

ESCUELA POLITÉCNICA NACIONAL

FACULTAD DE CIENCIAS

**CONTROL DE CALIDAD EN EL
SISTEMA DE PLANIFICACIÓN ECLIPSE
EN HACES DE FOTONES PARA
EL DEPARTAMENTO DE RADIOTERAPIA,
HOSPITAL ONCOLÓGICO SOLON ESPINOSA A.
SOLCA-NÚCLEO DE QUITO**

**PROYECTO PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE
FÍSICO**

MAYRA ALEJANDRA PALLAROSO YELA
pallaroso@hotmail.com

DIRECTOR: DR. MARCO BAYAS R.
marco.bayas@epn.edu.ec

QUITO, MARZO 2011

DECLARACIÓN

Yo Mayra Alejandra Pallaroso Yela, declaro que el trabajo aquí descrito es de mi autoría; que no ha sido previamente presentado para ningún grado o calificación profesional; y que he consultado las referencias bibliográficas que se incluyen en este documento.

La Escuela Politécnica Nacional, puede hacer uso de los derechos correspondientes a este trabajo, según lo establecido por la Ley de Propiedad Intelectual, por su Reglamento y por la normatividad institucional vigente.

Mayra Alejandra Pallaroso Yela

CERTIFICACIÓN

Certifico que el presente trabajo fue desarrollado por Mayra Alejandra Pallaroso Yela bajo mi supervisión.

Dr. Marco Bayas R.
Director del Proyecto

Agradecimientos

A Dios por poner en mi camino a personas que marcan mi vida en forma positiva.

Al Hospital de SOLCA-Quito, departamento de Radioterapia por haber permitido el uso de sus equipos para realizar las medidas involucradas en este trabajo, especialmente los físicos médicos Yolanda Défaz y Jorge García.

A mi director de tesis Dr. Marco Bayas por toda su paciencia y apoyo.

A mi madre Rosa Yela porque siempre me brindo su apoyo incondicional.

Dedicatoria

*A la memoria de mis padres
A mis hermanos Diego y Andrés
A mi hijo Alejandro
A Oscar
Por su apoyo y amor incondicional*

Contenido

Índice de figuras	VIII
Índice de tablas	x
Resumen	xI
Abstract	1
Introducción	2
1. Dosimetría en Radioterapia	4
1.1. Interacción de la Radiación Ionizante con la Materia	4
1.1.1. Interacciones que involucran fotones	4
1.1.2. Coeficiente de atenuación másico total	5
1.2. Magnitudes dosimétricas y relaciones	6
1.2.1. Fluencia de fotones y fluencia energética	6
1.2.2. Dosis Absorbida	7
1.2.3. Kerma	8
1.2.4. Poder de Frenado	9
1.2.5. Fluencia energética y kerma	10
1.2.6. Dosis absorbida y Kerma	10
1.2.7. Kerma y exposición	12
1.2.8. Medición de la dosis absorbida	12
1.3. Equipos de Radioterapia	13
1.3.1. Acelerador Lineal	13

1.3.2.	Cámaras de ionización	13
1.3.3.	Fantomas y densidad electrónica	14
1.4.	Parámetros para el cálculo de dosis	16
1.4.1.	Porcentaje de dosis a profundidad (PDD)	16
1.4.2.	Relación tejido-aire (TAR) y factor de retrodispersión (<i>PSF</i>)	17
1.4.3.	Factor de salida (FOF)	18
1.4.4.	Relación tejido fantoma (TPR) y relación tejido $d_{\text{máx}}$ (<i>TMR</i>)	19
1.4.5.	Cuadrado equivalente (ESQ)	20
1.5.	Técnicas de Tratamiento	20
1.5.1.	Técnica Isocéntrica (SAD)	21
1.5.2.	Técnica Fija (SSD)	22
2.	Sistema de Planificación	24
2.1.	Proceso del tratamiento en radioterapia, SOLCA-Quito	24
2.2.	Sistemas de Planificación computarizados	26
2.3.	Simulación de Monte Carlo	27
2.4.	Algoritmos de cálculo de dosis	30
2.4.1.	Principio de Superposición	31
2.4.2.	Método de convolución-superposición	31
2.4.3.	Modelo de punta de lápiz (Pencil Beam)	32
2.5.	Sistema de planificación ECLIPSE	33
2.6.	Algoritmo Analítico Anisótropo (AAA)	34
2.6.1.	Cálculo de dosis con el algoritmo AAA	34
2.6.2.	Modelo de Dispersión del Paciente	37
2.6.3.	Configuración de parámetros para el algoritmo AAA	42
3.	Control de Calidad del Sistema de Planificación “ECLIPSE”	46
3.1.	Equipos de medida	46
3.1.1.	Acelerador lineal	46
3.1.2.	Sistema de Dosimetría	47

3.1.3.	Calibración de la unidad de tratamiento mediante el Protocolo AAPM TG-51	48
3.2.	Lineamientos propuestos por el Reporte Técnico 430	54
3.2.1.	Tolerancias para evaluar el sistema de planificación	54
3.2.2.	Pruebas Propuestas	55
3.2.3.	Control de calidad periódico	57
3.3.	Pruebas realizadas para el control de calidad	59
3.3.1.	Medidas de dosis relativas	59
3.3.2.	Medidas de dosis absolutas.	64
3.3.3.	Protocolo de control de calidad periódico para el Hospital Oncológico Solon Espinosa A	67
4.	Cálculo Manual para el Control de Calidad del Tratamiento	69
4.1.	Determinación de cantidades dosimétricas para los cálculos manuales de unidades monitor	69
4.1.1.	Medida de los Porcentajes de Dosis a Profundidad (PDD)	69
4.1.2.	Medida de los Factores de Salida (FOF)	70
4.1.3.	Cálculo de la Relación Tejido- $d_{m\acute{a}x}$ (TMR)	71
4.2.	Desarrollo de una rutina de cálculo de unidades monitor (MU)	75
4.2.1.	Diagrama de flujo	75
4.2.2.	Datos de ingreso	77
4.2.3.	Cálculo del cuadrado equivalente	78
4.2.4.	Interpolación de curvas	79
4.2.5.	Entrega de resultados	80
4.3.	Variaciones de los cálculos manuales y los del sistema de planificación	81
4.3.1.	Pruebas 9 y 10 del reporte técnico 430	81
4.3.2.	Pruebas en pacientes	82
5.	Conclusiones	83
	Anexos	86
A.		87

A.1. Puntos a considerarse en la revisión del plan	87
A.2. Siglas utilizadas para la notación de cantidades dosimétricas	88
B. Tablas de Datos de Porcentajes de Dosis a Profundidad y Relación tejido-$d_{m\acute{a}x}$	89
B.1. Porcentajes de dosis a profundidad medidos para energía de 6MV	89
B.2. Porcentajes de dosis a profundidad medidos para energía de 18MV	89
B.3. Relación tejido- $d_{m\acute{a}x}$ calculados de 6MV	89
B.4. Relación tejido- $d_{m\acute{a}x}$ calculados de 18MV	89
C. Curvas obtenidas de las variaciones relativas, pruebas de la 1 a la 9	98
C.1. Prueba 1: Perfil de dosis.	99
C.2. Prueba 2: Perfil de dosis con protección central.	99
C.3. Prueba 3: Perfil de dosis con cuña de 15°.	100
C.4. Prueba 4: Perfil de dosis con cuña de 30°.	101
C.5. Prueba 5: Perfil de dosis con cuña de 45°.	102
C.6. Prueba 6: Perfil de dosis con cuña de 60°.	103
C.7. Prueba 7: PDD para la energía de 6MV	104
C.8. Prueba 8: PDD para la energía de 18MV	104
D. Formularios para las pruebas sugeridas en el Reporte Técnico 430	105
D.1. Grupo 1: Pruebas de la Representación Anatómica del Paciente	105
D.1.1. Adquisición de la información del paciente	105
D.1.2. Ingreso o transferencia de los datos anatómicos	105
D.1.3. Modelo anatómico	105
D.2. Grupo 2: Formularios del Comisionamiento del Haz de Radiación	113
D.2.1. Planes del haz externo: capacidades y haces de la máquina.	113
D.2.2. Comisionamiento del haz de fotones	117
D.2.3. Comisionamiento del haz de electrones	119
D.2.4. Aspectos Operacionales	121
D.2.5. Dosis Absolutas y Relativas	122
D.3. Grupo 3: Formularios de las Herramientas de Evaluación del Plan	128

D.3.1. Visualización de la dosis	128
D.3.2. Histogramas dosis - volumen (DVH)	128
D.4. Grupo 4: Formularios de la Salida y Transferencia de los Datos del Plan	132
D.5. Grupo 5: Formularios de las Pruebas Clínicas Generalidades	136
Bibliografía	141

Índice de figuras

1.1. Regiones de predominancia relativa de los principales tipos de interacción con la materia	6
1.2. Variación del coeficiente de atenuación másico como función de la energía	7
1.3. Energía depositada en función del volumen	8
1.4. Energía perdida en MeV por g/cm^2 como función de la energía para el plomo y el agua	9
1.5. Relación entre la dosis absorbida, el kerma y el kerma de colisión para un haz de fotones	11
1.6. Configuración de un acelerador lineal	14
1.7. Diseño básico de una cámara de ionización cilíndrica tipo Farmer . . .	14
1.8. Punto efectivo para las cámaras de ionización cilíndricas	15
1.9. Fantomas	15
1.10. Geometría para la medida del Porcentaje de Dosis a Profundidad (<i>PDD</i>)	17
1.11. Geometría para la medida de la Relación Aire-Tejido (<i>TAR</i>)	18
1.12. Geometría para la medida del factor de retrodispersión	19
1.13. Geometría para la medida del factor de salida (<i>FOF</i>)	20
1.14. Geometría para la medida de la relación tejido - $d_{m\acute{a}x}$ (<i>TMR</i>)	21
1.15. Geometrías de las técnicas de tratamiento	22
2.1. Diagrama de flujo del tratamiento en SOLCA Departamento de Radioterapia	25
2.2. Ilustración esquemática de la trayectoria de un fotón en la simulación de Monte Carlo	29
2.3. Principio de superposición	31
2.4. Gráficos de kernels de energía depositada	32
2.5. Principio de la aproximación del modelo punta de lápiz (Pencil beam) .	33

2.6. Componentes de la unidad de tratamiento	35
2.7. Espectro de un haz de fotones de 6 MV	37
2.8. Componentes del modelo de la fuente primaria	38
2.9. Sistema de coordenadas del paciente y del haz	39
3.1. Acelerador lineal Clinac 2 del Departamento de Radioterapia de SOLCA, Quito	46
3.2. Cámaras de ionización	47
3.3. Esquema de la obtención de medidas	48
3.4. Factor de conversión de la calidad del haz	50
3.5. Posicionamiento de la cámara de ionización para haces de fotones según el protocolo TG-51	51
3.6. Regiones del haz para haces de fotones	55
3.7. Grupos de pruebas del reporte técnico 430 para el control de calidad del sistema de planificación	56
3.8. Dirección de la medida con y sin cuña para perfiles de dosis	59
3.9. Esquema de un perfil de dosis para un campo de 15cm x15 cm	60
3.10. Esquema de un perfil de dosis para un campo de 15cm x15 cm con bloqueo central	60
3.11. Esquema de un perfil de dosis para un campo de 15cm x15 cm con cuña física de 15°	61
3.12. Fantoma de placas de poliestireno para realizar las pruebas clínicas generales.	64
3.13. Medida de dosis absoluta para planes de tratamiento con cuatro campos y con bloqueo en las esquinas	65
3.14. Medida de dosis absoluta para planes de tratamiento con siete campos conformados con el colimador multihojas	65
3.15. Medida de dosis absoluta para planes de tratamiento con dos campos opuestos con cuñas físicas	65
3.16. Medida de dosis absoluta para planes de tratamiento con dos campos opuestos con cuñas dinámicas	66
3.17. Medida de dosis absoluta para planes de tratamiento con tres campos dos opuestos con cuñas físicas y un campo oblicuo	66
4.1. Curvas de los porcentajes de dosis a profundidad medidos	70
4.2. Aproximación de los factores de salidas	71

4.3. Derivación geométrica directa del <i>TMR</i> a partir del <i>PDD</i> y el <i>PSF</i>	72
4.4. Curvas resultantes del cálculo de la relación tejido - $d_{\text{máx}}$ a partir de <i>PDD</i> y <i>FOF</i>	74
4.5. Diagrama de flujo de la rutina de cálculo de MU	76
4.6. Vista de la interface de la rutina de cálculo	77
4.7. Representación del colimador multihojas	79
4.8. Interpolación de las curvas medidas	80
4.9. Representación numérica de la interpolación de las curvas	80
C.1. Perfil de dosis transversal para un campo abierto	99
C.2. Perfil de dosis transversal para un campo con protección central	99
C.3. Perfil de dosis longitudinal para un campo con cuña de 15°	100
C.4. Perfil de dosis transversal para un campo con cuña de 15°	100
C.5. Perfil de dosis longitudinal para un campo con cuña de 30°	101
C.6. Perfil de dosis transversal para un campo con cuña de 30°	101
C.7. Perfil de dosis longitudinal para un campo con cuña de 45°	102
C.8. Perfil de dosis transversal para un campo con cuña de 45°	102
C.9. Perfil de dosis longitudinal para un campo con cuña de 60°	103
C.10. Perfil de dosis transversal para un campo con cuña de 60°	103
C.11. Porcentaje de dosis a profundidad para un tamaño de campo de 10x10 cm^2	104
C.12. Porcentaje de dosis a profundidad para un tamaño de campo de 10x10 cm^2	104

Índice de tablas

2.1. Mediciones de datos del haz requeridas para campos abiertos	43
2.2. Tamaños de campo para la medida de factores de salida de campos abiertos	44
2.3. Mediciones de datos del haz requeridas para campos con cuña	45
3.1. Resultados de la calibración para energía de 6 MV	52
3.2. Resultados de la calibración para energía de 18 MV	53
3.3. Tolerancias para las distintas regiones del haz	54
3.4. Pruebas y periodicidades propuestas por el reporte técnico 430 para el control de calidad periódico	58
3.5. Resultados y análisis de perfiles de dosis, pruebas 1 - 6	61
3.6. Resultados y análisis de los porcentajes de dosis a profundidad, pruebas 7 - 8	63
3.7. Resultados y análisis de las pruebas clínicas generales, pruebas 11 - 15 .	67
3.8. Protocolo de control de calidad periódico	68
4.1. Datos de ingreso en la rutina de cálculo	78
4.2. Resultados y análisis de los cálculos manuales de las pruebas 9 y 10 . .	81
4.3. Resultados del análisis de los cálculos manuales en pacientes	82
A.1. Notación de las cantidades dosimétricas	88
B.1. Porcentajes de dosis a profundidad para un haz de 6MV	90
B.2. Porcentajes de dosis a profundidad para un haz de 18MV	92
B.3. Relación tejido- $d_{m\acute{a}x}$ para un haz de 6MV	94
B.4. Relación tejido- $d_{m\acute{a}x}$ para un haz de 18MV	96
D.1. Recolección de datos de la adquisición de la información del paciente .	106

D.2. Recolección de datos del ingreso o transferencia de los datos anatómicos	107
D.3. Recolección de datos del modelo anatómico	109
D.4. Recolección de datos de las pruebas del comisionamiento del haz	126
D.5. Recolección de datos de las pruebas referentes a los histogramas	131
D.6. Recolección de datos de las pruebas referentes a la salida y transferencia del plan	135
D.7. Recolección de datos de las pruebas clínicas generales	138

Resumen

En este trabajo se realizó el control de calidad, para haces de fotones, del sistema de planificación “ECLIPSE” en el Departamento de Radioterapia del Hospital Oncológico Solón Espinosa A. en Quito. Este sistema fue anteriormente comisionado para realizar los cálculos de las distribuciones de dosis para los tratamientos en pacientes oncológicos. El control de calidad ha sido realizado mediante dos estrategias. La primera consistió en realizar las pruebas que se realizaron para verificar estas cantidades son las sugeridas en el Reporte Técnico 430 de la Agencia Internacional de Energía Atómica. Estas pruebas consistieron en la medida de dosis relativas para campos abiertos y con cuñas físicas en fantomas de agua, y en la medida de dosis absolutas para campos conformados con el colimador multi-hojas y con cuñas físicas en fantomas de placas de poliestireno. La segunda estrategia consistió en analizar las variaciones de los cálculos de dosis del sistema de planificación con respecto a los cálculos manuales. Las pruebas se realizaron para los planes de tratamientos más comunes en el hospital utilizando las tomografías en pacientes. En ambos casos se analizaron las variaciones entre la dosis calculada por el sistema de planificación y la dosis medida en el fantoma o las obtenidas mediante cálculos manuales. El análisis consistió en la realización de pruebas de hipótesis con un nivel de confianza del 95 %, para comparar las variaciones con las tolerancias recomendadas. Como resultado de estas pruebas se concluyó que el sistema de planificación cumple con las tolerancias recomendadas y que, incluso se pueden sugerir tolerancias menores. Finalmente se propuso un protocolo de control de calidad periódico el cual en conjunto con la rutina de cálculo implementada para los cálculos manuales verificarán constantemente la calidad del sistema de planificación.

Palabras Clave

Sistema de Planificación, radioterapia, dosis relativas, dosis absolutas, cuadrado equivalente.

Abstract

The quality control for photon beams of the ECLIPSE planning system at the Department of Radiation at Solon Espinosa A. Oncology Hospital in Quito has been performed. This system was previously commissioned to perform the calculations of dose distributions for the treatments of cancer patients. The quality control was made using two strategies. The first one consisted on made the tests suggested by the Technical Report 430 of the International Atomic Energy Agency. These tests include both the measurement of relative doses for open fields and fields with physical wedges in phantoms of water and the absolute dose measurement for fields shaped with a multileaf collimator and physical wedges in phantoms formed by polystyrene plates. The second strategy consists in analyzing the variations of dose calculations between the planning system and manual calculations. The tests were performed for the most common treatment plans in the hospital over CT patient scans. In both cases the statistical analysis was performed by hypothesis testing with a confidence level of 95 %. It was concluded that the planning system accomplishes the recommended tolerances, even smaller tolerances are suggested. Finally, A protocol for a periodic quality control was prepared which together with the calculation routine implemented for manual calculations will be used permanently to verify quality of the planning system.

Introducción

El cáncer se origina cuando existen mutaciones en las células y estas comienzan a reproducirse sin control inhibiendo la reproducción de las células sanas. La reproducción desenfrenada de las células mutadas o cancerígenas producen tumores y posteriormente metastasis, que ocurre cuando las células cancerígenas avanzan a otros órganos por medio del sistema linfático o sanguíneo, y pueden producir la muerte del individuo [1, 2]. Una de las formas de tratamiento del cáncer es la radioterapia, la cual consiste en el uso de fuentes radiactivas o máquinas generadoras de radiación como aceleradores lineales para eliminar las células cancerígenas [3, 4]. La radiación puede producir un daño letal a las células cancerígenas por medio de la formación de radicales libres en el material celular. Estos radicales pueden romper químicamente los enlaces en el ADN, y de esta manera causar que las células pierdan la habilidad de reproducirse. Puesto que las células sanas también son susceptibles a la radiación ionizante, la entrega de dosis debe ser máxima en el tumor y mínima en los órganos sanos circundantes [5].

En los tratamientos con radioterapia la optimización de la entrega de dosis se la realiza con la ayuda de sistemas de planificación, los cuales poseen algoritmos de cálculo, que con parámetros específicos del haz de radiación, la máquina de tratamiento y del paciente, simulan las distribuciones de dosis en los volúmenes a irradiarse. Las decisiones de los campos de tratamiento son tomadas de acuerdo a los cálculos del sistema de planificación [6, 7]. La importancia de la correcta configuración del algoritmo del sistema de planificación se convierte en un parámetro crítico en radioterapia, debido a que puede causar accidentes radiológicos si los cálculos son incorrectos [4, 8, 9].

En el Departamento de Radioterapia del hospital oncológico SOLCA-Quito se utiliza el sistema de planificación “ECLIPSE” versión 8.2.0, éste sistema tiene como principal algoritmo de cálculo el Algoritmo Analítico Anisótropo (AAA), el cual es un algoritmo tridimensional de superposición / convolución haz punta de lápiz (Pencil Beam). El algoritmo AAA usa simulaciones Monte Carlo para modelar los fotones primarios,

fotones dispersados y electrones dispersados. La correcta configuración del algoritmo AAA requiere de las cantidades que caracterizan el haz de radiación de la unidad de tratamiento a simular. Estas cantidades dosimétricas son los porcentajes de dosis a profundidad para distintos tamaños de campo, los perfiles de dosis a distintas profundidades en agua y los factores de salida para distintos tamaños de campo [10]. Las técnicas de tratamiento que principalmente se simulan son la técnica isocéntrica (el isocentro del acelerador lineal se ubica en el centro tumor) y técnica fija (el isocentro se ubica en la superficie del paciente). [6]

En este trabajo se ha realizado el control de calidad del sistema de planificación "ECLIPSE" siguiendo las sugerencias del reporte técnico 430 de la Agencia Internacional de Energía Atómica para el control de calidad de sistemas de planificación [34], del cual se han escogido las pruebas que incluyen la verificación de los parámetros y datos ingresados en el sistema, mediante medidas de dosis absolutas y relativas. También se ha desarrollado un procedimiento para el control periódico de calidad de acuerdo con las necesidades del hospital SOLCA-Quito [11, 12, 13, 14].

Este trabajo está organizado en cinco capítulos. En el primer capítulo se abordan las definiciones y conceptos básicos de la interacción de la radiación ionizante con la materia, las principales magnitudes dosimétricas y las técnicas de tratamiento utilizadas en radioterapia. En el segundo capítulo se describe el proceso para el tratamiento de radioterapia que se sigue en SOLCA, los componentes y los fundamentos teóricos de los algoritmos de cálculo utilizados en los sistemas de planificación computarizados y el principal algoritmo que utiliza el sistema "ECLIPSE" que es el algoritmo analítico no isotrópico. En el tercer capítulo se mencionan los equipos de medida, se resume el proceso de calibración de la unidad de tratamiento, se detallan los lineamientos propuestos en el reporte técnico 430 para el análisis estadístico, se enumeran las pruebas realizadas para el control de calidad y se realiza el análisis estadístico de sus resultados. En el cuarto capítulo se detalla las características de medida de los porcentajes de dosis a profundidad (PDD), de los factores de salida (FOF), la forma de cálculo de la relación tejido-dmáx (TMR) a partir de los PDD y factores de retrodispersión (PSF), se detalla como trabaja la rutina de cálculo implementada para determinar las unidades monitor MU y finalmente se muestran las variaciones obtenidas entre al sistema de planificación y los cálculos manuales para diferentes planes tratamiento. Y en el Quinto capítulo se detallan las conclusiones de este trabajo.

Capítulo 1

Dosimetría en Radioterapia

1.1. Interacción de la Radiación Ionizante con la Materia

Cuando un fotón ingresa en un medio absorbente, éste entrega su energía a electrones del medio, los cuales posteriormente producen ionizaciones y excitaciones en su recorrido. Si el medio absorbente es un tejido vivo, una gran cantidad de la energía puede ser transformada en calor sin producir efectos biológicos, sin embargo, la energía absorbida puede afectar críticamente a las células, pudiendo incluso destruir su capacidad reproductiva. La radiación ionizante que ingresa en un medio puede ser directamente o indirectamente ionizante, dependiendo de si se compone de partículas cargadas o no [3, 5, 7, 8, 15].

1.1.1. Interacciones que involucran fotones

Los fotones pueden interaccionar con la materia a través de varios procesos, los cuales dependen de su energía y del número atómico Z del medio. La interacción del fotón puede producirse con el átomo como un todo, mediante el efecto fotoeléctrico o la dispersión coherente; con un electrón orbital, mediante el efecto Compton o producción triple; o con el núcleo del átomo mediante la producción de pares [4, 6, 16].

Dispersión coherente o de Rayleigh.- Esta interacción se considera elástica ya que el fotón básicamente no pierde energía y es dispersado con un ángulo relativa-

mente pequeño. Su contribución al coeficiente de atenuación másico σ_R/ρ , es proporcional a $Z/(h\nu)^2$. En el tejido y en materiales equivalentes la importancia de esta dispersión con respecto a otras es pequeña y sólo contribuye con un bajo porcentaje al coeficiente de atenuación total [6, 8].

Efecto Fotoeléctrico.- Se produce cuando un fotón interacciona con un átomo y como resultado este último expulsa un electrón orbital, el cual sale con energía cinética E_K dada por

$$E_k = h\nu_0 - E_B, \quad (1.1)$$

donde $h\nu_0$ es la energía del fotón incidente y E_B es la energía de enlace del electrón orbital. Su contribución al coeficiente de atenuación másico τ/ρ es proporcional a $Z^3/(h\nu_0)^3$, donde Z es el número atómico del material atenuador [6, 8, 17].

Efecto Compton.- Es la interacción de un fotón con un electrón orbital débilmente ligado. Es la interacción más importante con respecto a los tejidos. Su contribución al coeficiente de atenuación másico σ_c/ρ es independiente del número atómico Z del material atenuador [8, 6, 16].

Producción de Pares. Es la interacción del fotón con el campo electromagnético del núcleo atómico y cede toda su energía para crear un electrón y un positrón, con energía cinética total de $h\nu_0 - 2m_e c^2$. Su contribución al coeficiente de atenuación másico Π/ρ de este proceso es proporcional a Z^2 [8, 16, 17].

1.1.2. Coeficiente de atenuación másico total

La probabilidad de que un fotón interactúe con la materia mediante los diferentes procesos físicos anteriormente mencionados depende de la energía del fotón y del número atómico Z del material atenuador. En la figura 1.1 se muestran las regiones de energía en las cuales los efectos son dominantes [6, 8, 16, 18].

El coeficiente de atenuación másico total es la suma de todos los coeficientes es decir

$$\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{\text{total}} = \left(\frac{\sigma_R}{\rho}\right)_{\text{d. coherente}} + \left(\frac{\tau}{\rho}\right)_{\text{e. fotoeléctrico}} + \left(\frac{\sigma_C}{\rho}\right)_{\text{e. Compton}} + \left(\frac{\Pi}{\rho}\right)_{\text{p. de pares}}. \quad (1.2)$$

En la figura 1.2 se muestra como varía del coeficiente de atenuación con la energía para dos materiales uno de número atómico Z bajo como el agua y otro de Z alto como el plomo. El coeficiente de atenuación es alto para bajas energías y Z altos debido a que en estas condiciones es predominante el efecto fotoeléctrico [6, 16].

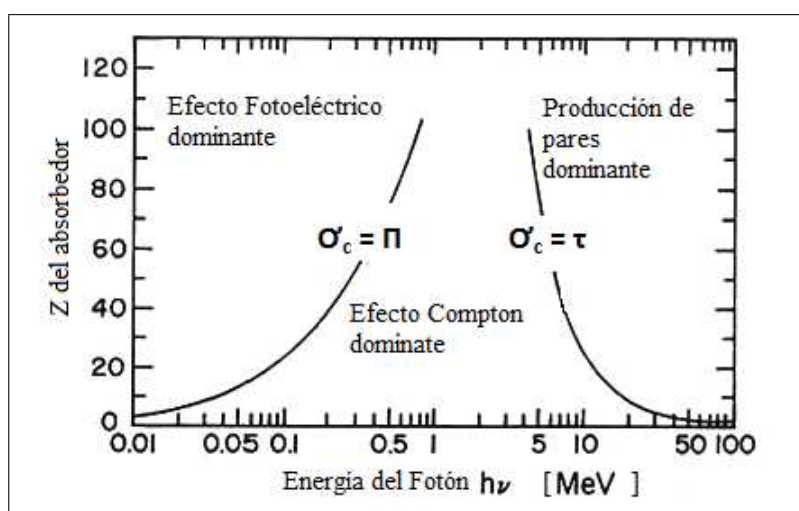


Figura 1.1: Regiones de predominancia relativa de los principales tipos de interacción con la materia. Figura adaptada de Atixx F. M., (1986), p.125.

1.2. Magnitudes dosimétricas y relaciones

Para describir la radiación ionizante y posteriormente cuantificar los efectos que ésta puede producir en los tejidos vivos, es necesario caracterizar los campos de radiación en los puntos de interés y definir varias magnitudes dosimétricas [16].

1.2.1. Fluencia de fotones y fluencia energética

Las siguientes cantidades son usadas para describir un haz monoenergético de fotones y partículas cargadas.

- *Fluencia de partículas ϕ* . Es la razón entre dN y dA , donde dN es el número de partículas incidentes en una esfera de sección transversal dA , es decir [3, 16]

$$\phi = \frac{dN}{dA} \quad [m^{-2}]. \quad (1.3)$$

- *Fluencia de energía ψ* . Es la razón entre dE y dA , donde dE es la energía incidente en una esfera de sección transversal dA , es decir [3, 16]

$$\psi = \frac{dE}{dA} \quad [Jm^{-2}]. \quad (1.4)$$

Si E es la energía de fotones entonces la fluencia de energía se puede expresar como [3, 16]

$$\psi = \frac{dN}{dA} E = \phi E. \quad (1.5)$$

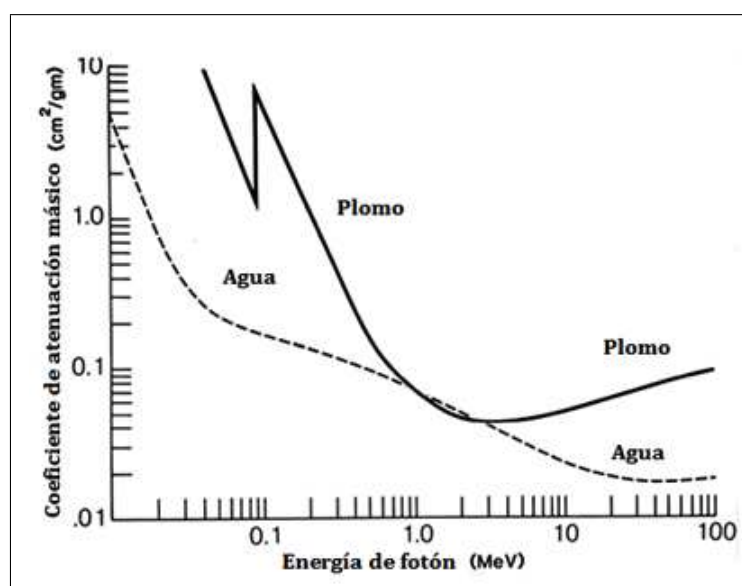


Figura 1.2: Variación del coeficiente de atenuación másico como función de la energía. Imagen tomada de Khan F., (2003), p.74.

1.2.2. Dosis Absorbida

La dosis absorbida es la energía entregada por unidad de masa a la materia por la radiación incidente. Este es un proceso inherentemente estocástico debido a que las interacciones entre un fotón y un electrón son de naturaleza cuántica y en general no se conoce una forma definida de la interacción sino una distribución de probabilidad. En la figura 1.3 podemos ver que la energía absorbida por unidad de masa es aleatoria para una masa y volumen pequeños; pero mientras la masa aumenta, el volumen también crece y la dosis o energía depositada en el volumen toma un valor definido, que viene a ser el promedio de la energía depositada por las interacciones en dicho volumen. En radioterapia, la dosis absorbida se considera una cantidad no estocástica, es decir, se asume que se determina en un volumen lo suficientemente grande para que las fluctuaciones en energía sean despreciables [2, 4, 6, 8].

La dosis absorbida se define como la razón entre $d\bar{\epsilon}_{tr}$ y dm , donde $d\bar{\epsilon}_{tr}$ es la energía media impartida por la radiación ionizante a la masa dm en un volumen finito V , es decir

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}_{tr}}{dm} \quad (1.6)$$

La unidad de dosis absorbida es el gray [$Gy \equiv J/Kg$]. La unidad usada en principio era el *rad* el cual representa $10^{-2}Gy$, es decir un centigray (cGy).

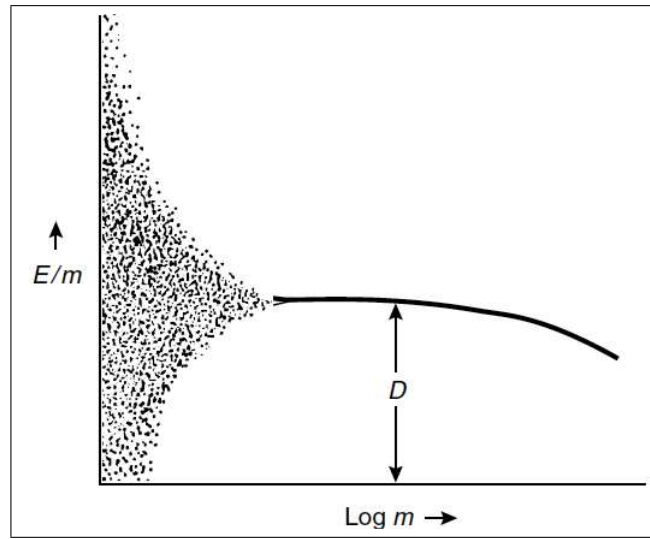


Figura 1.3: Energía depositada por unidad de masa en función de la masa del volumen medido. Figura adaptada de P. Mayles (2007), p. 91.

Por otro lado, la energía impartida ε_{tr} se define como

$$\varepsilon_{tr} = E_{\text{in}} - E_{\text{out}} + \sum Q, \quad (1.7)$$

donde E_{in} es la suma de las energías de las partículas ionizantes cargadas y no cargadas que entran al volumen; E_{out} es la suma de las energías de las partículas ionizantes que salen del volumen y $\sum Q$ es la suma de todos los cambios en la energía de la masa en reposo del volumen. [3, 4, 8]

1.2.3. Kerma

El kerma se define como la razón entre $d\bar{E}_{tr}$ y dm , donde $d\bar{E}_{tr}$ es la suma de las energías cinéticas de todas las partículas ionizantes cargadas liberadas por radiación indirectamente ionizante en un material de masa dm , es decir

$$K = \frac{d\bar{E}_{tr}}{dm} \quad [\text{Gy}]. \quad (1.8)$$

Las unidades del kerma son las mismas que para la dosis absorbida, es decir el gray (Gy) [4, 8, 19].

1.2.4. Poder de Frenado

La pérdida energética que sufren los electrones al atravesar un medio se describe por el poder de frenado, cuyo concepto es ampliamente utilizado en dosimetría de radiaciones y es calculado de la teoría Bethe para electrones y positrones.

El poder de frenado lineal se define como valor esperado de la tasa de energía perdida por unidad de camino recorrido (dE/dx) por partículas cargadas. El poder de frenado másico se define como la razón del poder de frenado lineal y la densidad del medio, la división para la densidad del medio elimina la dependencia de la densidad. Las unidades para el poder de frenado y másico son MeV/cm y $MeV \times cm^2/g$, respectivamente.

El poder de frenado másico total se divide en: el poder de frenado por colisión $\left(\frac{S}{\rho}\right)_{col}$ resultado de interacciones de partículas cargadas con electrones orbitales; y el poder de frenado por procesos radiativos $\left(\frac{S}{\rho}\right)_{rad}$ resultado de partículas cargadas con núcleos atómicos [8, 3, 20, 21].

$$\left(\frac{S}{\rho}\right)_{tot} = \left(\frac{S}{\rho}\right)_{col} + \left(\frac{S}{\rho}\right)_{rad} \quad (1.9)$$

En la figura 1.4 se muestran las diferencias del poder de frenado por colisión y por radiación para dos materiales como el agua y el plomo.

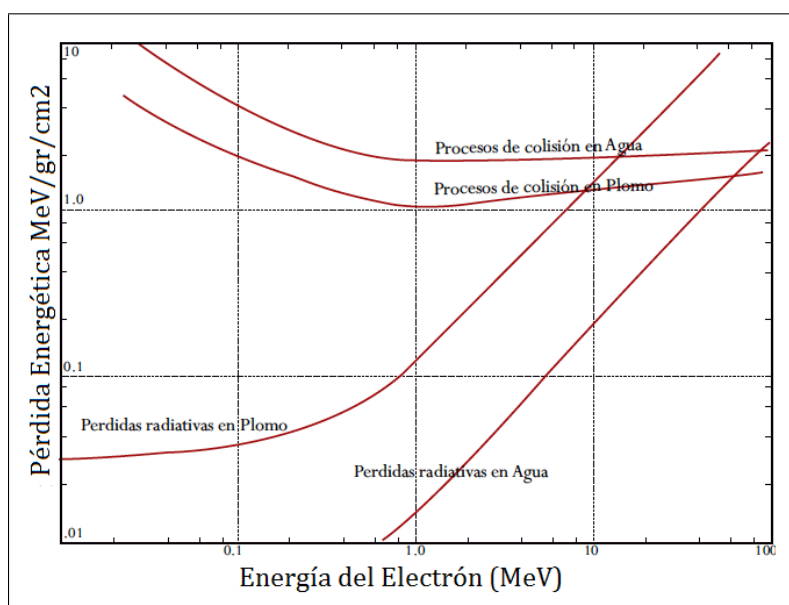


Figura 1.4: Energía perdida en MeV por g/cm^2 como función de la energía para el plomo y el agua

1.2.5. Fluencia energética y kerma

Los fotones transfieren energía a los electrones de dos maneras: por colisiones (fuertes y débiles) y por interacciones radiativas. Por lo tanto, el kerma puede ser expresada mediante dos componentes: el kerma de colisión K_{col} y el kerma de radiación K_{rad} [3, 8, 16], es decir

$$K = K_{col} + K_{rad}. \quad (1.10)$$

Para fotones monoenergéticos, K_{col} en un punto del medio se describe por la fluencia ψ del mismo

$$K_{col} = \psi \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right), \quad (1.11)$$

donde $\left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)$ es el coeficiente de absorción másico de energía para fotones monoenergéticos en el medio.

Para haces de distintas energías se utilizan cantidades promediadas en todo el espectro de energía, por consiguiente K_{col} se puede representar por el espectro de la fluencia energética de fotones $\psi_E(E)$ en el punto de interés [3, 16], es decir

$$K_{col} = \int_0^{E_{max}} \psi_E(E) \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right) dE. \quad (1.12)$$

1.2.6. Dosis absorbida y Kerma

La transferencia de energía desde un haz de fotones a partículas cargadas (kerma) en un punto en particular, no aporta a la energía absorbida por el medio en ese punto. Es decir, la absorción de energía proviene de los electrones secundarios que se liberan cuando el fotón ingresa en el medio. La dosis absorbida toma en cuenta sólo el kerma de colisión K_{col} , ya que los fotones que se irradian pueden escapar del volumen de interés.

En la figura 1.5 se puede apreciar que mientras el kerma es máximo en la superficie y decrece con la profundidad, la dosis inicialmente crece hasta un valor máximo y entonces decrece a la misma tasa que el kerma. Esto es porque en la superficie la fluencia de fotones es mayor, entonces, la relación entre el kerma y la dosis en la región de acumulación es:

$$\beta = \frac{D}{K_{col}} < 1 \quad (1.13)$$

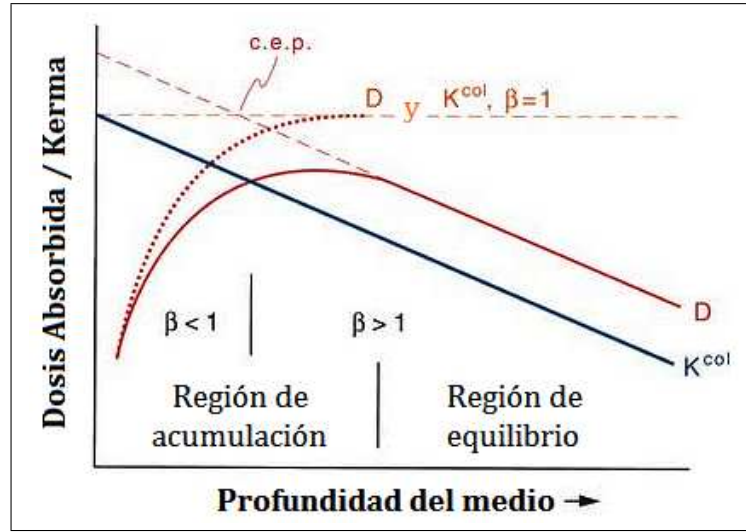


Figura 1.5: Relación entre la dosis absorbida D , el kerma K y el kerma de colisión K_c para un haz de fotones. β es la razón entre la dosis absorbida y el kerma de colisión.

Si no existiera atenuación de fotones ni dispersión en el medio, esto implicaría la existencia del equilibrio electrónico, obteniendo la siguiente relación,

$$\beta = \frac{D}{K_{col}} = 1 \quad (1.14)$$

La relación entre kerma y dosis en la región de casi equilibrio o equilibrio transitorio se describe por

$$\beta = \frac{D}{K_{col}} > 1. \quad (1.15)$$

En esta región, β es más grande que la unidad debido a la atenuación de fotones y al movimiento predominante de los electrones hacia adelante. La relación entre la dosis absorbida y la fluencia energética en un punto ubicado en el equilibrio transitorio, es:

$$D = \beta \left(\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right) \psi. \quad (1.16)$$

Se puede calcular β mediante la medida de la dosis para dos materiales distintos como aire, agua, piliestireno, carbón y aluminio, debido a que depende de la energía y no del medio, mediante la siguiente relación [6, 7, 8, 16]:

$$\frac{D_1}{D_2} = \frac{(\beta \cdot \frac{\bar{\mu}_{en}}{\psi})_1 \cdot \psi_1}{(\beta \cdot \frac{\bar{\mu}_{en}}{\psi})_2 \cdot \psi_2}, \quad (1.17)$$

1.2.7. Kerma y exposición

La exposición X es la razón entre la carga dQ y masa dm , donde dQ es el valor absoluto del total de iones cargados de un solo signo que se producen en el aire cuando todos los electrones y positrones que han sido creados o liberados por fotones incidentes en el volumen V de masa dm han sido completamente absorbidos

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad [C/Kg] \quad (1.18)$$

Antiguamente la unidad era el Roentgen R donde $1R = 2.58 \times 10^{-4} C/Kg$. El promedio de energía necesaria para producir un par de iones W_{air} en el aire; es la razón entre E_K y N , donde N es el número medio de pares de iones que se produce cuando la energía cinética inicial E_K de las partículas cargadas, ha sido completamente disipada en el aire.

$$W_{aire} = \frac{E_K}{N}. \quad (1.19)$$

Una buena estimación para el valor promedio de W_{aire} es 33.97 eV / par iónico. La exposición viene a ser el número de unidades de carga creados por unidad de energía depositada en las cargas generadas por unidad de masa de aire [3, 8, 16],

$$X = (K_{col})_{aire} \frac{e}{W_{aire}}. \quad (1.20)$$

1.2.8. Medición de la dosis absorbida

Para medir la dosis absorbida en un medio es necesario introducir en éste un detector sensible a la radiación (dosímetro), el cual contendrá un material distinto al del medio. Con este propósito se utiliza la teoría de la cavidad, la cual relaciona la dosis absorbida en el medio sensible o cavidad, con la dosis en el medio que la rodea. Si el rango o alcance de las partículas cargadas (electrones) son mucho mayores que las dimensiones de la cavidad, entonces la cavidad es considerada pequeña. Para este tipo de cavidades se aplica la teoría de Bragg–Gray. Cuyas suposiciones son:

- La cavidad debe ser pequeña comparada con el alcance de las partículas cargadas que inciden en el medio, de tal forma que la presencia de ésta no altere la fluencia de partículas cargadas en el medio.
- La dosis absorbida en la cavidad debe provenir solamente de partículas cargadas que la atraviesan, es decir, las interacciones con fotones dentro de la cavidad se consideran despreciables.

Bajo estas condiciones, la dosis en el medio D_{med} está relacionada con la dosis en la cavidad D_{cav} de la siguiente forma

$$D_{\text{med}} = D_{\text{cav}} \left(\frac{\bar{S}}{\rho} \right)_{\text{med,cav}} \quad (1.21)$$

Donde $\left(\frac{\bar{S}}{\rho} \right)_{\text{med,cav}}$ es el promedio de la razón del poder de frenado másico de colisión del medio y de la cavidad. Se usa este poder de frenado porque no toma en cuenta la producción de partículas cargadas secundarias (o rayos delta) en la cavidad o en el medio [3, 8, 16, 20].

1.3. Equipos de Radioterapia

1.3.1. Acelerador Lineal

En la mayoría de los tratamientos para el cáncer con megavoltaje se utilizan aceleradores lineales o “linacs”, los cuales producen fotones por medio de la aceleración de electrones y su posterior frenado con un material de número atómico alto como el tungsteno. En un acelerador lineal los electrones son acelerados a través de trayectorias rectilíneas utilizando guías de onda al vacío, donde se aplican diferencias de potencial varias veces, de modo que adquieren energías cinéticas de entre 4 - 25 Mev con frecuencias entre 103 y 104 MHz, y luego son redireccionados por medio de magnetos dipolares que desvían el haz a 270° para su frenado con el material blanco.

Los aceleradores lineales son montados isocéntricamente, cuyo isocentro generalmente esta ubicado a 100 cm de la fuente. La figura 1.6 se muestra un esquema de un acelerador lineal, donde el isocentro es el punto geométrico de intersección entre el eje del haz de radiación, el eje del gantry y el eje de mesa [4, 8].

1.3.2. Cámaras de ionización

Las cámaras de ionización en radioterapia se usan para la determinación de la dosis absorbida o la calibración del haz de radiación. Son básicamente cavidades rodeadas de una pared conductora con un electrodo central. La pared y el electrodo están separados por un aislante de alta calidad para reducir la fuga de corriente cuando se aplica un voltaje polarizante. Ver figura 1.7 [3, 8].

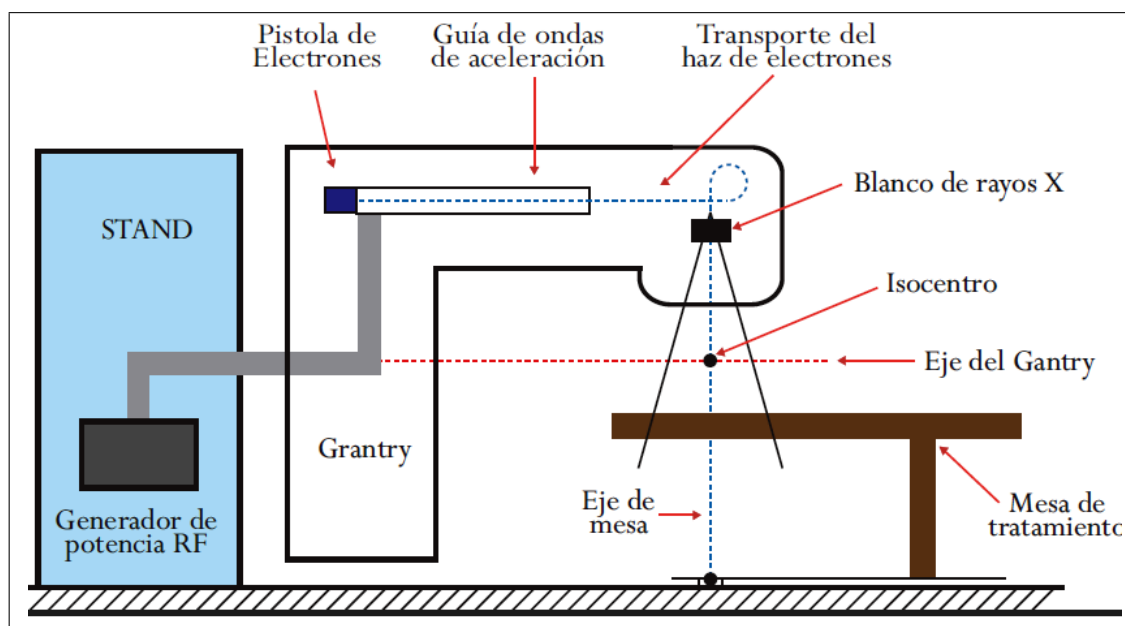


Figura 1.6: Configuración de un acelerador lineal. Figura adaptada de Podgorsak E. B., (2005), p. 141.

