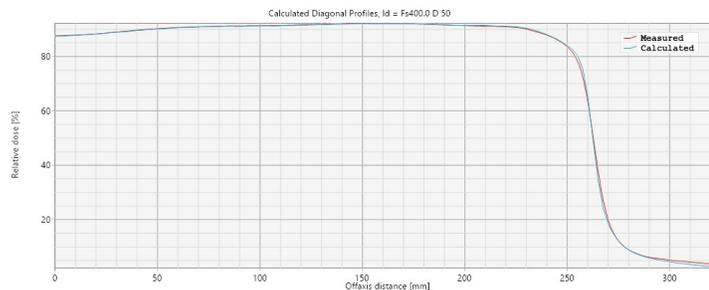


Figura 4.17. Comparación del perfil de dosis diagonal medido contra el calculado de un tamaño de campo de 40 x 40 cm a 5 cm de profundidad. Fuente: imagen propia.

Se comparó el perfil de dosis diagonal medido y calculado para el tamaño de campo más grande. Se observa la disminución del efecto del filtro aplanador del haz.

4.5. Verificaciones dosimétricas

Se realizaron algunos cálculos de dosis de fotones para algunas configuraciones de haz: campo directo, campo oblicuo, campo con cuna, caja de 4 campos, entre otras; en donde se comparó la dosis calculada por el modelo (AAA) creado en el TPS y la dosis medida con dosimetría absoluta [20], para los mismos puntos dentro de un maniquí de agua, obteniendo así el error relativo o las desviaciones entre ambas formas. Los siguientes casos de comparaciones se realizaron para asegurar la precisión del cálculo de dosis de fotones [24][7][5]. Esto se realizó como parte de la aceptación del modelo de cálculo para su uso clínico.

Para los planes calculados en el TPS se utilizó una resolución de cálculo de 0.25 cm y se empleó la corrección por heterogeneidad del modelo (AAA). El tipo de normalización de campo que se usó fue de 100 % de la dosis en el isocentro. Se realizó una tomografía del maniquí de agua con la cámara de ionización calibrada colocada en el espacio del inserto. Se mandó a la red y se cargó en el TPS, para luego proceder a realizar los 14 planes sobre la tomografía utilizando el acelerador lineal Unique™ con el modelo (AAA) que se comisionó con la toma de datos de las medidas de haz requeridas, ver de la sección 4.5.1 a la 4.5.14.

4.5.1. Campo abierto 10 cm x 10 cm SSD 100 cm

Tabla 4.9. Condiciones de referencia. Punto de referencia: cámara de ionización.

Campo abierto 10 cm x 10 cm	
SSD	100 cm
Profundidad de cálculo d	5 cm
Gantry y colimador	0 y 0
UM	115
Lecturas	15.44 nC, 15.43 nC y 15.43 nC
Dosis calculada	100 cGy
Dosis medida	99.67 cGy
Error relativo δ	0.33 %
Tolerancia	2 %

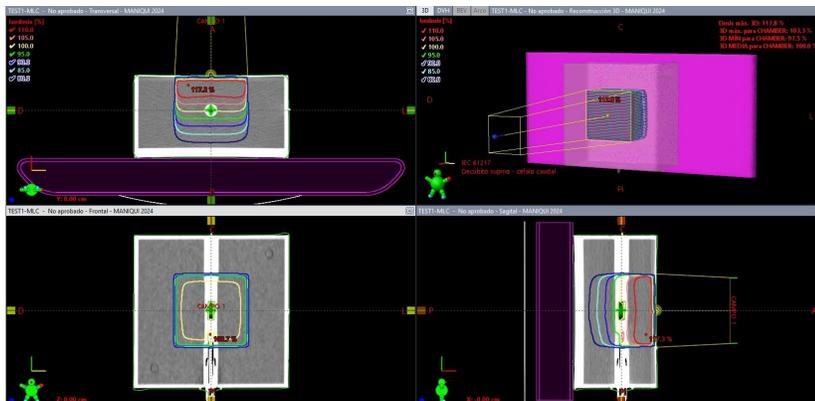


Figura 4.18. Campo abierto 10 cm x 10 cm SSD 100 cm. Fuente: imagen propia.

4.5.2. Campo abierto 5 cm x 5 cm SSD 100 cm

Tabla 4.11. Condiciones de referencia: SSD: 100 cm, profundidad de cálculo 'd': 5 cm, gantry: 0, colimador: 0, UM: 123, tamaño de campo: 5 cm x 5 cm y punto de referencia: cámara de ionización.