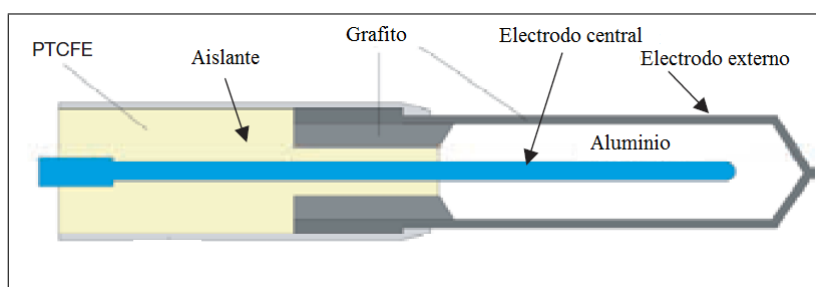


Figura 1.7: Diseño básico de una cámara de ionización cilíndrica tipo Farmer. Figura adaptada de Podgorsak E. B., (2005), p. 77.

Las medidas con cámaras de ionización requieren correcciones de temperatura y presión para tomar en cuenta los cambios en la masa de aire dentro de la cámara. En la figura 1.8 (a) se puede observar que el punto efectivo de medida para una cámara de ionización cilíndrica se encuentra a una profundidad de referencia (d_{ref}) igual a 0.6 radio de la cavidad de la cámara (r_{cav}) para haces de fotones; en (b) se muestra el centro de la cámara [4, 22, 23].

1.3.3. Fantomas y densidad electrónica

Los fantomas consisten en un arreglo de accesorios, en el cual se pueden colocar cámaras de ionización y material equivalente al tejido. En general, para que un material sea

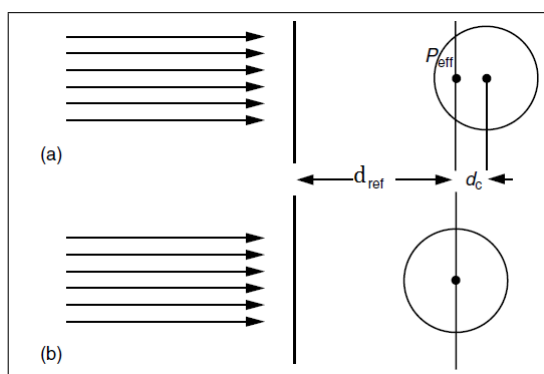


Figura 1.8: Ubicación del punto efectivo con respecto a la profundidad de referencia para cámaras cilíndricas (a) y (b). Figura adaptada de Mayles P. (2007), p. 394.

equivalente al tejido debe tener la misma densidad electrónica, el mismo número atómico efectivo y la misma densidad de masa. Pero para tratamientos con irradiación de megavoltaje solo es necesario que tengan la misma densidad electrónica. De esta manera, se encuentra que el agua es un material equivalente al tejido que puede reproducir las propiedades de dispersión y absorción. En la figura 1.9 se muestra un fantoma en (a) de agua y (b) de placa de poliestireno .

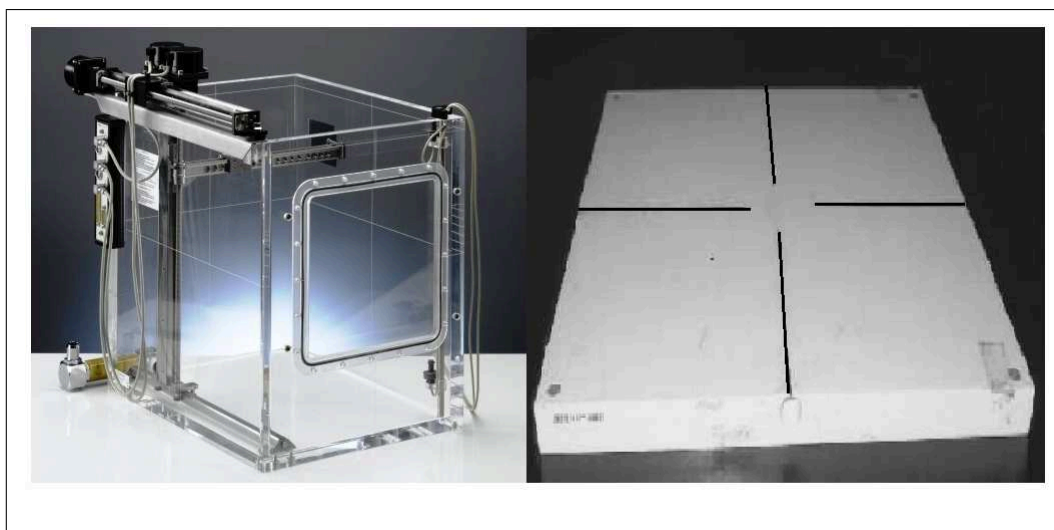


Figura 1.9: Fantomas (a) tanque de agua y (b) placa de poliestireno

La densidad electrónica de un material puede ser calculada a partir de su densidad de masa y su composición atómica de acuerdo con la fórmula

$$\rho_e = \rho_m N_A \left(\frac{Z}{A} \right), \quad \frac{Z}{A} = \sum_i a_i \left(\frac{Z_i}{A_i} \right). \quad (1.22)$$

donde N_A es el número de Avogadro y a_i es la fracción de peso del i -ésimo elemento de número atómico Z_i y peso atómico A_i . La densidad electrónica de varios fluidos y tejidos es calculada con la ecuación 1.29 [3, 4, 6].

1.4. Parámetros para el cálculo de dosis

La dosis en un punto dado de un medio depende de la profundidad del punto en el medio, de la energía del haz, del tamaño de campo, de la distancia de la fuente y del sistema de colimación. Por lo cual, para estimar cómo se distribuiría la dosis en un paciente se debe conocer la variación del haz a profundidad a lo largo del eje central. Esta variación se determina mediante el uso de cantidades dosimétricas que relacionan la dosis en un punto arbitrario dentro de un paciente a dosis conocidas en el punto de calibración del haz de la unidad de tratamiento en el fantoma.

Con este propósito se definen las siguientes cantidades como: el porcentaje de dosis a profundidad, la relación aire-tejido, la relación tejido-fantoma y la relación tejido-dosis máxima. Estas magnitudes son medidas dentro de un fantoma con agua usando cámaras de ionización [3, 8, 24].

1.4.1. Porcentaje de dosis a profundidad (PDD)

El porcentaje de dosis a profundidad, o PDD por sus siglas en inglés, es la dosis expresada como porcentaje respecto a la dosis máxima a lo largo del eje central. Ver figura 1.10. Esta cantidad depende de la calidad del haz o de la energía, de la profundidad d , del tamaño de campo A y de la distancia de la fuente a la superficie SSD . Para obtener esta cantidad se mide la dosis a lo largo del eje manteniendo el SSD fijo, variando el tamaño de campo y profundidad. Posteriormente, cada medida se divide para la medida tomada a una profundidad de referencia d_0 , la cual para bajas energías es cero y para altas energías es $d_{\text{máx}}$, donde se alcanza la dosis máxima [3, 4, 7, 8, 24]. Es decir:

$$PDD(d, A, SSD) = \frac{D(d, A, SSD)}{D(d_{\text{máx}}, A, SSD)} \times 100. \quad (1.23)$$

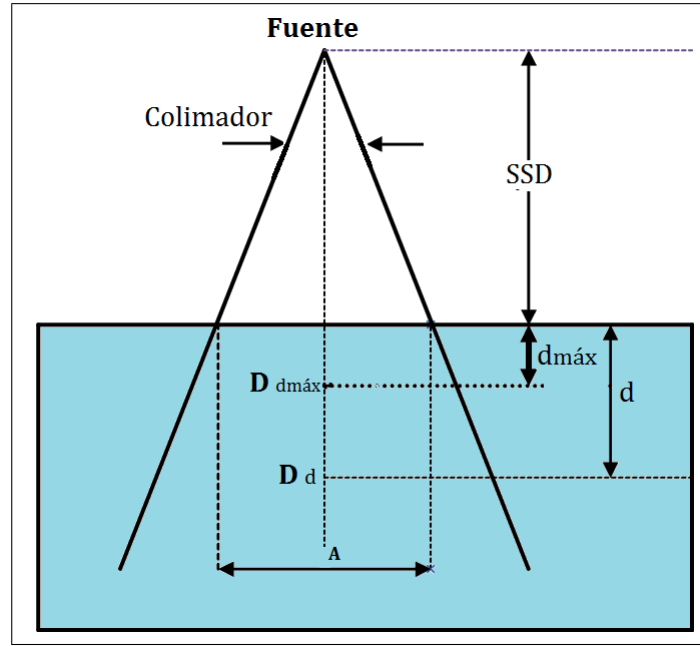


Figura 1.10: Geometría para la medida del Porcentaje de Dosis a Profundidad (PDD).

1.4.2. Relación tejido-aire (TAR) y factor de retrodispersión (PSF)

La relación tejido - aire (*TAR*) es la razón de la dosis en un punto dentro del fantoma $D(d, A, SSD)$ en el eje central, y la dosis en el mismo punto pero en aire $D(\text{aire}, A, SAD)$. Ver figura 1.11. Esta cantidad depende de la energía, del tamaño de campo A_Q y de la profundidad d , no depende de la distancia fuente - superficie SSD . Para realizar la medida en aire es necesario que la cámara tenga un capuchón que represente la región de acumulación de la energía en cuestión para mantener el equilibrio electrónico [3, 4, 7, 8, 24].

$$TAR(d, A_Q) = \frac{D(d, A_Q, SSD)}{D(\text{aire}, A_Q, SAD)} \quad (1.24)$$

El factor de retrodispersión se define de forma similar al *TAR*, con la diferencia que la profundidad de medida es $d_{\text{máx}}$, ver figura 1.12. Es decir, es la razón de la dosis en $d_{\text{máx}}$ dentro del fantoma $D(d_{\text{máx}}, A_Q, SSD)$ y la dosis en el mismo punto pero en aire $D(\text{aire}, A_Q, SAD)$ [8, 6, 4, 24], por lo tanto

$$PSF(A_Q) = \frac{D_Q(d_{\text{máx}}, A_Q, SSD)}{D_Q(\text{aire}, A_Q, SAD)} \quad (1.25)$$

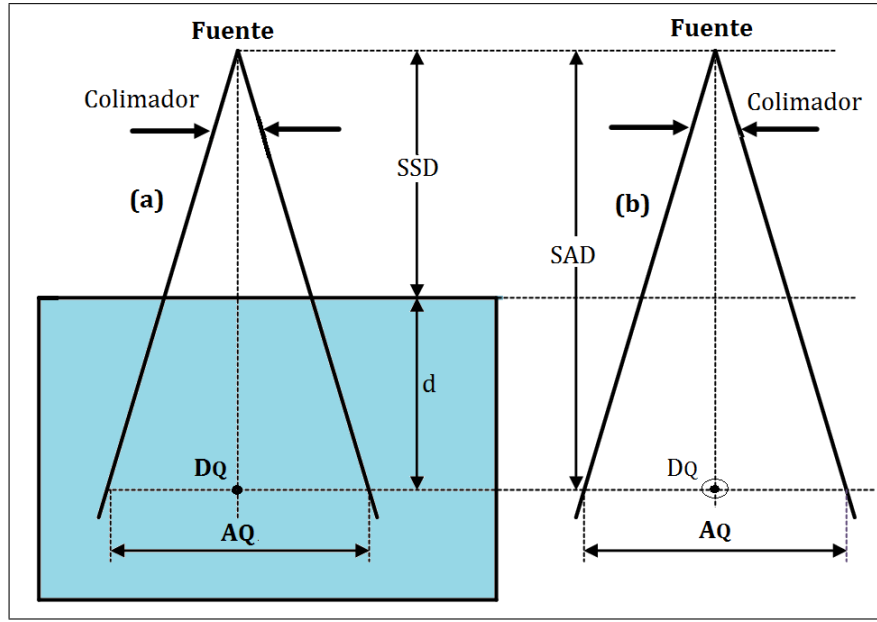


Figura 1.11: Geometría para la medida de la Relación Aire-Tejido (TAR) (a) dosis dentro del fantoma en d y (b) dosis en aire en D_Q .

1.4.3. Factor de salida (FOF)

El factor de salida se lo define como el producto

$$FOF(d_{\text{ref}}, A) = S_c(A) \times S_p(d_{\text{ref}}, A). \quad (1.26)$$

donde $S_c(A)$ representa, la dispersión que se origina en el colimador debido al choque de las partículas con éste, produciendo así fotones secundarios que aportan a la entrega de la dosis, y es la razón de la dosis en aire para un tamaño A y la dosis en aire para un tamaño de campo de referencia A_{ref} , a la distancia de calibración de unidad de tratamiento SAD .

$S_p(d_{\text{ref}})$ representa la dispersión que se origina por la existencia del fantoma; y es la razón de la dosis en el fantoma para un tamaño de campo dado A a la profundidad de d_{max} , y la dosis en el mismo punto para un tamaño de campo de referencia $A(10 \times 10 \text{cm}^2)$, a una distancia $SSD + d_{\text{max}} = SAD$. Este factor no se puede medir directamente debido a que resulta difícil desprestigiar la contribución del colimador en la medida [24, 25].

El factor de salida depende del tamaño de campo y de la energía, se lo mide a una profundidad de referencia para eliminar la contaminación electrónica. Ver figura 1.13. Posteriormente, estas medidas se recalculan a $d_{\text{máx}}$ con los PDDs y se normalizan para

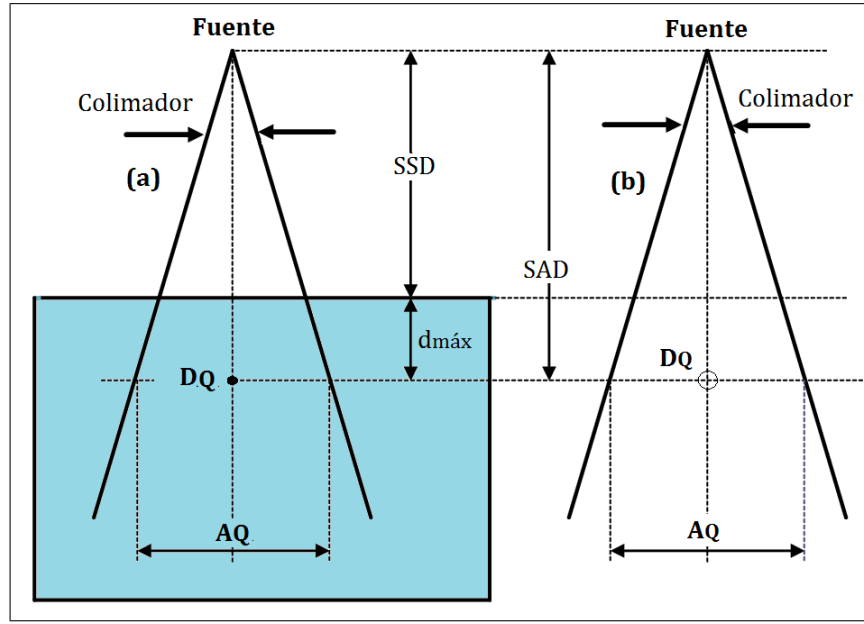


Figura 1.12: Geometría para la medida del factor de retrodispersión (PSF) (a) dosis dentro del fantoma en $D_{d_{máx}}$ y (b) dosis en aire en D_Q .

el campo de referencia de 10×10 [3, 4, 6], es decir:

$$FOF(d_{máx}, A, SSD) = \frac{D(d_{máx}, A, SSD)}{D(d_{máx}, A_{10 \times 10}, SSD)}. \quad (1.27)$$

1.4.4. Relación tejido fantoma (TPR) y relación tejido $d_{máx}$ (TMR)

La relación tejido-fantoma (*TPR*) se define como la razón de la dosis en un punto arbitrario del fantoma D_Q , para un tamaño de campo A_Q , y la dosis en el mismo punto pero a una profundidad de referencia, es decir:

$$TPR(d, A_Q) = \frac{D_Q(d, A_Q, SSD)}{D_{Q_{ref}}(d_{ref}, A_Q, SAD)}. \quad (1.28)$$

Esta relación depende de la energía, de la profundidad d , del tamaño de campo A_Q y de la distancia de la fuente a la superficie SSD.

La relación tejido - $d_{máx}$ (*TMR*) se define de forma similar que el *TPR* con la diferencia que la profundidad de referencia es $d_{máx}$ [6, 4, 24] (ver figura 1.14), de tal forma que:

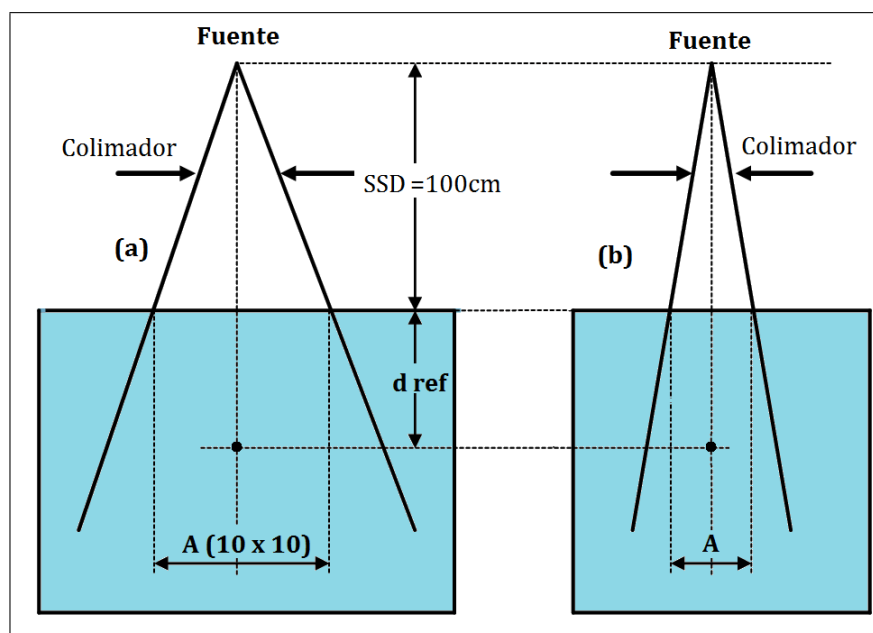


Figura 1.13: Geometría para la medida del factor de salida (*FOF*) (a) $D(A_{10 \times 10})$ y (b) $D(A)$, ambas medidas son tomadas a d_{ref} y $SSD = SAD$.

$$TMR(d, A_Q) = \frac{D_Q(d, A_Q, SSD)}{D_Q(d_{\text{ref}}, A_Q, SAD)} \quad (1.29)$$

1.4.5. Cuadrado equivalente (ESQ)

El cuadrado equivalente es un concepto muy importante en el cálculo de la dosis para haces de fotones clínicos, ya que todas las cantidades dosimétricas dependen de la forma y de tamaño de campo. Debido a que resulta impráctico medir las cantidades dosimétricas (PDD, TMR, TAR y PSF) para todas las posibles formas de campos de radiación, se debe aproximar un campo irregular a un campo cuadrado de radiación, el cual tendrá las mismas características dosimétricas. Una de las maneras de cálculo del cuadrado equivalente es calcular la raíz cuadrada del área del campo irregular de radiación, esta raíz representará al lado del cuadrado equivalente [4, 6, 11, 12].

1.5. Técnicas de Tratamiento

En los tratamientos del cáncer existen algunas técnicas de posicionamiento del paciente; las cuales se utilizan según la optimización de la distribución de la dosis en el volumen a tratarse. De manera particular, en el Hospital Oncológico Solón Espinoza A. SOLCA

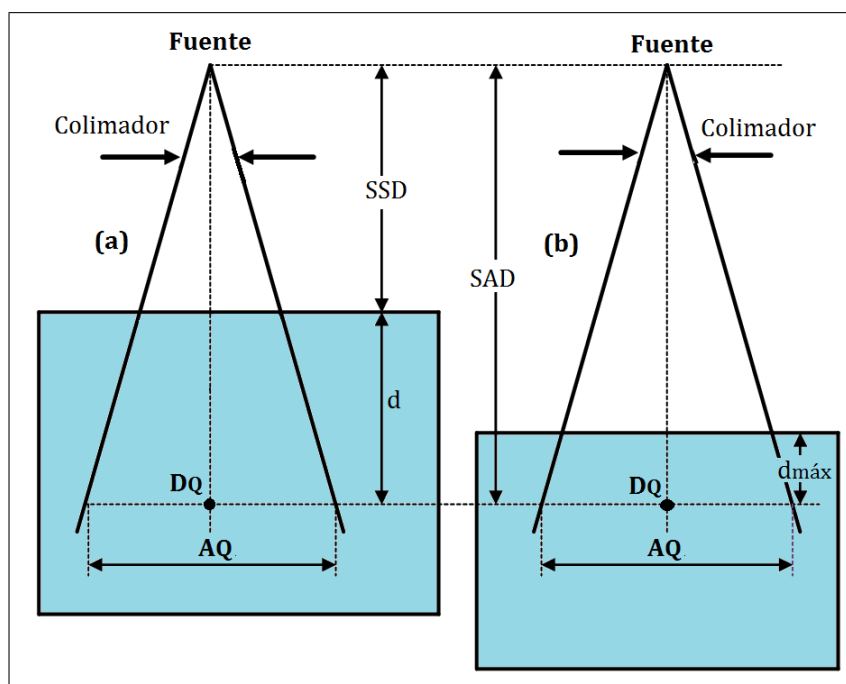


Figura 1.14: Geometría para la medida de la relación tejido - $d_{máx}$ (TMR) (a) D_Q y (b) $D_{Q_{máx}}$, $SSD + d = SAD$.

de Quito se utilizan dos técnicas de tratamiento con fotones, la técnica isocéntrica y la técnica fija. Estas técnicas dependen de las magnitudes dosimétricas descritas anteriormente y para cada una de ellas deben calcularse las unidades monitor o tiempo de tratamiento, el cual se programa en la máquina de tratamiento para entregar la dosis requerida al paciente.

1.5.1. Técnica Isocéntrica (SAD)

La técnica isocéntrica es un procedimiento, en el cual el isocentro del acelerador lineal se ubica dentro paciente en el área tumoral. En esta técnica generalmente se utiliza más de un campo de tratamiento, con el fin de que la distribución de las curvas de isodosis encierren todo el tumor y se pueda irradiar la mayor cantidad de células malignas posible. El arreglo geométrico de esta técnica se muestra en la figura 1.15 (a). El cálculo de las unidades monitor MU o tiempo de tratamiento para esta técnica se caracteriza por la utilización de los TMRs [4, 6, 13, 24, 26].

Las máquinas de tratamiento en general están calibradas para entregar 1 rad (1cGy) por unidad monitor (MU) a una profundidad de referencia $d_{máx}$ y un campo de referencia de $10 \times 10 cm^2$. Entonces, las unidades monitor que se necesitan entregar para una dosis

isocéntrica a una profundidad d está dada por [6]

$$MU = \frac{\text{Dosis} \times \text{Peso estadístico}}{K \times TMR(d, A_d) \times \text{FOF} \times \text{FactorSAD}} \quad (1.30)$$

donde la dosis está en cGy, el peso estadístico es la fracción de dosis por campo (cuando se tiene un solo campo este valor es 1), K es la tasa de dosis en d_{\max} en cGy/MU, el $TMR(d, A_d)$ es la relación tejido- d_{\max} a la profundidad d y tamaño de campo A_d . El factor SAD se define como

$$\text{FactorSAD} = \left(\frac{SCD}{SAD} \right)^2 \quad (1.31)$$

$$(1.32)$$

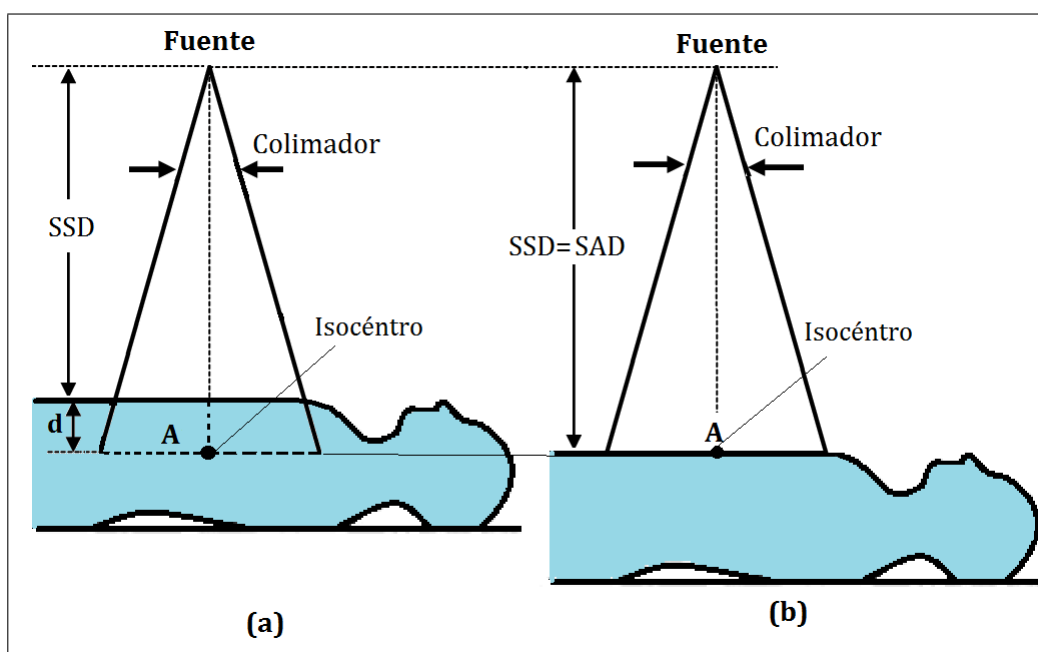


Figura 1.15: Geometrías de las técnicas de tratamiento (a) técnica isocéntrica y (b) técnica fija.

donde SCD = “Source Calibration Distance” es la distancia desde la fuente al punto de calibración y SAD = “Source Axis Distance” es la distancia desde la fuente al eje de rotación o isocentro.

1.5.2. Técnica Fija (SSD)

En la técnica fija SSD (Source Surface Distance) el isocentro de la máquina de tratamiento se ubica en la piel o superficie del paciente. Esta técnica es muy utilizada general-

mente para dar tratamiento a profundidad con un solo campo. El arreglo geométrico de esta técnica se muestra en la figura 1.15 (b).

El cálculo de las unidades monitor MU para esta técnica se caracteriza por la utilización de los PDDs, entonces las unidades monitor que se requieren para entregar cierta dosis a una profundidad d para un tamaño de campo A en la superficie en cualquier SSD están dadas por [4, 6, 13, 24, 26]

$$MU = \frac{Dosis \times \text{Peso estadístico}}{K \times PDD(SSD, d, A_d) \times \text{FOF} \times \text{Factor SSD}} \quad (1.33)$$

donde K es 1 rad/MU , A_c es el tamaño de campo del colimador dado por

$$A_c = A \cdot \frac{SAD}{SSD}, \quad y \quad \text{Factor SSD} = \left(\frac{SCD}{SSD + d_{\max}} \right)^2. \quad (1.34)$$

Capítulo 2

Sistema de Planificación

2.1. Proceso del tratamiento en radioterapia, SOLCA-Quito

El procedimiento que se sigue para el tratamiento del cáncer con radiaciones ionizantes en el Departamento de Radioterapia en SOLCA - Núcleo de Quito, se presenta en la figura 2.1, donde el rectángulo de color gris abarca todas las etapas que involucran al sistema de planificación “ECLIPSE”. El procedimiento consiste de los siguientes pasos:

1. **Diagnóstico.** El médico especialista de acuerdo con los estudios clínicos define el estadio de la enfermedad, la técnica de tratamiento y la dosis a entregarse [27].
2. **Comité de radioterapia.** El médico presenta el caso del paciente a los demás médicos que conforman el comité de radioterapia y propone la técnica que ha decidido para el tratamiento. El comité aprueba esta técnica o propone otra [28].
3. **Simulación.** El tecnólogo médico entrenado para uso del simulador, ubica los campos de tratamiento en el paciente de acuerdo con las indicaciones del médico. Para esto inmoviliza al paciente, realiza los tatuajes para la alineación con los láseres de la máquina de tratamiento y realiza placas radiográficas [2, 27].
4. **Tomografía.** El tecnólogo médico que hace la simulación, se dirige al tomógrafo y realiza una tomografía computarizada al paciente posicionándolo de la misma forma que estuvo en el simulador. Además ubica marcas radiopacas en los tatuajes [2, 27].

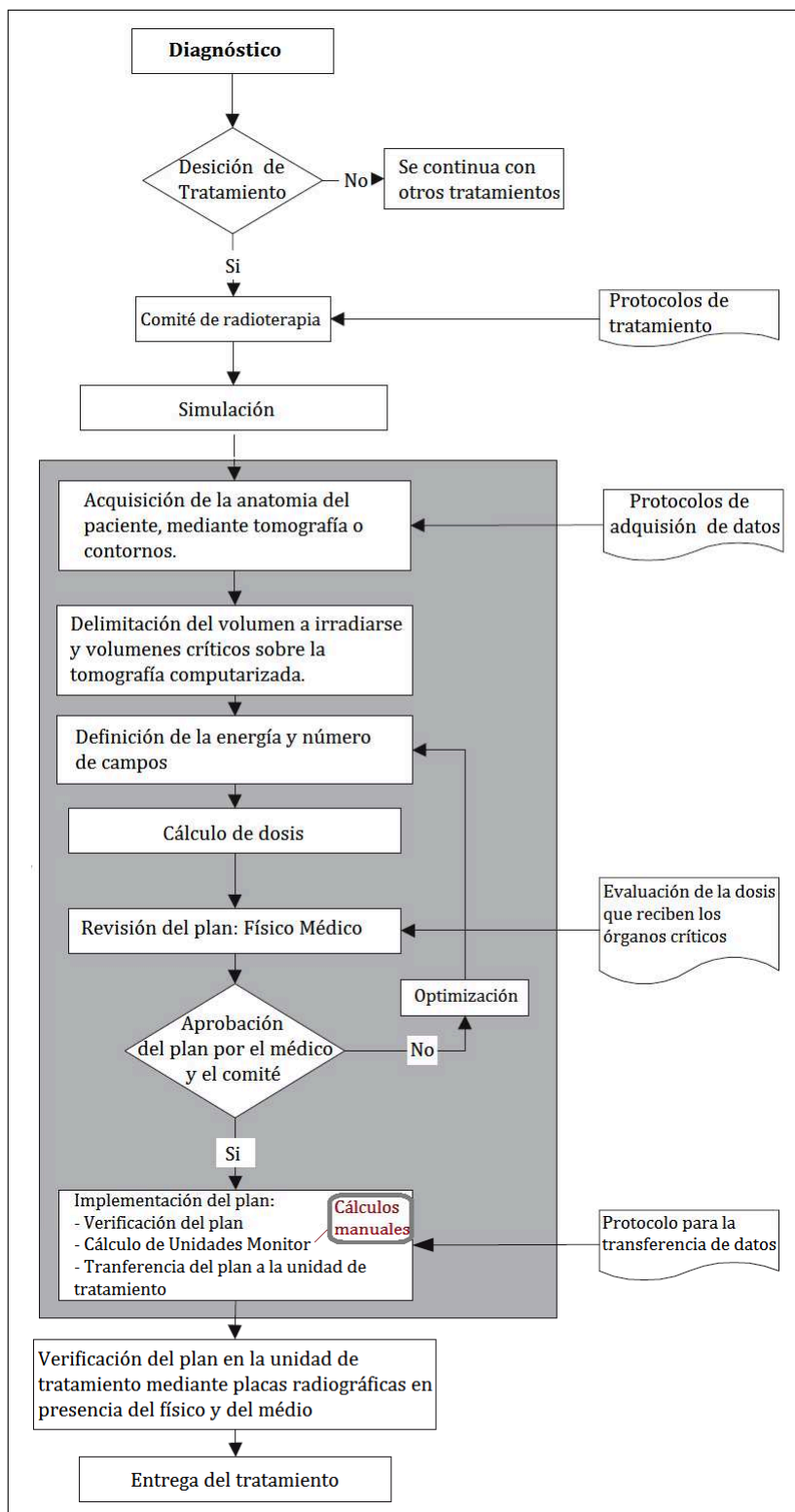


Figura 2.1: Diagrama de flujo del tratamiento en SOLCA Departamento de Radioterapia. En el cuadrado de color gris se muestran todas las etapas que involucran al sistema de planificación “ECLIPSE”.

5. **Transferencia de la tomografía.** Se transfiere la tomografía computarizada al sistema de planificación “ECLIPSE”, en el cual se adquieren las imágenes y se realiza la reconstrucción anatómica del paciente [10].
6. **Localización del tumor y órganos sanos.** El médico dibuja en la tomografía computarizada el tumor y órganos de riesgo, con la ayuda de las herramientas del sistema de planificación [27].
7. **Planificación de los campos de tratamiento.** El dosimetrista o físico realiza los planes de tratamiento en el sistema de planificación, en la tomografía computarizada del paciente. El sistema presenta los cálculos de las distribuciones de dosis y tiempos de tratamiento (unidades monitor) [27, 29, 30].
8. **Revisión del plan.** El físico médico es el encargado de la revisión de los planes propuestos por el dosimetrista. El físico trata de minimizar los gradientes de radiación y optimizar las distribuciones de dosis [27, 30, 31].
9. **Revisión final del plan.** El médico, el dosimetrista y el físico médico aprueban el plan óptimo de los realizados para el tratamiento del paciente [27].
10. **Verificación.** El tecnólogo médico entrenado para dar el tratamiento en el acelerador lineal debe de tomar las placas radiográficas al paciente con el objetivo de compararlas con la simulación y la planificación. En la verificación deben estar presentes el médico y el físico para comprobar que el tratamiento será entregado correctamente [27].
11. **Entrega de tratamiento.** El paciente recibe la dosis prescrita fraccionada diariamente [27].

2.2. Sistemas de Planificación computarizados

Como se puede observar en la sección anterior los sistemas de planificación del tratamiento son utilizados para generar campos de tratamientos y distribuciones de dosis, esto con el propósito principal de maximizar el control del tumor y minimizar las complicaciones del tejido sano [4, 6].

Los principales componentes de un sistema de planificación son:

- Unidad de procesamiento central CPU;

- Unidades de visualizaciones;
- Memoria que permita guardar información;
- Accesorios digitalizadores que permitan el ingreso manual de contornos transversales del paciente;
- Accesorios de transferencia de datos;
- Accesorios de archivos y comunicaciones de red.

El software de un sistema de planificación debe incluir en el sistema operativo de la computadora herramientas y componentes para:

- Ingresar en la unidades de tratamiento los datos asociados a la dosis;
- Manipular archivos de datos de los pacientes como estructuras anatómicas, y volúmenes a irradiarse;
- Calcular la dosis;
- Evaluar el plan de tratamiento y
- Realizar copias de respaldo para proteger el sistema operativo y programas de aplicación.

2.3. Simulación de Monte Carlo

Las simulaciones de Monte Carlo son métodos y algoritmos usados por los sistemas de planificación para calcular las interacciones de un gran número de fotones primarios usando las leyes fundamentales de la física. Para esto se determinan las probabilidades de distribución de las interacciones de partículas individuales. La simulación determina la dosis depositada en todas las direcciones por electrones y fotones dispersados que se originan en el lugar de la interacción del fotón primario. Los resultados son obtenidos por medio del seguimiento de las trayectorias de un gran número de partículas, que emergen desde la fuente de radiación y sufren múltiples interacciones de dispersión dentro y fuera del paciente. Para modelar el transporte de fotones primarios y el cálculo

del kernel de dosis ¹, la simulación de Monte Carlo necesita conocer la geometría individual de la unidad de tratamiento, bloques, quijadas, colimador multihojas, forma de la superficie y densidades irregulares [3, 4, 8]. Los procesos de interacción de fotones que deben ser modelados mediante el método de Monte Carlo diseñado para aplicaciones en radioterapia y dosimetría son:

- Producción de pares en el campo de núcleos atómicos
- Dispersión de Compton con electrones atómicos
- Absorción por efecto fotoeléctrico y producción de fotoelectrones
- Dispersión de Rayleigh de campos atómicos y moleculares

Los procesos de interacción para electrones y positrones se tiene:

- Dispersión de electrones de Møller por electrones atómicos
- Dispersión de electrones de Bhabha por electrones atómicos
- Creación de fotones de bremsstrahlung en los campos atómicos y nucleares
- Aniquilación de positrones por electrones atómicos
- Dispersión elástica de electrones y positrones del núcleo
- Excitación de átomos y moléculas por electrones y positrones [4].

Un ejemplo ilustrativo de como se lleva a cabo la simulación se presenta en la figura 2.2. La simulación se puede resumir en los siguientes pasos:

1. Se selecciona la energía del fotón, la dirección y la posición basándose en el muestreo de la distribución de fotones incidentes y se transporta el fotón al primer borde.
2. Se selecciona la distancia de la primera interacción y se transporta el fotón a este punto.
3. Se selecciona el tipo de interacción (dispersión de Compton, efecto fotoeléctrico, producción de pares, dispersión de Rayleigh).

¹Kernel de dosis es una matriz de distribución de dosis depositada por fotones dispersados y electrones puestos en movimiento por la interacción de fotones primarios [6]

4. Se selecciona la dirección, energía, etc. de las nuevas partículas (como electrones de Compton muestreados de la sección eficaz diferencial de Klein-Nishina, fotones característicos, electrones de Auger, etc.). Se colocan estas partículas en un alista que se sigue después.
5. Se transporta los fotones dispersados hasta que estos ya sea dejen la geometría o lleguen a una energía límite predeterminada.
6. Se transporta electrones secundarios. Se observa la trayectoria de electrones δ y fotones producidos por bremsstrahlung.
7. Se cuenta la energía depositada, el espectro de fluencia, etc. en la región de interés.
8. Se repite los pasos 1 al 7 para muchas partículas hasta que las cantidades contadas logren a una incertidumbre estadística lo suficientemente baja.

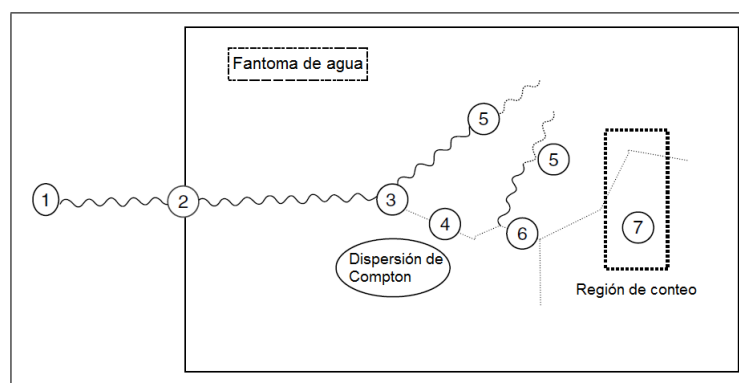


Figura 2.2: Ilustración esquemática de la trayectoria de un fotón en la simulación de Monte Carlo. Figura adaptada de Mayles (2007), p. 79.

El paquete para la simulación Monte Carlo más usado por los sistemas de planificación es el EGS (Electron Gamma Shower). Para el caso del sistema de planificación ECLIPSE, este usa sistema EGSnrc que es un paquete para la simulación de Monte Carlo de transporte asociado de electrones y fotones. Su rango de energía actual va desde 1 keV hasta 10 GeV. El EGSnrc es una versión extendida y mejorada del paquete EGS4 originalmente desarrollado por el Centro de Aceleración Lineal de Stanford (SLAC). El núcleo del sistema es distribuido mediante un acuerdo entre el el Consejo Nacional de Investigación de Canada (NRC) y el SLAC. En particular el sistema incorpora mejoras en la implementación de la técnica de historias condensadas de para la simulación del transporte de partículas cargadas y mejores secciones eficaces de baja energía [10].

2.4. Algoritmos de cálculo de dosis

El algoritmo de cálculo se convierte en un componente crítico y complejo de un sistema de planificación computarizado, debido a que éste es el responsable de la representación correcta de la dosis en el paciente, las imágenes digitales, contornos y distribuciones de dosis. Muchas decisiones clínicas son tomadas en base a las distribuciones de dosis calculadas por el sistema. Para que el sistema de planificación pueda ser utilizado este debe ser comisionado con los parámetros físicos de las máquinas de tratamiento que va a simular [4, 6].

Para generar un algoritmos de cálculo de dosis es necesario entender el sistema que se va a modelar. En radioterapia el sistema de interés es el pacientes y el equipo con que se realiza el tratamiento. [6, 8]. Los principales algoritmos de cálculo pueden clasificarse según el método utilizado [4]; así :

- Métodos empíricos de haces simples
- Métodos de superposición
- Métodos de convolución / superposición con kernels puntuales

Los algoritmos de cálculo de dosis han ido evolucionando rápidamente como consecuencia del avance de las computadoras. Estos han comenzado imitando procedimientos diseñados originalmente para cálculos manuales y luego han ido avanzando en complejidad para lograr una simulación más cercana a la realidad. Uno de los principales objetivos que persiguen los algoritmos de cálculo es generar distribuciones de dosis. La distribución de la dosis en el paciente se basa en dosis corregidas de medidas obtenidas en fantomas de agua. Las correcciones que se hacen se aplican principalmente a [4, 6]:

- modificadores del haz como cuñas, bloques y compensadores,
- características de contorno, los cuales toman en cuenta la irregularidad de la superficie del paciente.
- Correcciones de heterogeneidad del tejido.

2.4.1. Principio de Superposición

La dosis en el punto $P(x, y, z)$ puede ser considerada como la suma de las contribuciones de energía depositadas en un pequeño volumen alrededor de P por partículas (fotones y electrones) originadas de las interacciones de fotones primarios en los volúmenes dV_i . Si se considera de manera separada los fotones primarios y las partículas secundarias, la dosis en el punto $P(x, y, z)$ puede ser considerada como la suma de las contribuciones de la energía a una distancia del punto P en elementos de volumen $dV(x', y', z')$. Esta energía se origina desde la fluencia de energía $p(x', y', z')$ de los fotones primarios que llegan a dV_i . Si definimos a $s(x, x', y, y', z, z')$ como la energía dispersada por fotón primario que ingresa a dV_i y que llega a P , la dosis en P es [4, 6, 10] Ver figura 2.3.

$$D_P(x, y, z) = \iiint_V p(x', y', z') s(x, x', y, y', z, z') dV, \quad (2.1)$$

donde los límites de integración V corresponden a los límites del volumen de dispersión.

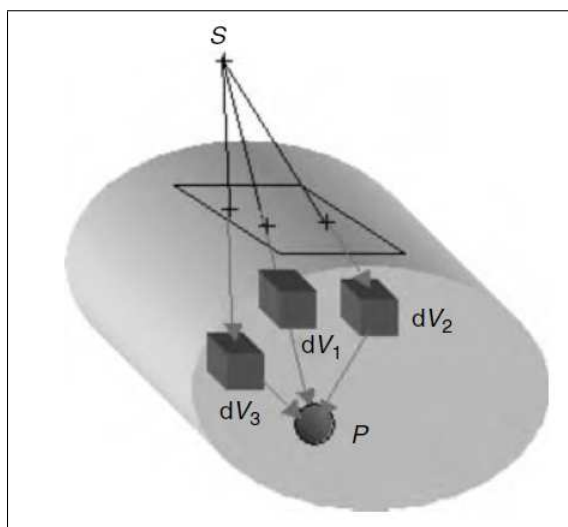


Figura 2.3: Principio de superposición. Figura adaptada de Mayles P. (2007), p. 568.

2.4.2. Método de convolución-superposición

El método de convolución-superposición involucra una ecuación de convolución que describe separadamente el transporte de los fotones primarios y los fotones y electrones dispersados que emergen de las interacciones de los fotones primarios. La dosis

$D(x, y, z)$ en el punto P está dada por

$$D(x, y, z) = \iiint \frac{\mu}{\rho} \Psi(x', y', z') K(x - x', y - y', z - z') dx' dy' dz', \quad (2.2)$$

donde $\frac{\mu}{\rho}$ es el coeficiente de atenuación másico, $\Psi(x', y', z')$ es la fluencia de fotones primarios y $K(x - x', y - y', z - z')$ es el kernel de convolución [3].

El método estándar para determinar el kernel de convolución K para haces monoenergéticos es el cálculo con el método de Monte Carlo (por ejemplo con el EGSnrc) en fantasmas de agua hechos de pequeños volúmenes elementales o voxels. Como puede observarse en la figura 2.4, las distribuciones se vuelven más alargadas a medida que la energía aumenta. El kernel K en la ecuación 2.2 es la fracción de energía incidente por unidad de volumen, por tanto debe ser una función normalizada tal que cumpla con la condición [4, 10, 32]

$$\iiint_{\infty} K(x, y, z) dx dy dz = 1, \quad (2.3)$$

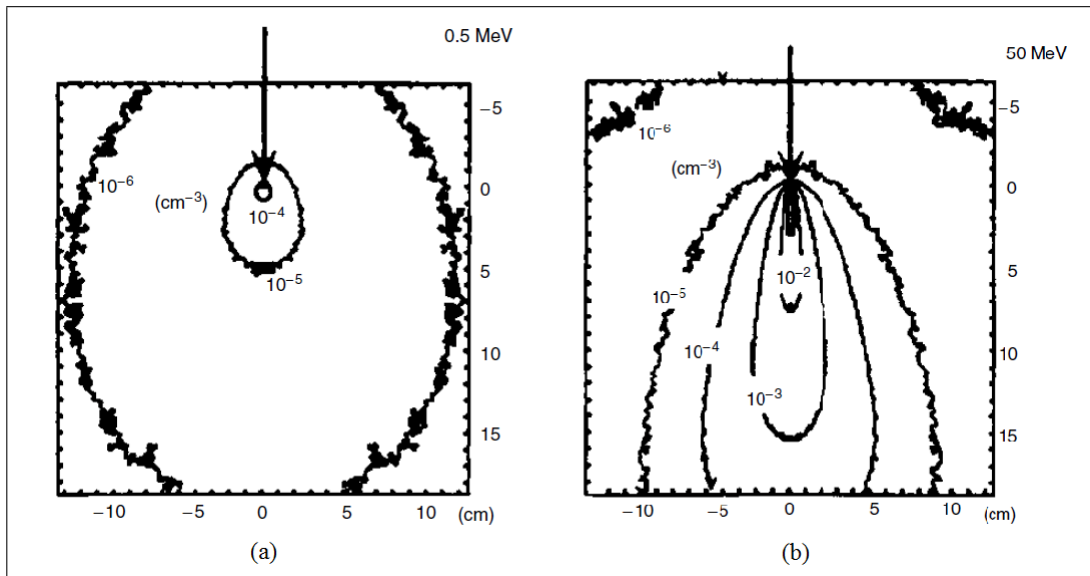


Figura 2.4: Gráficos de kernels de energía depositada para haces de (a) 0.5 MeV y (b) 50 MeV. Figura adaptada de Mayles P. (2007), p. 581.

2.4.3. Modelo de punta de lápiz (Pencil Beam)

Este modelo toma el nombre de punta de lápiz debido a que la integración de convolución para el cálculo de dosis se realiza en un volumen en forma de paralelepípedo

delgado como se puede ver en la figura 2.5. El haz de punta de lápiz está compuesto de la energía total (de electrones secundarios y fotones dispersados) generados por los fotones primarios y depositados a cierta distancia. Esta energía es caracterizada por un kernel de convolución del haz de punta de lápiz K_{PB} , el cual representa la distribución de energía entregada desde el haz y normalizada a la fluencia unitaria en el punto de penetración en la superficie del paciente.

La expresión general para el cálculo de la dosis de un kernel de haz de punta de lápiz es

$$D(x, y, z) = \iint \frac{\mu}{\rho} \Psi_E(x', y') K_{PB}(x - x', y - y', z) dx' dy', \quad (2.4)$$

donde la integración está restringida al área del campo; $\Psi(x', y')$ es la fluencia de energía entrante en el punto P' medida en Jm^{-2} ; $\frac{\mu}{\rho} \Psi(x', y')$ es la energía total (de electrones secundarios y fotones dispersados) por unidad de masa liberada desde P' medida en $Jkg^{-1}oGy$; μ/ρ es el coeficiente de atenuación másico medido en m^2kg^{-1} para el medio en P'; $K_{PB}(x - x', y - y', z)$ es el valor del kernel en el punto $P(x, y, z)$ para un haz de punta de lápiz que incide en el paciente en el punto $P'(x', y')$ [4, 6, 10].

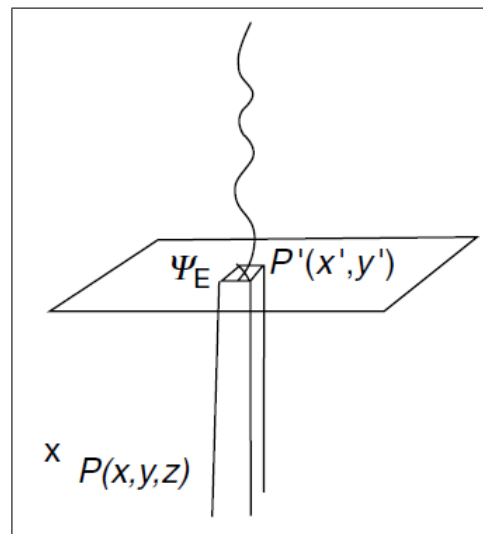


Figura 2.5: Principio de la aproximación del modelo punta de lápiz. Figura adaptada de Mayles P. (2007), p. 575.

2.5. Sistema de planificación ECLIPSE

El “ECLIPSE” es un sistema de planificación computarizado comercializado por la compañía de sistemas médicos VARIAN. En SOLCA se utiliza la versión 8.2.0. este

sistema calcula distribuciones de dosis, permite visualizar el haz BEV (Beam Eye View) sobre la anatomía del paciente y además genera imágenes radiográficas digitalmente reconstruidas. Este sistema de planificación representa, mediante modelos tridimensionales la anatomía del paciente, los órganos sanos, el tumor y las distribuciones de dosis calculadas. El principal algoritmo de cálculo es el algoritmo analítico anisotrópico (AAA).

2.6. Algoritmo Analítico Anisótropo (AAA)

El algoritmo AAA es un algoritmo tridimensional de superposición /convolución tipo haz de punta de lápiz, que usa simulaciones de Monte Carlo para modelar los fotones primarios, fotones dispersados y electrones dispersados. El algoritmo AAA toma en cuenta la heterogeneidad del tejido en una vecindad tridimensional del sitio de la interacción, usando kernels de dispersión para fotones en múltiples direcciones laterales. La distribución de dosis final es obtenida mediante la superposición de las dosis calculadas mediante la convoluciones para fotones y electrones [10].

2.6.1. Cálculo de dosis con el algoritmo AAA

La implementación clínica del algoritmo AAA se divide en dos algoritmos:

- **Algoritmo de configuración.** Está determinado por los parámetros físicos fundamentales requeridos para los cálculos de dosis. Se divide en el modelo de la dosis primaria y el modelo de la dosis secundaria.
- **Algoritmo de cálculo de dosis.** Calcula la entrega de dosis usando los parámetros físicos fundamentales. Estos parámetros caracterizan la fluencia de partículas y el espectro energético de fotones y electrones comprendidos en el haz clínico.

Las fuentes son caracterizadas por un número de parámetros derivados en la configuración del algoritmo. El ancho del haz clínico es dividido en tamaños pequeños llamados subhaces β “beamlets”, como se ilustra en la figura 2.6. El haz clínico es modelado como una fuente múltiple con los siguientes componentes:

Fuente primaria. Está ubicada en un punto en el plano de la tarjeta blanco y modela los fotones generados por radiación de “bremstrahlung” en la tarjeta, que pasan

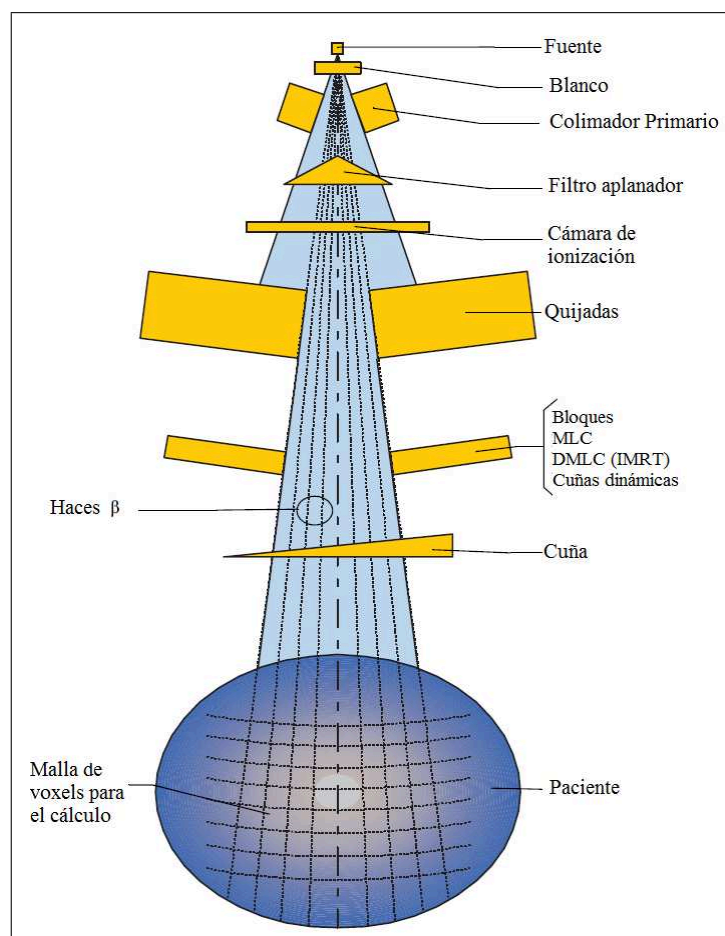


Figura 2.6: Componentes de la unidad de tratamiento. Figura adaptada de Varian M. S. (2008), p. 26.

directamente hacia el paciente y que no interactúan en el cabezal de la máquina de tratamiento.

Fuente extrafocal. Es una fuente gaussiana plana ubicada en la parte baja del filtro aplanador que, modela los fotones que resultan de las interacciones en el cabezal del acelerador fuera de la tarjeta blanco. Los fotones se generan primeramente en el filtro aplanador, los colimadores primarios y las quijadas secundarias. Como resultado de la localización baja de la fuente extrafocal el efecto es más notable fuera del haz definido por la fuente primaria.

Contaminación electrónica . Es un valor que se adiciona a los resultados no normalizados de los cálculos de dosis del AAA en el eje central del haz. La contaminación electrónica también es usada para modelar la contaminación de fotones creados por la interacción entre electrones. La contaminación electrónica es modelada con una curva dependiente de la profundidad que describe la cantidad total de dosis

por contaminación electrónica a cierta profundidad.

Dispersión de fotones por la cuña. Cada punto en la cuña actúa como una fuente dispersora auxiliar. La intensidad de la radiación dispersada desde cada punto se asume que se propaga hacia adelante y es proporcional a la cantidad de radiación primaria que pasa por ese punto. Este modelo es implementado como un modelo Gaussiano dual, donde el ancho del kernel Gaussiano incrementa con la distancia a la cuña [10].

Modelo de la fuente primaria

Modelo del espacio de fase. El haz es modelado usando parámetros físicos que dan una descripción del espacio de fase de las partículas que forman el haz de tratamiento.

Espectro Energético de fotones. El Algoritmo AAA obtiene los kernels de dispersión de dosis necesarios a partir del espectro energético. El espectro inicial del fotón es determinado mediante simulaciones de Monte Carlo de la radiación de Bremsstrahlung de los electrones que chocan con la tarjeta blanco. En la figura 2.7 se muestra un ejemplo de un espectro inicial para un haz de 6 MV.

Energía media. Es la energía como una función del radio desde el eje del haz. En la figura 2.8 (a) se muestra un ejemplo de la energía media radial para un haz de 6 MV. Esta curva es usada por el algoritmo AAA para determinar el efecto en el haz del filtro aplanador en el espectro de fotones.

Intensidad del perfil. La intensidad del haz de fotones varía muy poco a través del campo de tratamiento. La variación de la fluencia de fotones es modelada mediante un parámetro llamado curva de perfil de intensidad. En la figura 2.8 (b) se muestra un ejemplo de la intensidad del perfil.

Contaminación electrónica. Es modelada mediante una curva dependiente de la profundidad, que describe la dosis de contaminación electrónica integrada lateralmente a diferentes profundidades. La forma de la fluencia de electrones es obtenida como una convolución de la forma abierta y una suma de kernel Gaussianos en 2D. El figura 2.8 (c) se muestra un ejemplo de la contaminación electrónica.

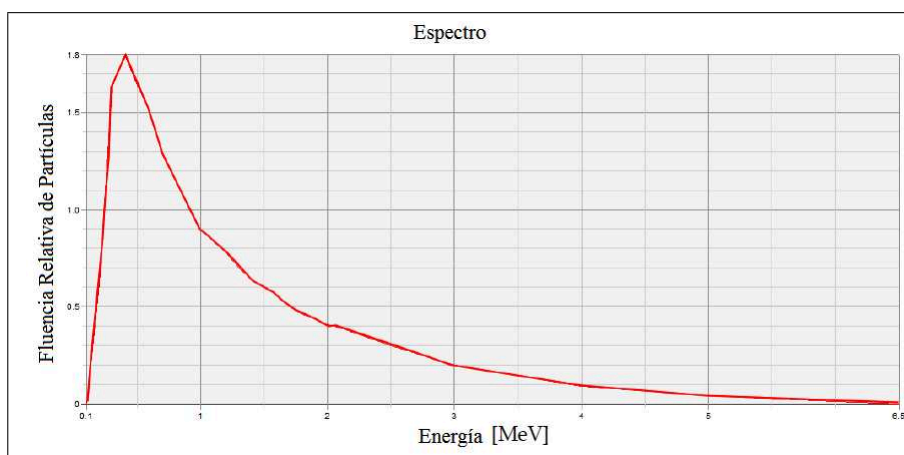


Figura 2.7: Espectro de un haz de fotones de 6 MV. Figura adaptada de Varian M. S. (2008), p. 28.

Modelo de la fuente secundaria

La radiación de fotones extrafocales (todos los fotones que logran salir del material blanco) es modelada usando una fuente virtual de tamaño finito ubicada en la superficie bajo del filtro aplanador. Esta fuente virtual es llamada la fuente secundaria. La fuente secundaria tiene una distribución de intensidad Gaussiana, cuya distribución de fluencia de energía es más amplia que la fuente primaria y es muy difusa cerca los ángulos de la fluencia debido a su tamaño finito.

Fluencia energética de la fuente secundaria. La fluencia de la fuente secundaria en un plano arbitrario se calcula por medio de sumas de contribuciones para cada elemento de la fuente para cada pixel en la matriz de la fluencia. Las contribuciones varían dependiendo en si el rayo del haz choca con las quijadas del colimador o con el colimador multihojas.

Parámetros de la fuente secundaria. Estos incluyen un espectro en el cual la energía del eje es adaptada para obtener una energía media determinada. La variación fuera del eje en el espectro de la fuente secundaria no es modelada.

2.6.2. Modelo de Dispersión del Paciente

El modelo de dispersión del paciente se usa para calcular la deposición de la dosis dentro del paciente, mientras los parámetros del espacio de fase dan una descripción del haz de tratamiento fuera del paciente. El haz que entra en el paciente es dividido en

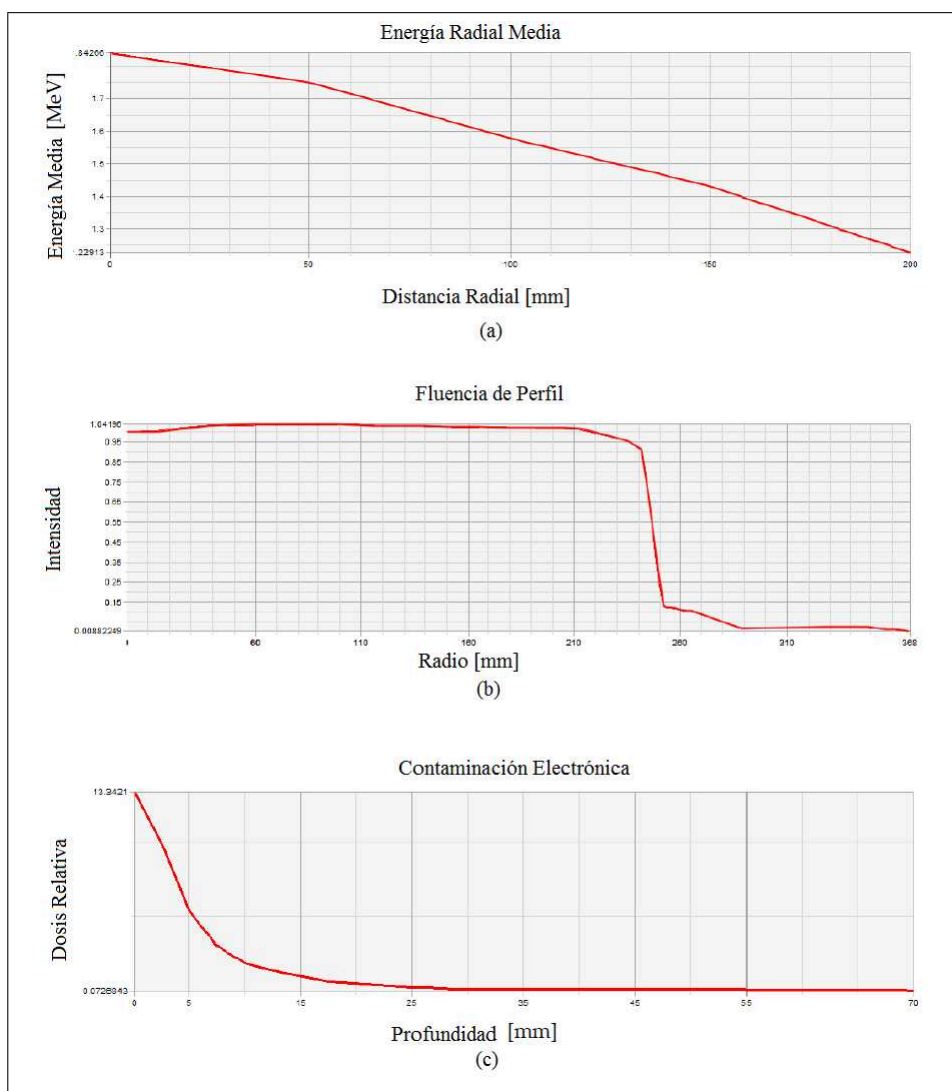


Figura 2.8: Componentes del modelo de la fuente primaria (a) la energía radial media, (b) el perfil de intensidad y (c) contaminación electrónica. Figuras adaptadas Varian M. S. (2008), pp. 29-30.

varios subhaces, cada uno de los cuales se modela usando algunos kernels de dispersión monoenergéticos los cuales describen los efectos de dispersión por el fantoma para distintas calidades del haz. Para calcular los kernels de dispersión para los haces de punta de lápiz (pencil beam) monoenergéticos en el agua, este sistema usa el código EGSnrc7 Monte Carlo². Un kernel de dispersión polienergético se construye mediante la suma ponderada de varios kernels de dispersión monoenergéticos. Durante el cálculo de la dosis en tres dimensiones estos kernels se calibran de acuerdo con las densidades de los tejidos del paciente determinados por las tomografías computarizadas [10].

²NRCC Report PIRS 701, The EGSnrc Code System: Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport, I. Kawarokow and D.W.O. Rogers; Nov 7, 2003

La figura 2.9 muestra las definiciones geométricas de las coordenadas de un solo subhaz en el plano XZ, con el eje Y apuntando hacia afuera de la página. Las coordenadas están definidas en dos sistemas de coordenadas:

- Sistema de coordenadas del paciente y
- Sistema de coordenadas del subhaz.

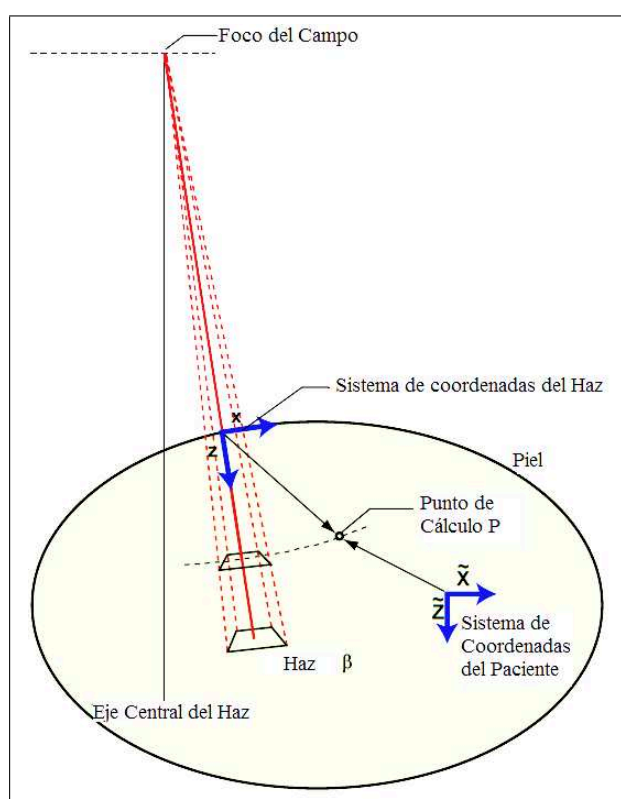


Figura 2.9: Sistema de coordenadas del paciente y del haz. Figura adaptada de Varian M. S. (2008), p. 50

El cálculo de la dosis está basado en las convoluciones de las secciones eficaces del subhaz, separadamente para los fotones primarios, los fotones extra-focales y dispersiones por cuñas. La dosis es convolucionada usando los parámetros físicos definidos para cada subhaz.

La atenuación del haz de fotones es modelada con una función de densidad de energía depositada $I_{\beta}(z, \rho)$. La dispersión de fotones es modelada con un kernel de dispersión $K_{\beta}(x, y, z)$ que define la energía lateral dispersada. Ambas funciones están definidas individualmente para cada subhaz β .

La distribución de energía para los fotones, resultante de un subhaz arbitrario β en un volumen lo suficientemente grande, se calcula mediante la siguiente convolución

$$E_{\beta}(\tilde{X}, \tilde{Y}, \tilde{Z}) = \phi_{\beta} I_{\beta}(z, \rho) \int_{(u,v) \in Area(\beta)} K_{\beta}(u-x, v-y, z) du dv, \quad (2.5)$$

En la convolución, el punto de cálculo $(\tilde{X}, \tilde{Y}, \tilde{Z})$ se representa por (x, y, z) relativo al origen del sistema de coordenadas del subhaz. Además se asume que la fluencia de fotones ϕ_{β} es uniforme en la sección eficaz del subhaz β .

La función de densidad de energía depositada $I_{\beta}(z, r)$ toma en cuenta la heterogeneidad del tejido empleando el concepto de escala radiológica. Esto se realiza haciendo

$$I_{\beta}(z, \rho) = I_{\beta}(z') \frac{\rho(0, 0, z)}{\rho_{agua}}, \quad (2.6)$$

donde ρ es la densidad electrónica y el camino radiológico se define como

$$z' = \int_0^z \frac{\rho(0, 0, z)}{\rho_{agua}}. \quad (2.7)$$

El kernel de dispersión de fotones $K_{\beta}(x, y, z)$ está compuesto de una suma ponderada de seis funciones exponenciales, como se ve en la ecuación 2.8, donde se asume que el fantoma es homogéneo.

$$k_{\beta}(x, y, z) = \sum_{k=0}^5 c_k(z)' \frac{1}{r} e^{-\mu_k r}, \quad (2.8)$$

Aquí $r = \sqrt{x^2 + y^2}$ y z' está definida en la ecuación 2.7.

Los kernels exponenciales están caracterizados por las constantes de decaimiento μ_k . Los factores c_k definen la ponderación de los kernels exponenciales y aseguran que la energía total del kernel este normalizada a la unidad. Los parámetros $c_k(z')$ y μ_k del kernel de dispersión polienergético $K_B(x, y, z)$ se determinan mediante un ajuste de mínimos cuadrados de las funciones base $\frac{1}{r} e^{-\mu_k r}$ con los kernels de dispersión del haz derivados de la simulación Monte Carlo.

La energía absorbida $E(\tilde{X}, \tilde{Y}, \tilde{Z})$ en un punto de cálculo arbitrario en el paciente se obtiene mediante la superposición de las contribuciones de energías por separado de los fotones primarios *ph1* y los fotones extra-focales *ph2* y la contaminación electrónica de todos los subhaces β , es decir

$$E(\tilde{X}, \tilde{Y}, \tilde{Z}) = \sum_{\beta} E_{ph1,\beta}(\tilde{X}, \tilde{Y}, \tilde{Z}) + E_{ph2,\beta}(\tilde{X}, \tilde{Y}, \tilde{Z}) + E_{cont,\beta}(\tilde{X}, \tilde{Y}, \tilde{Z}) \quad (2.9)$$

Como paso final las distribuciones de energía absorbidas se convierten a dosis. Se asume que las diferentes heterogeneidades pueden ser modeladas en una escala de agua. Las densidades electronicas son usadas para convertir la energía a dosis. La dosis final está dada por la ecuación

$$D(\tilde{X}, \tilde{Y}, \tilde{Z}) = E(\tilde{X}, \tilde{Y}, \tilde{Z}) \frac{\rho_{agua}}{\rho(X, Y, Z)}. \quad (2.10)$$

en donde $\rho(X, Y, Z)$ representa la densidad electronica en el punto (X, Y, Z) . El cálculo de las unidades monitor se basa es las mediciones de los factores de salida realizadas para diferentes tamaños de campo en ciertas geometrías de referencia. Las dispersiones en el fantoma y en el cabezal son incorporadas en los kernels de dispersión y en la fuente secundaria durante la configuración. A partir de los factores de salida, el programa de configuración determina los efectos de retrodispersión del colimador como se muestra en la ecuación 2.11

$$\text{CBSF}(X, Y) = \frac{\text{OF}_{ref}}{\text{OF}(X, Y)} \times \frac{D'(X, Y)}{D'_{ref}} \quad (2.11)$$

donde $\text{CBSF}(X, Y)$ es el factor de retrodispersión para un campo abierto con las coordenadas del colimador X, Y ($X = X_2 - X_1, Y = Y_2 - Y_1$); OF_{ref} es el factor de salida para un tamaño de campo de referencia y su valor usual es 1; $\text{OF}(X, Y)$ es el valor del factor de salida tomado de las tabla para un tamaño de campo X, Y ; $D'(X, Y)$ es la dosis en el punto de referencia calculado por el algoritmo AAA para el tamaño de campo X, Y y una geometría de referencia; D'_{ref} es la dosis calculada por el algoritmo AAA para las condiciones de referencia en una geometría de referencia. En los dos últimos casos no se toma en cuenta la dispersión del colimador.

Las unidades monitor finales se calculan a partir de la dosis prescrita, el plan de normalización, el peso del campo, la normalización del campo y el factor de normalización determinado por el algoritmo de cálculo de dosis. El factor de normalización determinado por el algoritmo AAA corresponde al valor de las MU de 1 Gy para el 100 % del campo presente. El algoritmo AAA calcula las MU para la presencia de cuñas y cuñas dinámicas mediante la ecuación 2.12

$$\text{MU}_{\text{norm}} = \text{CBSF}(X, Y) \times \frac{\text{MU}_{cal}}{D_{cal}} \times \frac{D_{ref}}{D'_{norm}(X, Y)} \times \frac{1}{\text{WCF}(X, Y)}, \quad (2.12)$$

donde $\text{CBSF}(X, Y)$ es el factor de retrodispersión para un campo abierto con el mismo ajuste del colimador; MU_{cal} es el parámetro de dosis de referencia en unidades monitor. Este valor es definido por el usuario. D_{cal} es un valor definido por el usuario del parámetro de dosis de referencia medida en Gy. D_{ref} es la dosis calculada por el

algoritmo AAA para las condiciones de referencia y a la profundidad de calibración. $D'_{norm}(X, Y)$ es la dosis calculada por el algoritmo AAA en el punto de normalización del campo y $WCF(X, Y)$ es el factor de corrección para campos con cuña [10].

2.6.3. Configuración de parámetros para el algoritmo AAA

Las simulaciones de Monte Carlo de la radiación generada por la unidad de tratamiento han sido usadas para determinar los modelos de aceleradores lineales usados en el programa de configuración del algoritmo AAA. Estos parámetros personalizan los espacios de fase que definen las fluencias, los espectros de energía específicos para cada unidad de tratamiento. El cálculo de dosis con el algoritmo AAA incluye el uso de modificadores como bloques, cuñas físicas, cuñas dinámicas, compensadores y MLCs (colimadores multihojas). Esta sección describe los parámetros y las medidas de datos del haz que se requieren para la configuración [10].

Medidas de datos requeridos para el algoritmo AAA para campos abiertos

Para que el algoritmo AAA sea configurado correctamente para campos abiertos se debe medir por lo menos los datos listados en la tabla 2.1, e importarlos a la función de configuración del haz del ECLIPSE. Se deben realizar las medidas de los datos de la siguiente manera:

- Medir las profundidades de dosis y los perfiles de dosis usando los mismos tamaños de campo.
- Todas las mediciones pueden hacerse en los ejes X o Y .
- Se debe usar una distancia de la fuente al fantoma de entre 70 y 140 cm para todas las mediciones.

En la tabla 2.2 se muestran los tamaños de campo para las medidas de los factores de salida, los cuales deben ser medidos a 5 o 10 cm de profundidad.

La cantidad mínima de datos medidos para campos con cuñas físicas y dinámicas que se requieren para que el algoritmo AAA quede configurado correctamente, se describen en la tabla 2.3

Tabla 2.1: Mediciones de datos del haz requeridas para campos abiertos. Tabla tomada de V. M. S. (2008), pp. 48-49

Parámetro Medido	Eje/Profundidad	Tamaño de campo	Categoría
Dosis de Profundidad	CAX	Campo más pequeño	Recomendado
		$4 \times 4 \text{ cm}^2$	Obligatorio
		$6 \times 6 \text{ cm}^2$	Obligatorio
		$8 \times 8 \text{ cm}^2$	Recomendado
		$10 \times 10 \text{ cm}^2$	Obligatorio
		$20 \times 20 \text{ cm}^2$	Obligatorio
		$30 \times 30 \text{ cm}^2$	Recomendado
Perfiles	d_{max} , 5 cm, 10 cm, 20 cm, 30 cm de profundidad	Campo más pequeño	Recomendado
		$4 \times 4 \text{ cm}^2$	Obligatorio
		$6 \times 6 \text{ cm}^2$	Obligatorio
		$8 \times 8 \text{ cm}^2$	Recomendado
		$10 \times 10 \text{ cm}^2$	Obligatorio
		$20 \times 20 \text{ cm}^2$	Obligatorio
		$30 \times 30 \text{ cm}^2$	Recomendado
Perfil Diagonal	d_{max} , 5 cm, 10 cm, 20 cm, 30 cm de profundidad	Campo más grande	Obligatorio
Factores de Salida	5 cm para $\leq 15 \text{ MV}$ 10 cm para $> 15 \text{ MV}$	Ver cuadro ...	Obligatorio

Tabla 2.2: Tamaños de campo para la medida de factores de salida de campos abiertos. Tabla adaptada de V. M. S. (2008), p. 32

		Ancho (FX)									
		S ^a	4	5	7	10	15	20	30	40	L ^b
Altura (FY)	5	S × S	S × 4	S × 5	S × 7	S × 10	S × 15	S × 20	S × 30	S × 40	S × L
	4	4 × S	4 × 4	4 × 5	4 × 7	4 × 10	4 × 15	4 × 20	4 × 30	4 × 40	4 × L
	5	5 × S	5 × 4	5 × 5	5 × 7	5 × 10	5 × 15	5 × 20	5 × 30	5 × 40	5 × L
	7	7 × S	7 × 4	7 × 5	7 × 7	7 × 10	7 × 15	7 × 20	7 × 30	7 × 40	7 × L
	10	10 × S	10 × 4	10 × 5	10 × 7	10 × 10	10 × 15	10 × 20	10 × 30	10 × 40	10 × L
	15	15 × S	15 × 4	15 × 5	15 × 7	15 × 10	15 × 15	15 × 20	15 × 30	15 × 40	15 × L
	20	20 × S	20 × 4	20 × 5	20 × 7	20 × 10	20 × 15	20 × 20	20 × 30	20 × 40	20 × L
	30	30 × S	30 × 4	30 × 5	30 × 7	30 × 10	30 × 15	30 × 20	30 × 30	30 × 40	30 × L
	40	40 × S	40 × 4	40 × 5	40 × 7	40 × 10	40 × 15	40 × 20	40 × 30	40 × 40	40 × L
	L	L × S	L × 4	L × 5	L × 7	L × 10	L × 15	L × 20	L × 30	L × 40	L × L

Opciones de cálculo

Las siguientes opciones de cálculo pueden ser configuradas para los cálculos basados en el algoritmo AAA, en la función de configuración del haz del ECLIPSE.

- Red de cálculo: valores entre 1 y 5 mm.
- En cada plano, la resolución del cálculo de la dosis corresponde a un tamaño de red definido.
- Corrección de Heterogeneidades: On, Off.
- Normalización del plan: Curva que encierra el volumen de cálculo.

Configuración de parámetros para el algoritmo AAA

La función de configuración del haz del ECLIPSE utiliza datos medidos del haz y un número de valores de los parámetros para los cálculos la configuración de los datos del haz. Parte de estos parámetros son leídos desde la función de administración, y otra parte desde los archivos de parámetros de los algoritmos.

Los parámetros generales leídos desde el función de administración son

Tabla 2.3: Mediciones de datos del haz requeridas para campos con cuña. Tabla tomada de V. M. S. (2008), p. 52

Parámetro Medido	Eje/Profundidad	Tamaño de campo	Categoría
Dosis de Profundidad	CAX	4 × 4 cm^2 10 × 10 cm^2 15 × 15 o 20 × 20 cm^2 Tamaño de campo máx.	Recomendado Recomendado Recomendado Obligatorio
Factores de Salida	5 cm para $\leq 15 MV$ 10 cm para $> 15 MV$	Ver cuadro 2.2	Obligatorio
Perfiles	d_{max} , 5, 10, 20 y 30 cm de prof.	4 × 4 cm^2 10 × 10 cm^2 15 × 15 o 20 × 20 cm^2 Tamaño de campo máx.	Recomendado Recomendado Recomendado Obligatorio
Perfil Longitudinal	d_{max} , 5, 10, 20 y 30 cm de prof.	Campo más grande en ambas direcciones	Obligatorio

- Energía nominal en MV. El algoritmo AAA interpreta la energía nominal como la energía de un haz de electrones monoenergético que choca con la tarjeta blanco produciéndose fotones de Bremsstrahlung. El espectro de estos fotones han sido calculados por simulaciones Monte Carlo para muchas energías y almacenadas en el archivo de datos.
- Distancia del fantoma-fuente, para las medidas de dosis a profundidad y medidas de perfiles expresadas en cm.
- Distancia de la fuente al isocentro expresada en cm.

Parámetros generales definidos en la función de configuración del haz del ECLIPSE

- Nombre de la máquina de tratamiento;
- Tipo de radiación;
- Distancia fuente - fantoma usada durante las medidas del haz;
- Tamaño de campo más pequeño en las direcciones X y Y;
- Tamaño de campo más grande en direcciones X y Y;
- Número de perfiles.

Capítulo 3

Control de Calidad del Sistema de Planificación “ECLIPSE”

3.1. Equipos de medida

3.1.1. Acelerador lineal

En el departamento de radioterapia de SOLCA se cuenta con el acelerador lineal Clinac 2 - Varian 21 Ex -1578 que se puede apreciar en la figura 3.1. Este acelerador produce fotones de 6 y 18 MV para los tratamientos clínicos y su isocentro está ubicado a 100cm desde la fuente.



Figura 3.1: Acelerador lineal Clinac 2 del Departamento de Radioterapia de SOLCA, Quito.

3.1.2. Sistema de Dosimetría

Cámaras de ionización.- Para la adquisición de datos se utilizaron dos cámaras de ionización a prueba de agua. Para realizar las medidas en agua se utilizó la cámara PTW-TN 31014, la cual posee un volumen de medida de $0,015 \text{ cm}^3$ y está diseñada especialmente para medir rangos de energías desde 20 keV hasta 50 MeV. Para la caracterización en aire del campo de tratamiento del acelerador lineal se utilizó la cámara PTW-TN 30006 - 0339 que posee un volumen de 0.6 cm^3 , y mide en un rango de energías desde 30 keV hasta 50 MeV. Las cámaras se pueden apreciar en la figura 3.2.

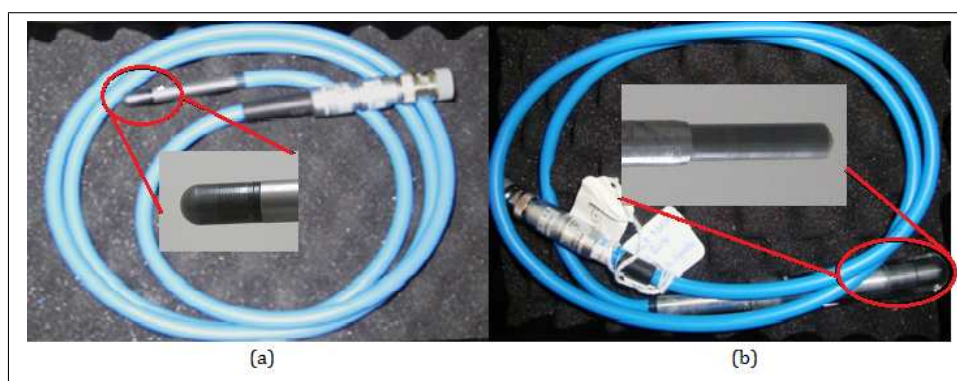


Figura 3.2: Cámaras de ionización del Departamento de Radioterapia de SOL-CA, Quito, (a)PTW-TN 31014 con volumen de medida de $0,015 \text{ cm}^3$ y (b)PTW-TN 30006 - 0339 con volumen de medida de 0.6 cm^3 .

Tanque de agua.- El tanque de agua tiene las siguientes características:

- Material PMMA (Poli Metil Metacrilato)
- Dimensiones: largo 56 cm , ancho 47 cm, alto 50 cm, espesor de las paredes de 2 cm
- Rangos de movimiento del detector: 60 cm x 50 cm horizontalmente, 47.5 cm verticalmente
- Precisión de posicionamiento $\pm 0.1 \text{ mm}$

Electrómetro de doble canal (TANDEM N0: T10011).- Es un instrumento utilizado para realizar medidas referenciales a una cámara de ionización y medidas absolutas. Además tiene una alta resolución con cámaras de ionización pequeñas.

Unidad de control MP3 (T41013).- Es la encargada de accionar los tres motores de movimiento con un rango mínimo de 0,1mm y velocidad máxima de 50 mm/s. Adicionalmente cuenta con un control de movimiento manual.

MEPHYSTO (Medical Physics Tool).- Es un software que provee el control completo de los sistemas MP3; permite guardar todas las medidas en una base de datos, los cuales pueden ser visualizados, impresos y exportados al sistema de planificación del tratamiento.

Esquema de medida.- El electrómetro es usado conjuntamente con el analizador del haz de terapia MP3, el cual es controlado por el software MEPHYSTO, ver figura 3.3.

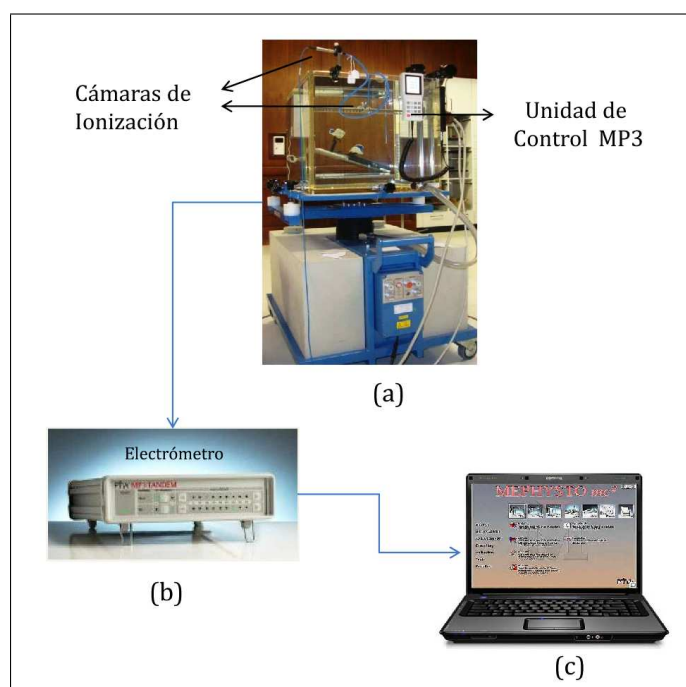


Figura 3.3: Esquema de las medidas (a) Fantoma de agua, (b) electrómetro de doble canal TANDEM y (c) software para la obtención de dosis relativas.

3.1.3. Calibración de la unidad de tratamiento mediante el Protocolo AAPM TG-51

La unidad de tratamiento debe estar calibrada para cualquier procedimiento dosimétrico, esto es, debe entregar $1\text{cGy}/\text{MU}$ en $d_{\text{máx}}$. Para esto se sigue el protocolo de la AAPM TG-51 [22], el cual describe una metodología para determinar la dosis absorbida en agua para haces de radiaciones clínicas. El protocolo se basa en medidas realizadas con

cámaras de ionización calibradas en un haz de ^{60}Co en fantasmas de agua. Entonces la dosis absorbida para un haz de calidad Q es

$$D_w^Q = Mk_Q N_{D,w}^{60\text{Co}} \quad (3.1)$$

Donde, M es la lectura corregida del electrómetro, k_Q es el factor de conversión de la calidad y $N_{D,w}^{60\text{Co}}$ es el factor de calibración de la cámara de ionización en un haz de ^{60}Co , este valor se lo obtiene de un laboratorio secundario de calibración donde la calibran en condiciones ambientales estándares de temperatura (22°), presión (101.33 kPa) y humedad relativa (20 %).

El factor de conversión de calidad k_Q para haces de fotones está dado por el porcentaje de dosis $PDD(d_{10\text{cm}}, A_{10\text{cm} \times 10\text{cm}}, \text{SSD})$ en $d_{10\text{cm}}$ y tamaño de campo de $10\text{cm} \times 10\text{cm}$ en la superficie. Con el porcentaje de dosis y el modelo de la cámara de ionización utilizada se obtiene el valor de conversión de la calidad de la figura 3.4. Para energías mayores a 10MV, k_Q se lo mide con una lámina de plomo de 1mm de espesor a 70 cm desde la fuente a la superficie del agua, para evitar la contaminación electrónica. La geometría de medida del factor de conversión de la calidad del haz se muestra en la figura 3.4.

La medida de la cámara M_{raw} debe corregirse por los efectos producidos por las condiciones ambientales. Esta corrección debe efectuarse cada vez que se realizan medidas de dosis absolutas. Estos factores son considerados en la siguiente ecuación:

$$M = M_{raw} P_{ion} P_{T,P} P_{elec} P_{pol} \quad (3.2)$$

- *El factor de corrección por ionización (P_{ion}).*- Depende de la dosis por pulso de los haces del acelerador, por lo que se debe medir en cada cambio de condiciones. La calibración de la cámara en un laboratorio secundario asegura que el 100 % de los iones son colectados [22, 33]. Para determinar el factor se mide la carga con la cámara aplicando dos voltajes de polarización diferentes al detector. Para haces pulsados se utiliza la relación:

$$P_{ion}(V_H) = \frac{1 - \frac{V_H}{V_L}}{\frac{M_{raw}^H}{M_{raw}^L} - \frac{V_H}{V_L}} \quad (3.3)$$

Donde, V_H es el voltaje de operación normal para el detector, M_{raw}^H es la lectura

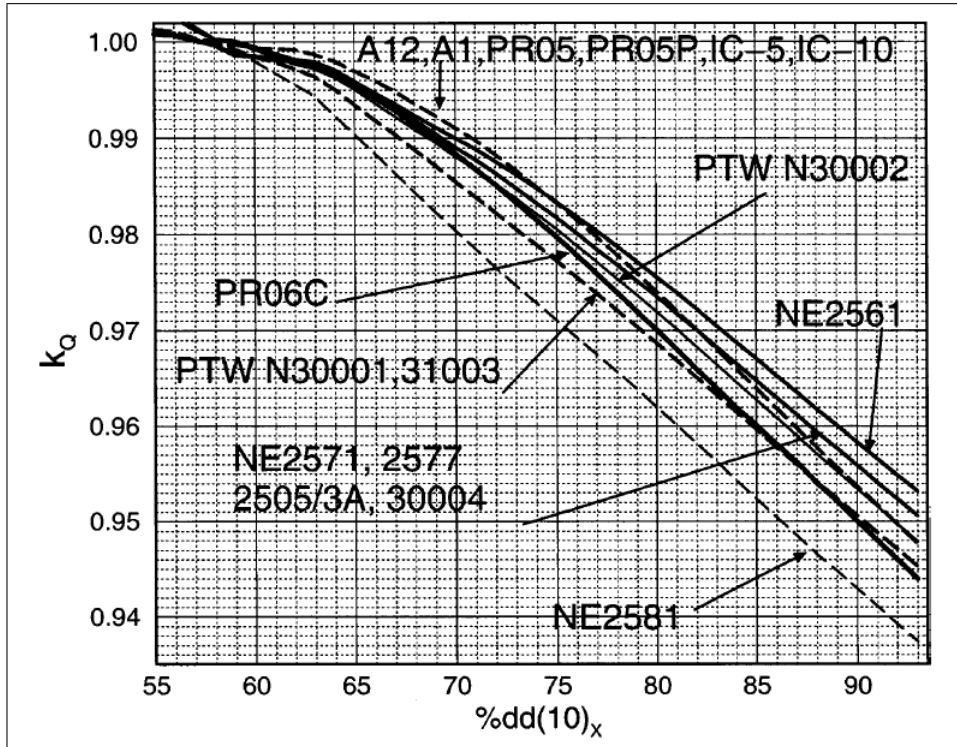


Figura 3.4: Factor de conversión de la calidad del haz. Valores del factor de conversión de calidad k_Q a una profundidad de 10cm en haces de fotones provenientes de un acelerador como función de $\%dd(10)_x$, para diferentes cámaras de ionización cilíndricas usadas en dosimetría [22].

de la cámara a este voltaje, V_L es la mitad del voltaje de operación al cual se toma la lectura de la cámara y M_{raw}^L es la lectura a ese voltaje.

- *El factor de corrección por presión y temperatura ($P_{T,P}$)* .- Para calcular este factor se toma la lectura de temperatura T en grados Celsius del agua donde esta ubicada la cámara y la presión atmosférica P en kilopascales para condiciones estándares de temperatura $T_0 = 22 \text{ }^\circ\text{C}$ y presión $P_0 = 101.33 \text{ kPa}$ (ecuación 3.4) [22, 33].

$$P_{T,P} = \frac{273.2 + T}{273.2 + 22.0} \times \frac{101.33}{P} \quad (3.4)$$

- *El factor de corrección del electrómetro (P_{elec})*.- Es el factor de calibración del electrómetro medido en coulombios, el cual es igual a 1.00 si el electrómetro y la cámara fueron calibrados como una unidad [22, 33].
- *El factor de corrección por polarización P_{pol}* .- Depende de la calidad del haz y otras condiciones como la posición del cable. Se lo obtiene de las lecturas

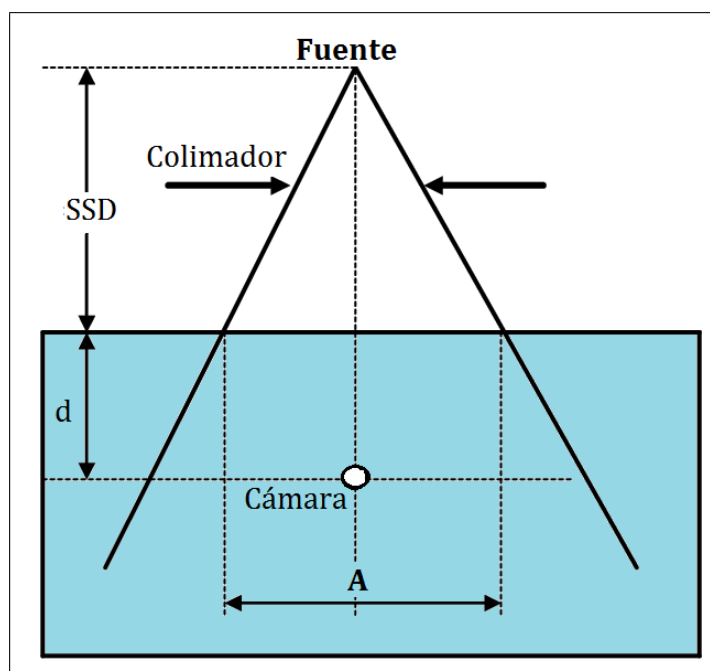


Figura 3.5: Posicionamiento de la cámara de ionización para haces de fotones según el protocolo TG-51 [22]

con la cámara a condiciones de referencia en agua cuando la carga colectada es positiva M_{raw}^+ , negativa M_{raw}^- y M_{raw} . Donde M_{raw} es la medida para el voltaje de calibración de la cámara (ecuación 3.5). La lectura de la cámara debe llegar al equilibrio por lo que se debe esperar un tiempo adecuado entre la obtención de medidas al variar el signo del voltaje [22, 33].

$$P_{pol} = \left| \frac{M_{raw}^+ - M_{raw}^-}{2M_{raw}} \right| \quad (3.5)$$

En los formularios de las tablas 3.1 y 3.2 se encuentran los resultados de la calibración de la unidad de tratamiento para energías de 6 y 18 MV respectivamente. La variación entre la medida y lo esperado (1 cG/MU en d_{max}) debe ser menor que el 2% [22, 33]. En este caso se encuentra que para energía de 6 MV se tiene una variación del 0,1% y para energía de 18 MV se tiene una variación del 0,99%. Como estos valores están dentro de la tolerancia recomendada, no se calibra el equipo y se trabaja con esos valores.

Tabla 3.1: Resultados de la calibración para energía de 6 MV.