Campo abierto 5 cm x 5 cm SSD 100 cm			
Lecturas	Dosis calculada	Dosis medida	Error
15.44 nC, 15.44 nC y 15.43 nC	100 cGy	99.69 cGy	0.31 %

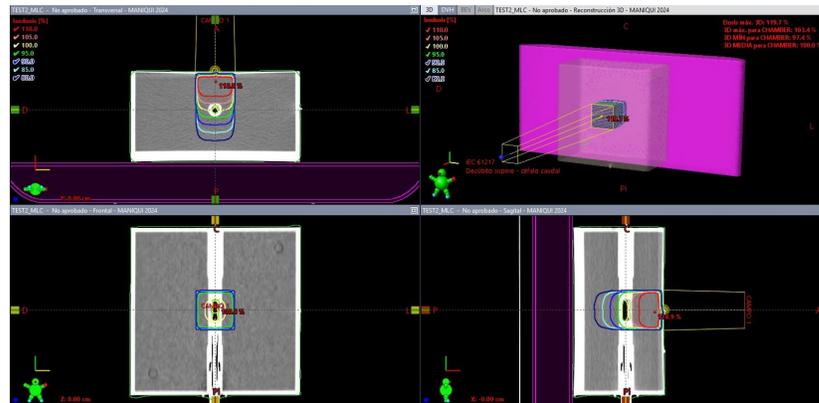


Figura 4.19. Campo abierto 5 cm x 5 cm SSD 100 cm. Fuente: imagen propia.

La tolerancia para esta verificación de cálculo de dosis es de 2 %, es un campo abierto, tiene geometría simple.

4.5.3. Campo abierto 10 cm x 10 cm SAD 95 cm

Tabla 4.12. Condiciones de referencia: SAD: 95 cm, profundidad de cálculo 'd': 5 cm, gantry: 0, colimador: 0, UM: 104, tamaño de campo: 10 cm x 10 cm y punto de referencia: cámara de ionización.

Campo abierto 10 cm x 10 cm SAD 95 cm			
Lecturas	Dosis calculada	Dosis medida	Error
15.39 nC, 15.38 nC y 15.38 nC	100 cGy	99.34 cGy	0.66 %

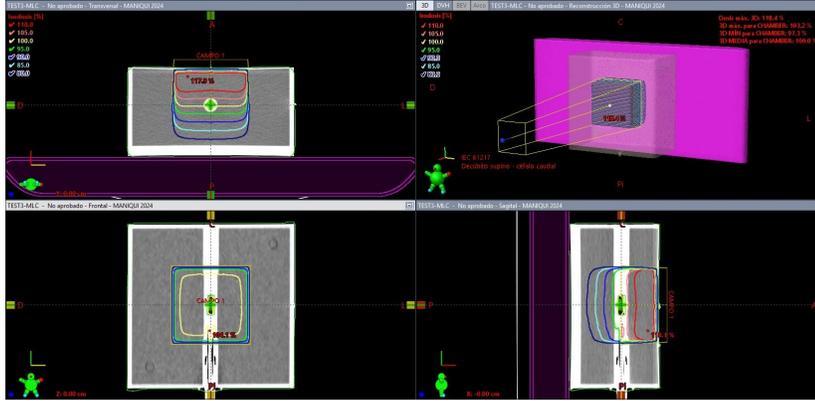


Figura 4.20. Campo abierto 10 cm x 10 cm SAD 95 cm. Fuente: imagen propia.

La tolerancia para esta verificación de cálculo de dosis es de 2%, es un campo abierto, tiene geometría simple.

4.5.4. Campo oblicuo 10 cm x 10 cm SAD 95 cm

Tabla 4.13. Condiciones de referencia: SAD: 95 cm, 'd': 5 cm, gantry: 45, colimador: 0, UM: 112, tamaño de campo: 10 cm x 10 cm y punto de referencia: cámara de ionización.

Campo oblicuo 10 cm x 10 cm SAD 95 cm			
Lecturas	Dosis calculada	Dosis medida	Error
15.48 nC, 15.46 nC y 15.48 nC	100 cGy	99.94 cGy	0.06 %

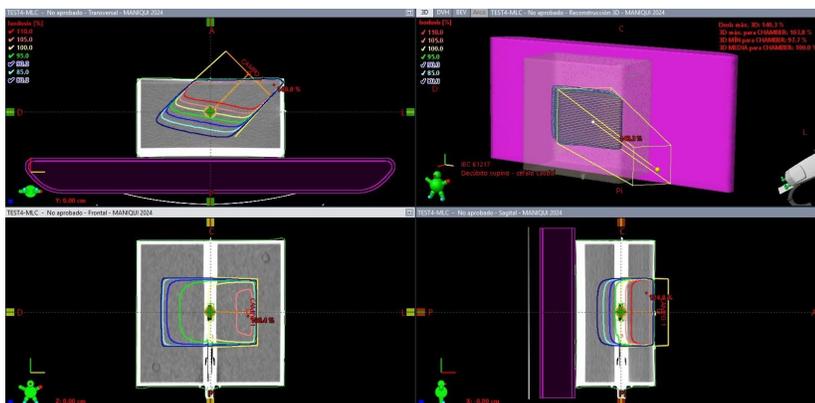


Figura 4.21. Campo oblicuo 10 cm x 10 cm SAD 95 cm. Fuente: imagen propia.

La tolerancia para esta verificación de cálculo de dosis es de 3%, es un campo oblicuo, tiene geometría compleja.

4.5.5. Campo de 10 cm x 10 cm con cuña dinámica W15IN

Tabla 4.14. Condiciones de referencia: cuña dinámica EDW: 15IN, SSD: 95 cm, profundidad de cálculo 'd': 5 cm, gantry: 0, colimador: 0, UM: 113, tamaño de campo: 10 cm x 10 cm y punto de referencia: cámara de ionización.

Campo de 10 cm x 10 cm con cuña dinámica W15IN			
Lecturas	Dosis calculada	Dosis medida	Error
15.46 nC, 15.46 nC y 15.46 nC	100 cGy	99.84 cGy	0.16 %

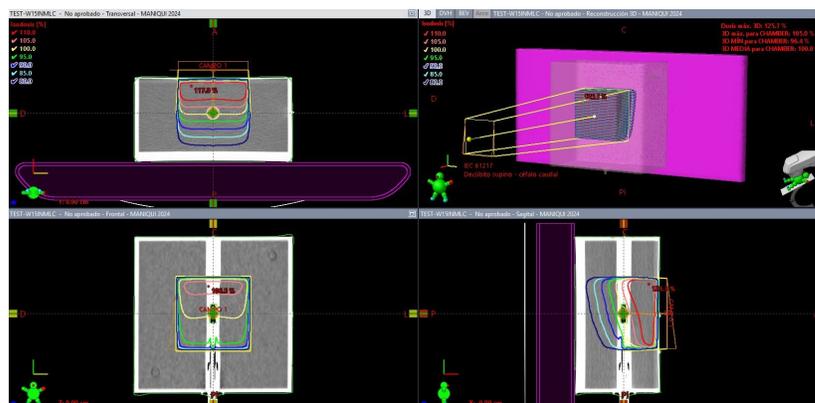


Figura 4.22. Campo de 10 cm x 10 cm con cuña dinámica W15IN. Fuente: imagen propia.

La tolerancia para esta verificación de cálculo de dosis es de 3 %, es un campo con cuña dinámica, tiene geometría compleja.

4.5.6. Campo de 10 cm x 10 cm con cuña dinámica W30IN

Tabla 4.15. Condiciones de referencia: cuña dinámica EDW: W30IN, SSD: 95 cm, profundidad de cálculo 'd': 5 cm, gantry: 0, colimador: 0, UM: 122, tamaño de campo: 10 cm x 10 cm y punto de referencia: cámara de ionización.

Campo de 10 cm x 10 cm con cuña dinámica W30 IN			
Lecturas	Dosis calculada	Dosis medida	Error
15.37 nC, 15.37 nC y 15.37 nC	100 cGy	99.26 cGy	0.74 %

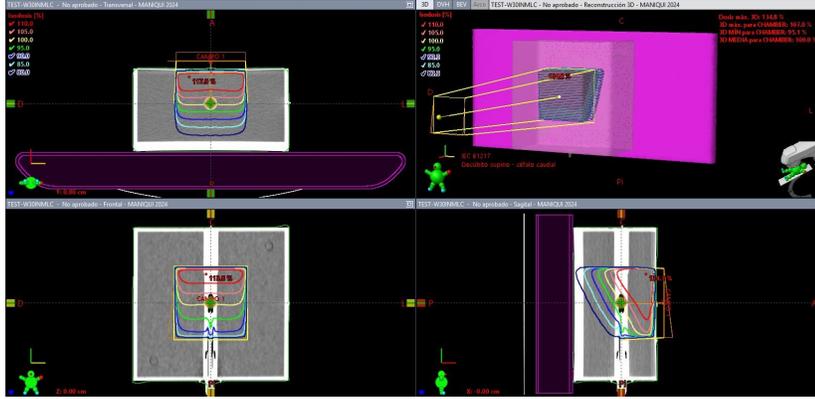


Figura 4.23. Campo de 10 cm x 10 cm con cuña dinámica W30IN. Fuente: imagen propia.

La tolerancia para esta verificación de cálculo de dosis es de 3%, es un campo con cuña dinámica, tiene geometría compleja.

4.5.7. Campo de 10 cm x 10 cm con cuña dinámica W45IN

Tabla 4.16. Cuña dinámica EDW: 45IN, SSD: 95 cm, 'd': 5 cm, gantry: 0, colimador: 0, UM: 135, tamaño de campo: 10 cm x 10 cm y punto de referencia: cámara de ionización.