TG-51 Worksheet A: Photon Beams		Worksheet A: Photon Beams (cont)	
1. Site data Institution: SOLCA - NUCLEO DE QUITO Physicist: J. García y M. Pallaroso Date: 22 de marzo del 2010 Accel or ⁶⁰ Co Mfr: Clinac Z Varian Model & serial number: 21 Ex. 1578 Nominal photon energy/beam identifier: 6 MV		4.(cont): Interim alternative for energy > 10 MV & with ≥45 cm clearance: using no lead foil Measure % <i>dd</i> (10) [% depth-dose at 10 cm depth for curve shifted upstream by 0.6 <i>r_{cal}</i>] % <i>dd</i> (10) _x = 1.267 (% <i>dd</i> (10)) - 20.0 [for 75% < % <i>dd</i> (10) ≤ 89%] c. % <i>dd</i> (10) _x = _____ PTW 31002(31003)	
2. Instrumentation a. Chamber model: PTW - TN 30006 Serial number: 339 cavity inner radius (<i>r_{cal}</i> , Table III): 0.305 cm Waterproof: <input checked="" type="checkbox"/> yes <input type="checkbox"/> no If no, is waterproofing ≤ 1 mm PMMA or thin latex?: <input type="checkbox"/> yes <input type="checkbox"/> no b. Electrometer model: PTW - Unidos Serial number: 50162 i. <i>P_{elec}</i> , electrom. corr factor (Sec.VIII.B): C / C or C / rdg. c. Calibration Factor, <i>N_{D,w}^{60Co}</i> (Sec.V): 5.278 x 10 ⁷ Gy/C (or Gy/rdg) Date of report (not to exceed 2 years): 21 - abril - 2009		Chamber model used to get <i>k_Q</i> : PTW 31002(31003) a. % <i>dd</i> (10) _x (from 4, above): 81.47 b. <i>k_Q</i> [Table I or Fig 4]: 66.28 6. Temperature/Pressure Correction (Sec.VII.C) a. Temperature: 22.5 °C b. Pressure: 544.02 kPa [=mmHg $\frac{101.33}{760}$] c. <i>P_{TP}</i> : 1.3878 [Eq.(10) = $(\frac{101.33}{101.33}) (\frac{101.33}{101.33})$] 7. Polarity Correction (Sec.VII.A) <i>M_{raw}⁺</i> : 9.474 x 10 ⁻⁹ C or rdg <i>M_{raw}⁻</i> : 9.183 x 10 ⁻⁹ C or rdg a. <i>M_{raw}</i> (for polarity of calibration): 9.183 x 10 ⁻⁹ C or rdg b. <i>P_{pol}</i> : 1.00 [Eq.(9) = $(\frac{M_{raw}^+ - M_{raw}^-}{2M_{raw}})$] 8. <i>P_{ion}</i> measurements (Sec.VII.D.2) Operating voltage = <i>V_{tr}</i> : 300 V Lower voltage <i>V_L</i> : 150 V <i>M_{tr}⁺</i> : 9.183 x 10 ⁻⁹ C or rdg <i>M_{tr}⁻</i> : 9.467 x 10 ⁻⁹ C or rdg ⁶⁰ Co treated as general recombination a. <i>P_{ion}</i> (<i>V_{tr}</i>) (Eq.(11)): _____ [$(1 - (\frac{V_L}{V_{tr}})^2) / (\frac{M_{tr}^+}{M_{tr}^-} - (\frac{V_L}{V_{tr}})^2)$] Pulsed/swept beams b. <i>P_{ion}</i> (<i>V_{tr}</i>) (Eq.(12)) 0.9928 [$(1 - \frac{V_L}{V_{tr}}) / (\frac{M_{tr}^+}{M_{tr}^-} - \frac{V_L}{V_{tr}})$] If <i>P_{ion}</i> > 1.05, another ion chamber should be used.	
3. Measurement Conditions (10×10cm ² , point of measurement at 10 cm depth (water equivalent)) a. Distance (SSD or SAD): 100.0 cm SAD <input type="checkbox"/> or SSD <input checked="" type="checkbox"/> b. Field size: 10 x 10 cm ² on surface(SSD setup): <input checked="" type="checkbox"/> at detector(SAD setup): <input type="checkbox"/> c. Number of monitor units: 100 MU (min for ⁶⁰ Co)		9. Corrected ion. ch. rdg. <i>M</i> (Sec.VII) at 10 cm depth, water equivalent $M = P_{ion} \cdot P_{TP} \cdot P_{elec} \cdot P_{pol} \cdot M_{raw} = [8(a \text{ or } b) \cdot 6c \cdot 2b \cdot 7b \cdot 7a]$ 1.2719 x 10 ⁻⁹ C or rdg Fully corrected <i>M</i> (Eq.(8)): _____ Gy 10. Dose to water at 10 cm depth: $D_w^0 = M k_Q N_{D,w}^{60Co} = [9 \cdot 5b \cdot 2c]$ Eq.(3) a. Dose to water at 10 cm depth: 0.666 Gy b. Dose / MU (or min., ⁶⁰ Co) at 10 cm depth: 0.00666 Gy/MU (or min) [10a/3c]	
4. Beam Quality (Sec.VIII.B - not needed for ⁶⁰ Co) If energy < 10 MV, use no lead foil. Measure % <i>dd</i> (10) [% depth-dose at 10 cm depth for curve shifted upstream by 0.6 <i>r_{cal}</i>] Field size 10×10cm ² on surface, SSD=100 cm: <input type="checkbox"/> yes <input type="checkbox"/> no a. % <i>dd</i> (10) _x = % <i>dd</i> (10) 66.28 If energy ≥ 10 MV Distance of 1 mm lead foil from phantom surface 50±5cm <input type="checkbox"/> 30±1cm <input checked="" type="checkbox"/> Measure % <i>dd</i> (10) _{Pb} [% depth-dose at 10 cm depth for curve shifted upstream by 0.6 <i>r_{cal}</i>] Field size 10×10cm ² on surface, SSD=100 cm: <input type="checkbox"/> yes <input type="checkbox"/> no % <i>dd</i> (10) _{Pb} (includes e ⁻ contamination): 50 cm: % <i>dd</i> (10) _x = [0.8905 + 0.00150% <i>dd</i> (10) _{Pb}] % <i>dd</i> (10) _{Pb} [% <i>dd</i> (10) _{Pb} ≥ 73%] Eq.(13) 30 cm: % <i>dd</i> (10) _x = [0.8116 + 0.00264% <i>dd</i> (10) _{Pb}] % <i>dd</i> (10) _{Pb} [% <i>dd</i> (10) _{Pb} ≥ 71%] Eq.(14) If % <i>dd</i> (10) _{Pb} < 71% (30cm) or 73% (50cm): % <i>dd</i> (10) _x = % <i>dd</i> (10) _{Pb} b. % <i>dd</i> (10) _x (for open beam): 81.47 Has lead foil been removed? <input type="checkbox"/> yes <input type="checkbox"/> no		11. Dose to water/MU (or min., ⁶⁰ Co) at <i>d_{max}</i> (if relevant locally) a. Clinical % <i>dd</i> (10) for SSD setup / 100: 0.665 or Clinical TMR(10,10×10) for SAD setup: b. Dose / MU (or min., ⁶⁰ Co) at <i>d_{max}</i> : 1.001 Gy/MU (or min) [10b/(11a)]	

Tabla 3.2: Resultados de la calibración para energía de 18 MV.

TG-51 Worksheet A: Photon Beams

1. Site data

Institution: SOLCA - NÚCLEO DE QUITO
 Physicist: I. García y M. Pallareso
 Date: 23 de enero del 2010
 Accel or ⁶⁰Co Mfr: Chinac 2 Varian
 Model & serial number: 21 Ex-1578
 Nominal photon energy/beam identifier: 18 MV

2. Instrumentation

a. Chamber model: PTW - TN 30006
 Serial number: 339
 cavity inner radius (r_{cav} , Table III): 0.305 cm
 Waterproof: yes no
 If no, is waterproofing ≤ 1 mm PMMA or thin latex?: yes no

b. Electrometer model: PTW - Unidos
 Serial number: 50162
 i. P_{elec} , electrom. corr factor (Sec.VII.B): 0.997 C/C or C/rdg.
 c. Calibration Factor, $N_{D,w}^{60Co}$ (Sec.V): 5.278×10^7 Gy/C (or Gy/rdg)
 Date of report (not to exceed 2 years): 21 - abril - 2009

3. Measurement Conditions ($10 \times 10 \text{ cm}^2$, point of measurement at 10 cm depth (water equivalent))

a. Distance (SSD or SAD): 100.0 cm SAD or SSD
 b. Field size: 10 x 10 cm²
 on surface(SSD setup):
 at detector(SAD setup):
 c. Number of monitor units: 100 MU (min for ⁶⁰Co)

4. Beam Quality (Sec.VIII.B - not needed for ⁶⁰Co)
 If energy < 10 MV, use no lead foil.
 Measure $\%dd(10)$ [% depth-dose at 10 cm depth for curve shifted upstream by 0.6 r_{cav}]
 Field size $10 \times 10 \text{ cm}^2$ on surface, SSD=100 cm: yes no
 If energy ≥ 10 MV
 a. $\%dd(10)_x = \%dd(10)$
 Distance of 1 mm lead foil from phantom surface 50 ± 5 cm 30 ± 1 cm
 Measure $\%dd(10)_{Pb}$ [% depth-dose at 10 cm depth for curve shifted upstream by 0.6 r_{cav}]
 Field size $10 \times 10 \text{ cm}^2$ on surface, SSD=100 cm: yes no
 $\%dd(10)_{Pb}$ (includes e^- contamination): 79.71
 50 cm: $\%dd(10)_x = [0.8905 + 0.00150\%dd(10)_{Pb}] \%dd(10)_{Pb}$ [% $\%dd(10)_{Pb} \geq 73\%$] Eq.(13)
 30 cm: $\%dd(10)_x = [0.8116 + 0.00264\%dd(10)_{Pb}] \%dd(10)_{Pb}$ [% $\%dd(10)_{Pb} \geq 71\%$] Eq.(14)
 If $\%dd(10)_{Pb} < 71\%$ (30cm) or 73% (50cm): $\%dd(10)_x = \%dd(10)_{Pb}$
 b. $\%dd(10)_x$ (for open beam): 81.47
 Has lead foil been removed? yes no

Worksheet A: Photon Beams (cont)

4.(cont): Interim alternative for energy > 10 MV & with ≥ 45 cm clearance: using no lead foil
 Measure $\%dd(10)$ [% depth-dose at 10 cm depth for curve shifted upstream by 0.6 r_{cav}]
 $\%dd(10)_x = 1.267 (\%dd(10)) - 20.0$ [for $75\% < \%dd(10) \leq 89\%$]
 c. $\%dd(10)_x =$ _____

5. Determination of k_Q (Sec.IX.B)
 Chamber model used to get k_Q : PTW 31002(31003)
 a. $\%dd(10)_x$ (from 4, above): 81.47
 b. k_Q [Table I or Fig 4]: 0.965

6. Temperature/Pressure Correction (Sec.VII.C)
 a. Temperature: 21.9 °C
 b. Pressure: 72.744 kPa [=mmHg $\frac{101.325}{101.325}$]
 c. P_{TP} : 1.3925 [$E_Q(10) = \left(\frac{273.15 + T}{273.15} \right) \left(\frac{101.325}{P} \right)$]

7. Polarity Correction (Sec.VII.A)
 M_{raw}^+ : 11.20 x 10⁻⁹ C or rdg
 M_{raw}^- : 11.13 x 10⁻⁹ C or rdg
 a. M_{raw} (for polarity of calibration): 11.09 x 10⁻⁹ C or rdg
 b. P_{pol} : 1.0068 [$E_Q(0) = \left(\frac{M_{raw}^+ - M_{raw}^-}{2M_{raw}} \right)$]

8. P_{ion} measurements (Sec.VII.D.2)
 Operating voltage = V_H : 300 V
 Lower voltage V_L : 150 V
 M_H^{raw} : 11.13 x 10⁻⁹ C or rdg
 M_L^{raw} : 11.09 x 10⁻⁹ C or rdg
⁶⁰Co treated as general recombination
 a. $P_{ion}(V_H)$ [Eq.(11)]: _____
 Pulsed/swept beams
 b. $P_{ion}(V_H)$ [Eq.(12)]: 0.9928 [$\left(1 - \frac{V_L}{V_H} \right) / \left(\frac{M_H^{raw}}{M_L^{raw}} - \frac{V_L}{V_H} \right)$]
 If $P_{ion} > 1.05$, another ion chamber should be used.

9. Corrected ion. ch. rdg. M (Sec.VII) at 10 cm depth, water equivalent
 $M = P_{ion} P_{TP} P_{elec} P_{pol} M_{raw} = [8(a \text{ or } b) \cdot 0c \cdot 2bt \cdot 7d \cdot 7a]$
 Fully corrected M [Eq.(8)]: 15.3896×10^{-9} C or rdg

10. Dose to water at 10 cm depth: $D_w^0 = M k_Q N_{D,w}^{60Co} = [9 \cdot 5b \cdot 2c]$ Eq.(3)
 a. Dose to water at 10 cm depth = 0.7838 Gy
 b. Dose / MU (or min, ⁶⁰Co) at 10 cm depth 0.007838 Gy/MU (or min) [10a/3c]

11. Dose to water / MU (or min, ⁶⁰Co) at d_{max} (if relevant locally)
 a. Clinical $\%dd(10)$ for SSD setup / 100: 0.7936
 or Clinical TMR(10,10 × 10) for SAD setup:
 b. Dose / MU (or min, ⁶⁰Co) at d_{max} : 0.009877 Gy/MU (or min) [10b/(11a)]

Medical Physics, Vol. 26, No. 9, September 1999

3.2. Lineamientos propuestos por el Reporte Técnico 430

3.2.1. Tolerancias para evaluar el sistema de planificación

Las tolerancias son los valores máximos permitidos para las variaciones entre las medidas realizadas y los cálculos. Éstas dependen de la ubicación de la medida o de la región del haz como se muestra en la figura 3.6. La variación (δ) entre un cálculo y una medida expresada en porcentaje se define como

$$\delta = 100 \times \frac{(D_{\text{cal}} - D_{\text{med}})}{D_{\text{med}}}, \quad (3.6)$$

donde D_{cal} es la dosis calculada en un punto particular en el fantoma y D_{med} es la dosis medida en el mismo punto.

Tabla 3.3: Tolerancias para las distintas regiones del haz.

Tolerancias	Región	Tipo de región	1. Geometría Simples	2. Geometría Compleja	3. Combinación entre 1 y 2
δ_1	Eje del haz	Dosis alta y gradiente pequeño	2 %	3 %	4 %
δ_2	Penumbra y región de build-up	Dosis alta gradiente alto	2mm o 10 %	3mm o 15 %	3mm o 15 %
δ_3	Dentro del haz	Dosis alta y gradiente pequeño	3 %	3 %	4 %
δ_4	Dentro del haz	Dosis baja y gradiente pequeño	3 %	3 %	4 %

Para realizar el análisis estadístico el reporte técnico 430 recomienda un nivel de confianza del 95 % y las tolerancias mostradas en la tabla 3.3, las cuales son diferentes para cada región debido a que algunos algoritmos proveen mejor precisión en algunas regiones que en otras [34, 35].

En la figura 3.6 se pueden ver de manera más clara las distintas regiones del haz, en donde (a) es una vista frontal de la incidencia del haz en el fantoma, en (b) se tiene el porcentaje de dosis a profundidad con la región de acumulación δ_2 y la región del eje

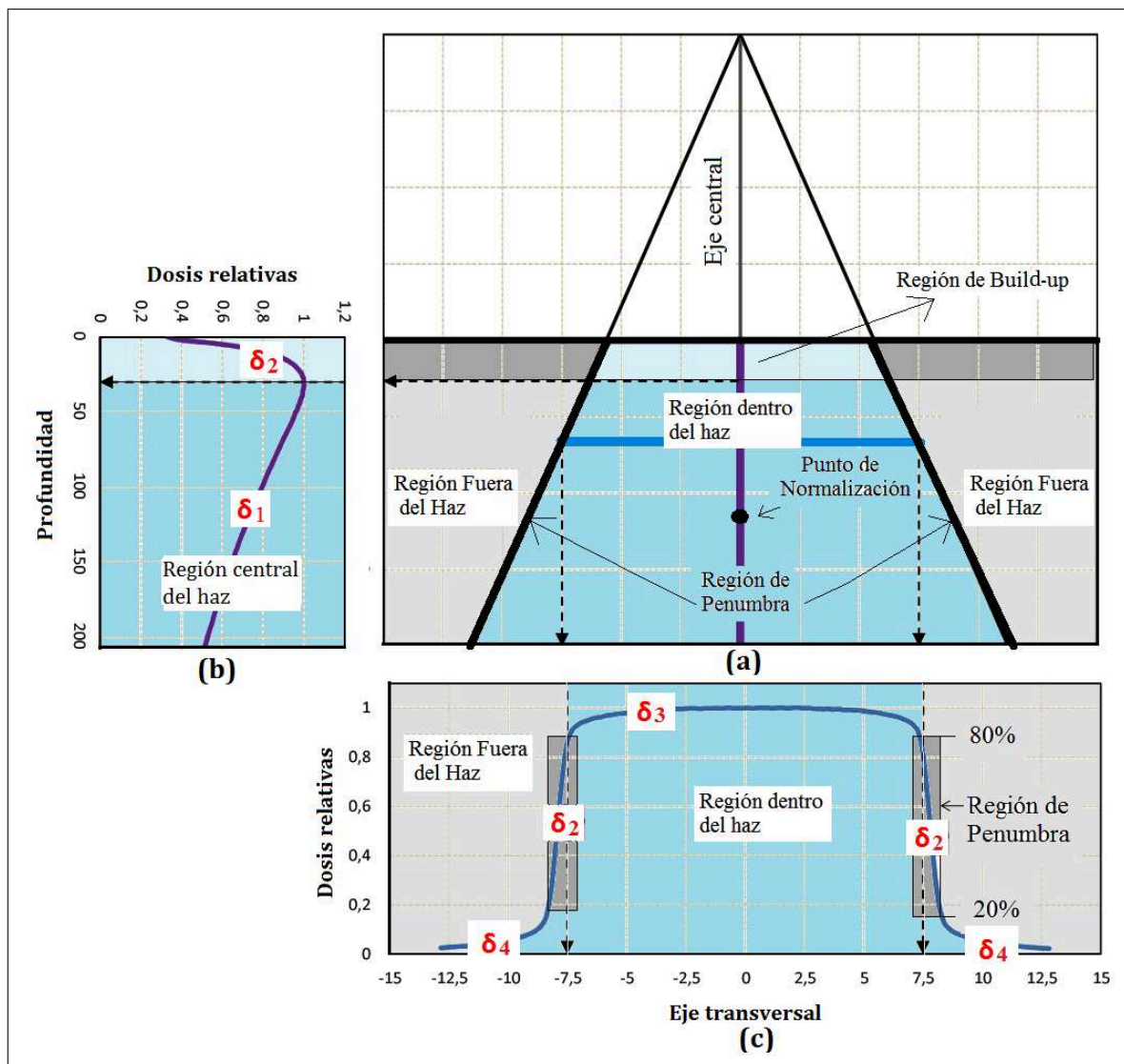


Figura 3.6: Regiones del haz para haces de fotones (a) Vista frontal de la incidencia del haz, (b) porcentaje de dosis a profundidad (c) perfil de dosis transversal.

del haz δ_1 ; y en (c) se muestra un perfil de dosis donde se diferencian las regiones de penumbra δ_2 , dentro del haz δ_3 y fuera del haz δ_4 .

3.2.2. Pruebas Propuestas

En el reporte técnico 430 se plantean cinco grupos de pruebas para asegurar que el sistema de planificación funcione correctamente y, de esta manera, prevenir accidentes radiológicos [9, 34]. Cada grupo de pruebas se enfocan a componentes específicos del sistema de planificación. Ver figura 3.7.

Grupo 1: *Representación anatómica del paciente*

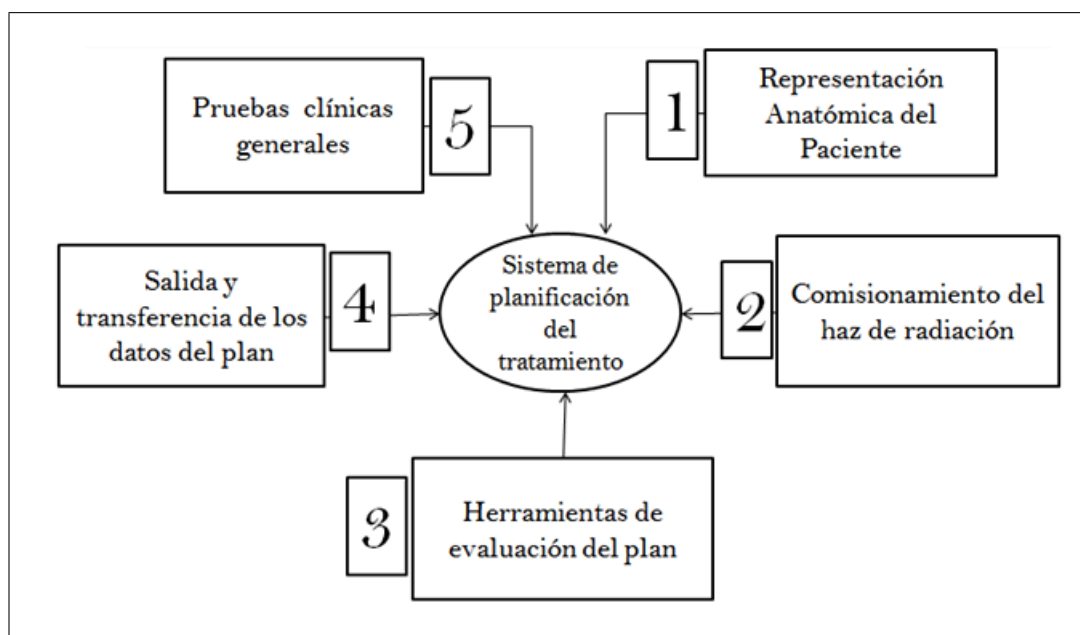


Figura 3.7: Grupos de pruebas del reporte técnico 430 para el control de calidad del sistema de planificación

La representación anatómica del paciente es muy importante en la planificación del tratamiento debido a que, sobre lo que el sistema de planificación reconstruye de la información del paciente, se realizan los cálculos de los tiempos de tratamiento o unidades monitor. Este grupo de pruebas se enfoca en la verificación de la adquisición de la anatomía del paciente, ya sea por medio de contornos manuales o de tomografías computarizadas, para lo cual es necesario verificar que la transferencia de datos desde el tomógrafo se esté realizando correctamente. Ver anexo 1.

Grupo 2: *Comisionamiento del haz de radiación*

Este grupo de pruebas analizan la capacidad del sistema de planificación para simular la unidad de tratamiento, así como también para confirmar que toda la información de la unidad simulada este ingresada correctamente en la base de datos del sistema de planificación. En este trabajo se realizaron las pruebas del comisionamiento del haz para energías de 6 y 18 MV que involucran perfiles de dosis con campos abiertos, bloqueos y cuñas; perfiles de dosis para campos cuadrados pruebas y cálculos manuales. El resto de pruebas de este grupo que propone el reporte técnico 430 se encuentran formuladas en el anexo 2.

Grupo 3: *Herramientas de evaluación del plan*

Este grupo de pruebas analizan las herramientas de evaluación del plan que posee el

sistema de planificación. Esto porque con la utilización de estas herramientas se pueden observar las distintas distribuciones de las curvas de isodosis sobre los volúmenes de cálculo y órganos críticos. Ver anexo 3.

Grupo 4: *Salida y transferencia del plan*

Este grupo de pruebas analiza la salida y la transferencia del plan desde el sistema de planificación a la unidad de tratamiento, debido a que esta información son las instrucciones que se siguen para dar tratamiento al paciente y la omisión de parte o toda esta información puede resultar en un accidente radiológico. Ver anexo 4.

Grupo 5: *Pruebas clínicas generales*

Estas son pruebas adaptadas de planes de tratamientos más comunes en radioterapia, como son: tratamientos de pelvis con cuatro y siete campos; tratamientos de cráneo con dos campos opuestos con cuñas físicas o dinámicas, o tres campos dos opuestos con cuñas físicas y un campo oblicuo. Este grupo de pruebas verifican que la entrega de dosis de la unidad de tratamiento y la que calcula el sistema de planificación estén dentro de la tolerancia recomendada. Ver anexo 5.

3.2.3. Control de calidad periódico

El control de calidad periódico se debe estructurar de tal manera que ayude a minimizar el riesgo de errores en la entrega de dosis al paciente y no involucre mucho tiempo en su realización. Este control se debe realizar en todo el hardware, el software y en sistemas de transferencia de datos de acuerdo con la periodicidad recomendada en el reporte técnico 430, ver tabla 3.4. Además, debe ser inmediato cuando existan actualizaciones de software, cambios de accesorios periféricos, cambios de métodos de transferencia de datos o modificaciones a los datos del haz [34, 36, 37].

También se debe mantener un control de calidad periódico para cada paciente, de manera que se pueda garantizar que cada plan individual cumpla con los estándares recomendados. Esto ayudaría a que no se cometan errores humanos en la planificación. Para esto existen verificaciones específicas de cada plan que deben ser revisados por el físico médico a cargo [31] (apéndice A). El plan y sus características especiales deben ser documentadas en la hoja de tratamiento para evitar posibles errores en la omisión de accesorios en el tratamiento y debe imprimirse del sistema de planificación lo siguiente:

Tabla 3.4: Pruebas y periodicidades propuestas por el reporte técnico 430 para el control de calidad periódico

	Pruebas de control de calidad	Especifica del paciente	Semanal	Mensual	Cuatrimestral	Anual	Luego de actualizaciones del software
<i>Hardware</i>							
CPU	Grupo 1 Subgrupo 1			■			■
Digitalizador				■			
Recuperación de datos					■		
<i>Información Anatómica</i>							
Verificación de la transferencia de la Tomografía	Grupo 1 Subgrupo 2 y 3	■					■
Verificación de la Geometría y densidad de la tomografía					■		
Verificación de la anatomía del paciente		■					
<i>Software del haz</i>							
Comparaciones de MU	Grupo 2	■					■
Detalles del plan	Grupo 1 Subgrupo 2 y 3						
Transferencia electrónica del plan							■

- Distribuciones de dosis planares,
- Parámetros del haz,
- Cálculos de las unidades monitor,
- Copias de la vista del haz,
- Imágenes digitalmente reconstruidas y
- Accesorios de tratamiento como bloques, formas del colimador multihojas, uso de bolus y uso de cuñas.

3.3. Pruebas realizadas para el control de calidad

3.3.1. Medidas de dosis relativas .

Las medidas de dosis relativas no requieren el empleo de coeficientes de conversión o de factores de corrección, debido a que consisten de la comparación de dos lecturas de la cámara de ionización, una de las cuales es la efectuada en condiciones de referencia [4, 8]. Las pruebas del grupo 2 del reporte técnico 430 se enfocan a realizar las medidas de dosis relativas. Ver figura 3.7.

Pruebas de perfiles de dosis

Para realizar las pruebas de perfiles de dosis se armó el experimento de acuerdo con la figura 3.3, se midió una profundidad de 6 cm, con un tamaño de campo definido en la superficie de $15\text{cm} \times 15\text{cm}$ y la distancia de la fuente a la superficie fija de 100cm para energía de 6MV. Los perfiles se midieron con y sin cuña transversalmente (desde la quijada $X1$ hasta la quijada $X2$) y longitudinalmente (desde la quijada $Y1$ hasta la quijada $Y2$), ver figura 3.8. Los resultados fueron comparados con los cálculos del sistema de planificación, en donde se creó un fantoma con la densidad equivalente al agua y se calculó con las mismas características de la medida. Posteriormente se realizó el análisis estadístico de las variaciones entre la medida y cálculo.

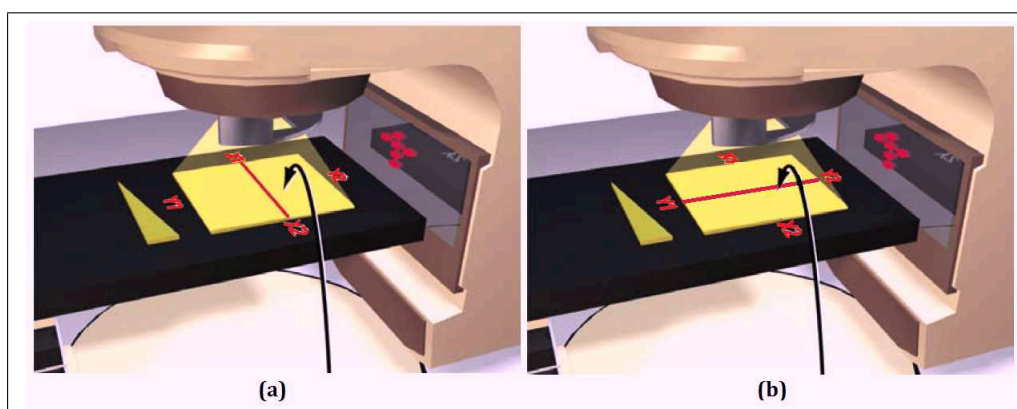


Figura 3.8: Dirección de la medida con y sin cuña para perfiles de dosis (a) perfil transversal y (b) perfil longitudinal.

Prueba 1: Perfil de dosis transversal, SSD 100cm, campo cuadrado abierto, 6MV. Ver figura 3.9

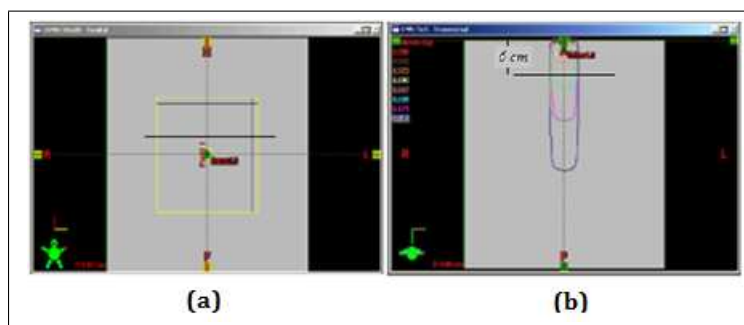


Figura 3.9: Esquema de un perfil de dosis para un campo de 15cm x15 cm, (a) vista sagital y (b) vista transversal del campo. Imagen del sistema de planificación ECLIPSE

Prueba 2: Perfil de dosis longitudinal, SSD 100cm, campo cuadrado con bloqueo central con el colimador multihojas de 4 cm de ancho, 6MV. Ver figura 3.10.

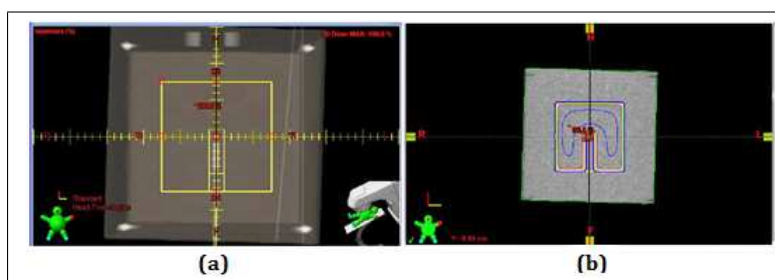


Figura 3.10: Esquema de un perfil de dosis para un campo de 15cm x15 cm con bloqueo central, (a) vista sagital de la configuración del campo y (b) vista sagital de las curvas de isodosis. Imagen del sistema de planificación ECLIPSE

Prueba 3: Perfil de dosis longitudinal y transversal, SSD 100cm, campo cuadrado con cuña de 15°, 6MV. Ver figura 3.11.

Prueba 4: Perfil de dosis longitudinal y transversal, SSD 100cm, campo cuadrado con cuña de 30°, 6MV.

Prueba 5: Perfil de dosis longitudinal y transversal, SSD 100cm, campo cuadrado con cuña de 45°, 6MV.

Prueba 6: Perfil de dosis longitudinal y transversal, SSD 100cm, campo cuadrado con cuña de 60°, 6MV.



Figura 3.11: Esquema de un perfil de dosis para un campo de 15cm x15 cm con cuña física de 15°, (a) vista sagital y (b) vista transversal de las curvas de isodosis del campo. Imagen del sistema de planificación ECLIPSE

Resultados y análisis estadístico de las medidas de los perfiles de dosis

El análisis estadístico para las pruebas de perfiles de dosis con energía de 6 MV se lo realizó mediante pruebas de hipótesis de una cola, con un nivel de confianza del 95 % (al menos el 95 % de medidas tienen variaciones menores de la tolerancia recomendada) [38] y de acuerdo con las regiones del haz. En la tabla 3.5 se presentan los resultados de los cuales se puede concluir con un nivel de confianza del 95 %, que en todas las regiones del haz se rechaza la hipótesis nula y se acepta la hipótesis alternativa, es decir todas las medidas tienen variaciones menores o iguales de las tolerancias recomendadas. Si el análisis fuera más estricto y se tomará un nivel de confianza del 99,9% (valor crítico $Z_{\alpha}=-2,33$), en la misma tabla se puede observar que los criterios de aceptación son positivo para todas las regiones.

Tabla 3.5: Resultados y análisis de perfiles de dosis, pruebas 1 - 6 analizadas en conjunto

Energía	Tolerancia	Pruebas de Hipótesis	No. de Datos	Media de Variaciones	Desviación Estándar	Estadístico de Prueba	Decisión $\alpha = 0.05$	Decisión $\alpha = 0.001$
6MV	δ_2	$H_0: \mu \geq 15$ $H_a: \mu < 15$	74	6.35	4.28	-17.37	si	si
	δ_3	$H_0: \mu \geq 3$ $H_a: \mu < 3$	683	0.67	0.90	-67.40	si	si
	δ_4	$H_0: \mu \geq 3$ $H_a: \mu < 3$	261	1.67	1.01	-21.20	si	si
	Bajo bloqueo	$H_0: \mu \geq 2$ $H_a: \mu < 2$	32	0.48	0.87	-9.90	si	si

$\alpha = 0.05$, criterio de aceptación para un nivel de confianza del 95%: $Z < Z_{\alpha} - 1.65$

$\alpha = 0.001$, criterio de aceptación para un nivel de confianza del 99.9%: $Z < Z_{\alpha} - 2.33$

Porcentajes de dosis a profundidad

Para realizar las pruebas de porcentajes de dosis a profundidad se armó el experimento de acuerdo con la figura 3.3. Las medidas se realizaron en el eje central del haz desde 0cm hasta 30cm de profundidad y para campos abiertos cuadrados de $4\text{cm} \times 4\text{cm}$, $6\text{cm} \times 6\text{cm}$, $8\text{cm} \times 8\text{cm}$, $10\text{cm} \times 10\text{cm}$, $14\text{cm} \times 14\text{cm}$, $16\text{cm} \times 16\text{cm}$, $20\text{cm} \times 20\text{cm}$. Las medidas se compararon con los cálculos del sistema de planificación en donde se reprodujo el experimento.

Prueba 7: PDD, SSD 100cm, Campos cuadrados abiertos , 6MV

Prueba 8: PDD, SSD 100cm, Campos cuadrados abiertos, 18MV

Resultados y análisis estadístico de las medidas de porcentajes de dosis a profundidad

En la tabla 3.6 se presentan los resultados de las pruebas 7 y 8 que involucraban porcentajes de dosis a profundidad, de los cuales se puede concluir con un nivel de confianza del 95 % que, en la región central del haz tanto para la región δ_1 y δ_2 para energía de 6MV, se tiene un criterio de aceptación positivo, es decir, todas las medidas tienen variaciones menores o iguales de la tolerancias recomendadas. Si se exige un nivel de confianza del 99,9% se tiene un criterio de aceptación positivo para todos los casos. Para la energía de 18 MV se puede observar que solo en la región δ_1 se tiene un criterio de aceptación positivo, en cambio en la región δ_2 se acepta la hipótesis nula, es decir, que tenemos variaciones mayores del 10 %, por lo que se analiza con un nuevo planteamiento de hipótesis nula y alternativa ($H_0 \geq 11, H_a < 11$). Con estas consideraciones se calcula nuevamente el estadístico de prueba, el cual tiene un valor de -1,78, y esta vez sí es menor que $Z_\alpha = -1,65$. Por lo tanto, para energía de 18 MV y región δ_2 de acumulación se sugiere una tolerancia del 11 %.

Cálculos manuales

Para realizar las pruebas de cálculos manuales se creó en el sistema de planificación un fantoma con la densidad equivalente al agua y se calculó la dosis. Con técnica isocéntrica para energías de 6 y 18MV, los cálculos se realizaron para campos cuadrados de 4, 5, 8, 10, 14, 18, 20 cm^2 cada uno de ellos, a profundidades de 5, 10, 20 cm, obteniendo un total de 21 medidas para cada energía. Con técnica fija para energías de 6 y 18MV, los

Tabla 3.6: Resultados y análisis de los porcentajes de dosis a profundidad, pruebas 7 - 8

Prueba	Energía	Tolerancia	Pruebas de Hipótesis	No. de Datos	Media de Variaciones	Desviación Estándar	Estadístico de Prueba	Decisión $\alpha = 0.05$	Decisión $\alpha = 0.001$
P7	6MV	δ_1	Ho: $\mu \geq 2$ Ha: $\mu < 2$	544	0.27	0.23	-173.7	si	si
		δ_2	Ho: $\mu \geq 10$ Ha: $\mu < 10$	64	1.89	3.10	-20.90	si	si
P8	18MV	δ_1	Ho: $\mu \geq 2$ Ha: $\mu < 2$	470	0.54	0.51	-59.73	si	si
		δ_2	Ho: $\mu \geq 10$ Ha: $\mu < 10$	135	6.15	10.06	-0.10	no	no

$\alpha = 0.05$, criterio de aceptación para un nivel de confianza del 95%: $Z < Z_\alpha = -1.65$

$\alpha = 0.001$, criterio de aceptación para un nivel de confianza del 99.9%: $Z < Z_\alpha = -2.33$

cálculos se realizaron para campos cuadrados de 4, 5, 8, 10, 14, 18, 20, 21, 25 cm^2 cada uno de ellos, a profundidades de 3, 5, 10 y 20 cm, obteniendo un total de 36 medidas para cada energía. Los resultados de estas pruebas se presentan en el siguiente capítulo debido a que ahí se describe el procedimiento para el cálculo manual.

Prueba 9: Cálculos manuales, Técnica isocéntrica (SAD 100-cm), Campos cuadrados abiertos, 6 y 18 MV

Prueba 10: Cálculos manuales, Técnica fija (SSD 100-cm), Campos cuadrados abiertos, 6 y 18 MV

3.3.2. Medidas de dosis absolutas.

La medida de dosis absoluta es medir directamente la dosis absorbida, para lo cual la medida de la cámara de ionización debe corregirse por los efectos producidos por las condiciones ambientales. Para esto se sigue el protocolo TG-51 [3, 4, 8, 22].

Las medidas absolutas se realizaron para energías de 6 y 18 MV, con técnica isocéntrica y se escogieron las pruebas del grupo 5 del reporte técnico 430. Para realizar las medidas de dosis absolutas se utilizó un fantoma de placas de poliestireno de $30\text{cm} \times 30\text{cm} \times 26\text{cm}$, donde se ubicó la cámara de ionización. Para poder reproducir la medida y el cálculo en el sistema de planificación se realizó una tomografía computarizada del fantoma con la cámara de ionización, (ver figura 3.12). Las medidas se realizaron en el punto de cálculo del sistema de planificación y se analizaron las variaciones.



Figura 3.12: Fantoma de placas de poliestireno para realizar las pruebas clínicas generales.

Pruebas clínicas generales

Prueba 11: Dosis absolutas, Técnica isocéntrica (SAD 100-cm), Planes tratamiento de cuatro campos, 18MV

Se realizaron planes de tratamiento en caja de cuatro campos con bloqueo en las esquinas como se muestra en la figura 3.13. La muestra consistió de 13 medidas para 18MV.

Prueba 12: Dosis absolutas, Técnica isocéntrica (SAD 100-cm), Planes de siete campos, 18MV

Se realizaron planes de tratamiento conformacionales de siete campos como se muestra en la figura 3.14. La muestra consistió de 11 medidas para 18MV.

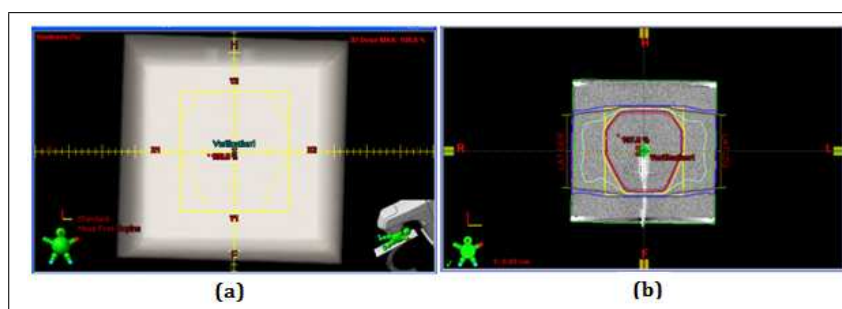


Figura 3.13: Medida de dosis absoluta para planes de tratamiento con cuatro campos y con bloqueo en las esquinas, (a) vista sagital de la conformación del campo y (b) vista sagital de las curvas de isodosis de los campos. Imagen del sistema de planificación ECLIPSE

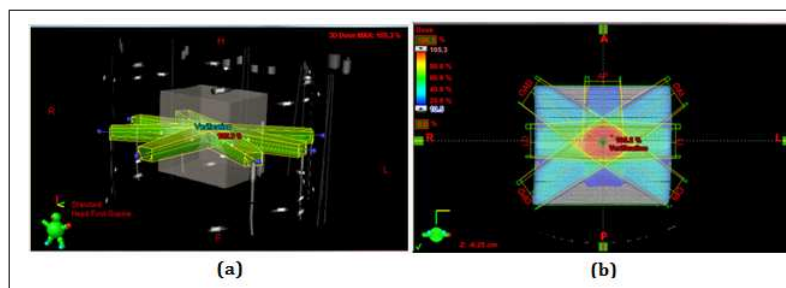


Figura 3.14: Medida de dosis absoluta para planes de tratamiento con siete campos conformados con el colimador multihojas, (a) conformación de los siete campos y (b) vista transversal de las distribuciones de dosis de los campos. Imagen del sistema de planificación ECLIPSE

Prueba 13: *Dosis absolutas, Técnica isocéntrica (SAD 100-cm), Planes con cuñas físicas, 6MV* Se calcularon planes de tratamiento con dos campos opuestos con cuñas físicas de 15° , 30° , 45° y 60° como se muestra en la figura 3.15. La muestra consistió de 10 medidas.

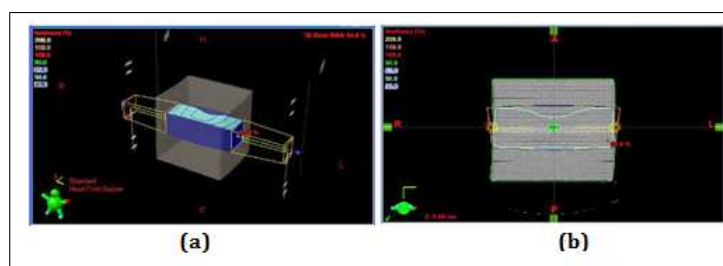


Figura 3.15: Medida de dosis absoluta para planes de tratamiento con dos campos opuestos con cuñas físicas, (a) Conformación de los dos campos opuestos y (b) vista transversal de las curvas de isodosis de los campos. Imagen del sistema de planificación ECLIPSE

Prueba 14: Dosis absolutas, Técnica isocéntrica (SAD 100-cm), Planes con cuñas dinámicas, 6 y 18MV

Se calcularon planes de tratamiento con dos campos opuestos con cuñas dinámicas de 10° , 15° , 20° , 25° , 30° , 45° y 60° como se muestra en la figura 3.16. La muestra consistió de 14 medidas.



Figura 3.16: Medida de dosis absoluta para planes de tratamiento con dos campos opuestos con cuñas dinámicas. Imagen del sistema de planificación ECLIPSE

Prueba 15: Dosis absolutas, Técnica isocéntrica (SAD 100-cm), Planes con dos campos con cuñas físicas y un oblicuo abierto, 6 y 18 MV

Se calcularon planes de tratamiento con dos campos opuestos con cuñas físicas de 15° , 30° , 45° y 60° y un campo abierto oblicuo como se muestra en la figura 3.17. La muestra consistió de 8 medidas.

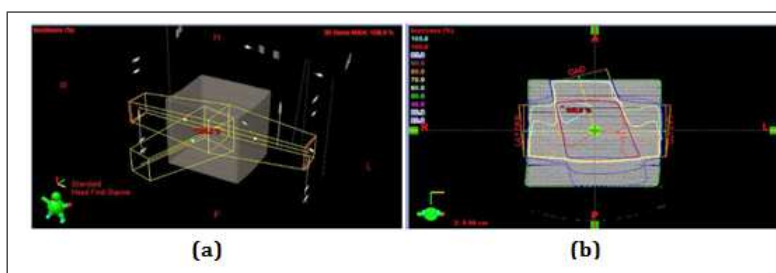


Figura 3.17: Medida de dosis absoluta para planes de tratamiento con tres campos dos opuestos con cuñas físicas y un campo oblicuo. Imagen del sistema de planificación ECLIPSE

Resultados y análisis estadístico de las medidas de dosis absolutas

El análisis estadístico para las medidas de dosis absolutas se lo realizó mediante pruebas de hipótesis de una cola para muestras pequeñas, distribución t-Student, con un nivel de confianza del 95 % [38]. Debido a que las medidas fueron realizadas en el eje central

a una profundidad mayor que la profundidad de dosis máxima, se analizan con las tolerancias recomendadas en la tabla 3.3 para δ_2 , geometría simple en el caso de la prueba 11 y geometría compleja de las pruebas 12 a la 15.

En la tabla 3.7 se presentan los resultados del análisis estadístico, donde se calculan los estadísticos de prueba con las medias de las variaciones, las desviaciones estándar y los números de datos. Los estadísticos de pruebas calculados se comparan con los estadísticos críticos, los cuales varían de acuerdo con número de datos y al nivel de confianza. De los resultados se puede concluir que con un nivel de confianza del 95%, se tiene un criterio de aceptación positivo para todas las pruebas y si se exige un nivel de confianza del 99,9% se tiene un criterio de aceptación positivo para la mayoría de las pruebas excepto para la prueba 15 con dos campos con cuñas físicas y un oblicuo.

Tabla 3.7: Resultados y análisis de las pruebas clínicas generales, pruebas 11 - 15.

Prueba	Descripción	Energía	Pruebas de Hipótesis	No. de Datos	Media	Desviación Estándar	Estadístico de Prueba t	Decisión $\alpha = 0.05$	Decisión $\alpha = 0.05$
P11	4 campos	18MV	$H_0: \mu \geq 2$ $H_a: \mu < 2$	13	0.41	0.26	-22.42	$t < -1.78$ si	$t < -3.93$ si
P12	7 campos	18MV	$H_0: \mu \geq 3$ $H_a: \mu < 3$	11	1.50	0.71	-7.01	$t < -1.81$ si	$t < -4.14$ si
P13	2 campos con cuñas físicas	6MV	$H_0: \mu \geq 3$ $H_a: \mu < 3$	10	01.01	0.54	-5.85	$t < -1.83$ si	$t < -4.30$ si
P14	2 campos con cuñas dinámicas	6MV	$H_0: \mu \geq 3$	14	1.36	0.23	-26.29	$t < -1.78$	$t < -3.85$
		18MV	$H_a: \mu < 3$		2.34	0.26	-7.14	si	si
P15	2 campos con cuñas físicas y 1 campo oblicuo	6MV	$H_0: \mu \geq 3$	8	2.34	0.26	-7.14	$t < -1.89$	$t < -4.79$
		18MV	$H_a: \mu < 3$		1.76	1.55	-2.27	si	si

$\alpha = 0.05$, criterio de aceptación para un nivel de confianza del 95%: $Z \geq -1.65$

$\alpha = 0.001$, criterio de aceptación para un nivel de confianza del 99.9%: $Z \geq -2.33$

3.3.3. Protocolo de control de calidad periódico para el Hospital Oncológico Solon Espinosa A

El Control de calidad del sistema de planificación no termina con todas las pruebas que se han realizado, sino que además se debe mantener un control de calidad periódico, el cual debe ser flexible y adaptable a cambios de acuerdo con la necesidad del Hospital. Sin embargo, los procedimientos deben realizarse sin excepción cuando existan actualizaciones del software, cambios de accesorios periféricos, cambios de métodos de

transferencia de datos o modificaciones a los datos del haz.