Campo de 10 cm x 10 cm con cuña dinámica W45IN			
Lecturas	Dosis calculada	Dosis medida	Error
15.35 nC, 15.35 nC y 15.35 nC	100 cGy	99.13 cGy	0.87%

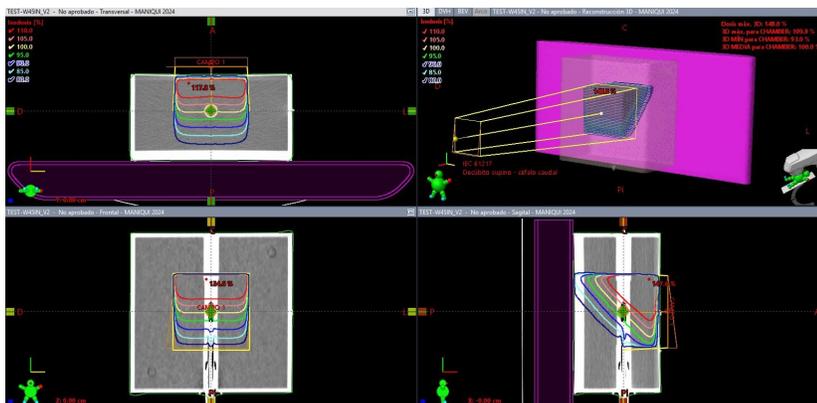


Figura 4.24. Campo de 10 cm x 10 cm con cuña dinámica W45IN. Fuente: imagen propia.

La tolerancia para esta verificación de cálculo de dosis es de 3%, es un campo con cuña dinámica, tiene geometría compleja.

4.5.8. Campo de 10 cm x 10 cm con cuña dinámica W60IN

Tabla 4.17. Condiciones de referencia: cuña dinámica EDW: 60IN, SSD: 95 cm, profundidad de cálculo 'd': 5 cm, gantry: 0, colimador: 0, UM: 158, tamaño de campo: 10 cm x 10 cm y punto de referencia: cámara de ionización.

Campo de 10 cm x 10 cm con cuña dinámica W60IN			
Lecturas	Dosis calculada	Dosis medida	Error
15.37 nC, 15.37 nC y 15.37 nC	100 cGy	99.26 cGy	0.74 %

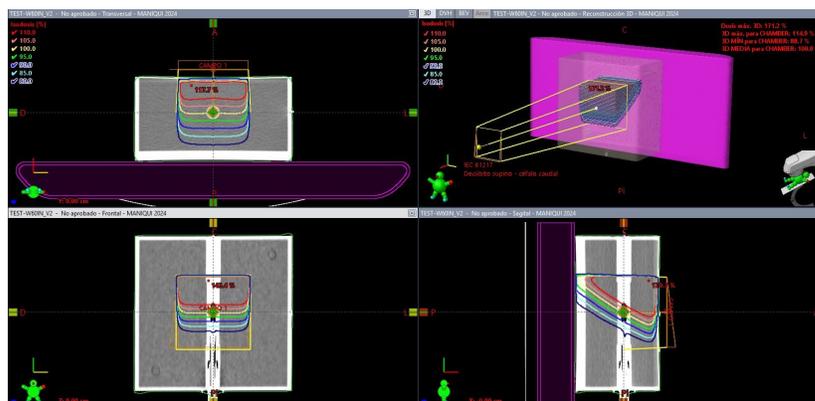


Figura 4.25. Campo de 10 cm x 10 cm con cuña dinámica W60IN. Fuente: imagen propia.

La tolerancia para esta verificación de cálculo de dosis es de 3 %, es un campo con cuña dinámica, tiene geometría compleja.

4.5.9. Campo de 10 cm x 10 cm con cuña dinámica W45L

Tabla 4.18. Condiciones de referencia: cuña dinámica EDW: 45Left, SSD: 95 cm, profundidad de cálculo 'd': 5 cm, gantry: 0, colimador: 90, UM: 135, tamaño de campo: 10 cm x 10 cm y punto de referencia: cámara de ionización.

Campo de 10 cm x 10 cm con cuña dinámica W45L			
Lecturas	Dosis calculada	Dosis medida	Error
15.38 nC, 15.38 nC y 15.37 nC	100 cGy	99.30 cGy	0.70 %

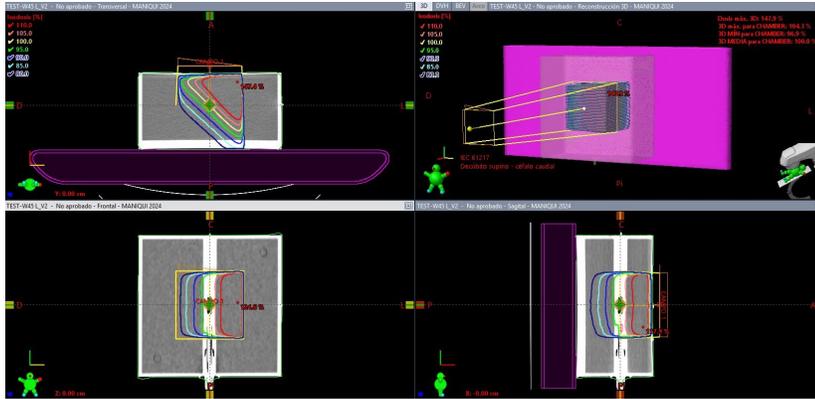


Figura 4.26. Campo de 10 cm x 10 cm con cuña dinámica W45L. Fuente: imagen propia.

La tolerancia para esta verificación de cálculo de dosis es de 3%, es un campo con cuña dinámica, tiene geometría compleja.

4.5.10. Campo de 10 cm x 10 cm con cuña dinámica W45RG330

Tabla 4.19. Cuña dinámica EDW: W45R, SSD: 95 cm, 'd': 5 cm, gantry: 330, colimador: 90, UM: 141, tamaño de campo: 10 cm x 10 cm y punto de referencia: cámara de ionización.

Campo de 10 cm x 10 cm con cuña dinámica W45RG330			
Lecturas	Dosis calculada	Dosis medida	Error
15.44 nC, 15.44 nC y 15.43 nC	100 cGy	98.91 cGy	1.09 %

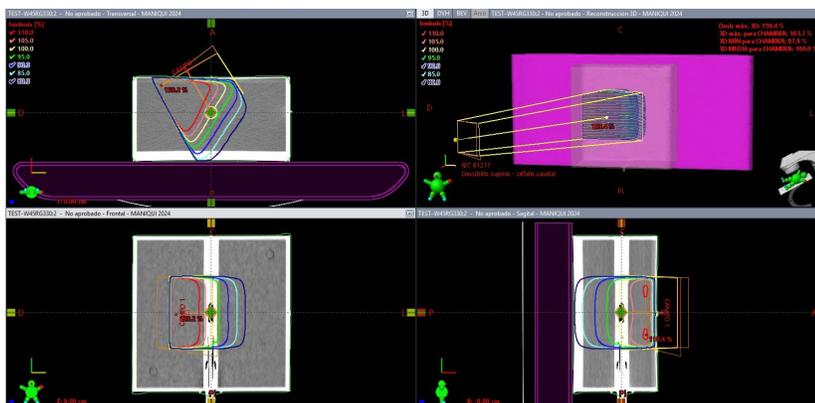


Figura 4.27. Campo de 10 cm x 10 cm con cuña dinámica W45RG330. Fuente: propia.

La tolerancia para esta verificación de cálculo de dosis es de 3%, es un campo con cuña dinámica, tiene geometría compleja.

4.5.11. Caja de 4 campos de 10 cm x 10 cm

Tabla 4.20. Condiciones de referencia: SAD: 100 cm, profundidad de cálculo 'd': 5 cm, gantry: 0, 180, 90 y 270, colimador: 0, UM: 27, 29, 33 y 32, tamaño de campo: 10 cm x 10 cm y punto de referencia: cámara de ionización.

Caja de 4 campos de 10 cm x 10 cm			
Lecturas	Dosis calculada	Dosis medida	Error
G0, G180, G90 y G270	100 cGy	101.00 cGy	1.00 %



Figura 4.28. Caja de 4 campos de 10 cm x 10 cm. Fuente: imagen propia.

La tolerancia para esta verificación de cálculo de dosis es de 3%, es una caja de 4 campos, tiene geometría compleja.

4.5.12. Campo de 10 cm x 10 cm a 3 cm fuera del eje

Tabla 4.21. Condiciones de referencia: SAD: 100 cm, profundidad de cálculo 'd': 5 cm, gantry: 0, colimador: 0, UM: 104, tamaño de campo: 10 cm x 10 cm, punto de referencia: cámara de ionización y desplazamiento: 3 cm a la izquierda del maniquí.

Campo de 10 cm x 10 cm a 3 cm fuera del eje			
Lecturas	Dosis calculada	Dosis medida	Error
15.48 nC, 15.46 nC y 15.48 nC	100 cGy	99.94 cGy	0.06 %

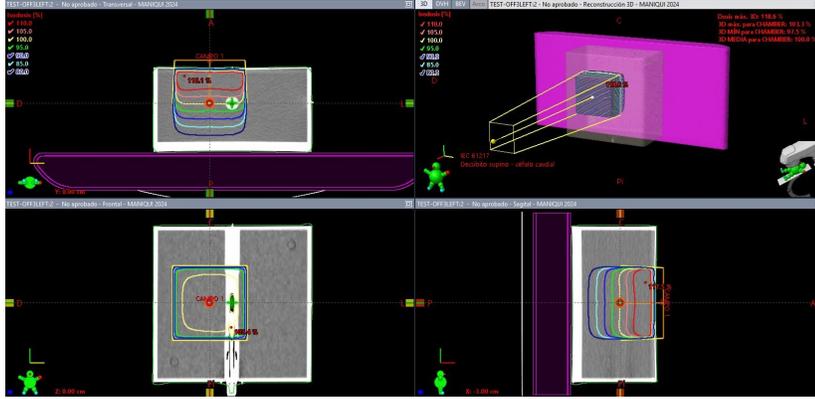


Figura 4.29. Campo de 10 cm x 10 cm a 3 cm fuera del eje. Fuente: imagen propia.

La tolerancia para esta verificación de cálculo de dosis es de 3%, es una configuración de 1 campo directo 3 cm fuera del eje, tiene geometría compleja.