Este trabajo, además de las pruebas periódicas para el control de calidad del reporte técnico 430 en la tabla 3.4, propone realizar pruebas para energías de 6 y 18MV de perfiles dosis con campos abiertos, bloqueo y cuñas; porcentajes de dosis a profundidad; cálculos de unidades monitor; medidas de dosis absolutas con las periodicidades de la tabla 3.8. Estas pruebas verificarán que los datos ingresados en el sistema de planificación durante el comisionamiento siguen siendo los correctos y, además, ayudarán a detectar cualquier error a tiempo, previniendo así accidentes radiológicos.

Tabla 3.8: Protocolo de control de calidad periódico

Descripción	Pruebas	Específica para cada paciente	Trimestral	Semestral	Anual
Perfiles de dosis	Pruebas 1-6			X	
Porcentajes de dosis a profundidad	Pruebas 7 -8				X
Cálculos manuales de Unidades Monitor	Pruebas 9 -10	X			
Pruebas clínicas Generales	Pruebas 11 -15		X		

Capítulo 4

Cálculo Manual para el Control de Calidad del Tratamiento

4.1. Determinación de cantidades dosimétricas para los cálculos manuales de unidades monitor

4.1.1. Medida de los Porcentajes de Dosis a Profundidad (PDD)

Los PPDs se midieron de acuerdo con la geometría de la figura 1.10, desde el punto efectivo de la cámara ($0.6 r_{cav}$) dentro del fantoma a lo largo del eje, hasta una profundidad máxima de medida de 300 mm. También se ubicó una cámara de referencia en el exterior del fantoma dentro del campo de radiación para tomar medidas referenciales. La relación de medida de las dos cámaras, en cada paso de la medición, fue almacenada en la base de datos del programa MEPHYSTO. Esta relación se realizó para eliminar las fluctuaciones a la salida del haz.

Los PPDs se obtuvieron para profundidades desde 0 hasta 300 mm en pasos de 2 mm, con tamaños de campos cuadrados de 4, 6, 8, 10, 14, 16, 20, 24, 26, 30, 34, 36 y 40 cm^2 . En la figura 4.1 se muestran las curvas resultantes para energías de 6 y 18 MV.

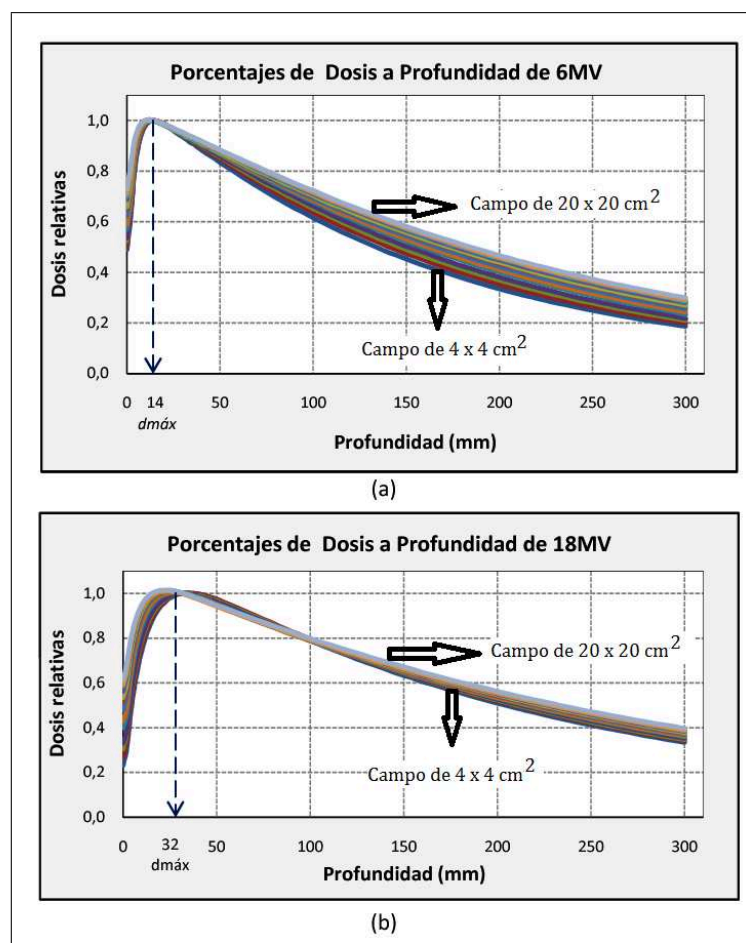


Figura 4.1: Curvas de los porcentajes de dosis a profundidad medidos (a) energía de 6MV y (b) energía de 18 MV

4.1.2. Medida de los Factores de Salida (FOF)

Los factores de salida se midieron de acuerdo con la geometría de la figura 1.13, para energías de 6 y 18 MV con tamaños de campo de 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 12, 14, 16, 18, 20, 22, 24, 26, 28, 30, 32, 34, 36, 38 y 40 cm^2 , a una profundidad de 10 cm para evitar la contaminación electrónica. Las medidas se recalcularon a la profundidad d_{max} usando la definición de los PPDs de la ecuación 1.23, es decir

$$D(d_{max}, A, SSD) = \frac{D(d_{10cm}, A, SSD)}{PDD(d_{10cm}, A, SSD)} \times 100. \quad (4.1)$$

Luego estas medidas se normalizaron para el campo de referencia de $10cm \times 10cm$

$$FOF(d_{max}, A, SSD) = \frac{D(d_{max}, A, SSD)}{D(d_{max}, A_{10 \times 10}, SSD)}. \quad (4.2)$$

Posteriormente los resultados se aproximaron a una función logarítmica, para energías de 6 y 18 MV como se muestra en la figura 4.2.

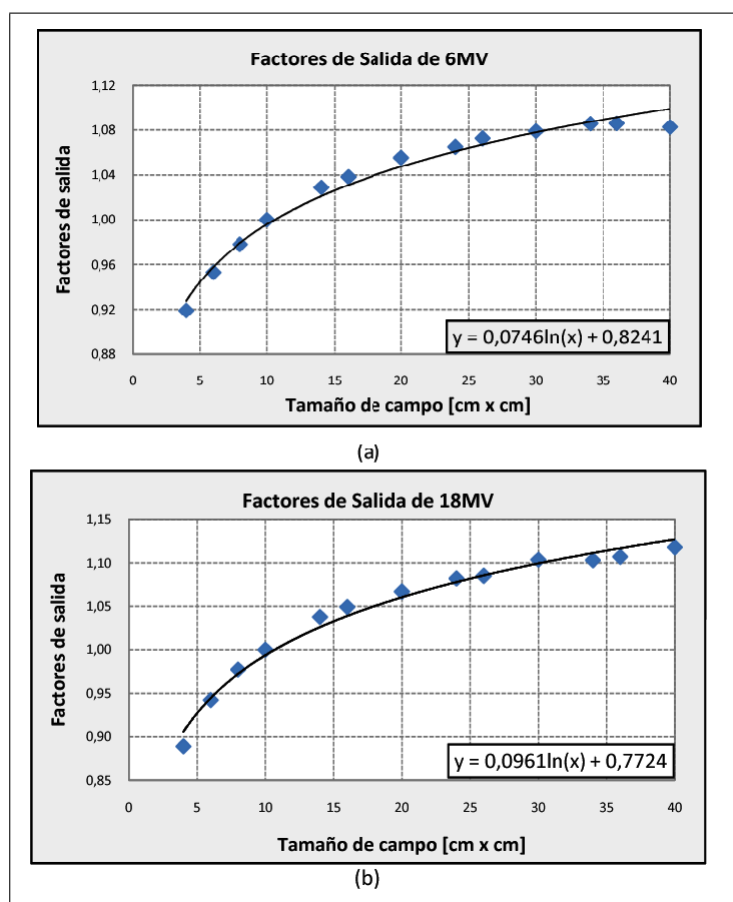


Figura 4.2: Aproximación de los factores de salida a un comportamiento logarítmico (a) 6MV y (b) 18MV

4.1.3. Cálculo de la Relación Tejido- $d_{\text{máx}}$ (TMR)

La geometría de la figura 1.14 para medir los TMRs resulta complicada, debido a que se debe mantener fija la distancia de la fuente a la cámara de ionización variando la profundidad de agua. En SOLCA no se cuenta con un fantoma de agua que automáticamente pueda variar la profundidad para realizar las medidas, por lo que la única forma de realizar esto es subiendo el fantoma y bajando la cámara de ionización. Pero realizar este procedimiento produciría un gran error y, además, resultaría muy impráctico debido a que se debe entrar a la sala de tratamiento para la toma de cada medida (alrededor 1014 medidas).

Sin embargo, una manera práctica de obtener los TMR's es calculándolos a partir de los

PDD's y factores de retrodispersión (PSF). Para esto se considera el análisis geométrico de la figura 4.3, la cual parte de la definición de los TMRs y la relaciona con todas las cantidades dosimétricas involucradas [14], es decir:

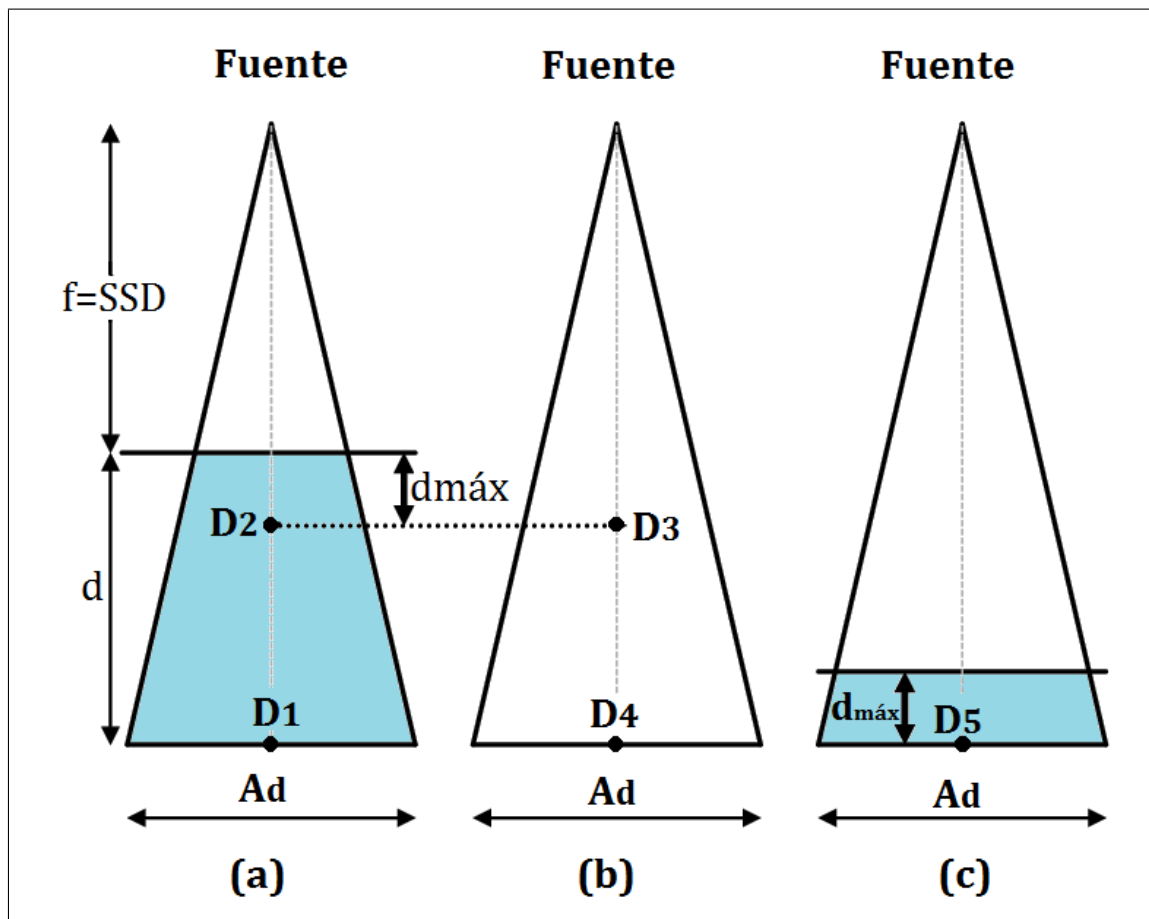


Figura 4.3: Derivación geométrica directa del TMR a partir del PDD y el PSF . En (a), f es el SSD , D_1 es la dosis a una profundidad d dentro del fantoma y D_2 es la dosis en d_{\max} . En (b) las dosis D_3 y D_4 son dosis en el aire a las distancias $f + d_{\max}$ y $f + d$ desde la fuente respectivamente. En (c) el SSD es $f + d - d_{\max}$ y D_5 es la dosis en d_{\max} .

$$TMR(d, A_d) = \frac{D_1}{D_5} = \frac{D_1 D_2 D_3 D_4}{D_2 D_3 D_4 D_5} \quad (4.3)$$

Descomponiendo individualmente cada razón se obtiene:

$$\begin{aligned}\frac{D_1}{D_2} &= \frac{\text{dosis en } d}{\text{dosis en } d_{\max}} \\ &= \frac{PDD\left(d, f, \frac{f+d_{\max}}{f+d} A_d\right)}{100}\end{aligned}\quad (4.4)$$

$$\begin{aligned}\frac{D_2}{D_3} &= \frac{\text{dosis en el fantoma en } d_{\max}}{\text{dosis en aire a una distancia } f + d_{\max} \text{ de la fuente}} \\ &= PSF\left(\frac{f + d_{\max}}{f + d} A_d\right) \exp(-\mu d_{\max})\end{aligned}\quad (4.5)$$

$$\frac{D_3}{D_4} = \left(\frac{f + d}{f + d_{\max}} A_d\right)^2 \quad (4.6)$$

$$\begin{aligned}\frac{D_4}{D_5} &= \frac{\text{dosis en aire a una distancia } f + d_{\max} \text{ de la fuente}}{\text{dosis en el fantoma en } d_{\max}} \\ &= \frac{\exp(\mu d_{\max})}{PSF\left(\frac{f+d_{\max}}{f+d} A_d\right)}\end{aligned}\quad (4.7)$$

Una vez obtenidas todas las relaciones individuales se hace el producto para obtener la relación final en función de los PDD y PSF en d_{\max} , es decir

$$TMR(d, A_d) = \frac{PDD\left(d, f, \frac{f+d_{\max}}{f+d} A_d\right)}{100} \times \frac{PSF\left(\frac{f}{f+d} A_d\right)}{PSF\left(\frac{f+d-d_{\max}}{f+d} A_d\right)} \times \left(\frac{f + d}{f + d_{\max}} A_d\right)^2 \quad (4.8)$$

Posteriormente se hace la consideración que la distancia de la fuente a la superficie es constante, y que los tamaños de campos quedan definidos en la superficie al multiplicar la ecuación anterior por el factor $\frac{f}{f+d_{\max}}$, obteniendo

$$TMR(d, S_d) = \frac{PDD\left(d, f, \frac{f}{f+d} A_d\right)}{100} \times \frac{PSF\left(\frac{f}{f+d} A_d\right)}{PSF\left(\frac{f+d-d_{\max}}{f+d} A_d\right)} \times \left(\frac{f + d}{f + d_{\max}} A_d\right)^2 \quad (4.9)$$

Los factores de retrodispersión (PSF) fueron obtenidos del sistema de planificación CAD-PLAN versión 6.8, el cual los interpola en función de la calidad del haz de un conjunto de datos almacenados. Para esto, la calidad del haz esta definida como la razón entre $TMR(d_{20\text{cm}}, A_{10\text{cm}} \times 10\text{cm})$ y $TMR(d_{10\text{cm}}, A_{10\text{cm}} \times 10\text{cm})$. Los datos almacenados provienen de muchas medidas realizadas en aceleradores lineales en hospitales Alemanes [39, 40].

Finalmente utilizando la ecuación 4.9 se calculan las curvas de los *TMR* para energías de 6 y 18MV como funciones del tamaño de campo y la profundidad, ver figura 4.4.

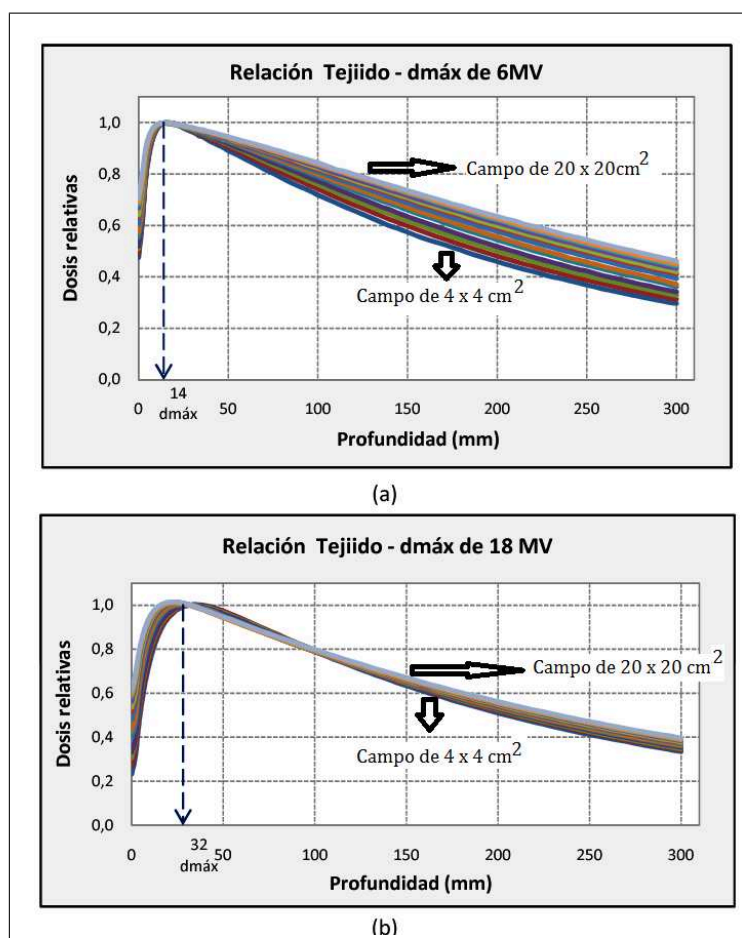


Figura 4.4: Curvas resultantes del cálculo de la relación tejido - $d_{máx}$ a partir de *PDD* y *FOF* (a) 6 MV y (b) 18 MV

4.2. Desarrollo de una rutina de cálculo de unidades monitor (MU)

Con el objeto de calcular la unidades monitor para control de calidad del sistema de planificación se desarrolló una rutina de cálculo, la cual esta compuesta por dos módulos: el primero donde se calcula el cuadrado equivalente con la información de las coordenadas del colimador multi-hojas y, el segundo, donde se ingresan los demás datos del plan de tratamiento y conjuntamente con los resultados obtenidos del primer módulo se calculan las unidades monitor. Es necesario aclarar que en el segundo módulo, al usar los valores medidos anteriormente, los cuales representan un conjunto discreto en cuanto a tamaño de campo y profundidad, fue necesario efectuar una interpolación para hallar el valor mejor aproximado de los *PDDs* y *TMRs* correspondientes a los valores de ingreso.

4.2.1. Diagrama de flujo

En la figura 4.5 se ilustra el diagrama de flujo que sigue la rutina de cálculo de las *MUs*. Este diagrama puede resumirse en el siguiente pseudo código:

1. Cargar las coordenadas del colimador multihojas, nombre del campo y datos del paciente desde un archivo de texto importado del sistema de planificación.
2. Ingresar manualmente los parámetros de tratamiento tales como: la energía, la dosis, la técnica de tratamiento, el SSD, la profundidad de cálculo y el peso estadístico del campo de tratamiento.
3. (Módulo 1) Calcular el cuadrado equivalente en función de la posición de las quijadas y el colimador multihojas, el cual es igual a la raíz cuadrada del área de radiación.
4. (Módulo 2) Interpolar las cantidades dosimétricas pertinentes para cada caso utilizando las medidas realizadas como: el $FOF(A_d)$, los $PDDs(d, A_d, SSD)$ y $TMRs(d, A_d)$.
5. Calcular las unidades monitor de acuerdo a la técnica de tratamiento, conforme las ecuaciones 1.30 y 1.33.

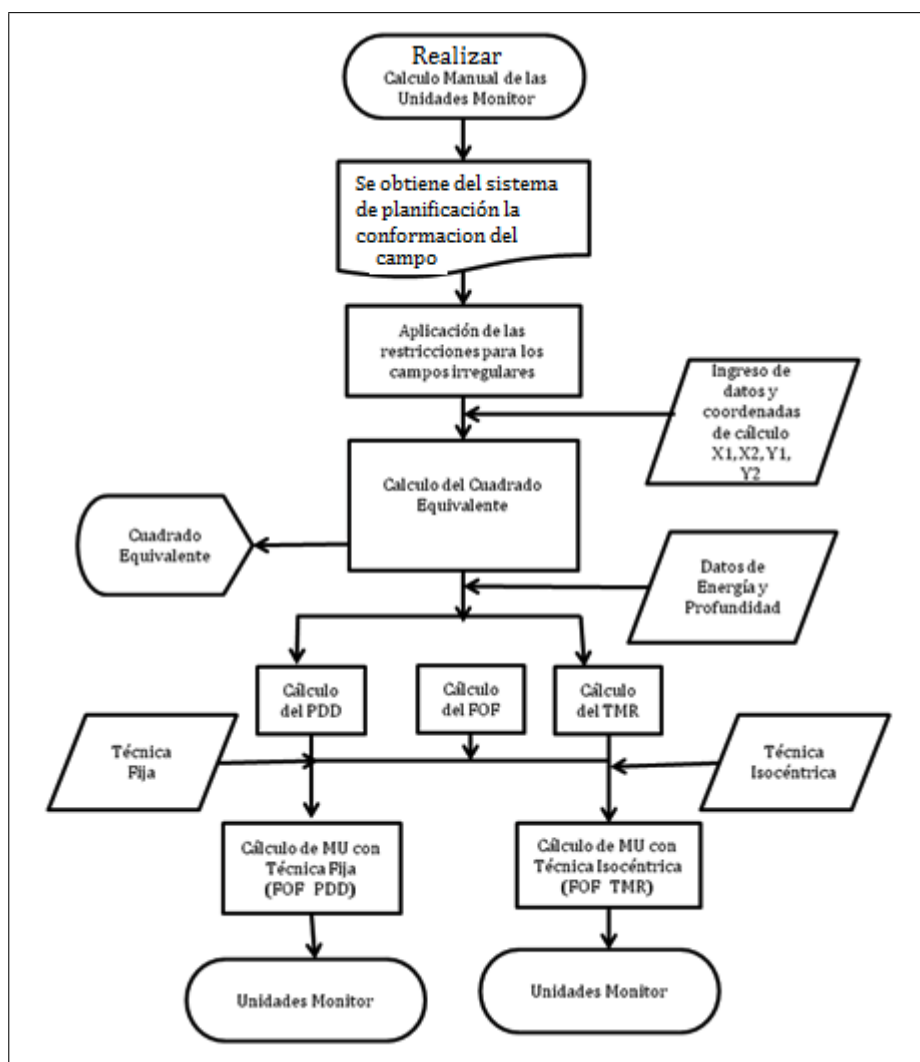


Figura 4.5: Diagrama de flujo de la rutina de cálculo de unidades monitor desarrollado para el departamento de radioterapia de SOLCA - Quito

En la figura 4.6 se puede observar la interfase de la rutina de cálculo desarrollada. A continuación se resumen todos sus principales componentes:

- (A) Carga las coordenadas del colimador multi-hojas importados desde el sistema de planificación.
- (B) Datos de ingreso manual correspondientes a la energía, dosis, técnica de tratamiento, uso de cuña, SSD y peso estadístico del campo. estadístico del campo de tratamiento.
- (C) Limpia la hoja para realizar nuevos cálculos.
- (D) Guarda los cálculos requeridos asociados al paciente.

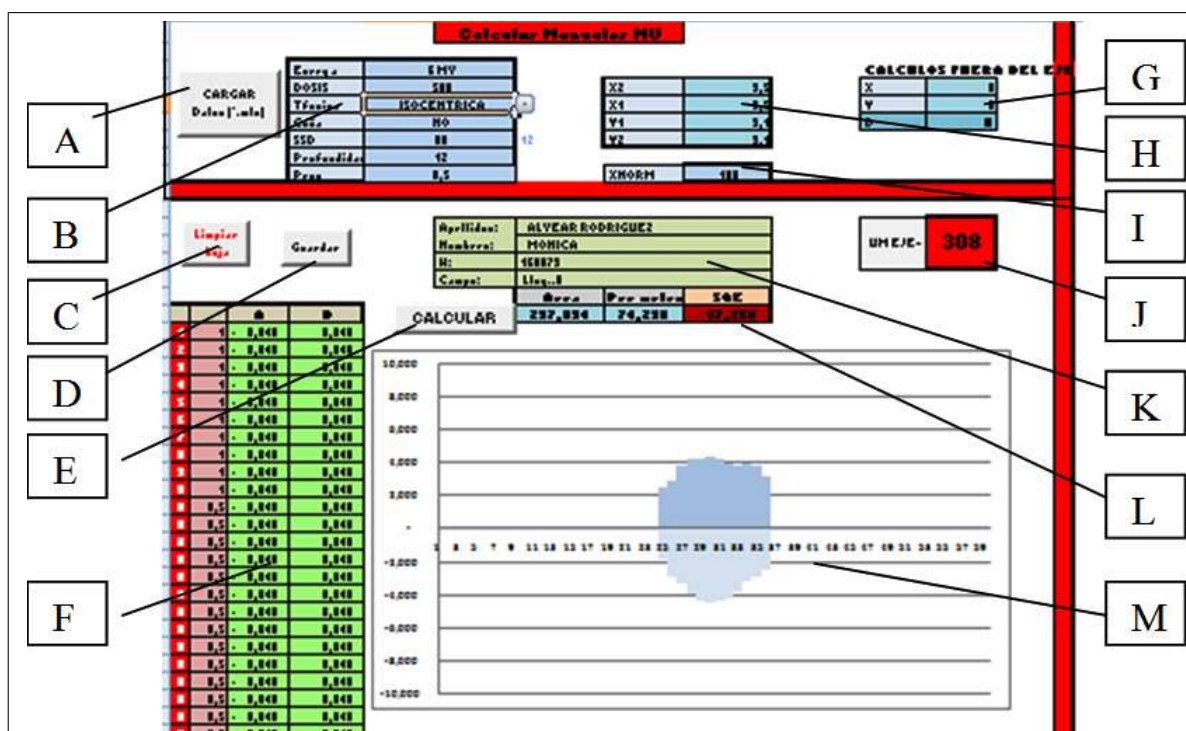


Figura 4.6: Vista de la interface de la rutina de cálculo.

- (E) Calcula el cuadrado equivalente.
- (F) Muestra las coordenadas del colimador multihojas.
- (G) Datos de ingreso para cálculos fuera del eje.
- (H) Datos de ingreso para las coordenadas de las quijadas.
- (I) Dato ingreso para la curva isodosis de normalización del plan.
- (J) Parámetro de salida resultante de las MUs. (De acuerdo con las ecuaciones 1.30 y 1.33).
- (K) Visualización de los datos principales del paciente.
- (L) Dato de salida del valor del cuadrado equivalente como la raíz del área de radiación.
- (M) Visualización de la conformación del colimador multihojas.

4.2.2. Datos de ingreso

Los datos de ingreso lo conforman las características propias del paciente y del tratamiento a aplicarse ingresados manualmente. Para la determinación de las unidades monitor

los parámetros son: la energía, dosis, técnica, SSD , profundidad de cálculo, peso estadístico del campo, coordenadas de las quijadas y normalización del plan, ver tabla 4.1 . En la rutina de cálculo estos comprenden los literales B, H, I de la figura 4.6.

Tabla 4.1: Datos de ingreso en la rutina de cálculo

Parámetros	Opciones/Rangos
Energía	6 / 18 MV
Dosis	Dosis del plan
Técnica	Isocéntrica / Fija
Coordenada de quijadas	X1 X2 Y1 Y2
Normalización	Curva que encierra al volumen de cálculo

4.2.3. Cálculo del cuadrado equivalente

Los campos de tratamiento en radioterapia no siempre son cuadrados o rectángulos, a menudo tienen una forma irregular, requiriendo así el concepto del cuadrado equivalente [3, 8, 14]. Con la ventaja de que el sistema de planificación reconoce las posiciones de las coordenadas del colimador multihojas de la unidad de tratamiento, se puede hacer el cálculo preciso del cuadrado equivalente. El colimador multihojas consiste en un arreglo de 120 láminas de plomo 60 a cada lado de las cuales se tienen 40 de 1 cm y 80 de 0.5 cm.

La rutina de cálculo toma en cuenta todas las características del colimador multihojas, lee las coordenadas importadas del sistema de planificación mediante un archivo de texto y aplica los cuatro casos posibles que se pueden presentar en la conformación del campo, y realiza el cálculo del cuadrado equivalente (ver figura 4.7).

Los cuatro casos son los siguientes:

- *Caso 1.* Si el valor de la quijada X_1 es mayor que el valor de las coordenadas a_i y $a_i + 1$ del colimador multihojas, se toma los valores de estas últimas coordenadas.
- *Caso 2.* Si el valor de la quijada X_1 es menor que el valor de las coordenadas a_n , $a_n + 1$ y $a_n + 2$ del colimador multihojas, se toma el valor de la quijada X_1 .
- *Caso 3.* Si el valor de la quijada Y_1 es menor que el valor de la coordenada c_i del colimador multihojas, entonces se toma el valor de la quijada.

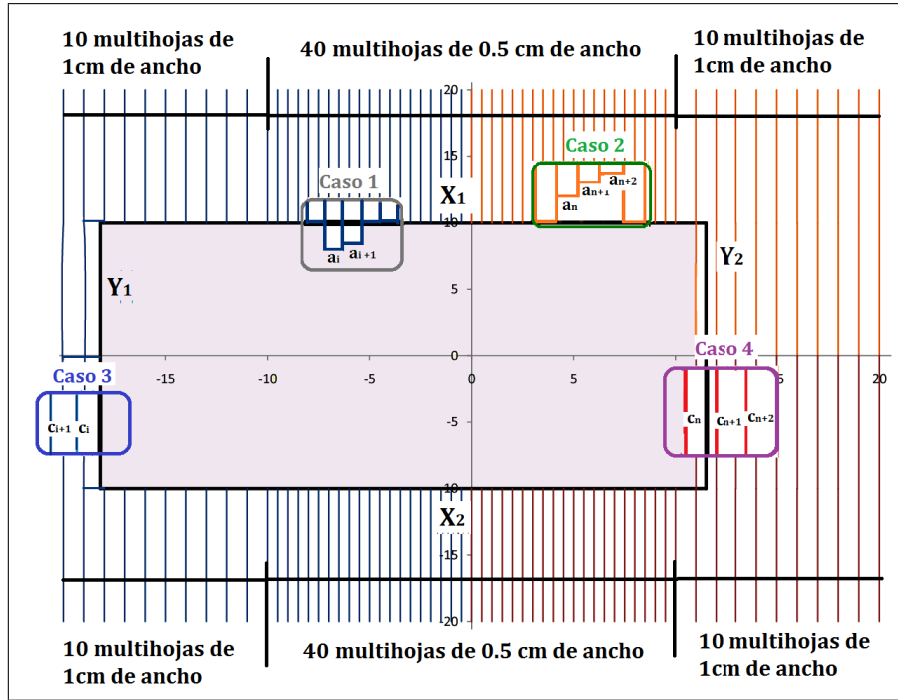


Figura 4.7: Representación del colimador multihojas.

- *Caso 4.* Si el valor de la quijada $Y1$ es mayor que el valor de las coordenadas c_n del colimador multihojas, entonces se toma el valor de la coordenada.

4.2.4. Interpolación de curvas

Para la determinación de los valores mejor aproximados de los $PDD(d, A, SSD)$ y $TMR(d, A)$ correspondientes al cuadrado equivalente y profundidad, se realizaron interpolaciones lineales de los valores discretos medidos. Un esquema más detallado se presenta en la figura 4.8.

Para encontrar una interpolación (d, A) a partir de los valores conocidos de profundidad de cálculo $d1$ y $d2$ y los valores de cuadrado equivalente $A1$ y $A2$, primeramente se calculan los valores $(d, A1)$ y $(d, A2)$, de la siguiente manera, (ver figura 4.9):

$$(d, A1) = \frac{(d - d1)((d2, A1) - (d1, A1))}{(d2 - d1) + (d1, A1)} \quad (4.10)$$

$$(d, A2) = \frac{(d - d1)((d2, A2) - (d1, A2))}{(d2 - d1) + (d1, A2)} \quad (4.11)$$

Luego, con estos valores encontramos la interpolación deseada de la siguiente forma

$$(d, A) = \frac{(Ax - A1)((d, A2) - (d, A1))}{(A2 - A1) + (d, A1)}. \quad (4.12)$$

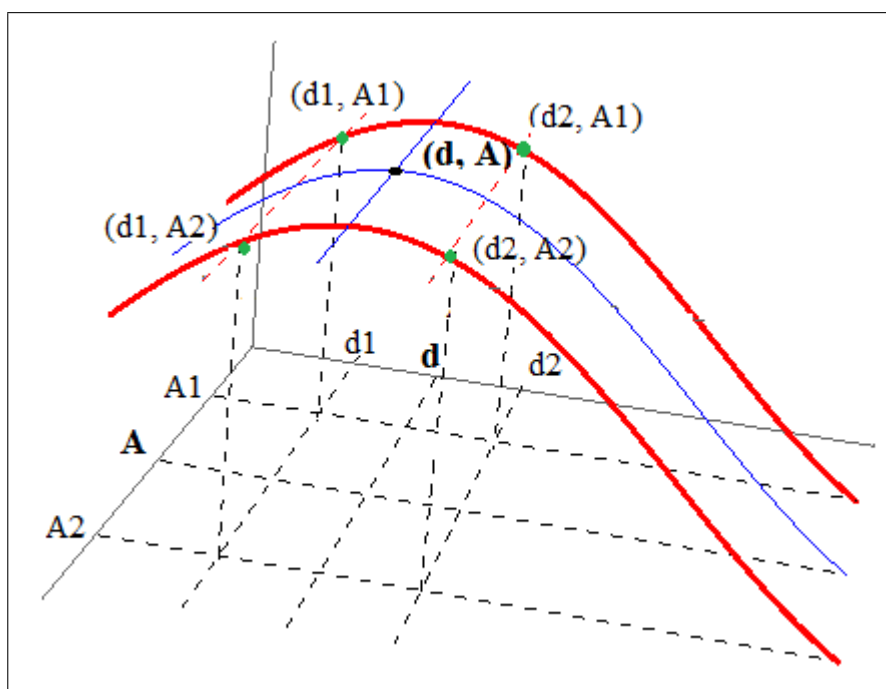


Figura 4.8: Interpolación de las curvas medidas.

Cuadrado equivalente A				
		A1	A	A2
Profundidad d	d1	PDD(d1,A1) TMR(d1,A1)	PDD(d1,A) TMR(d1,A)	PDD(d1,A2) TMR(d1,A2)
	d	PDD(d,A1) TMR(d,A1)	PDD(d,A) TMR(d,A)	PDD(d,A2) TMR(d,A2)
	d2	PDD(d2,A1) TMR(d2,A1)	PDD(d2,A) TMR(d2,A)	PDD(d2,A2) TMR(d2,A2)

Figura 4.9: Representación numérica de la interpolación de las curvas.

4.2.5. Entrega de resultados

El principal resultado que necesitamos para el control de calidad es el cálculo de las unidades monitor *MUs* para compararlas con las calculadas por el sistema de planificación y obtener las variaciones. Un aspecto importante es que se deben reproducir las mismas condiciones de cálculo, para lo cual nos aseguramos que los datos de ingreso coincidan con el del sistema de planificación. Ver figura 4.6, literal J.

4.3. Variaciones de los cálculos manuales y los del sistema de planificación

Se utilizó la rutina de cálculo manual para obtener las unidades monitor con los datos específicos de los planes de tratamiento, para luego calcular las variaciones. Se realizó el análisis estadístico con las recomendaciones del reporte 430 [34], en la tabla 3.3, tomando como tolerancia máxima del 2% para los campos abiertos y del 3% para campos conformados con cuñas.

4.3.1. Pruebas 9 y 10 del reporte técnico 430

Para el cálculo manual de las pruebas 9 y 10 recomendadas por el reporte 430 se utilizó el programa de cálculos manuales. Las desviaciones relativas obtenidas se muestran en la tabla 4.2, de las cuales se puede concluir con un nivel de confianza del 95% que tanto para técnica fija como para la isocéntrica con energías de 6 y 18MV se tiene un criterio de aceptación positivo, es decir todas las medidas tienen desviaciones menores o iguales a las tolerancias recomendadas. Si se exige un nivel de confianza del 99,9%, se observa que cuando se tienen 21 datos donde se utilizó la distribución t de student, para la energía de 6 MV no satisface el criterio de aceptación. Sin embargo, para 36 medidas se tiene un criterio de aceptación positivo para ambas energías.

Tabla 4.2: Resultados y análisis de los cálculos manuales de las pruebas 9 y 10 sugeridas del reporte técnico 430 [34]

Prueba	Energía	Tolerancia	Pruebas de Hipótesis	No. de Datos	Media de Variaciones	Desviación Estándar	Estadístico de Prueba	Decisión $\alpha = 0.05$	Decisión $\alpha = 0.001$
P9	6MV	δ_1	Ho: $\mu \geq 2$ Ha: $\mu < 2$	21	0.95	0.56	t=-2.11	si	si
	18MV				1.66	0.73	t=-8.13	si	si
P10	6MV	δ_1	Ho: $\mu \geq 2$ Ha: $\mu < 2$	36	0.93	0.61	t=-10.45	si	si
	18MV				0.97	0.83	t=-7.44	si	si

$\alpha = 0.05$, criterio de aceptación para un nivel de confianza del 95%: 21 medidas $t < t_{crit} = -1.72$, 36 medidas $Z < Z_{\alpha} = -1.65$

$\alpha = 0.001$, criterio de aceptación para un nivel de confianza del 99.9%: 21 medidas $t < -2.53$, 36 medidas $Z < Z_{\alpha} = -2.33$

4.3.2. Pruebas en pacientes

Se seleccionaron pacientes de acuerdo con los tratamientos más comunes en el hospital SOLCA - Quito tales como: tratamientos de Cráneo 2 campos, Cervix 2 y 4 campos y próstata de 6 y 7 campos. Con el principal propósito de comparar los cálculos realizados por el sistema de planificación, en la tomografía computarizada digitalmente reconstruida del paciente, y los cálculos manuales, se toman las coordenadas del colimador multihojas y todos los datos de ingreso específicos de cada paciente y se realiza el cálculo de la unidades monitor. En la tabla 4.2 se muestra el análisis estadístico para los distintos planes de tratamiento, del cual se puede concluir con un nivel de confianza del 95 % que las desviaciones relativas son menores que la tolerancia del 3 % recomendada. Se hace el mismo análisis con el 99.9 %, y se observa que el criterio de aceptación también es positivo.

Tabla 4.3: Resultados del análisis de los cálculos manuales en pacientes, las pruebas se clasifican de acuerdo a la ubicación del plan de tratamiento.

Prueba	Descripción	Energía	Pruebas de Hipótesis	No. de Datos	Media	Desviación Estándar	Estadístico de Prueba t	Decisión $\alpha = 0.05$	Decisión $\alpha = 0.001$
P16	Cráneo 2 campos	6MV	$H_0: \mu \geq 3$ $H_a: \mu < 3$	44	1.30	1.32	-8.05	si	si
P17	Pelvis 2 campos	6MV	$H_0: \mu \geq 3$ $H_a: \mu < 3$	66	1.39	1.32	-9.86	si	si
		18MV	$H_0: \mu \geq 3$ $H_a: \mu < 3$	66	1.23	0.97	-14.73	si	si
P18	Pelvis 4 campos	6MV	$H_0: \mu \geq 3$ $H_a: \mu < 3$	56	1.11	1.17	-3.39	si	si
		18MV	$H_0: \mu \geq 3$ $H_a: \mu < 3$	56	2.21	1.76	-12.04	si	si
P19	Pelvis 7 campos	18MV	$H_0: \mu \geq 3$ $H_a: \mu < 3$	94	1.92	1.18	-8.86	si	si

$\alpha = 0.05$, criterio de aceptación para un nivel de confianza del 95 %: $Z \geq -1.65$

$\alpha = 0.001$, criterio de aceptación para un nivel de confianza del 99.9 %: $Z \geq -2.33$

Capítulo 5

Conclusiones

Este trabajo describe los resultados del análisis de la calidad del sistema de planificación “ECLIPSE” para haces de fotones. En primer lugar se ha efectuado el control de calidad del sistema de planificación mediante la realización de pruebas que involucran la medida y el cálculo de dosis absolutas y relativas recomendadas en el reporte técnico 430 [34]. También se ha propuesto un protocolo de control de calidad periódico mostrado en la tabla 3.8. Finalmente se implementó una rutina de cálculo de tiempos de tratamiento o unidades monitor (MU), la cual utiliza las medidas de cantidades dosimétricas que caracterizan el haz de radiación.

Como parte del control de calidad del sistema de planificación se analizaron las variaciones entre los cálculos del sistema de planificación y las medidas de las pruebas realizadas, de acuerdo a las regiones del haz como se muestra en la figura 3.6 y se comparó con las tolerancias recomendadas en la tabla 3.3. Estas pruebas comprobaron que el sistema de planificación trabaja dentro de las tolerancias recomendadas, excepto para la prueba 8 de porcentajes de dosis a profundidad en la región de acumulación δ_2 para la energía de 18 MV en donde se obtuvo una variación del 11 % que es mayor a la tolerancia recomendada (10 %). Esto se debe principalmente a que la energía de 18MV presenta mayor dispersión lateral generada en esta región.

Como resultado del análisis estadístico efectuado se recomienda tolerancias menores a las indicadas en el reporte técnico 430 con un nivel de confianza del 99.9%. Las tolerancias sugeridas son las siguientes: en las pruebas de la 1 a la 8 de medidas de dosis relativas para energía de 6 MV: $\delta_1 < 1\%$, $\delta_2 < 6\%$, $\delta_3 < 3\%$, $\delta_4 < 2\%$, región bajo bloqueo $< 1\%$ y para energía de 18MV: $\delta_1 < 1\%$, $\delta_2 < 12\%$. Para las medidas de dosis absolutas en las pruebas de la 11 a la 15 no se recomienda nuevas tolerancias

debido a que existen pocos datos y la obtención de estas medidas es compleja.

Con el objetivo de garantizar que el sistema de planificación siga trabajando bajo las tolerancias recomendadas y detectar cualquier cambio repentino en el funcionamiento de éste, se formula un protocolo de control de calidad periódico, para lo cual se debe seguir el control propuesto en el reporte técnico 430 en la tabla 3.4 y el realizado en este trabajo de la tabla 3.8. Las pruebas que se recomiendan realizar en la tabla 3.8 permitirán comprobar la veracidad de los cálculos dosimétricos que efectúa el sistema de planificación y se recomiendan periodos largos de tiempo debido a que los valores ingresados al sistema de planificación de la unidad de tratamiento no varían drásticamente en el tiempo y por la complejidad de armar el experimento.

Para realizar un control periódico del sistema de planificación se implementó una rutina de cálculo de tiempos de tratamiento o unidades monitor. Un detalle del diagrama de flujo puede observarse en la figura 4.5, la rutina de cálculo utiliza los porcentajes de dosis a profundidad PDD , factores de salida FOF , el cálculo de la relación tejido d_{\max} TMR a partir de los PDD y los factores de retrodispersión PSF . Cabe mencionar que no fue posible la medida TMR y PSF debido al error que se introducía al medir sin el equipo adecuado, por lo cual se siguió lo planteado en la referencia [14] en donde se calcula los TMR a partir de los PDD y PSF . Los PSF fueron obtenidos del sistema de planificación $CAD - PLAN$ versión 6.8, el cual interpola estos valores como función de la calidad del haz, de muchas medidas de diferentes aceleradores lineales almacenados en la base datos de este [39, 40], lo que garantiza la veracidad del uso de estos valores.

Para comprobar el correcto funcionamiento del sistema de planificación mediante los cálculos manuales se utilizó la rutina de cálculo mencionada anteriormente. Se analizaron estadísticamente las variaciones entre los cálculos de unidades monitor de la rutina implementada y el sistema de planificación, sobre las tomografías computarizadas de los pacientes para los tratamientos más comunes en el departamento. Con los cálculos manuales se volvió a comprobar el correcto funcionamiento del sistema de planificación, y por consiguiente se puede sugerir tolerancias menores con un nivel de confianza del 99,9%. Las tolerancias propuestas son las siguientes: para planes de tratamiento de cráneo para energía de $6MV$: $\delta_1 < 2\%$; pelvis con dos campos para energía de 6 y $18MV$: $\delta_1 < 2\%$; pelvis cuatro campos para energía de $6MV$: $\delta_1 < 3\%$ y para $18MV$: $\delta_1 < 2\%$, finalmente para pelvis con siete campos para energía de $18MV$ se recomienda la misma tolerancia de referencia del 3%. De las pruebas 9 y 10 se recomiendan las mismas tolerancias con un nivel de confianza del 99,9%, excepto la prueba 9 con

energía de $6MV$ donde se tiene la misma tolerancia y nivel de confianza recomendado (95 %) en el reporte técnico 430.

La rutina de cálculo creada será utilizada en SOLCA para cada plan tratamiento de cada paciente. Esta es muy importante debido a que realizará el control de calidad tanto al sistema de planificación como a cada tratamiento individual y su realización involucrará un tiempo de dos minutos por cada campo de tratamiento, es decir para tratamiento de pelvis de cuatro campos se necesitará ocho minutos. Este procedimiento podrá realizarse en el momento de la revisión del plan por el físico médico.

Con este trabajo se ha demostrado por medio de dos estrategias independientes que el sistema de planificación trabaja bajo las tolerancias recomendadas en el reporte técnico 430 para haces fotones, y que inclusive en algunos casos cumple con tolerancias menores. Sin embargo se recomienda realizar las pruebas de 1 a la 6 de perfiles de dosis para la energía de $18MV$, que en este trabajo no se realizó por no tener la disponibilidad de la unidad de tratamiento. Además se recomienda realizar trabajos posteriores que verifiquen la calidad del tratamiento con electrones.

Anexos

Anexo A

A.1. Puntos a considerarse en la revisión del plan

- (1) ¿Los datos de imagen o contorno han sido ingresados correctamente? (Orientación y extensión de los cortes para reconstrucciones tridimensionales)
- (2) ¿Los volúmenes de cálculo como el PTV, los órganos de riesgos están pintados razonablemente?
- (3) ¿Es consistente el plan con la dosis prescrita por el médico radioncólogo?
- (4) ¿Es consistente el plan con otros planes para esa parte del cuerpo?
- (5) ¿Cuál es la relación entre el isocentro y las marcas externas del paciente?
- (6) ¿Es apropiada la geometría y factible para el acelerador lineal?
- (7) ¿Son apropiados los pesos estadísticos de cada haz?
- (8) ¿El Haz cubre adecuadamente los volúmenes de cálculo o la variación a través del volumen es aceptable?
- (9) ¿Se satisfacen las limitaciones de dosis a órganos de riesgo?
- (10) Si se usa bloqueo con cerrobend, ¿es este claramente especificado según su orientación?
- (11) Si se usa bloqueo con el colimador multihojas o cuñas dinámicas, ¿son claramente especificados?
- (12) Si se usa cuñas físicas, ¿son orientadas apropiadamente?
- (13) La dosis máxima por plan debe ser evaluada y determinada.