4.5.13. Conformación de 3 campos (3WED)

Tabla 4.22. Condiciones de referencia: SAD: 100 cm, 'd': 5 cm, gantry: 0, 90 y 270, colimador: 0, 90 y 90, UM: 36, 51 y 51 y tamaño de campo: 10 cm x 10 cm

Conformación de 3 campos (3WED)			
Lecturas	Dosis calculada	Dosis medida	Error
G0, G90C90 y G270C90	100 cGy	100.73 cGy	0.73 %

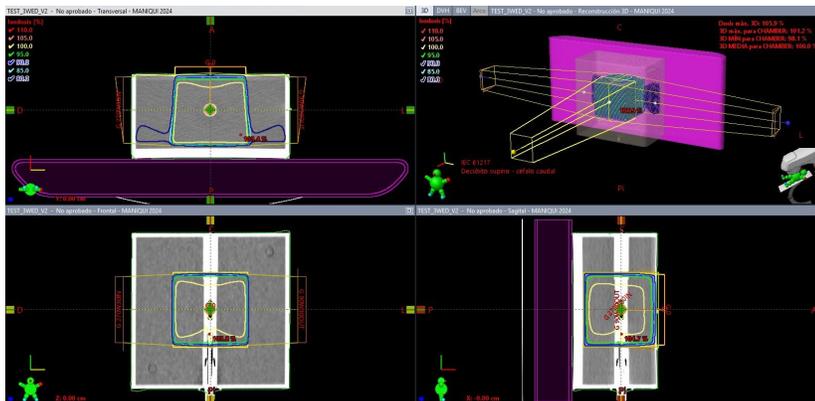


Figura 4.30. Conformación de 3 campos (3WED). Fuente: imagen propia.

Punto de referencia: cámara de ionización, Cuña dinámica EDW: G90 >W30OUT y G270 >W30IN. La tolerancia para esta verificación de cálculo de dosis es de 3%, es una configuración de 3 campos, tiene geometría compleja.

4.5.14. Arco de campo de 6 cm x 6 cm

Tabla 4.23. Condiciones de referencia: SAD: 100 cm, 'd': 5 cm, gantry: 178-182, colimador: 0, UM: 130, tamaño de campo: 6 cm x 6 cm y punto de referencia: cámara de ionización.

Arco de campo de 6 cm x 6 cm			
Lecturas	Dosis calculada	Dosis medida	Error
15.60 nC, 15.60 nC y 15.59 nC	100 cGy	100.72 cGy	0.72 %

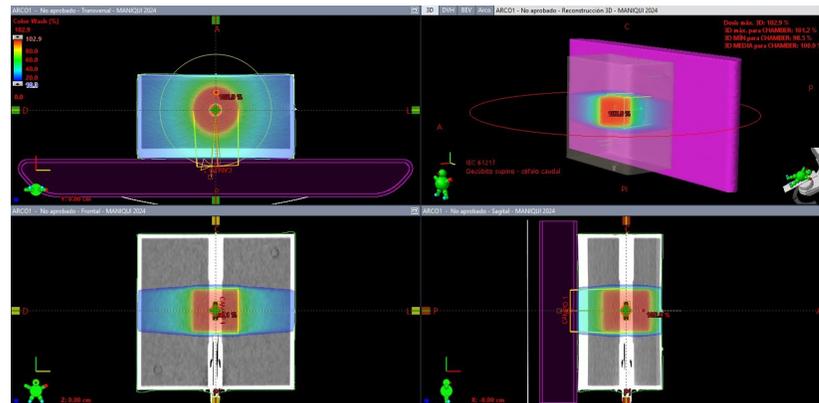


Figura 4.31. Arco simple de campo de 6 cm x 6 cm. Fuente: imagen propia.

La tolerancia para esta verificación de cálculo de dosis es de 3 %, es arco simple con tamaño de campo de 6 cm x 6 cm, tiene geometría compleja.

4.6. Análisis de resultados

Existen varios factores que influyen en la señal que produce una cámara de ionización, entre los más importantes podemos nombrar el volumen sensitivo propio de la cámara de ionización y la masa de gas contenida dentro de la misma. Existen una gran variedad de tipos de cámaras de ionización, dependiendo de la práctica a realizar se puede considerar a elegir la que más resulte conveniente, para el comisionamiento del LINAC se utilizó una cámara de ionización de aire compacta con volumen de 0.13 cm^3 , las cámaras compactas son diseñadas para mediciones con alta reproducibilidad en maniqués de agua, aire y sólidos. Además, este tipo de cámaras son adecuadas para dosimetría relativa de campos de fotones en radioterapia, también para electrones. La cámara que se usó es el equipo estándar de uso clínico para mediciones en maniqué de agua de la compañía IBA.

La puesta en marcha de un acelerador abarca dos procesos distintos: el comisionamiento de la máquina y la implementación clínica de tratamientos. La fase inicial de puesta en marcha establece los ajustes que definirán todos los tratamientos de los pacientes y desempeña un papel muy importante en la dosimetría del paciente. Las deficiencias en estos procesos se pueden corregir antes de que se conviertan en problemas dentro de los tratamientos clínicos. El comisionamiento de la máquina se hace obteniendo las características de los haces de radiación y esto se realizó mediante la toma de datos de las medidas de haz requeridas utilizando equipo de medición.