A.2. Siglas utilizadas para la notación de cantidades dosimétricas

Tabla A.1: Notación de las cantidades dosimétricas

Notación	Definición
d	Profundidad en tejido desde la superficie
$d_{\text{máx}}$	Profundidad de dosis máxima
d_{ref}	Profundidad de referencia
SAD	Distancia de la fuente al isocentro
SSD	Distancia de la fuente a la superficie
A	Tamaño de campo en el isocentro
A_d	Tamaño de campo en la profundidad d
$A_{10\text{cm} \times 10\text{cm}}$	Tamaño de campo de referencia definido a una distancia SAD
SQE	Cuadrado equivalente en el punto de cálculo
$PDD(d, A, SSD)$	Porcentaje de dosis en la profundidad d para un tamaño de campo A
$TAR(d, A_d)$	Relación aire-tejido a una profundidad d para un tamaño de campo A_d en la profundidad de cálculo
$TMR(d, A_d)$	Relación aire tejido- $d_{\text{máx}}$ a una profundidad d para un tamaño de campo A_d en la profundidad de cálculo
$TPR(d, A_d)$	Relación tejido fantoma a la profundidad d para un tamaño de campo A_d en la profundidad de cálculo
$PSF(A)$	Factor de retrodispersión para un tamaño de campo A
$FOF(d_{\text{ref}}, A, ESQ)$	Factor de salida para un tamaño de campo A y cuadrado equivalente SQE en la profundidad d_{ref}
$D(d_{\text{ref}}, A_d, SSD)$	Dosis absorbida en el eje central en una profundidad de referencia d_{ref} para un tamaño de campo A_d en la profundidad de cálculo
$D(d_{\text{máx}}, A_d, SSD)$	Dosis absorbida en el eje central en la profundidad de dosis máxima $d_{\text{máx}}$ para un tamaño de campo A_d en la profundidad de calculo

Anexo B

Tablas de Datos de Porcentajes de Dosis a Profundidad y Relación tejido- $d_{\text{máx}}$

- B.1. Porcentajes de dosis a profundidad medidos para energía de 6MV
- B.2. Porcentajes de dosis a profundidad medidos para energía de 18MV
- B.3. Relación tejido- $d_{\text{máx}}$ calculados de 6MV
- B.4. Relación tejido- $d_{\text{máx}}$ calculados de 18MV

Tabla B.1: Porcentajes de dosis a profundidad para un haz de 6MV

PDD 6MV													
PROF	4	6	8	10	14	16	20	24	26	30	34	36	40
0	0.489	0.506	0.525	0.535	0.570	0.590	0.625	0.651	0.659	0.688	0.701	0.712	0.729
2	0.617	0.630	0.645	0.637	0.671	0.686	0.732	0.741	0.748	0.786	0.783	0.792	0.820
4	0.795	0.804	0.814	0.812	0.837	0.846	0.874	0.879	0.886	0.905	0.904	0.907	0.920
6	0.894	0.901	0.908	0.906	0.921	0.928	0.943	0.948	0.952	0.962	0.959	0.959	0.968
8	0.951	0.954	0.959	0.959	0.966	0.970	0.979	0.980	0.981	0.990	0.987	0.988	0.991
10	0.980	0.983	0.985	0.984	0.989	0.991	0.995	0.995	0.995	0.999	0.997	1.000	1.000
12	0.995	0.996	0.997	0.997	0.999	1.001	0.999	1.001	0.998	1.004	1.001	1.001	1.003
14	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
16	0.998	0.997	0.996	0.997	0.995	0.997	0.994	0.996	0.995	0.996	0.994	0.996	0.997
18	0.991	0.993	0.993	0.992	0.992	0.992	0.989	0.991	0.988	0.991	0.990	0.991	0.992
20	0.984	0.985	0.985	0.987	0.985	0.985	0.982	0.987	0.982	0.984	0.983	0.984	0.985
22	0.976	0.975	0.978	0.976	0.977	0.977	0.975	0.978	0.975	0.978	0.974	0.978	0.979
24	0.966	0.968	0.970	0.969	0.970	0.969	0.968	0.970	0.968	0.971	0.970	0.972	0.973
26	0.954	0.959	0.960	0.960	0.963	0.961	0.960	0.965	0.960	0.964	0.962	0.962	0.964
28	0.944	0.951	0.951	0.952	0.954	0.953	0.953	0.955	0.953	0.958	0.957	0.958	0.958
30	0.935	0.941	0.943	0.944	0.946	0.946	0.946	0.949	0.945	0.950	0.947	0.951	0.953
32	0.925	0.930	0.933	0.936	0.937	0.939	0.938	0.941	0.937	0.941	0.942	0.943	0.945
34	0.913	0.921	0.925	0.926	0.929	0.930	0.930	0.935	0.931	0.934	0.933	0.937	0.938
36	0.906	0.912	0.916	0.919	0.922	0.924	0.921	0.926	0.924	0.928	0.926	0.932	0.933
38	0.895	0.902	0.908	0.910	0.913	0.913	0.915	0.920	0.916	0.921	0.922	0.924	0.924
40	0.883	0.893	0.899	0.902	0.905	0.906	0.908	0.910	0.908	0.914	0.914	0.918	0.918
42	0.874	0.883	0.890	0.893	0.897	0.898	0.901	0.904	0.902	0.907	0.908	0.908	0.912
44	0.864	0.875	0.881	0.884	0.889	0.891	0.892	0.896	0.897	0.900	0.901	0.901	0.905
46	0.855	0.865	0.872	0.875	0.880	0.884	0.886	0.890	0.888	0.892	0.894	0.894	0.898
48	0.845	0.857	0.863	0.868	0.874	0.876	0.879	0.882	0.880	0.886	0.887	0.889	0.891
50	0.834	0.847	0.855	0.858	0.866	0.869	0.871	0.876	0.873	0.879	0.880	0.881	0.883
55	0.810	0.825	0.833	0.837	0.847	0.848	0.852	0.854	0.855	0.863	0.861	0.863	0.867
60	0.786	0.802	0.812	0.817	0.826	0.827	0.833	0.838	0.837	0.844	0.845	0.846	0.850
65	0.763	0.778	0.790	0.797	0.806	0.808	0.815	0.820	0.819	0.826	0.827	0.830	0.833
70	0.739	0.757	0.768	0.776	0.786	0.791	0.797	0.801	0.801	0.808	0.812	0.814	0.818
75	0.717	0.735	0.747	0.755	0.767	0.772	0.780	0.785	0.787	0.792	0.793	0.797	0.801
80	0.695	0.715	0.728	0.738	0.748	0.756	0.762	0.768	0.769	0.775	0.778	0.782	0.785
85	0.674	0.694	0.708	0.717	0.730	0.735	0.743	0.751	0.751	0.759	0.761	0.764	0.768
90	0.654	0.674	0.689	0.699	0.712	0.718	0.726	0.733	0.736	0.743	0.745	0.748	0.752
95	0.636	0.655	0.670	0.680	0.694	0.702	0.709	0.716	0.719	0.726	0.730	0.733	0.737
100	0.616	0.637	0.652	0.662	0.677	0.684	0.693	0.701	0.703	0.710	0.714	0.717	0.723
105	0.597	0.618	0.635	0.645	0.661	0.668	0.677	0.684	0.685	0.694	0.699	0.701	0.707
110	0.579	0.600	0.617	0.626	0.643	0.650	0.661	0.670	0.669	0.679	0.683	0.684	0.691
115	0.561	0.582	0.599	0.610	0.627	0.633	0.645	0.652	0.656	0.664	0.668	0.671	0.676
120	0.544	0.565	0.583	0.593	0.611	0.620	0.631	0.638	0.640	0.649	0.655	0.656	0.662
125	0.528	0.550	0.566	0.578	0.596	0.604	0.615	0.622	0.625	0.635	0.639	0.642	0.648
130	0.512	0.534	0.549	0.563	0.581	0.588	0.600	0.609	0.611	0.621	0.626	0.628	0.634

PROF	4	6	8	10	14	16	20	24	26	30	34	36	40
135	0.496	0.518	0.534	0.546	0.566	0.574	0.586	0.595	0.598	0.607	0.613	0.614	0.621
140	0.480	0.502	0.520	0.532	0.550	0.558	0.571	0.581	0.584	0.592	0.598	0.601	0.608
145	0.467	0.488	0.504	0.517	0.538	0.545	0.557	0.567	0.571	0.580	0.584	0.588	0.595
150	0.453	0.474	0.490	0.503	0.523	0.531	0.545	0.554	0.557	0.566	0.571	0.575	0.582
155	0.438	0.461	0.476	0.490	0.508	0.517	0.530	0.540	0.544	0.554	0.559	0.563	0.569
160	0.425	0.447	0.463	0.477	0.495	0.504	0.517	0.527	0.531	0.541	0.546	0.551	0.556
165	0.413	0.434	0.450	0.464	0.483	0.492	0.505	0.515	0.519	0.527	0.535	0.538	0.544
170	0.402	0.421	0.438	0.450	0.470	0.478	0.492	0.504	0.507	0.516	0.522	0.527	0.533
175	0.390	0.409	0.425	0.437	0.459	0.467	0.481	0.491	0.495	0.504	0.510	0.515	0.522
180	0.378	0.397	0.413	0.425	0.446	0.454	0.469	0.480	0.483	0.492	0.499	0.503	0.510
185	0.366	0.386	0.401	0.414	0.433	0.443	0.456	0.468	0.472	0.482	0.488	0.492	0.499
190	0.355	0.374	0.390	0.402	0.423	0.431	0.444	0.456	0.460	0.470	0.476	0.481	0.488
195	0.345	0.363	0.380	0.391	0.411	0.421	0.434	0.445	0.449	0.459	0.465	0.470	0.477
200	0.335	0.353	0.369	0.380	0.401	0.410	0.423	0.435	0.439	0.449	0.456	0.459	0.466
205	0.325	0.343	0.358	0.370	0.390	0.399	0.413	0.424	0.429	0.438	0.445	0.449	0.457
210	0.315	0.333	0.349	0.359	0.380	0.388	0.403	0.415	0.418	0.428	0.436	0.439	0.445
215	0.306	0.323	0.338	0.350	0.369	0.378	0.393	0.403	0.409	0.417	0.425	0.429	0.437
220	0.297	0.314	0.329	0.340	0.360	0.369	0.384	0.394	0.398	0.409	0.416	0.419	0.427
225	0.289	0.305	0.320	0.332	0.351	0.359	0.373	0.385	0.389	0.399	0.408	0.411	0.418
230	0.280	0.297	0.311	0.322	0.342	0.350	0.365	0.374	0.380	0.390	0.397	0.401	0.408
235	0.273	0.288	0.303	0.313	0.333	0.341	0.355	0.365	0.370	0.380	0.387	0.393	0.399
240	0.264	0.280	0.294	0.304	0.323	0.332	0.346	0.357	0.361	0.372	0.378	0.384	0.390
245	0.257	0.272	0.285	0.296	0.315	0.324	0.338	0.348	0.353	0.363	0.371	0.375	0.383
250	0.249	0.264	0.279	0.289	0.307	0.315	0.330	0.340	0.344	0.355	0.362	0.367	0.373
255	0.242	0.257	0.270	0.280	0.299	0.308	0.321	0.332	0.336	0.346	0.353	0.358	0.365
260	0.235	0.250	0.262	0.273	0.290	0.300	0.313	0.324	0.328	0.338	0.345	0.350	0.356
265	0.228	0.243	0.256	0.265	0.284	0.292	0.305	0.316	0.320	0.330	0.337	0.341	0.349
270	0.222	0.236	0.249	0.258	0.276	0.284	0.298	0.308	0.312	0.322	0.330	0.335	0.341
275	0.215	0.229	0.241	0.251	0.270	0.277	0.290	0.301	0.305	0.315	0.323	0.327	0.334
280	0.209	0.223	0.234	0.245	0.263	0.270	0.283	0.294	0.297	0.308	0.316	0.320	0.326
285	0.203	0.217	0.229	0.238	0.255	0.264	0.275	0.286	0.290	0.301	0.308	0.312	0.320
290	0.197	0.211	0.222	0.231	0.248	0.256	0.268	0.280	0.283	0.293	0.301	0.305	0.312
295	0.191	0.204	0.216	0.224	0.241	0.249	0.263	0.272	0.277	0.287	0.293	0.298	0.306
300	0.187	0.199	0.210	0.217	0.232	0.243	0.256	0.267	0.270	0.280	0.285	0.292	0.299

Tabla B.2: Porcentajes de dosis a profundidad para un haz de 18MV

PROF	PDD 18MV												
	4	6	8	10	14	16	20	24	26	30	34	36	40
0	0.958	0.961	0.969	0.974	0.992	0.996	1.005	1.007	1.008	1.011	1.011	1.011	1.014
2	0.974	0.977	0.983	0.986	0.999	1.001	1.009	1.011	1.011	1.012	1.012	1.012	1.015
4	0.983	0.987	0.991	0.992	1.000	1.005	1.009	1.009	1.011	1.011	1.012	1.008	1.012
6	0.994	0.995	0.996	0.998	1.001	1.003	1.006	1.007	1.007	1.009	1.006	1.006	1.010
8	0.998	0.997	0.999	0.998	1.003	1.003	1.004	1.003	1.003	1.005	1.005	1.004	1.006
10	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
12	1.002	1.002	1.000	0.998	0.998	0.995	0.997	0.995	0.997	0.994	0.994	0.992	0.995
14	1.002	1.000	0.998	0.993	0.994	0.992	0.991	0.989	0.990	0.989	0.988	0.987	0.990
16	1.000	0.998	0.995	0.994	0.988	0.987	0.987	0.984	0.984	0.984	0.984	0.980	0.983
18	0.997	0.998	0.991	0.988	0.986	0.983	0.980	0.978	0.977	0.978	0.976	0.976	0.978
20	0.995	0.993	0.988	0.982	0.979	0.976	0.973	0.970	0.971	0.970	0.970	0.968	0.972
22	0.991	0.988	0.983	0.979	0.972	0.972	0.967	0.964	0.964	0.965	0.964	0.963	0.965
24	0.985	0.982	0.977	0.971	0.967	0.963	0.961	0.958	0.958	0.959	0.958	0.955	0.960
26	0.958	0.961	0.969	0.974	0.992	0.996	1.005	1.007	1.008	1.011	1.011	1.011	1.014
28	0.974	0.977	0.983	0.986	0.999	1.001	1.009	1.011	1.011	1.012	1.012	1.012	1.015
30	0.983	0.987	0.991	0.992	1.000	1.005	1.009	1.009	1.011	1.011	1.012	1.008	1.012
32	0.994	0.995	0.996	0.998	1.001	1.003	1.006	1.007	1.007	1.009	1.006	1.006	1.010
34	0.998	0.997	0.999	0.998	1.003	1.003	1.004	1.003	1.003	1.005	1.005	1.004	1.006
36	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
38	1.002	1.002	1.000	0.998	0.998	0.995	0.997	0.995	0.997	0.994	0.994	0.992	0.995
40	1.002	1.000	0.998	0.993	0.994	0.992	0.991	0.989	0.990	0.989	0.988	0.987	0.990
42	1.000	0.998	0.995	0.994	0.988	0.987	0.987	0.984	0.984	0.984	0.984	0.980	0.983
44	0.997	0.998	0.991	0.988	0.986	0.983	0.980	0.978	0.977	0.978	0.976	0.976	0.978
46	0.995	0.993	0.988	0.982	0.979	0.976	0.973	0.970	0.971	0.970	0.970	0.968	0.972
48	0.979	0.978	0.971	0.968	0.958	0.956	0.955	0.951	0.952	0.952	0.951	0.950	0.953
50	0.972	0.973	0.967	0.959	0.952	0.950	0.948	0.944	0.946	0.946	0.945	0.943	0.946
55	0.955	0.956	0.950	0.945	0.936	0.933	0.932	0.929	0.930	0.928	0.929	0.927	0.932
60	0.938	0.939	0.933	0.928	0.920	0.916	0.914	0.913	0.912	0.913	0.914	0.913	0.916
65	0.919	0.920	0.916	0.910	0.902	0.899	0.898	0.896	0.896	0.898	0.898	0.897	0.900
70	0.899	0.902	0.897	0.892	0.886	0.883	0.882	0.881	0.882	0.881	0.882	0.881	0.885
75	0.881	0.884	0.881	0.876	0.868	0.867	0.865	0.865	0.865	0.867	0.867	0.867	0.871
80	0.863	0.866	0.862	0.859	0.853	0.850	0.851	0.850	0.850	0.851	0.852	0.853	0.855
85	0.843	0.847	0.845	0.843	0.837	0.835	0.834	0.834	0.834	0.837	0.838	0.837	0.841
90	0.825	0.829	0.827	0.825	0.822	0.818	0.819	0.818	0.819	0.822	0.823	0.822	0.827
95	0.807	0.812	0.811	0.810	0.804	0.803	0.804	0.805	0.805	0.808	0.808	0.808	0.811
100	0.789	0.795	0.794	0.794	0.790	0.789	0.789	0.788	0.791	0.793	0.794	0.794	0.799
105	0.772	0.778	0.777	0.776	0.774	0.774	0.774	0.775	0.776	0.779	0.780	0.781	0.784
110	0.755	0.761	0.762	0.761	0.759	0.759	0.761	0.762	0.762	0.764	0.767	0.767	0.772
115	0.739	0.744	0.747	0.746	0.744	0.744	0.746	0.747	0.749	0.751	0.753	0.753	0.758
120	0.723	0.729	0.730	0.732	0.731	0.730	0.733	0.733	0.735	0.737	0.738	0.739	0.744
125	0.707	0.714	0.715	0.716	0.716	0.717	0.718	0.720	0.722	0.725	0.726	0.727	0.733
130	0.691	0.698	0.699	0.701	0.703	0.702	0.705	0.706	0.708	0.712	0.713	0.714	0.719

PROF	4	6	8	10	14	16	20	24	26	30	34	36	40
135	0.677	0.683	0.686	0.686	0.688	0.689	0.693	0.693	0.695	0.699	0.701	0.700	0.706
140	0.663	0.670	0.672	0.673	0.675	0.675	0.678	0.681	0.683	0.685	0.689	0.689	0.695
145	0.647	0.655	0.658	0.660	0.662	0.661	0.666	0.668	0.670	0.674	0.677	0.677	0.683
150	0.633	0.643	0.644	0.648	0.647	0.649	0.653	0.656	0.657	0.662	0.665	0.665	0.671
155	0.620	0.628	0.631	0.634	0.634	0.637	0.642	0.642	0.645	0.649	0.652	0.653	0.659
160	0.605	0.615	0.618	0.620	0.623	0.626	0.630	0.631	0.635	0.637	0.640	0.641	0.646
165	0.594	0.602	0.606	0.608	0.611	0.612	0.617	0.620	0.621	0.625	0.629	0.629	0.635
170	0.581	0.588	0.593	0.596	0.599	0.601	0.606	0.609	0.609	0.614	0.618	0.618	0.625
175	0.568	0.576	0.580	0.583	0.587	0.589	0.594	0.596	0.600	0.604	0.606	0.608	0.613
180	0.556	0.565	0.568	0.572	0.576	0.578	0.583	0.585	0.588	0.593	0.595	0.597	0.603
185	0.544	0.552	0.556	0.560	0.565	0.566	0.572	0.575	0.578	0.582	0.585	0.586	0.592
190	0.532	0.540	0.545	0.550	0.554	0.555	0.561	0.565	0.566	0.572	0.575	0.576	0.583
195	0.521	0.529	0.534	0.538	0.543	0.545	0.551	0.554	0.557	0.562	0.564	0.566	0.572
200	0.510	0.519	0.523	0.527	0.532	0.534	0.540	0.544	0.547	0.551	0.555	0.555	0.561
205	0.499	0.507	0.513	0.517	0.522	0.524	0.531	0.534	0.537	0.541	0.544	0.546	0.552
210	0.488	0.497	0.501	0.506	0.511	0.514	0.520	0.524	0.526	0.531	0.535	0.536	0.542
215	0.478	0.487	0.491	0.496	0.501	0.504	0.510	0.515	0.518	0.521	0.525	0.527	0.532
220	0.468	0.476	0.481	0.487	0.491	0.495	0.502	0.505	0.507	0.512	0.516	0.517	0.523
225	0.458	0.467	0.471	0.476	0.482	0.485	0.491	0.495	0.498	0.504	0.506	0.509	0.515
230	0.448	0.457	0.462	0.466	0.472	0.475	0.482	0.487	0.490	0.494	0.497	0.500	0.506
235	0.439	0.447	0.452	0.457	0.464	0.466	0.474	0.477	0.479	0.485	0.489	0.490	0.496
240	0.429	0.438	0.443	0.449	0.455	0.457	0.464	0.468	0.471	0.476	0.480	0.482	0.488
245	0.420	0.428	0.434	0.439	0.445	0.449	0.455	0.460	0.463	0.468	0.472	0.473	0.479
250	0.412	0.420	0.425	0.430	0.436	0.440	0.448	0.452	0.454	0.459	0.464	0.465	0.471
255	0.403	0.411	0.417	0.423	0.428	0.432	0.439	0.443	0.447	0.451	0.455	0.457	0.464
260	0.395	0.403	0.408	0.414	0.420	0.424	0.430	0.435	0.438	0.443	0.447	0.449	0.455
265	0.387	0.395	0.400	0.405	0.411	0.415	0.423	0.427	0.430	0.435	0.439	0.441	0.447
270	0.380	0.387	0.392	0.398	0.403	0.407	0.415	0.419	0.422	0.427	0.431	0.433	0.439
275	0.371	0.379	0.384	0.389	0.396	0.399	0.408	0.411	0.415	0.419	0.424	0.426	0.431
280	0.362	0.371	0.376	0.382	0.388	0.392	0.400	0.403	0.407	0.412	0.416	0.418	0.424
285	0.355	0.363	0.368	0.375	0.381	0.385	0.392	0.396	0.399	0.404	0.409	0.411	0.417
290	0.348	0.356	0.361	0.366	0.374	0.377	0.385	0.389	0.391	0.397	0.402	0.403	0.410
295	0.341	0.349	0.354	0.360	0.367	0.371	0.378	0.382	0.385	0.391	0.394	0.396	0.404
300	0.334	0.342	0.347	0.353	0.359	0.363	0.371	0.375	0.377	0.383	0.387	0.389	0.396

Tabla B.3: Relación tejido- $d_{m\acute{a}x}$ para un haz de 6MV

PDD 6MV													
PROF	4	6	8	10	14	16	20	24	26	30	34	36	40
0	0.489	0.506	0.525	0.535	0.570	0.590	0.625	0.651	0.659	0.688	0.701	0.712	0.729
2	0.617	0.630	0.645	0.637	0.671	0.686	0.732	0.741	0.748	0.786	0.783	0.792	0.820
4	0.795	0.804	0.814	0.812	0.837	0.846	0.874	0.879	0.886	0.905	0.904	0.907	0.920
6	0.894	0.901	0.908	0.906	0.921	0.928	0.943	0.948	0.952	0.962	0.959	0.959	0.968
8	0.951	0.954	0.959	0.959	0.966	0.970	0.979	0.980	0.981	0.990	0.987	0.988	0.991
10	0.980	0.983	0.985	0.984	0.989	0.991	0.995	0.995	0.995	0.999	0.997	1.000	1.000
12	0.995	0.996	0.997	0.997	0.999	1.001	0.999	1.001	0.998	1.004	1.001	1.001	1.003
14	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
16	0.998	0.997	0.996	0.997	0.995	0.997	0.994	0.996	0.995	0.996	0.994	0.996	0.997
18	0.991	0.993	0.993	0.992	0.992	0.992	0.989	0.991	0.988	0.991	0.990	0.991	0.992
20	0.984	0.985	0.985	0.987	0.985	0.985	0.982	0.987	0.982	0.984	0.983	0.984	0.985
22	0.976	0.975	0.978	0.976	0.977	0.977	0.975	0.978	0.975	0.978	0.974	0.978	0.979
24	0.966	0.968	0.970	0.969	0.970	0.969	0.968	0.970	0.968	0.971	0.970	0.972	0.973
26	0.954	0.959	0.960	0.960	0.963	0.961	0.960	0.965	0.960	0.964	0.962	0.962	0.964
28	0.944	0.951	0.951	0.952	0.954	0.953	0.953	0.955	0.953	0.958	0.957	0.958	0.958
30	0.935	0.941	0.943	0.944	0.946	0.946	0.946	0.949	0.945	0.950	0.947	0.951	0.953
32	0.925	0.930	0.933	0.936	0.937	0.939	0.938	0.941	0.937	0.941	0.942	0.943	0.945
34	0.913	0.921	0.925	0.926	0.929	0.930	0.930	0.935	0.931	0.934	0.933	0.937	0.938
36	0.906	0.912	0.916	0.919	0.922	0.924	0.921	0.926	0.924	0.928	0.926	0.932	0.933
38	0.895	0.902	0.908	0.910	0.913	0.913	0.915	0.920	0.916	0.921	0.922	0.924	0.924
40	0.883	0.893	0.899	0.902	0.905	0.906	0.908	0.910	0.908	0.914	0.914	0.918	0.918
42	0.874	0.883	0.890	0.893	0.897	0.898	0.901	0.904	0.902	0.907	0.908	0.908	0.912
44	0.864	0.875	0.881	0.884	0.889	0.891	0.892	0.896	0.897	0.900	0.901	0.901	0.905
46	0.855	0.865	0.872	0.875	0.880	0.884	0.886	0.890	0.888	0.892	0.894	0.894	0.898
48	0.845	0.857	0.863	0.868	0.874	0.876	0.879	0.882	0.880	0.886	0.887	0.889	0.891
50	0.834	0.847	0.855	0.858	0.866	0.869	0.871	0.876	0.873	0.879	0.880	0.881	0.883
55	0.810	0.825	0.833	0.837	0.847	0.848	0.852	0.854	0.855	0.863	0.861	0.863	0.867
60	0.786	0.802	0.812	0.817	0.826	0.827	0.833	0.838	0.837	0.844	0.845	0.846	0.850
65	0.763	0.778	0.790	0.797	0.806	0.808	0.815	0.820	0.819	0.826	0.827	0.830	0.833
70	0.739	0.757	0.768	0.776	0.786	0.791	0.797	0.801	0.801	0.808	0.812	0.814	0.818
75	0.717	0.735	0.747	0.755	0.767	0.772	0.780	0.785	0.787	0.792	0.793	0.797	0.801
80	0.695	0.715	0.728	0.738	0.748	0.756	0.762	0.768	0.769	0.775	0.778	0.782	0.785
85	0.674	0.694	0.708	0.717	0.730	0.735	0.743	0.751	0.751	0.759	0.761	0.764	0.768
90	0.654	0.674	0.689	0.699	0.712	0.718	0.726	0.733	0.736	0.743	0.745	0.748	0.752
95	0.636	0.655	0.670	0.680	0.694	0.702	0.709	0.716	0.719	0.726	0.730	0.733	0.737
100	0.616	0.637	0.652	0.662	0.677	0.684	0.693	0.701	0.703	0.710	0.714	0.717	0.723
105	0.597	0.618	0.635	0.645	0.661	0.668	0.677	0.684	0.685	0.694	0.699	0.701	0.707
110	0.579	0.600	0.617	0.626	0.643	0.650	0.661	0.670	0.669	0.679	0.683	0.684	0.691
115	0.561	0.582	0.599	0.610	0.627	0.633	0.645	0.652	0.656	0.664	0.668	0.671	0.676
120	0.544	0.565	0.583	0.593	0.611	0.620	0.631	0.638	0.640	0.649	0.655	0.656	0.662
125	0.528	0.550	0.566	0.578	0.596	0.604	0.615	0.622	0.625	0.635	0.639	0.642	0.648
130	0.512	0.534	0.549	0.563	0.581	0.588	0.600	0.609	0.611	0.621	0.626	0.628	0.634

PROF	4	6	8	10	14	16	20	24	26	30	34	36	40
140	0.645	0.662	0.684	0.695	0.710	0.723	0.729	0.737	0.747	0.750	0.756	0.645	0.662
145	0.631	0.647	0.672	0.684	0.699	0.712	0.717	0.727	0.737	0.740	0.746	0.631	0.647
150	0.618	0.635	0.659	0.671	0.688	0.702	0.707	0.716	0.725	0.729	0.735	0.618	0.635
155	0.606	0.622	0.647	0.657	0.675	0.689	0.694	0.704	0.715	0.719	0.725	0.606	0.622
160	0.593	0.610	0.635	0.646	0.664	0.678	0.683	0.693	0.705	0.709	0.715	0.593	0.610
165	0.580	0.598	0.624	0.635	0.653	0.667	0.673	0.683	0.692	0.697	0.705	0.580	0.598
170	0.569	0.586	0.611	0.622	0.641	0.655	0.662	0.672	0.683	0.687	0.695	0.569	0.586
175	0.557	0.574	0.600	0.612	0.630	0.646	0.652	0.662	0.672	0.676	0.683	0.557	0.574
180	0.545	0.562	0.588	0.600	0.619	0.635	0.641	0.652	0.662	0.666	0.674	0.545	0.562
185	0.534	0.551	0.576	0.587	0.608	0.623	0.629	0.641	0.652	0.657	0.664	0.534	0.551
190	0.522	0.539	0.565	0.577	0.596	0.611	0.618	0.630	0.641	0.647	0.654	0.522	0.539
195	0.511	0.529	0.554	0.565	0.586	0.602	0.608	0.620	0.631	0.636	0.644	0.511	0.529
200	0.500	0.518	0.544	0.556	0.576	0.591	0.598	0.611	0.622	0.628	0.635	0.500	0.518
205	0.490	0.508	0.533	0.544	0.566	0.581	0.588	0.601	0.612	0.618	0.625	0.490	0.508
210	0.480	0.498	0.522	0.534	0.555	0.571	0.578	0.591	0.601	0.607	0.617	0.480	0.498
215	0.469	0.487	0.512	0.523	0.544	0.562	0.568	0.580	0.592	0.597	0.606	0.469	0.487
220	0.460	0.477	0.502	0.514	0.535	0.552	0.559	0.571	0.582	0.588	0.597	0.460	0.477
225	0.450	0.467	0.493	0.504	0.525	0.542	0.549	0.562	0.573	0.579	0.590	0.450	0.467
230	0.441	0.458	0.483	0.494	0.515	0.533	0.540	0.551	0.564	0.570	0.579	0.441	0.458
235	0.432	0.449	0.473	0.485	0.506	0.523	0.530	0.542	0.554	0.560	0.569	0.432	0.449
240	0.422	0.439	0.463	0.474	0.496	0.514	0.521	0.534	0.545	0.551	0.560	0.422	0.439
245	0.413	0.429	0.454	0.466	0.488	0.505	0.512	0.524	0.536	0.542	0.553	0.413	0.429
250	0.405	0.423	0.446	0.457	0.478	0.496	0.503	0.516	0.527	0.533	0.544	0.405	0.423
255	0.397	0.413	0.437	0.448	0.470	0.487	0.494	0.507	0.517	0.524	0.534	0.397	0.413
260	0.389	0.403	0.428	0.438	0.461	0.478	0.485	0.498	0.509	0.516	0.526	0.389	0.403
265	0.380	0.396	0.419	0.431	0.452	0.469	0.477	0.489	0.500	0.507	0.518	0.380	0.396
270	0.372	0.388	0.411	0.422	0.443	0.460	0.468	0.481	0.492	0.498	0.510	0.372	0.388
275	0.364	0.380	0.404	0.415	0.435	0.451	0.459	0.473	0.484	0.490	0.502	0.364	0.380
280	0.357	0.371	0.396	0.407	0.427	0.444	0.452	0.465	0.475	0.482	0.493	0.357	0.371
285	0.350	0.364	0.387	0.398	0.420	0.435	0.442	0.456	0.467	0.473	0.485	0.350	0.364
290	0.342	0.356	0.380	0.390	0.411	0.427	0.434	0.448	0.459	0.465	0.477	0.342	0.356
295	0.334	0.349	0.371	0.381	0.402	0.420	0.428	0.440	0.451	0.458	0.470	0.334	0.349
300	0.328	0.342	0.361	0.370	0.393	0.411	0.419	0.433	0.443	0.450	0.461	0.328	0.342

Tabla B.4: Relación tejido- $d_{m\acute{a}x}$ para un haz de 18MV

TMR 18MV													
PROF	4	6	8	10	14	16	20	24	26	30	34	36	40
0	0.217	0.250	0.285	0.309	0.373	0.401	0.446	0.482	0.499	0.525	0.547	0.555	0.572
2	0.289	0.321	0.357	0.367	0.434	0.463	0.519	0.547	0.562	0.599	0.611	0.620	0.643
4	0.433	0.462	0.497	0.510	0.572	0.599	0.646	0.673	0.687	0.711	0.725	0.730	0.742
6	0.547	0.572	0.603	0.618	0.674	0.699	0.739	0.761	0.771	0.790	0.801	0.803	0.814
8	0.636	0.658	0.686	0.698	0.751	0.772	0.805	0.823	0.832	0.847	0.854	0.857	0.865
10	0.708	0.727	0.751	0.763	0.808	0.826	0.855	0.870	0.876	0.889	0.894	0.895	0.903
12	0.768	0.784	0.803	0.814	0.853	0.869	0.894	0.905	0.910	0.920	0.924	0.924	0.930
14	0.816	0.827	0.846	0.857	0.888	0.902	0.921	0.931	0.935	0.943	0.946	0.945	0.950
16	0.855	0.865	0.879	0.888	0.915	0.926	0.943	0.950	0.954	0.959	0.961	0.961	0.965
18	0.888	0.895	0.906	0.913	0.937	0.945	0.960	0.965	0.967	0.972	0.974	0.973	0.975
20	0.914	0.918	0.928	0.933	0.955	0.961	0.972	0.975	0.977	0.980	0.981	0.981	0.984
22	0.934	0.937	0.944	0.949	0.966	0.970	0.979	0.982	0.983	0.985	0.986	0.986	0.988
24	0.954	0.956	0.961	0.965	0.977	0.980	0.986	0.989	0.990	0.991	0.991	0.990	0.992
26	0.966	0.969	0.973	0.975	0.982	0.987	0.991	0.991	0.993	0.994	0.994	0.993	0.994
28	0.980	0.981	0.983	0.984	0.988	0.989	0.992	0.994	0.993	0.995	0.993	0.993	0.995
30	0.989	0.988	0.989	0.989	0.993	0.993	0.994	0.994	0.994	0.995	0.995	0.995	0.995
32	0.994	0.994	0.994	0.994	0.994	0.994	0.994	0.994	0.994	0.994	0.994	0.994	0.994
34	1.000	1.000	0.998	0.996	0.996	0.994	0.995	0.993	0.994	0.993	0.992	0.991	0.992
36	1.004	1.002	1.000	0.996	0.996	0.994	0.993	0.991	0.991	0.991	0.990	0.989	0.991
38	1.006	1.004	1.001	1.000	0.994	0.993	0.993	0.991	0.990	0.989	0.990	0.988	0.988
40	1.007	1.007	1.002	0.998	0.996	0.993	0.990	0.988	0.987	0.987	0.986	0.985	0.987
42	1.008	1.007	1.003	0.997	0.993	0.990	0.987	0.984	0.984	0.984	0.983	0.983	0.984
44	1.008	1.006	1.001	0.997	0.990	0.989	0.985	0.982	0.981	0.982	0.981	0.981	0.981
46	1.006	1.004	0.999	0.993	0.988	0.985	0.982	0.979	0.978	0.979	0.979	0.978	0.978
48	1.004	1.003	0.997	0.993	0.984	0.981	0.979	0.976	0.975	0.976	0.976	0.975	0.976
50	1.001	1.002	0.996	0.989	0.981	0.978	0.976	0.973	0.972	0.973	0.973	0.973	0.972
55	0.992	0.993	0.989	0.983	0.975	0.971	0.969	0.966	0.965	0.965	0.965	0.965	0.966
60	0.984	0.984	0.980	0.975	0.966	0.963	0.959	0.958	0.957	0.957	0.958	0.959	0.959
65	0.973	0.974	0.971	0.965	0.956	0.953	0.951	0.949	0.949	0.950	0.951	0.951	0.951
70	0.961	0.963	0.960	0.955	0.949	0.945	0.943	0.942	0.941	0.942	0.942	0.942	0.943
75	0.950	0.953	0.951	0.947	0.939	0.936	0.934	0.933	0.933	0.934	0.935	0.935	0.937
80	0.939	0.942	0.940	0.936	0.930	0.927	0.926	0.926	0.926	0.926	0.927	0.927	0.929
85	0.925	0.930	0.929	0.927	0.921	0.919	0.917	0.916	0.916	0.918	0.920	0.920	0.921
90	0.914	0.918	0.918	0.916	0.913	0.910	0.908	0.908	0.907	0.909	0.912	0.913	0.913
95	0.902	0.908	0.908	0.907	0.902	0.900	0.900	0.900	0.901	0.902	0.904	0.904	0.905
100	0.890	0.896	0.898	0.897	0.894	0.892	0.891	0.891	0.890	0.894	0.896	0.897	0.897
105	0.879	0.885	0.886	0.885	0.883	0.882	0.882	0.883	0.883	0.886	0.888	0.889	0.890
110	0.867	0.873	0.876	0.876	0.874	0.873	0.874	0.875	0.876	0.877	0.879	0.881	0.882
115	0.856	0.862	0.865	0.866	0.865	0.864	0.865	0.867	0.867	0.870	0.872	0.873	0.873
120	0.846	0.852	0.854	0.856	0.856	0.856	0.856	0.858	0.857	0.862	0.864	0.864	0.865
125	0.833	0.841	0.844	0.846	0.846	0.846	0.848	0.850	0.850	0.854	0.856	0.857	0.859
130	0.822	0.830	0.833	0.835	0.837	0.838	0.838	0.841	0.841	0.844	0.848	0.849	0.851
135	0.813	0.819	0.824	0.825	0.826	0.827	0.831	0.833	0.831	0.836	0.840	0.841	0.842

PROF	4	6	8	10	14	16	20	24	26	30	34	36	40
140	0.802	0.809	0.814	0.816	0.818	0.819	0.821	0.824	0.824	0.828	0.831	0.833	0.836
145	0.789	0.798	0.804	0.806	0.809	0.810	0.812	0.816	0.816	0.821	0.824	0.826	0.829
150	0.778	0.789	0.795	0.797	0.799	0.799	0.803	0.807	0.808	0.812	0.816	0.818	0.821
155	0.770	0.778	0.784	0.787	0.790	0.790	0.795	0.799	0.798	0.803	0.808	0.810	0.813
160	0.757	0.768	0.775	0.777	0.780	0.782	0.788	0.791	0.789	0.797	0.799	0.801	0.804
165	0.749	0.758	0.765	0.768	0.773	0.774	0.777	0.782	0.785	0.787	0.791	0.793	0.797
170	0.740	0.748	0.754	0.758	0.763	0.765	0.770	0.775	0.779	0.779	0.784	0.786	0.790
175	0.728	0.738	0.745	0.749	0.754	0.757	0.761	0.766	0.764	0.772	0.777	0.779	0.781
180	0.719	0.729	0.736	0.740	0.746	0.749	0.753	0.758	0.756	0.763	0.769	0.771	0.774
185	0.710	0.719	0.725	0.730	0.737	0.740	0.743	0.750	0.750	0.756	0.761	0.763	0.767
190	0.700	0.709	0.716	0.722	0.730	0.732	0.736	0.742	0.744	0.748	0.753	0.756	0.759
195	0.690	0.699	0.707	0.713	0.720	0.722	0.728	0.734	0.734	0.741	0.746	0.749	0.752
200	0.681	0.691	0.699	0.704	0.711	0.713	0.719	0.726	0.725	0.733	0.738	0.740	0.745
205	0.672	0.681	0.690	0.696	0.703	0.706	0.712	0.720	0.720	0.726	0.731	0.733	0.737
210	0.662	0.673	0.681	0.685	0.695	0.697	0.703	0.711	0.712	0.717	0.723	0.726	0.730
215	0.654	0.664	0.673	0.677	0.687	0.690	0.696	0.703	0.703	0.711	0.716	0.718	0.723
220	0.645	0.655	0.664	0.669	0.679	0.681	0.688	0.696	0.699	0.703	0.708	0.711	0.716
225	0.637	0.647	0.655	0.661	0.670	0.673	0.680	0.687	0.689	0.695	0.701	0.704	0.708
230	0.628	0.638	0.647	0.652	0.661	0.664	0.672	0.680	0.682	0.688	0.694	0.696	0.700
235	0.620	0.630	0.639	0.644	0.654	0.658	0.665	0.673	0.674	0.680	0.686	0.689	0.694
240	0.610	0.621	0.630	0.637	0.647	0.650	0.656	0.665	0.666	0.673	0.679	0.681	0.686
245	0.603	0.613	0.622	0.628	0.638	0.642	0.650	0.657	0.658	0.665	0.672	0.675	0.680
250	0.596	0.605	0.614	0.620	0.630	0.633	0.641	0.651	0.654	0.659	0.665	0.668	0.673
255	0.587	0.597	0.606	0.613	0.624	0.627	0.634	0.643	0.644	0.652	0.658	0.661	0.665
260	0.580	0.590	0.599	0.605	0.616	0.619	0.629	0.635	0.639	0.645	0.651	0.654	0.659
265	0.573	0.582	0.591	0.598	0.607	0.611	0.620	0.628	0.631	0.638	0.644	0.647	0.652
270	0.567	0.575	0.583	0.590	0.601	0.604	0.613	0.621	0.622	0.630	0.637	0.640	0.645
275	0.558	0.567	0.576	0.581	0.594	0.598	0.605	0.615	0.614	0.623	0.630	0.633	0.638
280	0.549	0.559	0.568	0.575	0.587	0.590	0.598	0.607	0.605	0.616	0.624	0.627	0.632
285	0.543	0.552	0.561	0.567	0.580	0.584	0.592	0.600	0.602	0.610	0.617	0.619	0.625
290	0.536	0.545	0.554	0.560	0.572	0.576	0.584	0.593	0.595	0.602	0.609	0.612	0.619
295	0.528	0.537	0.547	0.553	0.566	0.570	0.579	0.587	0.588	0.597	0.603	0.607	0.613
300	0.522	0.531	0.540	0.546	0.559	0.563	0.571	0.580	0.584	0.590	0.595	0.599	0.606

Anexo C

Curvas obtenidas de las variaciones
relativas, pruebas de la 1 a la 9

C.1. Prueba 1: Perfil de dosis.

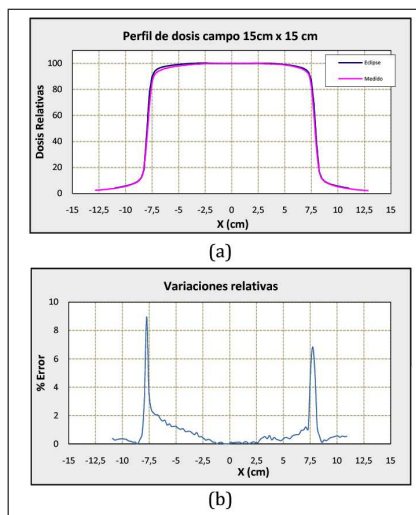


Figura C.1: Perfil de dosis transversal para un campo abierto de 15 x 15 cm^2 en función del tamaño de campo a una profundidad de 6cm. (a) Datos medidos vs calculados con el sistema de planificación y (b) variaciones relativas.

C.2. Prueba 2: Perfil de dosis con protección central.

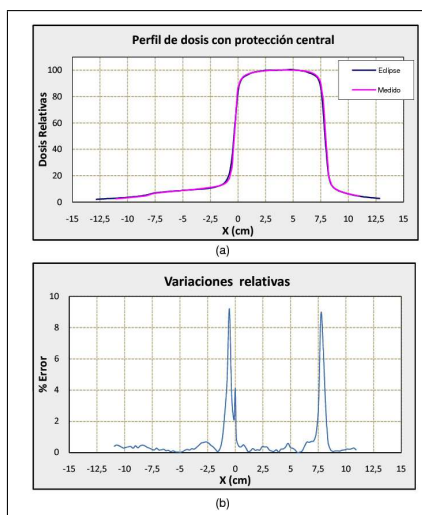


Figura C.2: Perfil de dosis transversal para un campo de 15 x 15 cm^2 con protección central de 4cm en función del tamaño de campo a una profundidad de 6cm. (a) Datos medidos vs calculados con el sistema de planificación y (b) variaciones relativas.

C.3. Prueba 3: Perfil de dosis con cuña de 15°.

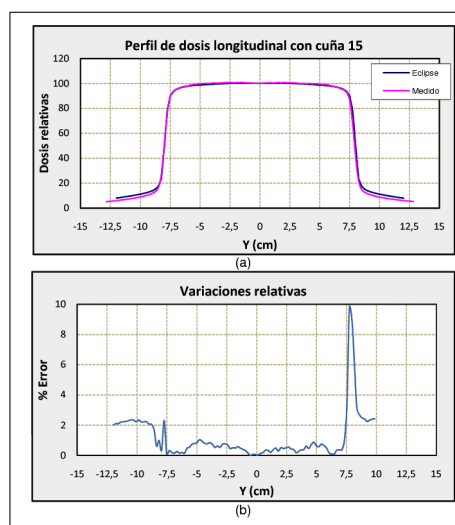


Figura C.3: Perfil de dosis longitudinal para un campo de $15 \times 15 \text{ cm}^2$ con cuña de 15° en función del tamaño de campo a una profundidad de 6cm. (a) Datos medidos vs calculados con el sistema de planificación y (b) variaciones relativas.

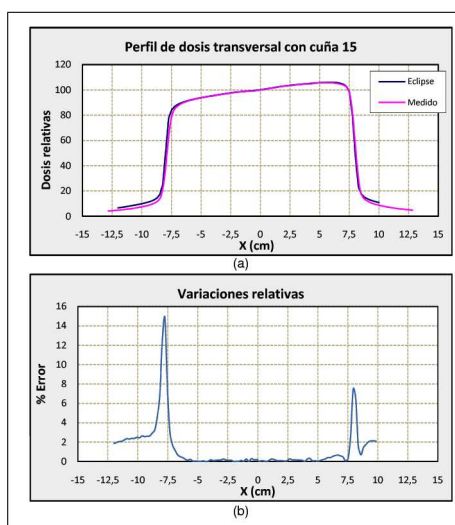


Figura C.4: Perfil de dosis transversal para un campo de $15 \times 15 \text{ cm}^2$ con cuña de 15° en función del tamaño de campo a una profundidad de 6cm. (a) Datos medidos vs calculados con el sistema de planificación y (b) variaciones relativas.

C.4. Prueba 4: Perfil de dosis con cuña de 30°.