Cuando se instala un acelerador lineal con el propósito de iniciar los tratamientos de radioterapia, la institución está obligada a cumplir con los requisitos de implementación y asegurarse que la máquina esté funcionando correctamente y esté entregando la dosis prevista. La toma de datos del haz es un proceso crucial en la utilización inicial de un acelerador lineal para el tratamiento del paciente. Adicionalmente, es de suma importancia garantizar la protección radiológica tanto para el personal como para el público, por lo tanto, se debe llevar a cabo un levantamiento radiométrico de las áreas adyacentes del blindaje del búnker del LINAC. Una parte de los datos se obtiene de la documentación de las especificaciones para la configuración de la máquina, mientras que la mayor parte de los datos para los haces de fotones se obtienen mediante el sistema escaneo de dosimetría que se utilizó.

Este trabajo presenta las medidas preliminares que se necesitan para empezar a utilizar un acelerador lineal con fotones de alta energía para el tratamiento de pacientes de radioterapia, según la versión 15.6 de EclipseTM. El objetivo es proporcionar una guía de la puesta en marcha y que pueda ser fácilmente comprendido y entendido la metodología para obtener los "datos iniciales", que son esenciales. Para realizar el análisis de los datos que se utilizan, se hizo una comparación de los datos medidos y calculados y también se hizo algunas verificaciones del cálculo de dosis del haz de fotones, que son necesarias para validar los datos que se tomaron con el sistema dosimétrico.

En términos generales, se afirma que los datos calculados con el modelo (AAA) que se creó en Eclipse, coinciden en tolerancia con los datos medidos, ver sección 4.4. Estos resultados implican que la toma de datos de las medidas del haz de radiación se realizaron de forma correcta. Por lo tanto, se completó de forma exitosa

el comisionamiento del acelerador lineal de 6 MV. Se puede esperar mayor precisión en la comparación de las curvas para algunas regiones. El cálculo del modelo (AAA) en la región de “plateau”, que es una región de dosis alta, se caracteriza por tener una buena precisión numérica, en caso contrario la modelación de la región de penumbra presenta una limitación en su precisión, en especial para campos pequeños. La penumbra podría crear una parte proporcionalmente más grande que dicho perfil, podemos esperar esto especialmente para campos relativamente pequeños, como sería el caso de los perfiles de dosis de 4 cm x 4 cm, 5 cm x 5 cm y 6 cm x 6 cm.

Finalmente, se hizo un conjunto de pruebas de aceptación del cálculo del TPS, se verificó el cálculo de dosis del haz de fotones, validando los datos que se tomaron con un sistema de medición de dosimetría absoluta, ver sección 4.5. De los resultados obtenidos se tiene una desviación mucho menor a las tolerancias de aceptación para todos los cálculos realizados. Por lo tanto, se afirma que la toma de datos para el comisionamiento se hizo apropiadamente y que el modelo está calculando dosis correctamente, por lo que se encuentra listo para dar tratamientos clínicos.

CONCLUSIONES

1. Con base en el análisis de los resultados de la comparación de los datos del haz medidos vrs. los calculados por el TPS, se puede inferir que el LINAC de 6 MV se encuentra listo para dar tratamientos clínicos de radioterapia.
2. Analizando en los resultados de las mediciones de las curvas de dosis en profundidad y de los perfiles de dosis transversales, longitudinales y diagonales; confirmamos que estas cumplen con los requerimientos mínimos para la puesta en marcha de un algoritmo de cálculo de dosis de fotones dentro de un sistema de planificación.
3. Los resultados de los factores de campo medidos están dentro de la tolerancia. Ya que se procedió con precisión la metodología durante las mediciones para evitar errores que puedan afectar los datos.
4. Conforme a los resultados obtenidos con los parámetros de diferencia de dosis (DD) y de distancia para la concordancia de dosis (DTA) los cuales se utilizaron en la verificación del cálculo de dosis del modelo (AAA) se puede confirmar que el TPS está calculando la dosis correctamente.
5. Con este trabajo se puede demostrar la aplicación de la física de radiaciones en el área de salud, específicamente en el campo de la radioterapia.