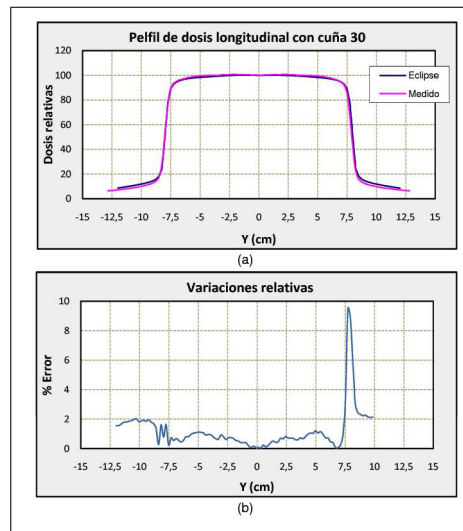


Figura C.5: Perfil de dosis longitudinal para un campo de $15 \times 15 \text{ cm}^2$ con cuña de 30° en función del tamaño de campo a una profundidad de 6cm. (a) Datos medidos vs calculados con el sistema de planificación y (b) variaciones relativas.

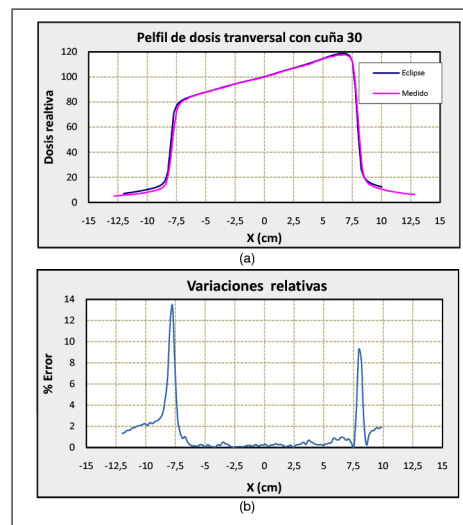


Figura C.6: Perfil de dosis transversal para un campo de $15 \times 15 \text{ cm}^2$ con cuña de 30° en función del tamaño de campo a una profundidad de 6cm. (a) Datos medidos vs calculados con el sistema de planificación y (b) variaciones relativas.

C.5. Prueba 5: Perfil de dosis con cuña de 45°.

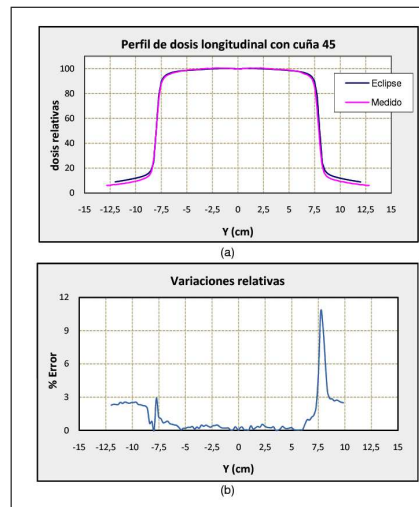


Figura C.7: Perfil de dosis longitudinal para un campo de 15 x 15 cm² con cuña de 45° en función del tamaño de campo a una profundidad de 6cm. (a) Datos medidos vs calculados con el sistema de planificación y (b) variaciones relativas.

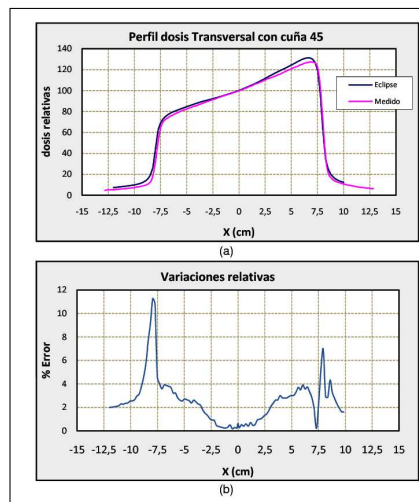


Figura C.8: Perfil de dosis transversal para un campo de 15 x 15 cm² con cuña de 45° en función del tamaño de campo a una profundidad de 6cm. (a) Datos medidos vs calculados con el sistema de planificación y (b) variaciones relativas.

C.6. Prueba 6: Perfil de dosis con cuña de 60° .

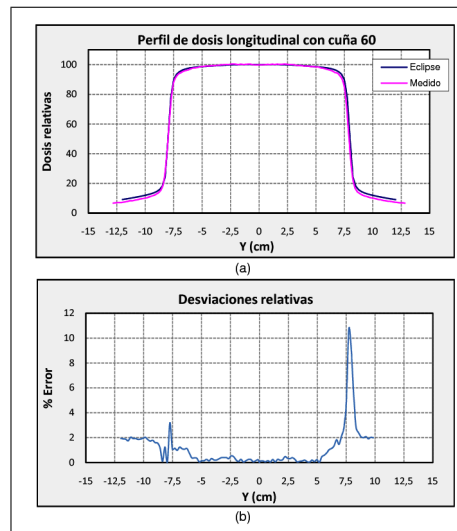


Figura C.9: Perfil de dosis longitudinal para un campo de $15 \times 15 \text{ cm}^2$ con cuña de 60° en función del tamaño de campo a una profundidad de 6cm. (a) Datos medidos vs calculados con el sistema de planificación y (b) variaciones relativas.

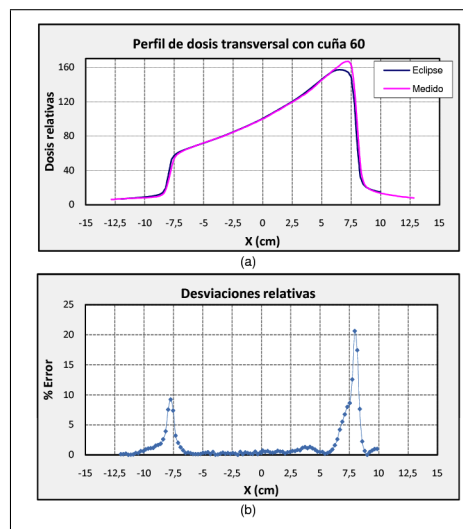


Figura C.10: Perfil de dosis transversal para un campo de $15 \times 15 \text{ cm}^2$ con cuña de 60° en función del tamaño de campo a una profundidad de 6cm. (a) Datos medidos y calculados con el sistema de planificación y (b) variaciones relativas.

C.7. Prueba 7: PDD para la energía de 6MV

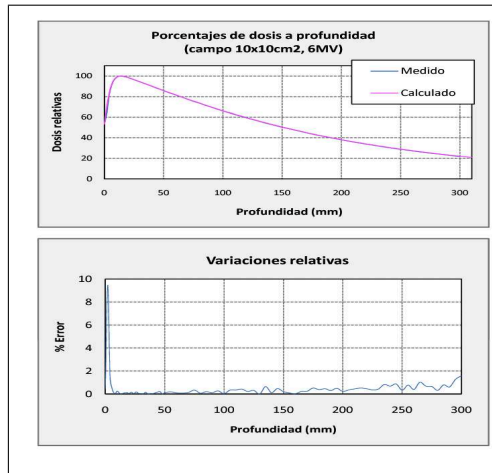


Figura C.11: Porcentaje de dosis a profundidad para un tamaño de campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$. (a) Datos medidos vs calculados con el sistema de planificación y (b) variaciones relativas.

C.8. Prueba 8: PDD para la energía de 18MV

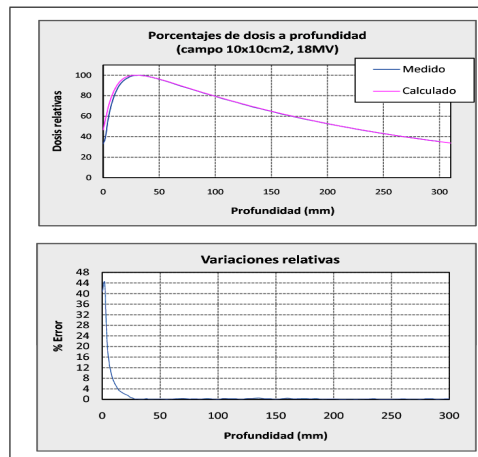


Figura C.12: Porcentaje de dosis a profundidad para un tamaño de campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$. (a) Datos medidos y calculados con el sistema de planificación y (b) variaciones relativas.

Anexo D

Formularios para las pruebas sugeridas en el Reporte Técnico 430

D.1. Grupo 1: Pruebas de la Representación Anatómica del Paciente

D.1.1. Adquisición de la información del paciente

D.1.2. Ingreso o transferencia de los datos anatómicos

D.1.3. Modelo anatómico



FORMULARIO 1

Realizado por: _____
 Fecha: _____
 Sistema de Planificación: _____
 Versión del Software: _____
 Acelerador Lineal: _____
 Modelo & Número de Serie: _____
 Energía: _____

GRUPO 1: REPRESENTACIÓN ANATÓMICA DEL PACIENTE

SUBGRUPO 1: Adquisición de la información del paciente

Prueba 1: Adquisición del contorno manual
Documentar el método usado para la adquisición de contornos manuales

Propósito: Documentar el método usado para la adquisición de contornos manuales

Procedimiento:
 (a) Definir el proceso estándar para obtener múltiples contornos manuales (a diferentes niveles de z a lo largo del paciente).
 (b) Realizar el proceso de contorneado para varios contornos diferentes.
 (c) Verificar que la siguiente información esta claramente documentada en cada contorno:

Identificación del paciente:	Si	No
Localización del contorno:		
Valor Z del contorno:		
Identificación de la orientación izquierda (L) - Derecha (R):		
Escala del contorno manual:		
Identificación de las marcas localizadoras:		
Verificación de las separaciones laterales:		
Verificación de la separación anteroposterior (AP) - posteroanterior (PA):		
Fecha y hora:		
Identificación de la persona que realizó el contorno		

Prueba 2 : Adquisición de datos de la tomografía computerizada

Propósito: Verificar y documentar el proceso utilizado para obtener los datos de la Tomografía Computerizada

Procedimiento:
 Verificar que el procedimiento utilizado para obtener la tomografía de un paciente cumple con:

(a) Identificación del Paciente y de la tomografía:	Si	No
Identificación del paciente		
ID de la tomografía		
Fecha		
Hora		
Otros: _____		

(b) Selección del protocolo de imagen:	Si	No
El protocolo depende del campo de visión		
El protocolo depende del espaciamiento de los cortes		
El protocolo depende del metodo utilizado para controlar la respiración del paciente o cualquier movimiento		
El protocolo depende de la orientación del paciente		
Otros: _____		

(c) Preparación del paciente:	Si	No
Se usa accesorios de inmovilización programdos para el tratamiento		

(d) Localización del origen:	Si	No
La defición del origen para el sistema de coordenadas del tomógrafo sigue procedimientos estandar		

(e) Uso de accesorios modificadores:	Si	No
La tomografía incluye bolus u otros accesorios que se utilizarán en el tratamiento		

(f) Orientación del paciente:	Si	No
El posicionamiento del paciente esta documentado en el tomógrafo		

Tabla D.1: Recolección de datos de la adquisición de la información del paciente.

Tabla D.2: Recolección de datos del ingreso o transferencia de los datos anatómicos.

<p>GRUPO 1: REPRESENTACIÓN ANATÓMICA DEL PACIENTE</p> <p>SUBGRUPO 2: Ingreso o transferencia de los datos anatómicos</p> <p>Propósito: Verificar la precisión del ingreso y transferencia de los datos.</p>	<p>Marcas de antero - posterior</p> <p>Marcas de alineamiento con el laser</p> <p>SSD en el eje central del haz</p> <p>Ubicación de z o distancia de la mesa de tratamiento</p>																																						
<p>Prueba 1 de Ingreso : Calibración del digitalizador</p> <p>Objetivo: Verificar la calibración y el funcionamiento del digitalizador</p> <p>Procedimiento:</p> <p>(a) Utilizando a hoja de papel milimetrado, definir uno o más contornos manuales, mínimo un rectangular y un complejo.</p> <p>(b) Ingresar los contornos en el Sistema de Planificación.</p> <p>(c) Usar las herramientas del sistema de planificación para ingresar los contornos y puntos individuales.</p> <p>(d) Verificar que los puntos individuales ingresados y los contornos han sido registrados exactamente por el sistema.</p> <p>Existe coincidencia entre el original y el impreso del Sistema de planificación en escala 1:1?</p> <table border="1" data-bbox="758 1332 790 1512"> <tr> <td>SI</td> <td>NO</td> </tr> </table> <p>(e) Existe algun procedimiento definido para el ingreso de contornos al sistema de planificación?</p> <table border="1" data-bbox="821 1332 853 1512"> <tr> <td>SI</td> <td>NO</td> </tr> </table>	SI	NO	SI	NO	<p>Prueba 3: Adquisición de la tomografía computarizada</p> <p>Propósito: Verificar que la tomografía computarizada ha sido correctamente adquirida por el tomografo y transferida al sistema de planificación y existe reproducibilidad por este.</p> <p>Procedimiento:</p> <p>(a) Seleccionar un protocolo estándar de imagen y verificar que este incluya:</p> <table border="1" data-bbox="662 526 774 705"> <tr> <td>SI</td> <td>NO</td> </tr> <tr> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td></td> <td></td> </tr> </table> <p>Números de cortes</p> <p>Espesor de cada corte</p> <p>Círculo de reconstrucción</p> <p>Orientación del paciente</p> <p>(b) Seleccionar un fantoma de poliestireno o agua que contenga inhomogeneidades conocidas. Incluya marcas radio-opacas para identificar la orientación del paciente y la ubicación del corte central.</p> <p>(c) Realizar un estudio de imagen y transferirlo al sistema de planificación.</p> <p>(d) Realizar las siguientes pruebas y analizar los resultados:</p> <p>1. Usar las herramientas de medida del sistema de planificación para medir la altura, espesor y otras distancias de la tomografía y posteriormente compararlos con las estructura conocidas del fantoma</p> <p>Estas medidas deben diferir máximo con 0,2 cm</p> <table border="1" data-bbox="1061 526 1181 1064"> <thead> <tr> <th colspan="2">MEDIDAS CM</th> </tr> <tr> <th></th> <th></th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>ALTURA</td> <td>TPS</td> </tr> <tr> <td>ESPESOR</td> <td>FANTOMA</td> </tr> <tr> <td></td> <td>DIF.</td> </tr> <tr> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td></td> <td></td> </tr> </tbody> </table> <p>2. Con el uso de las imágenes axiales de la tomografía en el sistema de planificación verificar que es correcta la ubicación de las marcas que indican la orientación del paciente.</p> <table border="1" data-bbox="1284 526 1372 705"> <tr> <td>SI</td> <td>NO</td> </tr> <tr> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td></td> <td></td> </tr> </table> <p>Marcas de izquierda (L) - derecha (D)</p> <p>Marcas de antero - posterior</p> <p>Marcas de superior - inferior</p>	SI	NO									MEDIDAS CM				ALTURA	TPS	ESPESOR	FANTOMA		DIF.							SI	NO						
SI	NO																																						
SI	NO																																						
SI	NO																																						
MEDIDAS CM																																							
ALTURA	TPS																																						
ESPESOR	FANTOMA																																						
	DIF.																																						
SI	NO																																						
<p>Prueba 2: Ingreso de contornos manuales</p> <p>Propósito: Probar la exactitud del metodo utilizado para registrar los datos geométricos y otra información colectada durante el procedimiento.</p> <p>Procedimiento:</p> <p>(a) Usar los contornos obtenidos en la prueba 1 de un fantoma para el cual se conoce la geometría con precisión, de tal forma que las medidas sean comparadas con datos conocidos.</p> <p>(b) Compare los contornos ingresados al sistema de planificación con el fantoma.</p> <p>Existe coincidencia?</p> <table border="1" data-bbox="1189 1332 1220 1512"> <tr> <td>SI</td> <td>NO</td> </tr> </table> <p>(c) Verifique que las marcas estándares estan correctamente ubicadas en el fantoma, es decir se muestren:</p> <table border="1" data-bbox="1268 1332 1316 1512"> <tr> <td>SI</td> <td>NO</td> </tr> </table> <p>Marcas de izquierda - derecha</p>	SI	NO	SI	NO																																			
SI	NO																																						
SI	NO																																						

3. Verificar que la posición relativa z de los cortes es correcta. Las posiciones relativas deben diferir máximo en 0,1 cm

4. Para angulaciones del cabezal del tomógrafo, verificar que la siguiente información es correcta:

	SI	NO
Orientación		
Alineación		
Escala		
Coordenadas de la imágenes individuales		

	SI	NO
Escala		
Orientación		
Nombre		
Coordenadas		
Escala de grises		

4. Verificar que la visualización de imágenes en 2D y 3D sea la apropiada.

Prueba 4: Herramientas de la tomografía computarizada en el sistema de planificación.

Objetivo: Verificar que los datos de la tomografía pueden ser utilizados correctamente por el sistema de planificación.

Procedimiento:

Para todos los distintos protocolos de imagen y accesorios que puedan ser utilizados, realizar una tomografía y determinar la descripción geométrica del fantoma de prueba.

- (a) Transferir las imágenes al sistema de planificación.
- (b) Visualizar la tomografía en el sistema de planificación.
- (c) Realizar las siguientes pruebas:

1. Verificar que la transferencia se ha realizado correctamente. Identidad correcta y estudio del paciente SI NO

2. Comparar el número CT y la densidad electrónica relativa en el sistema de planificación. Estos deben diferir en máximo 20 HU

MEDIDAS HU	TPS	FANTOMA	DIF.
ESTRUC.1			
ESTRUC.2			
ESTRUC.3			
ESTRUC.4			

3. Reconstrucción de imágenes sagitales, coronales y oblicuas. Verificar que la siguiente información este incluida:

Tabla D.3: Recolección de datos del modelo anatómico.

GRUPO 1: REPRESENTACIÓN ANATÓMICA DEL PACIENTE	
SUBGRUPO 3: Modelo Anatómico	
<p style="text-align: center;">Prueba 1: Representación de contornos sin imagen</p> <p>Propósito: <i>Verificar que los datos del contorno pueden ser ingresados y utilizados en el sistema de planificación con precisión.</i></p> <p>Procedimiento:</p> <ol style="list-style-type: none"> Definir los fantomas a usarse. Obtener contornos de los fantomas en varios puntos longitudinales. Usar el método disponible para ingresar el contorno manual en el sistema de planificación. Crear un plan de tratamiento básico utilizando los contornos ingresados. Imprimir una copia de los contornos en escala 1:1. Comparar los contornos resultantes y verificar la exactitud. Verificar las separaciones AP y lateral en el sistema de planificación y comparar con el contorno impreso. <p style="text-align: right;">Existe coincidencia</p> <p style="text-align: right;">SI <input type="checkbox"/> NO <input type="checkbox"/></p>	<p>Procedimiento:</p> <ol style="list-style-type: none"> Usar el fantoma con estructuras externas e internas de dimensiones conocidas. Usar las configuraciones de contorno automático para generar un contorno externo para la prueba del fantoma en múltiples cortes, y confirmar las medidas para cada corte. Generar un contorno y confirmar la ubicación, forma, etc. con los resultados conocidos. Usar una imagen tomografía con ancho y nivel apropiado para todas las estructuras. Si el Sistema de planificación permite el contorno automático con diferentes valores de Amplificación, esta función debe ser probada para cada situación. <p style="text-align: right;">Existe coincidencia</p> <p style="text-align: right;">SI <input type="checkbox"/> NO <input type="checkbox"/></p>
<p style="text-align: center;">Prueba 2: Contorno manual de una tomografía Computarizada</p> <p>Propósito: <i>Verificar la exactitud del dibujo del contorno tomográfico.</i></p> <p>Procedimiento:</p> <ol style="list-style-type: none"> Usar las tomografías del fantoma con estructuras internas y externas de dimensiones conocidas. Dibujar un contorno externo del fantoma en múltiples cortes longitudinales. Verificar la concordancia con las medidas. <p style="text-align: right;">Existe coincidencia</p> <p style="text-align: right;">SI <input type="checkbox"/> NO <input type="checkbox"/></p> <ol style="list-style-type: none"> Dibujar contornos internos y confirmar la ubicación y la forma con resultados conocidos. <p style="text-align: right;">Existe coincidencia</p> <p style="text-align: right;">SI <input type="checkbox"/> NO <input type="checkbox"/></p>	<p>Propósito: <i>Verificar la exactitud de la edición de los contornos.</i></p> <p>Procedimiento:</p> <ol style="list-style-type: none"> Editar diferentes tipos de contornos incluyendo contornos sin homogeneidad. Verificar que los cambios esperados son tomados en cuenta y que los contornos resultantes son correctos. Estos cambios pueden afectar la anatomía del paciente y los cálculos de dosis. <p style="text-align: right;">Se toman en cuenta estos campos</p> <p style="text-align: right;">SI <input type="checkbox"/> NO <input type="checkbox"/></p>
<p style="text-align: center;">Prueba 3: Contorno automático.</p> <p>Propósito: <i>Verificar que la reconstrucción del contorno con los datos tomográficos sean los adecuados</i></p>	<p style="text-align: center;">Prueba 4: Edición de Contornos.</p> <p>Propósito: <i>Verificar la exactitud de la edición de los contornos.</i></p> <p>Procedimiento:</p> <ol style="list-style-type: none"> Usar algunos casos con contornos axiales que tengan diferentes formas. Si es necesario crear estructuras 3-D. Para cada estructura, crear cortes de contornos sagitales y coronales desde la estructura 3-D. Confirmar la concordancia con el contorno axial y además la forma 3-D de cada estructura. <p style="text-align: right;">Existe coincidencia</p> <p style="text-align: right;">SI <input type="checkbox"/> NO <input type="checkbox"/></p>
<p style="text-align: center;">Prueba 5: Generación de estructuras tridimensionales</p> <p>Propósito: <i>Verificar la creación de objetos 3-D</i></p> <p>Procedimiento:</p> <ol style="list-style-type: none"> Usar algunos casos con contornos axiales que tengan diferentes formas. Si es necesario crear estructuras 3-D. Para cada estructura, crear cortes de contornos sagitales y coronales desde la estructura 3-D. Confirmar la concordancia con el contorno axial y además la forma 3-D de cada estructura. 	<p>Propósito: <i>Verificar la exactitud de la creación de los contornos.</i></p> <p>Procedimiento:</p> <ol style="list-style-type: none"> Usar diferentes tipos de contornos incluyendo contornos sin homogeneidad. Verificar que los cambios esperados son tomados en cuenta y que los contornos resultantes son correctos. Estos cambios pueden afectar la anatomía del paciente y los cálculos de dosis. <p style="text-align: right;">Se toman en cuenta estos campos</p> <p style="text-align: right;">SI <input type="checkbox"/> NO <input type="checkbox"/></p>

<p>(b) Usar las herramientas del sistema de planificación para confirmar las densidades de las regiones en el fantoma.</p> <p>(c) Realizar un cálculo de dosis a través de las inhomogeneidades. Confirmar que el sistema usa las diferentes densidades.</p> <p style="text-align: center;">Se usan las diferentes densidades</p> <p style="text-align: center;"><input type="checkbox"/> SI <input type="checkbox"/> NO</p>	<p>Prueba 6 : Generación de nuevos contornos a partir de interpolaciones. <i>Verificar si la configuración del sistema está habilitada para crear contornos a partir de cortes de objetos en 3 - D y confirmar si está trabajando correctamente.</i></p> <p>Procedimiento:</p> <p>(a) Crear contornos con cortes que se hayan creados a partir de cortes de imágenes 3 - D o hayan sido interpolados de contornos definidos.</p> <p>(b) Verificar que los nuevos contornos sean apropiados. Si es posible, extraer contornos sagitales y coronales de contornos en 3 - D basados de contornos axiales.</p>
<p>Prueba 9: Creación de densidades desde la tomografía Computarizada <i>Verificar las densidades derivadas de una tomografía computarizada. Esto genera datos de referencia para el chequeo periódico de las densidades de la tomografía computarizada.</i></p> <p>Procedimiento:</p> <p>(a) Obtener un fantoma de tomografía con densidades conocidas y escanear el fantoma utilizando los protocolos estándares de imagen de escaneo para el sistema de planificación y contornear las inhomogeneidades del fantoma.</p> <p>(b) Usar las herramientas del Sistema de planificación para medir las densidades en el sistema, para cada inhomogeneidad.</p> <p>(c) Confirmar que la densidad electrónica relativa que se usará para los cálculos de dosis corregidos por densidades concuerda con los valores esperados.</p> <p style="text-align: center;">Existe concordancia</p> <p style="text-align: center;"><input type="checkbox"/> SI <input type="checkbox"/> NO</p>	<p>Prueba 7 : Expansión de estructuras <i>Verificar que la expansión de estructuras trabaja correctamente en 3-D.</i></p> <p>Procedimiento:</p> <p>(a) Prueba simple:</p> <ol style="list-style-type: none"> 1) Dibujar contornos ovalados en tres diferentes cortes y hacer un estructura 3 -D. 2) Expandir la estructura con 2 cm de margen. 3) Cortar contornos del objeto expandido y realizar la comparación con el original, si es posible incluya contornos sagitales y coronales. <p style="text-align: center;">Son comparables?</p> <p style="text-align: center;"><input type="checkbox"/> SI <input type="checkbox"/> NO</p>
<p>Prueba 10 : Creación de un bolus <i>Verificar la capacidad del Sistema de planificación para añadir un bolus.</i></p> <p>Procedimiento:</p> <p>(a) Usar las tomografías obtenidas en la prueba 9.</p> <p>(b) Colocar un bolus sobre el contorno y verificar que existen las correcciones en la forma y densidad.</p> <p style="text-align: center;">Existen correcciones de densidad</p> <p style="text-align: center;"><input type="checkbox"/> SI <input type="checkbox"/> NO</p>	<p>Prueba 8 : Creación de densidades para contornos manuales <i>Verificar la creación de estructuras con densidades homogéneas</i></p> <p>Procedimiento:</p> <p>(a) Definir un fantoma cuadrado con regiones tipo pulmones y huesos.</p>
<p>Prueba 11 : Edición de las densidades de la tomografía computarizada.</p> <p>Propósito:</p>	

Verificar la capacidad del sistema para editar las tomografías computarizadas.

Procedimiento:

- (a) Usar la tomografía computarizada del Fantoma escaneado para la prueba 9
- (b) Modificar el contorno de varias inhomogeneidades y replanizar la densidad real con la densidad 1.
- (c) Verificar que se muestren las densidades correctas.

Se muestran las densidades correctas

SI	NO
----	----

Prueba 12 : Definición de puntos líneas y marcas .

Propósito: *Verificar la obtención de líneas, puntos, marcas y otros objetos.*

Procedimiento:

- (a) Para cada objeto (incluyendo marcas, líneas, puntos, etc) definir los puntos necesarios para crear el objeto mientras se realiza el plan de un caso clínico.
- (b) Usar otras herramientas del sistema de planificación para confirmar que el objeto es mostrado correctamente.

Tiene correctas las coordenadas 3 - D

SI	NO
----	----

Prueba 13 : Visualización de imágenes en dos dimensiones.

Propósito: *Verificar que las imágenes en 2 - D se visualizan correctamente.*

Procedimiento:

Usar casos clínicos normales si son disponibles y verificar cualitativamente, el comportamiento correcto de la visualización 2-D para todos los métodos.

Es correcta la visualización

SI	NO
----	----

Prueba 14 : Herramientas de visualización de imágenes en 2-D.

Propósito: *Verificar el correcto funcionamiento de las herramientas de visualización.*

Procedimiento:

- (a) Realizar en una imagen 2D los cambios en el nivel de ventana .

- (b) Verificar que las combinaciones en los niveles de la ventana resultan en combinaciones de escalas de grises específicas.

Es correcta la visualización

SI	NO
----	----

Prueba 15 : Generación de imágenes 2-D reconstruidas

Propósito: *Verificar que se obtienen imágenes reconstruidas correctamente.*

Procedimiento:

- (a) Usar una tomografía de un fantoma con estructuras internas conocidas.
- (b) Crear imágenes reconstruidas en cortes sagitales, coronales y oblicuos
- (c) Confirmar mediante el uso de visualizaciones multiplanares o de otros métodos que la anatomía interna y superficie externa de cada imagen reconstruida es geométricamente correcta .
- (d) Visualmente confirmar que los valores de la escala de grises también son los mismos encontrados en las nuevas imágenes.

Existe coincidencia

SI	NO
----	----

Prueba 16 : Visualizaciones en 3-D y herramientas asociadas

Propósito: *Verificar el funcionamiento correcto de los modos de visualización en 3-D*

Procedimiento:

- (a) Crear un modelo anatómico en el Sistema de Planificación con descripciones fáciles de interpretar en 3-D .
- (b) Usar este modelo para realizar pruebas simples de la funcionalidad de la visualización (volumenes críticos)
- (c) Para cada modo de visualización, confirmar que las pantallas muestran directamente las combinaciones de perspectiva en 3-D de las estructuras creadas.

Visualización 1

Visualización 2

Visualización 3

SI	No
SI	No
SI	No

Prueba 17 : Herramientas para la manipulación de los datos anatómicos

Propósito: *Evaluar las capacidades y limitaciones de las herramientas utilizadas para manipular los datos anatómicos. Las herramientas típicas incluyen la translación de cortes o copiar.*

Procedimiento:

- (a) Utilizar cada herramienta de manipulación disponible para cambiar la representación anatómica del paciente o imágenes. Documentar las capacidades del software y definir los datos e imágenes que resultan de estas capacidades.
- (b) Utilizar los datos de pacientes para cada herramienta y realizar las acciones específicas.
- (c) Verificar que los resultados son correctos, así como también si los sistemas de coordenadas son cambiados.

Existe concordancia

SI NO

- (d) Realizar alguna acción en el contorno y las imágenes. Comparar los datos después de la manipulación con los datos originales.

Existe concordancia

SI NO

comparado con el sistema de coordenadas utilizadas por las máquinas de tratamiento y sistemas de imagen en el espacramento.

Procedimiento:

- (a) Comparar la relación entre el sistema estándar de coordenadas usados por las máquinas de radioterapia y cada sistema de coordenadas usado en el modelo anatómico del sistema de planificación.
- (b) Confirmar que la identificación de las coordenadas esta correctamente definida para los dos sistemas.

Esta correctamente definida

SI NO

- (c) Identificar la posible confusión en la definición de la dirección longitudinal: la cual es llamada la dirección Z.

Prueba 18 : Herramientas de medida

Propósito: *Evaluar las capacidades y exactitud de las herramienta de medida. Las herramientas típicas incluyen medida de la distancia, cursor circular y medidas de angulación.*

Procedimiento:

- (a) Documentar las capacidades y precisión de cada herramienta
- (b) Utilizar un fantoma con estructuras internas y externas de dimensiones conocidas
- (c) Realizar medidas de distancias para puntos conocidos
- (d) Verificar que los resultados son correctos, así como la manera que el sistema de coordenadas es cambiado.
- (e) Realizar medidas en diferentes direcciones, diferentes cortes con aumento en la visualización de la imagen.

Existe concordancia

SI NO

Prueba 20 Anatómica: Lectura de las coordenadas en tres dimensiones

Propósito: *Mostrar la salida de coordenadas 3-D para puntos conocidos en el sistema de coordenadas*

Procedimiento:

- (a) Usar la imagen tomográfica del fantoma con dimensiones conocidas y/o estructuras internas para cada herramienta
- (b) Alinear el sistema de coordenadas (o del tomógrafo) de tal forma que los puntos individuales en el conjunto de datos sean conocidos dentro del sistema de coordenadas.
- (c) Comparar las coordenadas del sistema de planificación y verificar con los valores esperados.

Existe concordancia

SI NO

- (d) Analizar las diferencias para identificar errores en el entendimiento del sistema de coordenadas

Prueba 19 : Sistema básico de Coordenadas

Propósito: *Verificar el uso del sistema de coordenadas por el sistema de planificación*

D.2. Grupo 2: Formularios del Comisionamiento del Haz de Radiación

D.2.1. Planes del haz externo: capacidades y haces de la máquina.

Recolección de datos Formulario 2. Tabla 2.1.

Prueba 1: *Capacidades y descripción de la unidad de tratamiento.*

Propósito: Verificar y documentar que la de los haces de la máquina de tratamiento y todos los parámetros de esta, están correctamente ingresados en la base de datos del sistema de planificación.

Procedimiento: Obtener una lista de todos los haces y componentes de la máquina y complementarla con los parámetros utilizados para configurar estos componentes de la máquina.

Prueba 2: *Escalas y convenciones de lectura de la unidad de tratamiento.*

Propósito: Verificar que todos los sistemas de coordenadas mostrados, etiquetas y nombres de los parámetros usados por el sistema de planificación concuerdan con los que se usan en las máquinas de tratamiento simuladas, para evitar cualquier tratamiento mal dado debido a la incorrecta conversión de información entre el sistema de planificación y la máquina de tratamiento.

Procedimiento:

- (1) Para cada unidad de tratamiento que pueda ser implementada en el sistema de planificación, usar la lista de la prueba 1,
- (2) Crear planes de tratamiento que ilustre el uso de esos parámetros, incluyendo múltiples posiciones para cada movimiento del eje (Ángulos del cabezal, del colimador y de la mesa, movimientos lineales de la mesa en X, Y, Z, movimientos de colimación, etc), de tal forma que la dirección y la magnitud de todas las coordenadas sean verificadas,
- (3) Transferir el plan desde el sistema de planificación a la máquina de

tratamiento y confirmar que las configuraciones de la máquina para cada campo concuerdan exactamente a las creadas en el plan,

- (4) Verificar y resumir cada parámetro para cada campo y plan.

Prueba 3: *Limitaciones de los parámetros de la máquina de tratamiento.*

Propósito: Verificar que el Sistema de planificación previene el ingreso de parámetros que están fuera de los límites puestos durante la configuración de la máquina.

Procedimiento:

1. Usar la lista de la prueba del haz 1 para cada máquina por separado.
2. Ingresar valores que estén fuera de los límites para el SSD, aberturas del colimador con cuñas y sin cuñas, aberturas del colimador Multi-hojas, etc. Notar cualquier límite que no sea observado por el Sistema de planificación.

Prueba 4: *Configuración de las quijadas del colimador.* Propósito: Verificar que todas las posibles simetrías del colimador sean aceptadas e interpretadas correctamente por el sistema de planificación. **Procedimiento:**

1. Escoger tamaños de campos cuadrados para cada máquina los cuales deben contener el cuadrado más pequeño y el más grande que permite la máquina de tratamiento y para algunos rectángulos intermedios (ejm. 10 cm * 20cm).
2. Verificar que los tamaños de campos y formas sean correctas en la representación transversal del contorno y en la vista del haz. Para rectángulos, rote el colimador a 90° y verifique que los campos sean correctos.

Prueba 5: *Quijadas Asimétricas.*

Propósito: Verificar que todas las posibles configuraciones asimétricas del colimador son aceptadas e interpretadas correctamente por el sistema de planificación.

Procedimiento:

1. Escoger tamaños de campos que incluyan los extremos de asimetría es decir $x_1 = 20\text{cm}$, $x_2 = -15\text{cm}$, para cada máquina de tratamiento

y también para algunos rectángulos asimétricos intermedios, es decir 10 cm x 20cm.

2. Verificar que los tamaños de campo y formas sean correctamente representados en un contorno transversal y en la vista del haz. Para cada campo, rote el colimador a 90° y verifique que los campos sean correctos.

Prueba 6: *Definición de bloques y formas.*

Propósito: Verificar que los bloques son correctamente registrados y mostrados.

Procedimiento:

1. Ingresar bloques de forma regular y geometría conocida (bloques en las esquinas, bloques centrales y bloque en la mitad del haz) y verifique que los bloques sean correctamente representados en el contorno transversal y en la vista del haz.
2. Si los bloques pueden ser guardados en la librería, verificar que estos puedan ser identificados y renombrados. El plan debe ser guardado, cambiado de nombre y verificar que los bloques son todavía correctos.

Prueba 7: *Conformación del Colimador multihojas.*

Propósito: Verificar que las conformaciones del colimador multihojas se guardan y se muestran correctamente.

Procedimiento:

1. Ingresar conformaciones de multihojas regulares y de geometría conocida (ej. Rectángulos, forma de T, Forma de diamante, forma de escalera) y verificar que las formas sean correctamente representadas en el contorno transversal y en la vista del haz.
2. El plan debe ser guardado, luego proceder a cambiarle el nombre, volviendo a verificar que las conformaciones del colimador multihojas sigue siendo correcto.

Prueba 8: *Delimitación automática del campo.*

Propósito: Verificar que las formas de campo definidas al conformar la forma del volumen a tratarse sean correctas en tamaño y forma.

Procedimiento:

1. Dibujar un cuadrado de dimensiones conocidas como volumen a tratarse, esto simplemente dibujando un cuadrado en un corte, posteriormente copiándolo en los demás cortes.
2. Usar la función de margen automático para el campo anterior, y de un margen de un centímetro alrededor del volumen a tratarse.
3. Comprobar en los cortes transversales y la vista del haz que el margen es correctamente aplicado, repita esto para bloques y colimador de multihojas, también usando diferentes márgenes en la dirección ortogonal si la función es disponible.
4. Crear un volumen a tratarse ovoide y repita el mismo procedimiento anterior, además crear un volumen a tratarse irregular incluyendo una región cóncava y repita el procedimiento.

Prueba 9: *Arreglo del haz.*

Propósito: Verificar que el sistema de planificación escoge correctamente la geometría del haz para las distintas técnicas de tratamiento como fija (SSD) e Isocéntrica (SAD).

Procedimiento:

1. Ingresar un tamaño de campo de 10cm*10cm con técnica isocéntrica (SAD) a una profundidad de 10 cm utilizando el fantoma de prueba.
2. Verificar que el SSD es igual al SAD menos 10 y que el tamaño de campo en la superficie es correctamente reducido.
3. Ingresar un segundo haz en la misma dirección posicionándolo en la superficie, con técnica fija (SSD) y verificar que el tamaño de campo en la superficie sea la correcta.
4. Mueva el isocentro del haz y el punto de entrada. Si el sistema de planificación lo permite cambie de técnica isocéntrica (SAD) a técnica fija (SSD) y verificar que el comportamiento sea correcto.

Prueba 10: Localización del campo.

Propósito: Verificar que el campo es ubicado correctamente con respecto al sistema de coordenadas del paciente.

Procedimiento:

1. Identificar el sistema de coordenadas que usa el sistema de planificación para el paciente y determinar el origen de este sistema para las imágenes del fantoma de prueba
2. Ingresar un haz con técnica isocéntrica o ingresar las coordenadas X, Y, Z y verificar que este correctamente posicionado.
3. Mover el haz variando cada coordenada y verificar el correcto comportamiento.
4. Analizar como el sistema de planificación interpreta las situaciones en las que el isocentro está fuera del paciente y cuando el SSD no está en la superficie del paciente, es decir este se mueve de la superficie o se utiliza un diferente SSD.

Prueba 11: Ángulos del Gantry, colimador y mesa

Propósito: Verificar que el esbozo del haz es correctamente posicionado y proyectado en los planos de las imágenes para el rango de los posibles ángulos de la maquina.

Procedimiento:

1. Ángulos del Cabezal: Confirmar que es correcta la dirección del haz (con visualizaciones graficas y distribuciones de dosis) para los ángulos del cabezal (como mínimo a 90°) desde un movimiento limite a otro. Mirar las distribuciones de dosis versus las representaciones del haz y verificar los ángulos del gantry. Usar un fantoma cuadrado, calcular la dosis del haz para varias direcciones y verificar que las distribuciones de dosis para cada dirección es la misma.
2. Todos los ángulos: En los planes cambiar solamente un parámetro y verificar que el ángulo visualizado, geometría y distribución de dosis son calculadas sobre le rango completo del movimiento del cabezal, ángulo del colimador y ángulo de la mesa. Verificar que la dirección

del haz sea la correcta (con visualizaciones graficas y distribuciones de dosis) para planes que combinen posiciones no estándares del cabezal, colimador y ángulos de la mesa.

Prueba 12: Cúñas (físicas, motorizadas y dinámicas).

Propósito: Verificar que las cúñas son aplicadas y visualizadas correctamente.

Procedimiento:

1. Realizar un cálculo de dosis para cada cúña y cada dirección de cúña, posteriormente confirme que la representación grafica de las cúñas y las distribuciones de dosis sean orientadas correctamente.
2. Verificar que la cúña rota correctamente con el giro del colimador.
3. Para cada cúña, ingresar tamaños de campo que sean un poco más grandes y verificar que la cúña no pueda ser seleccionada. Similarmente aumente el tamaño de campo después de haber seleccionado la cúña.
4. Repetir lo mismo para campos pequeños y compruebe si existen límites para estos tamaños de campo.
5. Repetir esto para arreglos asimétricos de las quijadas y comprobar que algunas combinaciones de la quijada y cúña no son permitidas.

Prueba 13: Comprobación del uso de bolus.

Propósito: Verificar como el sistema de planificación maneja la adición y visualización del bolus.

Procedimiento: Probar que la función del bolus trabaja como se espera, esto es que este puede ser creado, visualizado, editado, asignado y removido.

Prueba 14: Visualización del haz en planos axiales.

Propósito: Verificar que los haces son correctamente visualizados en cortes axiales.

Procedimiento:

1. Si dispone de un fantoma de prueba con distintas formas geométricas obtener una tomografía computarizada, o un fantoma antropométrico o puede ser suficiente una tomografía de un paciente.
2. Posicionar el isocentro de un haz de 10×10 en un corte particular, con el gantry 0° , colimador 0° .
3. Verificar la visualización, fijándose en el haz central y el tamaño de campo (en la esquinas del haz es divergente).
4. Mover 5 cm de ese corte y verificar si hay indicaciones de que la proyección del colimador corta ese corte al nivel del isocentro.

Prueba 15: Visualización del haz en planos no axiales.

Propósito: Verificar que el haz es correctamente visualizado en cortes no axiales.

Procedimiento: Usar la misma tomografía y haz de la prueba 14, verificar el haz en un corte sagital a través del centro del haz, de un corte sagital mas 5cm hacia un corte coronal a través del isocentro y un corte coronal 5 cm anterior al isocentro, rotar el gantry a 90° y verificar otra vez.

Prueba 16: Visualización del haz 3-D.

Propósito: Verificar que el haz es correctamente visualizado en vistas 3 - D.

Procedimiento:

1. Usar la misma tomografía y haz de la prueba 14, verificar la representación del haz en vistas 3 - D.
2. Rotar la vista en algunas direcciones, ampliarla y disminuirla, y verificar que la relación entre el haz y la anatomía del paciente no varía.
3. Rotar el colimador del haz, el gantry y al mesa de tratamiento a través algunos ángulos y observe que el haz se muevan respecto a la anatomía del paciente.

Prueba 17: Visualizaciones de la vista del haz y la anatomía

Propósito: Verificar que las visualizaciones de la vista del haz muestra correctamente la relación entre el haz y la anatomía.

Procedimiento:

1. Usar la misma tomografía y haz de la prueba 14, estudiar las visualizaciones de la vista del haz; notando que la relación entre las esquinas del haz y las estructuras en el fantoma son bien contorneadas.
2. Mover la posición del haz y verificar que las actualizaciones se visualizan apropiadamente. Usar tamaños de estructuras conocidas y distancias anatómicas.
3. Mover el isocentro del haz a distancias más profundas y menos profundas y verificar el comportamiento correcto.

Prueba 18: Cálculo de radiografías digitalmente reconstruidas y visualización.

Propósito: Verificar que las radiografías digitalmente reconstruidas son calculadas y visualizadas correctamente.

Procedimiento:

1. Usar la misma tomografía y haz de la prueba 14, estudiar las visualizaciones de la vista del haz, notando que la relación entre las esquinas del haz y las estructuras en el fantoma son bien contorneadas.
2. Mover la posición del haz y verificar que las actualizaciones se visualizan apropiadamente. Usar tamaños de estructuras conocidas y distancias anatómicas.
3. Mover el isocentro del haz a distancias más profundas y menos profundas y verificar el comportamiento correcto.

Prueba 19: Visualización de imágenes portables.

Propósito: Verificar que las imágenes portables pueden ser correlacionadas o registradas correctamente con la correspondiente imagen de la radiografía reconstruida digitalmente.

Procedimiento: Usar el mismo fantoma de la prueba del haz 14 para generar imágenes portables. Verificar que estas son iguales a la radiografía reconstruida digitalmente y verificar la funcionalidad del escalamiento de las imágenes y las herramientas de registración.

Prueba 20: Múltiples funciones isocéntricas del haz.

Propósito: Verificar que el haz que es marcado con un isocentro común tiene un comportamiento correcto.

Procedimiento:

1. Hacer un plan con muchos haces y marcar algunos con un isocentro común y algunos no.
2. Mover el isocentro de uno de los haces señalados y verificar que todos los haces señalados se mueven y el haz no señalado se queda en el mismo lugar.
3. Mover el isocentro de unos de los haces no señalados y verificar que solamente este se mueve.

Prueba 21: Coincidencia del campo

Propósito: Verificar que los ángulos de los campos adyacentes se alinean correctamente.

Procedimiento:

1. Posicionar los centros de dos campos simétricos de 10 cm x 10 cm de tal forma que sus ángulos de divergencia sean adyacentes y verificar que la visualización de los ángulos del haz se intersecan en la correcta profundidad.
2. Ajustar el tamaño de campo de los haces y verificar que el punto de intersección se mueve de forma esperada.
3. Posicionar dos haces con un isocentro común, crear un par complementario de haces adyacentes y verificar que los ángulos de los haces adyacentes coincidan.

D.2.2. Comisionamiento del haz de fotones

Recolección de datos Formulario 2. Tabla 2.2.

Prueba 1: Campos cuadrados y rectangulares

Propósito: Verificar la concordancia de los cálculos de dosis para los distintos tamaños de campos simétricos que se usan clínicamente.

Procedimiento: Comparar medidas y cálculos usando distribuciones de dosis en 1-D (dosis a profundidad y perfiles de dosis) o distribuciones de dosis en 2-D. Y Verificar.

1. Medir para campos cuadrados como: 4cm X 4cm, 10cm X 10 cm y 40cm X 40cm, en las siguientes profundidades d =máx, 10cm y 20cm.
2. Medir para campos rectangulares como: 4cm X 30cm, 30cm X 4cm en las siguientes profundidades d =máx, 10cm y 20cm.

Prueba 2: Campos asimétricos

Propósito: Verificar la concordancia de los cálculos de dosis para los tamaños de campos asimétricos que se usan clínicamente.

Procedimiento: Comparar medidas y cálculos usando 1-D (dosis a profundidad y perfiles de dosis) o 2-D distribuciones de dosis. Y Verificar:

1. Campo de 10cm x 10cm con la quijada X en cero, y de igual manera para la quijada Y, y posteriormente ambas.
2. Campo con el valor máximo de invasión en las coordenadas, es decir Cuando X invade Y, y viceversa. Repetir esto para cada tipo de cuña.

Prueba 3: Campos formados con quijadas y bloques o colimador multihojas.

Propósito: Verificar la concordancia de un representativo conjunto de campos conformados.

Procedimiento: Comparar dosis a profundidad en el eje central, factores de salida y perfiles de dosis en las siguientes profundidades d máx, 10cm y 20cm en dos o tres localizaciones en el campo. Trabajar en dosis absoluta.

1. Forma 1: Campo de 20 cm x 20 cm un bloqueo espinal. En el eje central.
2. Forma 2: Campo de 20 cm x 20m con cuatro bloques en las esquinas y añadir bloque central, que no se extienda a través del eje central.
3. Forma 3: Apertura convexa. Generalmente forma ovalada, no simétrica.
4. Forma 4: Apertura cóncava. Forma de C, eje central con bloqueo.

Prueba 4: Haces fijas.

Propósito: Verificar que haces con SSD fijo se están calculando correctamente.

Procedimiento: Confirmar que la distribución de dosis es la correcta para ángulos del cabezal desde un movimiento límite a otro con pasos de 90.

1. Mirar las distribuciones de dosis versus gráficos del haz y usar los datos los ángulos del gantry.
2. Usar fantomas cuadrados y calcular la dosis para los haces en varias direcciones. Confirmar que las distribuciones de dosis son las mismas para cada dirección.