RECOMENDACIONES

1. Previo a realizar un comisionamiento es aconsejable leer una serie de documentos que te permitan visualizar el proceso completo. Es decir, adquirir bastante bibliografía relacionada con la toma de datos para el comisionamiento de algoritmos de cálculo de dosis de fotones en radioterapia. Específicamente hay que conocer los requerimientos propios que solicita el sistema de planificación a comisionar para poder validar una máquina virtual sin verse en dificultades por omisión de mediciones. Incluyendo también la documentación de los equipos de medición a utilizar.
2. Es necesario conocer las funciones y características del software que se utiliza para la toma de datos del haz de radiación, ya que este cuenta con muchos parámetros que influyen en las mediciones, como la profundidad de medición, la velocidad del brazo, la velocidad de las paradas de medición, los límites de tamaño de las mediciones, etc. Por lo tanto, se recomienda tener un buen manejo del software del maniquí 3D.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] Liga Nacional contra el Cáncer. (7 de enero de 2024). *Acerca de Liga Nacional contra el Cáncer*. <https://www.ligacancerguate.org/>.
- [2] Varian Medical Systems. (2019). *Eclipse 15.6 Commissioning - Admin and Physics*. Palo Alto (CA): Varian Medical Systems.
- [3] Cunningham, J. R., Cohen, M., Dutreix, A., & Walstam, R. (1976). *Determination of Absorbed Dose in a Patient Irradiated by Beams of X or Gamma Rays in Radiotherapy Procedures*. Washington, DC: International Commission on Radiation Units and Measurements Publications Office (Report No. 24).
- [4] Sievinen, J., Ulmer, W., & Kaissl, W. (2005). *AAA photon dose calculation model in Eclipse*. Palo Alto (CA): Varian Medical Systems, 118, 2894.
- [5] Brunckhorst, E., Gershkevitch, E., Ibbott, G., Korf, G., Miller, D., & Schmidt, R. (2008). *IAEA-TECDOC-1583 Commissioning of radiotherapy treatment planning systems: testing for typical external beam treatment techniques*. Vienna: International Atomic Energy Agency.
- [6] IBA Dosimetry. (2019). *myQA User's Guide - Vol. 9 myQA Accept*. Schwarzenbruck: IBA Dosimetry.
- [7] Ibbott, G., Izewska, J., Schmidt, R., Shortt, K., Van Dyk, J., Vatnitsky, S. & Welleweerd, J. (2007). *IAEA-TECDOC-1540 Specification and acceptance testing of radiotherapy treatment planning systems*. Vienna: International Atomic Energy Agency.
- [8] Evans, R. D., & Evans, R. D. (1955). *The atomic nucleus* (Vol. 582, pp. 1-972). New York: McGraw-Hill.
- [9] Halperin, E. C., Brady, L. W., Wazer, D. E., & Perez, C. A. (2013). *Perez & Brady's principles and practice of radiation oncology*. Lippincott Williams & Wilkins.

- [10] Khan, F. M., & Gibbons, J. P. (2014). *Khan's the Physics of Radiation Therapy*. Lippincott Williams & Wilkins.
- [11] Kyong, M. (s.f.). *Pair Production and Annihilation*. <http://electrons.wikidot.com/pair-production-and-annihilation>.
- [12] *Continuous X-Ray spectrum, higher keV lower intensity*. (2017). Recuperado el 21 de marzo de 2024 <https://physics.stackexchange.com/questions/376558/continuous-x-ray-spectrum-higher-kev-lower-intensity>.
- [13] Chow, J. C., & Owrangi, A. M. (2016). A surface energy spectral study on the bone heterogeneity and beam obliquity using the flattened and unflattened photon beams. *Reports of Practical Oncology and Radiotherapy*, 21(1), 63-70.
- [14] Podgorsak, E. B. (2005). *Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students*. Vienna: International Atomic Energy Agency.
- [15] Johns, H. E., & Cunningham, J. R. (1983). *The physics of radiology*. Springfield: Charles C. Thomas - Publisher.
- [16] Sievinen, J., Ulmer, W., & Kaissl, W. (2005). AAA photon dose calculation model in Eclipse. *Palo Alto (CA): Varian Medical Systems*, 118, 2894.
- [17] Knoll, G. F. (2000). Radiation detection and measurement. *Radiation detection and measurement. 3rd ed. New York*.
- [18] Rodríguez, H. E. Comparación en geometría de haz estrecho de la respuesta del detector de diamante y la cámara de ionización líquida de 0.002 cc (Doctoral dissertation).
- [19] Hartmann, G.H. (2006). *Chapter 2: Dosimetric Principles, Quantities and Units* [Diapositiva de PowerPoint]. Radiation Oncology Physics Handbook: Slides. https://www-naweb.iaea.org/nahu/DMRP/documents/slides/Chapter_02_Dosimetric_principles.pdf
- [20] International Atomic Energy Agency. World Health Organization. Pan American Health Organization. European Society of Therapeutic Radiology and Oncology. IAEA. WHO. PAHO. ESTRO. (2000). *Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry Based on Standard of Absorbed Dose to Water*. International Atomic Energy Agency.

- [21] IBA Dosimetry. (2013). *CC13 Ionization Chamber User's Guide*. Schwarzenbruck: IBA Dosimetry.
- [22] IBA Dosimetry. *Blue Phantom 2*. (s.f.). <https://www.iba-dosimetry.com/product/blue-phantom-2/>.
- [23] *UNIQUE Specifications VEO 1050I 0316.pdf*. (s.f.) https://varian.widen.net/s/nljdczfkft/unique_specifications_veo_1050i_0316
- [24] International Atomic Energy Agency. IAEA. (2004). *Commissioning and Quality Assurance of Computerized Planning Systems for Radiation Treatment of Cancer*. International Atomic Energy Agency.