Prueba 5: Rotaciones en arco bidimensionales.

Propósito: Verificar que las rotaciones en arco bidimensionales son calculadas correctamente.

Procedimiento: Verificar lo siguiente:

1. MU/tiempo. Verificar que MU/ tiempo para un específico arco con cálculos manuales o medidas experimentales.
2. Distribución de dosis. Verificar que la distribución de dosis sea la correcta basándose en la adición de un apropiado número de campos fijos, típicamente cada 10.

Prueba 6: Dependencia de la distancia fuente - superficie.

Propósito: Verificar la certeza de los cálculos de dosis para diferentes distancias de la fuente a la superficie (SSD).

Procedimiento: Para SSD pequeños y grandes que se usen clínicamente realizar una prueba de consistencia y verifique la divergencia, la corrección de la ley del inverso al cuadrado y perfiles de formas. Verificar para un tamaño de campo 10cm x 10cm.

Prueba 7: Cuñas Físicas.

Propósito: Verificar la precisión de los cálculos de dosis relativos para cuñas físicas.

Procedimiento: Para cada cuña física verificar:

1. Campos de 5cm x 5cm, 10cm x 10cm, y el máximo tamaño de campo permitido con la cuña. Comparar las medidas y cálculos de dosis a profundidad en el eje central y perfiles de dosis en dimáx, 10cm y en la dirección de la cuña y perpendicular a la dirección de la cuña en un SSD estándar.
2. Comparar los perfiles de dosis y la dosis a profundidad con los datos medidos para 20 cm x 20 cm o el tamaño de campo máximo a un SSD 80 cm.

Prueba 8: Cuñas motorizadas.

Propósito: Verificar la precisión de los cálculos de dosis relativos para cuñas motorizadas.

Procedimiento: Para cada cuña motorizada verificar:

1. Campos de 5cm x 5cm, 10cm x 10cm, y el máximo tamaño de campo permitido con la cuña. Comparar las medidas y cálculos de dosis a profundidad en el eje central y perfiles de dosis en dimáx, 10cm y en la dirección de la cuña y perpendicular a la dirección de la cuña en un SSD estándar.
2. Comparar los perfiles de dosis y la dosis a profundidad con los datos medidos para 20 cm x 20 cm o el tamaño de campo máximo a un SSD 80 cm.

Prueba 9: Cuñas dinámicas (virtuales).

Propósito: Verificar la precisión de los cálculos de dosis relativos para cuñas dinámicas.

Procedimiento: Para cada cuña motorizada verificar:

1. Campos de 5cm x 5cm, 10cm x 10cm, y el máximo tamaño de campo permitido con la cuña. Comparar las medidas y cálculos de dosis a profundidad en el eje central y perfiles de dosis en dimáx, 10cm y en la dirección de la cuña y perpendicular a la dirección de la cuña en un SSD estándar.
2. Comparar los perfiles de dosis y la dosis a profundidad con los datos medidos para 20 cm x 20 cm o el tamaño de campo máximo a un SSD 80 cm.

Prueba 10: Incidencia oblicua.

Propósito: Verificar cuán bien predice la dosis el sistema de planificación cuando la dirección del haz es oblicua a la superficie del paciente.

Procedimiento:

1. Para un arreglo estándar con un tamaño de campo de 10 cm x 10cm, medir la distribución de dosis bidimensional en el plano transversal con un ángulo del cabezal de 30.
2. Obtener una tabla de isodosis, y comparar con las salidas del sistema de planificación.

Prueba 11: Falta de dispersión.

Propósito: Verificar cuán bien predice la dosis el sistema de planificación cuando una parte del haz falta en el paciente.

Procedimiento: Usar un campo de 20 x 20 para irradiar un fantoma cuadrado con algunas cantidades de dispersión faltante. Realice cálculos para arreglos AP y con algunas diferentes localizaciones de campos en el fantomas cuadrado, incluyendo el caso con el haz ubicado fuera del eje central del ángulo del fantoma, $d = 10$ cm. Tres posibilidades existen para esta prueba:

1. Realizar el cálculo y determinar si el algoritmo toma en cuenta cualitativamente la dispersión faltante.
2. Comparar los resultados con los datos medidos.
3. Comparar los resultados con datos de referencia.

Prueba 12: Comportamiento en la región de acumulación.

Propósito: Verificar la precisión del sistema de planificación para calcular las dosis en la región de buildup.

Procedimiento:

1. Generar las curvas de dosis a profundidad explícitamente, o por interpolación de la red de cálculo de la matrix de dosis.

2. Escoger un método que minimice la resolución, es decir pequeños espaciamientos de los puntos de red.

3. Comparar las curvas de dosis a profundidad en la región de buildup, con las medidas. Comparar cálculos con medidas en el eje central:
 - Tamaños de campos: 5cm x 5cm, 10 cm x 10 cm, 30 cm x 30 cm.
 - Con y sin bandeja de bloqueo.
 - Sin cuña y para el máximo ángulo de cuña.

Prueba 13: Corrección de la densidad.

Propósito: Verificar la precisión de los algoritmos de corrección de inhomogeneidades del TPS.

Procedimiento:

1. Realizar una tomografía computarizada a un fantoma con densidades inhomogeneas.
2. Calcular los planes en el sistema de planificación con campos: 20cm X 20cm y 5cm X 5cm, para 6MV Y 18 MV.
3. Realizar cálculos de perfiles en la inhomogeneidades del fantoma para demostrar la pérdida del equilibrio por dispersión lateral.

D.2.3. Comisionamiento del haz de electrones

Recolección de datos Formulario 2. Tabla 2.3.

Prueba 1: Campos cuadrados y rectangulares.

Propósito: Verificar la concordancia de las distribuciones de dosis de campos cuadrados y rectangulares con datos medidos.

Procedimiento:

1. Comparar medidas y cálculos usando distribuciones de dosis en 1-D (dosis a profundidad y perfiles de dosis transversales o 2-D para campo cuadrado y rectangulares creados con aplicadores de electrones e implementos estándares.
2. Verificar tamaños de aplicadores cuadrados que se usa en la maquina.
3. Medir dosis o perfiles de dosis transversales para algunas profundidades.

Prueba 2: *Campos conformados*

Propósito: Verificar la distribución de dosis de campos conformados en el sistema de planificación con datos medidos.

Procedimiento:

1. Forma 1: Convexo. Generalmente forma ovalada, no simétrica. Cada energía.
2. Forma 2: Concava. Forma de C, eje central bajo bloqueo. También se medir el PDD en la parte abierta del campo.
3. Forma 3: Ovalo o círculo pequeño y no simétrico.
4. Forma 4: Forma triangular.
5. Forma 5: Fina abertura rectangular (longitud cercana a la máxima longitud del aplicador).

Prueba 3: *Colimación en la superficie.*

Propósito: Verificar las distribuciones de dosis en el sistema de planificación para campos colimados con datos medidos.

Procedimiento: Realizar cálculos y medidas para situaciones típicas en las cuales se utiliza superficies colimadas. Medir en el eje central PDD y exponga la placa ortogonalmente al eje del haz en $d_{m\acute{a}x}$.

Prueba 4: *Dependencia de la distancia fuente superficie.*

Propósito: Cuantificar la variación en las características del haz con un cambio en el SSD.

Procedimiento: Verificar lo siguiente en los rangos permitidos clínicamente:

1. SSD estándar 100cm.
2. SSD extendido 105cm.
3. SSD máximo 110cm.

Prueba 5: *Bolus.*

Propósito: Investigar como el sistema de planificación interpreta un bolus de espesor constante.

Procedimiento: Algunas situaciones clínicas (varias combinaciones de SSD y tamaños de campo) deben ser probadas, comparándolas con la distribución de dosis del sistema de planificación con cálculos manuales del efecto que el bolus produce. Verificar:

1. Dosis a profundidad en el eje central.
2. Punto de normalización en el eje central ($d = d_{m\acute{a}x}$) factor de salida.
3. El arreglo SSD: incluye bolus?

Prueba 6: *Forma del Bolus.*

Propósito: Investigar como el sistema de planificación interpreta un bolus de espesor variable.

Procedimiento: Verificar:

1. Herramientas para el diseño de la forma del bolus.
2. Cálculos básicos para la forma del bolus.
3. Confirmar la implementación del bolus con medidas.

Prueba 7: *Incidencia oblicua.*

Propósito: Verificar la concordancia entre el sistema de planificación y las medidas para la incidencia oblicua.

Procedimiento:

D.2.4. Aspectos Operacionales

Recolección de datos Formulario 2. Tabla 2.4

Prueba 1: Selección del algoritmo

Propósito: Documentar que la rutina usada tiene solamente un algoritmo seleccionado para cada haz o recibe la información sobre el algoritmo que va a ser usado para cada cálculo.

Procedimiento:

1. Crear planes para los diferentes haces y algoritmos disponibles. Realizar cálculos de dosis para cada combinación, y confirmar los resultados y mensajes durante los cálculos y otra información que provea el sistema de planificación que corrija el modelo para el cálculo de dosis que sea utilizada por cada cálculo.
2. Crear planes con múltiples campos que contengan un número de haces que contengan más de un algoritmo. Realice cálculos de dosis y confirme que el uso de los algoritmos sea correcto y luego usar la funcionalidad del sistema de planificación para cambiar el algoritmo a uno que pueda ser usado para uno o más haces. Escoger un nuevo algoritmo que lleve a la invalidación de los cálculos recientes. Realice nuevos cálculos de dosis. Confirmar que para esos haces los algoritmos fueron cambiados, el nuevo cálculo usa el nuevo algoritmo.

Prueba 2: Corrección de inhomogeneidades.

Propósito: Confirmar que la habilidad para la corrección de inhomogeneidades trabaja correctamente.

Procedimiento:

1. Crear un plan con una inhomogeneidad como pulmones. Realizar cálculos de dosis con la corrección de inhomogeneidades inhabilitada. Verificar que las dosis no muestran los efectos de correcciones de densidad.
2. Habilitar las correcciones de densidad. Verificar que el cálculo anterior es invalidado. Realizar cálculos de dosis y confirmar que los cálculos ahora son realizados con las correcciones de densidad.

1. Para un arreglo estándar con un tamaño de campo de 20 cm x 20 cm, medir la distribución de dosis transversalmente en 2-D para angulaciones del gantry de 30.

2. Compare con los cálculos del sistema de planificación.

Prueba 8: Formas de superficies complejas.

Propósito: Investigar la concordancia entre el sistema de planificación y las medidas para una superficie

Procedimiento: a) Construya un fantoma con superficies irregulares y compare las distribuciones de dosis en un plano ortogonal 2-D a el eje central (en dmáx) con medidas en una placa.

Prueba 9: Corrección para altas densidades.

Propósito: Verificar la concordancia entre el sistema de planificación y datos referenciales para un fantoma con densidades diferentes.

Procedimiento:

1. Realizar verificaciones versus datos referenciales.
2. Verifique el algoritmo versus los datos.
3. Calcular densidades en los pulmones y en los huesos en una geometría slab así como para inhomogeneidades 3-D.

Prueba 10: Correcciones de inhomogeneidades basadas en la tomografía computarizada.

Propósito: Verificar la concordancia entre el sistema de planificación y datos referenciales basados en la tomografía computarizada usando un fantoma con inhomogeneidades.

Procedimiento:

1. Compare los cálculos basados en la tomografía computarizada para el fantoma con los cálculos de densidades distintas para el mismo fantoma.
2. Realizar verificaciones.

D.2.5. Dosis Absolutas y Relativas

Recolección de datos Formulario 2. Tabla 2.5.

Prueba 1: *Campos abiertos.*

Propósito: Confirmar la precisión del método básico para el cálculo de UM para campos rectangulares abiertos, incluyendo la ley del inverso al cuadrado.

Procedimiento:

1. Crear planes con cuatro campos con técnica isocéntrica para campos de 5cm x 5cm, 10cm x 10cm y 30 cm x 30cm en un fantoma rectangular.
2. Calcular las UM requeridas para entregar 2 Gy en el isocentro de cada plan, donde los pesos de los campos AP y PA son 0,3 cada uno y de los campos laterales 0,2.
3. Conjuntamente con los cálculos manuales realizar los cálculos usando el sistema de planificación.
4. Ejecutar los planes con cuatro campos para la técnica fija, SSD estándar (100 cm).
5. La concordancia entre el cálculo manual de UM y los obtenidos por el sistema de planificación deben estar en el 2 %.

Prueba 2: *Campos tangenciales.*

Propósito: Confirmar la precisión del cálculo de MUs para campos tangenciales.

Procedimiento:

1. Crear un plan con campos tangenciales de 10cm X 20cm usando un fantoma cuadrado o rectangular.
2. Colocar el isocentro del haz de tal forma que este cerca de la esquina del fantoma y parte del haz debe pasar sobre los ejes.
3. Calcular manualmente las UMs y utilizando el sistema de planificación.

3. Repetir el cálculo con cálculos de dosis habilitados. Confirmar que la lógica que controla el uso de correcciones de inhomogeneidades trabaja correctamente.

4. Para cada paso, verificar que la copia del plan es correctamente documentado cuando las correcciones de densidad son habilitadas y cuando son inhabilitadas.

Prueba 3: *Validez del cálculo.*

Propósito: Confirmar que si cualquier parámetro relevante para los cálculos de la dosis es cambiado, entonces la dosis calculada es invalidada y cálculos apropiados son realizados cuando sea necesario.

Procedimiento: Crear un plan de muchos haces con cuñas, bloques e inhomogeneidades. Y realizar las siguientes pruebas:

1. Realizar el cálculo de dosis.
2. Hacer algunos cambios.
3. Se invalida el cálculo?
4. Realizar nuevos cálculos de dosis y verificar que las distribuciones son cambiadas apropiadamente.
5. Verificar que la salida del plan es la correcta.

Prueba 4: *Ventanas y red de cálculo.*

Propósito: Confirmar que las funciones del sistema de planificación que configuran las redes y ventanas de cálculo trabajan correctamente.

Procedimiento:

1. Realizar cálculos para los mismos haces pero cambiando el tamaño de la ventana de cálculo y/o cambiando el tamaño de red también cambiando el centro red.
2. Comparar los resultados de estos cálculos: estos deben coincidir, excepto para cambios de resolución debido a cambios en el tamaño de red.

4. Comparar los cálculos manuales y el sistema de planificación.

Prueba 3: Campos con cuñas.

Propósito: Confirmar el uso apropiado del factor de cuña, correcciones de cuña, relaciones de cuña fuera del eje y otros aspectos relacionados a la cuña para cálculos de UM, utilizando planes con muchos campos.

Procedimiento:

1. Crear un plan con tres campos (AP y dos laterales) fuera del centro en un fantoma rectangular. Usar tamaños de campo de 5cm x 5cm, 10cm x 20cm y 20cm x 40cm (o el tamaño de campo más grande que permita la cuña). Usar diferentes cuñas en cada campo.
2. Calcular manualmente las MU y utilizando el sistema de planificación para cada campo y comparar los resultados.
3. Modificar el plan rotando las cuñas (cambiando los tamaños de campos y profundidades usadas para cada cuña), calcular manualmente las MU y usando el sistema de planificación y comparar.

Prueba 4: Campos con bloques.

Propósito: Identificar y verificar los métodos utilizados para los cálculos de UMs de campos formados con bloques. Verificar los métodos usados para separar la dispersión del cabezal y del fantoma.

Procedimiento:

1. Realizar campos con bloques que incluyan: bloqueo en las esquinas, forma conformacional, forma compleja y cualquier otro tipo de forma estándar utilizada clínicamente.
2. Desarrollar para cada forma creada planes de tratamiento y cálculos de MUs de la siguiente manera:
 - Realizar los cálculos manuales de las MUs requeridas para estos campos.
 - Realizar los cálculos de las MUs utilizando el sistema de planificación para tomar en cuenta todos los efectos del bloqueo. Ingresar las formas de los bloques utilizando cada método que normalmente se usa clínicamente.

3. Confirmar que los cálculos de las tolerancias entre los dos métodos comparados están en el 3%.
4. Documentar todos los métodos del sistema de planificación y cálculos de MUs que posiblemente pueden ser usados para estos casos.

Prueba 4a: Bloqueo en el eje central.

Propósito: Identificar y verificar los métodos usados para cálculos de UMs cuando la forma del campo incluye bloqueo en el punto de normalización del plan o en el eje central del campo.

Procedimiento:

1. Realizar varios campos con bloqueo en el punto de normalización del haz o en el eje central del campo, mínimo cuatro formas.
2. Desarrollar un plan de tratamiento y cálculos de MUs, para cada forma, de la siguiente manera:
 - Realizar los cálculos manuales de las MUs requeridas para estos campos utilizando la metodología del cuadrado equivalente.
 - Realizar los cálculos de las MUs utilizando el sistema de planificación para tomar en cuenta todos los efectos del bloqueo.
3. Confirmar que los cálculos de las tolerancias entre los dos métodos comparados están en el 3%.
4. Documentar todos los métodos del sistema de planificación y cálculos de MUs que posiblemente puedan ser usados para estos casos.

Prueba 5: Campos formados con el colimador multihojas.

Propósito: Identificar y verificar los métodos utilizados para cálculos de UMs cuando la forma del campo incluye MLCs. Verificar los métodos usados para separar la dispersión por el cabezal y del fantoma.

Procedimiento:

1. Realizar campos formados con MLC que incluyan: bloqueo en las esquinas, forma conformacional, forma compleja y cualquier otro tipo de forma estándar utilizada clínicamente.

2. Desarrollar un plan de tratamiento y cálculos de MUs, para cada forma, de la siguiente manera:

- Realizar los cálculos manuales de las MUs requeridas para estos campos.
 - Realizar los cálculos de las MUs utilizando el sistema de planificación para tomar en cuenta todos los efectos del bloqueo. Ingresar las formas de las MLC utilizando cada método que normalmente se usa clínicamente.
3. Confirmar que los cálculos de las tolerancias entre los dos métodos comparados están en el 3 %.
4. Documentar todos los métodos del sistema de planificación y cálculos de MUs que posiblemente puedan ser usados para estos casos.

Prueba 5a: Bloqueo en el eje central por el colimador multihojas.

Propósito: Identificar y verificar los métodos utilizados para cálculos de UMs cuando la forma del campo incluye bloqueo del plan en el punto de normalización o eje central del haz.

Procedimiento:

1. Realizar varios campos con bloqueo en el punto de normalización del haz o en el eje central del campo, mínimo cuatro formas.
2. Desarrollar un plan de tratamiento y cálculos de MUs, para cada forma, de la siguiente manera:
 - Realizar los cálculos manuales de las MUs requeridas para estos campos.
 - Realizar los cálculos de las MUs utilizando el sistema de planificación para tomar en cuenta todos los efectos del bloqueo.
3. Confirmar que los cálculos de las tolerancias entre los dos métodos comparados están en el 3 %.
4. Documentar todos los métodos del sistema de planificación y cálculos de MUs que posiblemente puedan ser usados para estos casos.

Prueba 6: Correcciones de inhomogeneidades.

Propósito: Verificar los métodos utilizados para realizar cálculos de unidades monitor cuando se usan las correcciones de inhomogeneidad en el sistema de planificación. Determinar cómo las diferencias en la dosis absoluta del plan y puntos de normalización del haz son sostenidas y documentadas.

Procedimiento:

1. Realizar planes de tratamiento en varios fantasmas con diferentes inhomogeneidades y calcular las MU con y sin la corrección de inhomogeneidades. Mínimo cuatro fantasmas.
2. Comparar las distribuciones de dosis relativas y cálculos de MU para las dos situaciones.
3. Confirmar que los efectos de inhomogeneidad son sostenidas consistentemente.
4. Documentar cada método que podría ser utilizado por el sistema de planificación y cálculos de MU para cada caso y confirmar que las MUs calculadas están dentro la tolerancia permitida.
5. Utilizar cada método de normalización del plan disponible.

Prueba 7: Puntos fuera del eje.

Propósito: Verificar los métodos utilizados para calcular la dosis en puntos fuera del eje.

Procedimiento:

1. Crear un fantoma para el cual sea necesario el cálculo de un punto fuera del eje.
2. Diseñar un campo de tratamiento de prueba y definir las localizaciones de puntos de cálculo fuera del eje.
3. Realizar cálculos manuales y en el sistema de planificación de la dosis a los puntos fuera del eje incluyendo cálculos de MUs.
4. Comparar los resultados entre los dos métodos.
5. Repetir el procedimiento usando varias configuraciones del campo.

Prueba 8: *Prescripción de la dosis.*

Propósito: Confirmar el uso consistente de la prescripción de la dosis entre el uso del plan del sistema planificación y cálculos de MUs. Determinar si existen limitaciones en prescripciones permitidas.

Procedimiento:

1. Definir la dosis que se prescribe al plan y calcular las MUs requeridas para entregar el tratamiento. Esto para diferentes situaciones.
2. Confirmar que existen cambios apropiados en las MUs al cambiar la dosis prescrita.
3. Especificar ejemplos de situaciones así como entrega de 50Gy en 25 fracciones al 95 % de la curva de isodosis del plan, normalizada la dosis al isocentro.

Prueba 9: *Unidades de distribución de dosis.*

Propósito: Confirmar el uso consistente de la dosis visualizada con cálculos de MU, dependiendo de las unidades escogidas para la visualización de la distribución de dosis por el sistema de planificación.


Procedimiento:

1. Escoger un plan con multihojas y variar la visualización de la distribución de dosis.
2. Escoger la misma curva de isodosis de prescripción.
3. Calcular las MUs requeridas para cada campo.
4. Comparar las MUs para cada método: Las MUs deben ser constantes, independientes de la manera en la cual la distribución de dosis es representada.

Tabla D.4: Recolección de datos de las pruebas del comisionamiento del haz

TRS - 430

SOLCA - NÚCLEO DE QUITO



FORMULARIO 2
Comisionamiento del haz

Realizado por: _____

Fecha: _____

Sistema de Planificación: _____

Versión del Software: _____

Acelerador Lineal: _____

Modelo & Número de Serie: _____

Energía: _____

Técnica: Fija (SSD) Isocéntrica (SAD)

Instrumentos de medida

Modelo de la cámara: _____

Número de serie: _____

Radio de la cavidad: _____

A prueba de agua: SI NO

Modelo del electrómetro: _____

Número de serie: _____

Factores de corrección

Factor de corrección del electrómetro P_{elect} : _____

Factor de Calibración $N_{D,w}^{60Co}$: _____

Factor de calidad del haz k_q : _____

Fecha del Reporte: _____

Factor de corrección por Presión y Temperatura

Factor de corrección por polarización

Factor de corrección por ionización

Medida corregida

Dosis en el punto de medida

TABLA 2.1

Prueba	Descripción	Cumple con lo recomendado
		si / no
P1	Capacidades y descripción de la unidad de tratamiento	
P2	Escala y convenciones de lectura de la unidad de tratamiento	
P3	Quijadas Asimétricas	
P4	Configuración de las quijadas del colimador	
P5	Quijadas Asimétricas	
P6	Definición de bloques y formas	
P7	Conformación del colimador multihojas	
P8	Delimitación automática del campo	
P9	Delimitación automática del campo	
P10	Localización del campo	
P11	Ángulos del Gantry, colimador y mesa	
P12	Cuñas (físicas, motorizadas y dinámicas)	
P13	Comprobación del uso de bolus	
P14	Visualización del haz en planos axiales	
P15	Visualización del haz en planos no axiales	
P16	Visualización del haz 3-D	
P17	Visualizaciones de la vista del haz y la anatomía	
P18	Cálculo de radiografías digitalmente reconstruidas y visualización	
P19	Visualización de imágenes portables	
P20	Múltiples funciones isocéntricas del haz	
P21	Coincidencia del campo	

$$P_{TP} = \left(\frac{273.2 + T}{295.2} \right) \left(\frac{101.33}{P} \right)$$

$$P_{pol} = \frac{M_{row} - M_{row}}{2M_{row}}$$

$$P_{ion} = \left[\frac{V_H}{1 - V_L} \right] \left[\frac{M_{row} \cdot V_H}{M_{row} \cdot V_L} \right]$$

$M = P_{ion} \cdot P_{TP} \cdot P_{elec} \cdot P_{Pol} \cdot M_{raw}$

$$D_w^Q = Mk_Q N_{D,w}^{60Co}$$

TABLA 2.2

Prueba	Descripción	Cumple con lo recomendado	
		si	no
P1	Campos cuadrados y rectangulares		
P2	Campos asimétricos		
P3	Campos formados con quijadas y bloques o colimador multihojas		
P4	Coordenadas de la mesaHaces fijos		
P5	Rotaciones en arco bidimensionales		
P6	Dependencia de la distancia fuente - superficie		
P7	Cuñas Físicas		
P8	Cuñas motorizadas		
P9	Cuñas dinámicas (virtuales)		
P10	Incidencia oblicua		
P11	Falta de dispersión		
P12	Comportamiento en la región de acumulación		
P13	Corrección de la densidad		

TABLA 2.4

Prueba	Descripción	Cumple con lo	
		si	no
P1	Selección del algoritmo		
P2	Corrección de inhomogeneidades		
P3	Validez del cálculo		
P4	Ventanas y red de cálculo		

TABLA 2.3

Prueba	Descripción	Cumple con lo	
		si	no
P1	Campos abiertos		
P2	Campos tangenciales		
P3	Campos con cuñas		
P4	Campos con bloques		
P4 (a)	Bloqueo en el eje central		
P5	Campos formados con el colimador multihojas		
P5 (a)	Bloqueo en el eje central por el colimador multih		
P6	Correcciones de inhomogeneidades		
P7	Puntos fuera del eje		
P8	Prescripción de la dosis		
P9	Unidades de distribución de dosis		

TABLA 2.3

Prueba	Descripción	Cumple con lo	
		si	no
P1	Campos cuadrados y rectangulares		
P2	Campos conformados		
P3	Colimación en la superficie		
P4	Dependencia de la distancia fuente superficie		
P5	Bolus		
P6	Forma del Bolus		
P7	Incidencia oblicua		
P8	Formas de superficies complejas		
P9	Corrección para altas densidades		
P10	Correcciones de inhomogeneidades basadas en la tomografía computerizada		

D.3. Grupo 3: Formularios de las Herramientas de Evaluación del Plan

D.3.1. Visualización de la dosis

Recolección de datos Formulario 3. Tabla 3.1

Prueba 1: Normalización del plan.

Propósito: Confirmar que la visualización de la dosis es correcta con diferentes tipos de normalización del plan.

Procedimiento:

1. Para casos clínicos estándares calcular la distribución de dosis y visualizar las curvas de isodosis o superficies en modos de visualizaciones axiales, sagitales, coronales y/o 3-D.
2. Marcar la localización de varias curvas de isodosis y superficies.
3. Transformar el plan de normalización.
4. Confirmar la localización correcta de las curvas relativas a la nueva dosis respecto a la inicial.
5. Pruebe cada variación de los modos del plan de normalización para el sistema.

Prueba 2: Curvas de isodosis y superficies.

Propósito: Verificar que las varias visualizaciones de superficies de isodosis y curvas de isodosis concuerdan.

Procedimiento:

1. Calcular las distribuciones de dosis 3-D para planes estándares.
2. Construir visualizaciones combinadas de varias geometrías.

Prueba 3: Puntos fríos y calientes.

Propósito: Si el sistema es capaz de determinar o documentar el punto máximo de dosis del plan, u otra información como esa, Verificar que el sistema lo hace correctamente.

Procedimiento: Probar el método dependiendo de las capacidades del sistema. En general verificar la precisión del sistema para localizar la región de dosis máxima para un número de diferentes planes. Recolección de datos Formulario 3. Tabla 3.1

Prueba 4: visualización del punto de dosis

Propósito: Verificar la consistencia de puntos de dosis visualizados con otras visualizaciones.

Procedimiento: Al igual que la prueba 3 de la visualización de la dosis. Realizar una prueba para confirmar la concordancia.

D.3.2. Histogramas dosis - volumen (DVH)

Prueba 1: Tipos de histogramas dosis - volumen.

Propósito: Verificar la capacidad para crear DVHs de diferentes tipos. Verificar la consistencia entre estos tipos.

Procedimiento:

1. Crear un fantoma simple con estructuras de prueba simples de volumen conocido.
2. Calcular la distribución de dosis de un plan simple y fácil comprendido con estas estructuras.
3. Verificar que cada uno de los tres histogramas coincidan con la distribución dosis calculada.
4. Hacer una copia impresa y confirmar la consistencia de la copia con los histogramas visualizados.

Prueba 2: Normalización del plan.

Propósito: Asegurar que los DVHs concuerdan con la distribución de la dosis como el tipo de cambios en la normalización del plan.

Procedimiento:

1. Usar una prueba anatómica simple y plan (como en el prueba 1 DVH).
2. Calcular las distribuciones de dosis de un plan simple con fácil comprensión de las distribuciones de dosis con estructuras de prueba.
3. Si el sistema de planificación permite, para cada tipo de normalización del plan, realizar los DVHs directos, acumulativos y diferenciales.
4. Verificar que los DVH coinciden con las distribuciones de dosis como con la normalización.
5. Si la normalización del plan puede ser cambiado sin tener que recalcular las distribuciones de dosis, realizar estos cambios, y volver a generar los DVHs y confirmar su precisión.
6. Imprimir DVHs para confirmar que las visualizaciones de dosis es mantenida en la copia.

Prueba 3: Comparación de dosis relativas y absolutas.

Propósito: DVHs pueden a menudo mostrar las visualizaciones de dosis absolutas y relativas (en el eje horizontal), aun si el plan fue calculado con otro tipo de normalización. Confirmar que los cálculos de DVH, basados en métodos de dosis absoluta y relativa, se realizan correctamente.

Procedimiento:

1. Usar la misma prueba anatómica simple y plan (como en el test 1 DVH).
2. Si el sistema de planificación permite, cambiar la visualización entre la dosis relativa (100 %) y la dosis absoluta (dosis total prescrita o dosis por fracción).
3. Confirmar la consistencia de la visualización.
4. Imprimir y confirmar la consistencia.

Prueba 4: Tamaño de la papelera del histograma de la dosis.

Propósito: El tamaño de la papelera de la dosis del histograma es un parámetro importante. La dosis comienza frecuentemente realizando cálculos de DVH diferenciales, el cual es entonces integrado de la forma acumulativa.

Si el DVH es calculado como una distribución de dosis -volumen, donde los valores de la dosis son simplemente clasificados y distribuidos en un intervalo regular, siendo innecesario una forma acumulativa. En cualquier caso, si el tamaño de la papelera es demasiado grande, entonces los resultados pueden ser imprecisos y no podrían ser comparados.

Procedimiento:

1. Si el TPS permite, para el fantoma de prueba (DVH 1). Realizar cálculos DVH para los dos diferentes tamaños de la papelera.
2. Realizar una comparación del resultado DVHs en forma directa, acumulativa y diferencial.
3. Confirmar por medio de cálculos manuales que DVHs directos y acumulativos concuerdan para los dos cálculos.
4. Comparar los DVH diferenciales y confirmar que ellos concuerdan.

Prueba 5: Estructuras combinadas.

Propósito: Confirmar que la flexibilidad en el uso de estructuras con la funcionalidad DVH funcionan correctamente. En particular, verificar que la habilidad de definir estructuras combinadas usando lógica booleana.

Procedimiento:

1. Crear Estructura 1 or Estructura 2.
2. Crear Estructura 1 - Estructura 2.
3. Crear Estructura 1 and Estructura 2.
4. Calcular los diferentes DVHs para las estructuras creadas.

Prueba 6: Consistencia con la visualización de la dosis.

Propósito: Debido a que existe dificultad para analizar la consistencia entre el DVH y la distribución de dosis visualizada, esto por las diferencias de cálculo y métodos visualizados, confirmar que los dos métodos de representación de la misma distribución de dosis son correctos.

Procedimiento: Confirmar la consistencia entre la distribución de dosis visualizada y la dependencia que tienen los DVHs de la red de cálculo de la dosis, el método de visualización de la superficie de isodosis, la red de cálculo DHV.

Prueba 7: Muestras de puntos de cálculo.


Propósito: Documentar y entender la resolución geométrica de los DVH y procesos de cálculo de la dosis.

Procedimiento:

1. Usar el mismo plan usado en la prueba 6.

2. Realizar cálculos de la dosis con diferentes tamaños de la red de cálculo o un número diferente de puntos aleatorio. Calcular los DVH y compararlos.
3. Si el sistema de planificación permite, escoger resoluciones diferentes de la anatomía de DVH, realizar diferentes cálculos de DVH y compararlos.

Tabla D.5: Recolección de datos de las pruebas referentes a los histogramas

TRS - 430	SOLCA - NÚCLEO DE QUITO	
FORMULARIO 3		
<i>Herramientas de evaluación del plan</i>		
Realizado por:	_____	_____
Fecha:	_____	_____
Sistema de Planificación:	_____	_____
Versión del Software:	_____	_____
Accelerador Lineal:	_____	_____
Modelo & Número de Serie:	_____	_____
Energía:	_____	_____

Prueba	Descripción	Cumple con lo recomendado	
		si	no
P1	<i>Normalización del plan</i>		
P2	<i>Curvas de isodosis y superficies</i>		
P3	<i>Puntos fríos y calientes</i>		
P4	<i>Visualización del punto de dosis</i>		

Prueba	Descripción	Cumple con lo recomendado

D.4. Grupo 4: Formularios de la Salida y Transferencia de los Datos del Plan

Prueba 1: *Coordenadas y escalas del sistema de planificación.*

Propósito: Determinar si el TPS representa las coordenadas de la máquina y escalas con su propio sistema o con un sistema específico de la máquina.

Procedimiento: Con la información de la documentación del TPS determinar si las lecturas del movimiento siempre son representados en la misma forma en el TPS o si esos valores son visualizados usando una escala específica por la máquina que pueda ser modificado para concordar con la máquina física.

Prueba 2: *Convenios de coordenadas y escalas para el sistema de planificación y equipos.*

Propósito: Confirmar los convenios generales de coordenadas y escalas a ser usadas por el sistema de planificación y/o equipos.

Procedimiento:

1. Determinar el convenio general a ser usado para cada máquina modelada.
2. Determinar si el sistema de planificación permite que el convenio general sea escogido correctamente para cada máquina simulada. La convención puede también ser comparada con convenciones de simulación.

Prueba 3: *Lecturas de los ángulos.*

Propósito: Verificar la precisión de transferencia para cada lectura de ángulo.

Procedimiento:

1. Ángulos para el cabezal, ángulos para el colimador, ángulos de la mesa y otros parámetros con ángulos, confirmar que las siguientes características son sostenidas correctamente: posición cero, dirección, unidades y resolución.
2. Usar planes con un número de campos que prueben en rango completo de los ángulos permitidos, transferir los planes a la máquina y

confirmar que las posiciones de la máquina concuerdan con la representación del TPS.

Prueba 4: *Coordenadas de la mesa.*

Propósito: Confirmar la precisión de la transferencia para cada coordenada de la mesa.

Procedimiento:

1. Movimientos de la mesa pueden ser definidos absoluta o relativamente y pueden ser basados en una escala no lineal.
2. Para la mesa x, y, z, confirmar que las siguientes características son sostenidas correctamente: posición cero, dirección, unidades y resolución.
3. Usar planes de muestra con un número de campos que prueben el rango completo de los movimientos permitidos de la mesa, transferir los planes a la máquina y confirmar que la posición de la máquina concuerda con la representación en el TPS.

Prueba 5: *Quijadas.*

Propósito: Confirmar la transferencia de la información del tamaño de campo y posición de las quijadas.

Procedimiento:

1. Crear planes para verificar el rango entero de la posición de las quijadas, incluyendo campos pequeños, campos grandes, el uso de quijadas x asimétricas, el uso de quijadas y asimétricas y el uso de quijadas x y y asimétricas.
2. Transferir cada plan a la máquina.
3. Confirmar la correcta posición de las quijadas.

Prueba 6: *Definición de la máquina.*

Propósito: Confirmar la concordancia de la descripción de la máquina usada en el TPS con los parámetros de la máquina de tratamiento.

Procedimiento: Para cada parámetro en la base de datos de descripción de cada máquina ingresado en el sistema de planificación, confirmar la precisión

de cada parámetro. Recolección de datos Formulario 4. Tabla 4.1

Prueba 7: Movimientos de la máquina.

Propósito: Confirmar la precisión de la transferencia de los datos de la máquina desde el sistema de planificación.

Procedimiento:

1. Ángulo del gantry: mínimo, máximo, resolución y velocidad.
2. Ángulo del colimador: mínimo, máximo, resolución y velocidad.
3. Ángulos de la mesa: mínimo, máximo, resolución y velocidad.
4. X, y, z de la mesa: mínimo, máximo, resolución y velocidad.

Prueba 8: Cúñas.

Propósito: Confirmar la precisión de transferencia de cada cuña.

Procedimiento: La mayoría de las máquinas de tratamiento son equipadas con una o más cúnas, incluyendo configuraciones de cúnas dinámicas.

1. Crear planes que usen cada cuña, en cada dirección diferente de uso que sea permitido, y transferirlo a la máquina, registrando cuidadosamente la rotación del colimador a ser usado.
2. Confirmar que la cuña sea ubicada en la correcta orientación en la máquina. El uso de cúnas dinámicas o cúnas automáticas pueden requerir pruebas dosimétricas que la correcta distribución de dosis es generada por la máquina. También confirmar que campos grandes para cada cuña no sea permitido por el TPS y no pueda ser transferido a la máquina de tratamiento.
3. Confirmar que la identificación también es correcta.

Prueba 9: Bloques.

Propósito: Confirmar la precisión de transferencia de bloques del sistema de planificación máquina de tratamiento

Procedimiento: Los bloques son creados manualmente desde la BEV.

1. Transferir la forma del bloque desde el sistema de planificación, fabricar los bloques, instalarlos en la bandeja y probarlos en la máquina.
2. Irradiar una placa radiográfica ubicada en el isocentro de la máquina, alineada con los láseres.
3. Determinar la forma irradiada desde la placa y confirme la precisión con bloque.
4. Si la identificación de los códigos de la bandeja son disponibles, confirmar el comportamiento del sistema de identificación para cada bloque probado.

Prueba 10: Colimador Multihojas.

Propósito: Confirmar que la transferencia de los parámetros de las multihojas a la máquinas.

Procedimiento:

1. Para cada máquina con multihojas, crear algunas formas de multihojas incluyendo campos pequeños y grandes, y gran variedad de formas con aperturas muy asimétricas.
2. Transferir cada forma a la máquina.
3. Confirmar que las coordenadas sean correctas dentro del sistema de control de la máquina.
4. Irradiar una placa radiográfica con cada campo en aire a la distancia del isocentro.
5. Determinar la forma irradiada desde la placa y confirmar la concordancia con la forma planeada.

Prueba 11: Aplicadores para electrones.

Propósito: Confirmar la exactitud en la transferencia para cada aplicador de electrones.

Procedimiento:

1. Crear planes para cada aplicador y energía y transferir a la máquina.

2. Confirmar que el aplicador y energía posición de las quijadas son es- cogidas correctamente.

Prueba 12: Unicidad.

Propósito: Confirmar que todos los parámetros definidos para una máquina, haz u otro accesorio son únicos.

Procedimiento:

1. Crear algunos planes en el sistema de planificación que ejercite toda la funcionalidad de la descripción de la máquina, para cada máquina.
2. Transferir los planes a la máquina apropiada.
3. Confirmar que no existen problemas ambiguos durante la transferencia.

Prueba 13: Diversos dispositivos.

Propósito: Probar para otros accesorios.

Procedimiento:

1. Para cada accesorio simulado en el sistema de planificación, como compensadores y bolus, crear pruebas que verifiquen los límites de estas capacidades.
2. Transferir cada una a la máquina de tratamiento y confirmar que todos los parámetros relevantes son escogidos correctamente.

Prueba 14: Prescripción de la dosis.

Propósito: Confirmar la exactitud en la transferencia de información de la dosis y unidades monitor

Procedimiento:


1. Crear planes de prueba para una serie de protocolos de tratamientos normales, con sus prescripciones de dosis usuales.
2. Transferir estos planes a las máquinas de tratamiento apropiadas, incluyendo toda la información de dosis y prescripción.
3. Confirmar la precisa incorporación de toda la información en el sistema de control de la máquina para los tratamientos.

Tabla D.6: Recolección de datos de las pruebas referentes a la salida y transferencia del plan

TRS - 430 **SOLCA - NÚCLEO DE QUITO**

FORMULARIO 4

Salida del plan y transferencia de datos



Realizado por: _____

Fecha: _____

Sistema de Planificación: _____

Versión del Software: _____

Accelerador Lineal: _____

Modelo & Número de Serie: _____

Energía: _____

TABLA 4

Prueba	Descripción	Cumple con lo recomendado	
		si	no
P1	<i>Coordenadas y escalas del sistema de planificación</i>		
P2	<i>Convenios de coordenadas y escalas para el sistema de planificación y equipos</i>		
P3	<i>Lecturas de los ángulos</i>		
P4	<i>Coordenadas de la mesa</i>		
P5	<i>Quijadas</i>		
P6	<i>Definición de la maquina</i>		
P7	<i>Movimientos de la maquina</i>		
P8	<i>Cuñas</i>		
P9	<i>Bloques</i>		
P10	<i>Colimador Multihojas</i>		
P11	<i>Aplicadores para electrones</i>		
P12	<i>Unicidad</i>		
P13	<i>Diversos dispositivos</i>		
P14	<i>Prescripción de la dosis</i>		

D.5. Grupo 5: Formularios de las Pruebas Clínicas Generalidades

Propósito:

1. Tomar una situación clínica específica y realizar el proceso total de planeación.
2. Realizar la entrega de dosis.
3. Confirmar que la dosis absoluta entregada esta en los rangos de la tolerancia esperada.

Procedimiento:

1. Ingresar la descripción del fantoma en el sistema de planificación.
2. Ingresar el/los haces en el sistema de planificación.
3. Calcular el plan de tratamiento prescrito: entregar 2 Gy al punto de prescripción de dosis.
4. Calcular las unidades monitor de entrega al plan.
5. Reproducir el plan del sistema de planificación en el acelerador con un fantoma y hacer las medidas.
6. Analizar las medidas de dosis en el fantoma versus la dosis esperada del sistema de planificación.
7. Verificar están dentro del rango de tolerancia.

Prueba 1: *Caja de cuatro campos abiertos.*

Procedimiento:

1. Utilizar un fantoma rectangular con altura AP - PA de 20 - 25 cm y longitud lateral de 30 cm.
2. Crear un plan con cuatro campos, prescribir 2 Gy por fracción y calificar las unidades monitor.
3. Realizar las medidas con una cámara de ionización en el punto de prescripción de dosis dentro del fantoma y verificar que las tolerancias estén dentro del 2 %.

Recolección de datos Formulario 5. Tabla 5.1

Prueba 2: *Caja de cuatro campos con bloques en las esquinas.*

Procedimiento:

1. Utilizar un fantoma rectangular con altura AP - PA de 20 - 25 cm y longitud lateral de 30 cm.
2. Crear un plan de cuatro campos, cada campo debe contener bloqueo en las esquinas, además realizar un plan con bloqueo central. Prescribir 2 Gy por fracción y calcular las MUs.
3. Realizar las medidas con una cámara de ionización en el punto de prescripción de dosis dentro del fantoma y verificar que las tolerancias estén dentro del 2 %.

Recolección de datos Formulario 5. Tabla 5.2

Prueba 3: *Par de cuña.*

Procedimiento:

1. Utilizar un fantoma rectangular con altura AP - PA de 20 - 25 cm y longitud lateral de 30 cm.
2. Crear un plan con dos campos coaxiales que contengan cuña. Prescribir 2 Gy por fracción y calcular las unidades monitor.
3. Realizar las medidas con una cámara de ionización en el punto de referencia dentro del fantoma y verificar que las tolerancias estén dentro del 2 %.

Recolección de datos Formulario 5. Tabla 5.3

Prueba 4: *Plan con una tomografía computarizada.*

Procedimiento:

1. Realizar una tomografía computarizada de un fantoma rectangular (mismo fantoma de la prueba clínica 1) o antropomórfico.

2. Realizar un plan de cuatro campos usando los datos de la tomografía computarizada del fantoma. Prescribir 2 Gy por fracción y calcular las unidades monitor.
3. Realizar las medidas con una cámara de ionización en el punto de prescripción dentro del fantoma y verificar que las tolerancias estén dentro del 2%.

Recolección de datos Formulario 5. Tabla 5.4

Prueba 5: *Plan de próstata conformacional con múltiples campos coplanares.*

Procedimiento:

1. Utilizar un fantoma antropomórfico.
2. Realizar un plan de seis o siete campos, para un tratamiento conformacional utilizando multihojas. Prescribir 2 Gy por fracción y calcular las MUs.
3. Realizar las medidas con una cámara de ionización en el punto de prescripción dentro del fantoma y verificar que las tolerancias estén dentro del 2%.

Recolección de datos Formulario 5. Tabla 5.5

Prueba 6: *Plan de cráneo conformacional no-coplanar.*

Procedimiento:

1. Realizar una tomografía computarizada de un fantoma rectangular.
2. Crear un plan con dos campos laterales que contengan cuñas y un oblicuo anterior. Prescribir 2 Gy por fracción y calcular las unidades monitor.
3. Realizar las medidas con una cámara de ionización en el punto de prescripción dentro del fantoma y verificar que las tolerancias estén dentro del 2%.

Recolección de datos Formulario 5. Tabla 5.6

Prueba 7: *Plan combinado con fotones y electrones.*


Procedimiento:

1. Realizar una tomografía computarizada de un fantoma rectangular.
2. Crear un plan con fotones y electrones. Prescribir 1 Gy para fotones y 1 Gy para electrones por fracción a una profundidad de 1.5 cm y calcular las MUs.
3. Realizar las medidas con una cámara de ionización en el punto de prescripción dentro del fantoma.

Recolección de datos Formulario 5. Tabla 5.7

Tabla D.7: Recolección de datos de las pruebas clínicas generales

TRB - 430 **SOLCA - NÚCLEO DE QUITO**



FORMULARIO 5
Pruebas clínicas generales

Realizado por: _____
 Fecha: _____
 Sistema de Planificación: _____
 Versión del Software: _____

Acelerador Lineal: _____
 Modelo & Número de Serie: _____
 Energía: _____

Técnica: Fija (SSD) Isocéntrica (SAD)

Instrumentos de medida

Modelo de la cámara: _____
 Número de serie: _____
 Radio de la cavidad: _____
 A prueba de agua: SI NO

Modelo del electrómetro: _____
 Número de serie: _____

Factores de corrección

Factor de corrección del electrómetro P_{elec} : _____
 Factor de Calibración $N_{D,w}^{60Co}$: _____
 Factor de calidad del haz k_q : _____
 Fecha del Reporte: _____

Factor de corrección por Presión y Temperatura _____
 Factor de corrección por polarización _____
 Factor de corrección por ionización _____

Medida corregida _____

Dosis en el punto de medida _____

TABLA 5.1

T	Mraw +	VH	Kg
P	Mraw -	VL	Nd,w
FTP	Ppion	Ppion	F.C
	Ppion	Ppion	

DOSIS PRESCRITA _____
 % DOSIS PUNTO DE NORMALIZACIÓN _____
 Modelo de cámara _____

PACIENTE _____
 HC _____
 Modelo de electrómetro _____

CAMPOS	% DOSIS	DOSIS POR CAMPO [cGy]	MEDIDAS				ERROR POR CAMPO (%)
			MU	MEDIDAS ACUMULATIVAS (tG)	MEDIDAS POR CAMPO (tG)	DOSIS ACUMULATIVAS (cGy)	
AP	0.3						
PA	0.3						
LI	0.4						
LD	0.4						
dosis total	1						

TABLA 5.2

T	Mraw +	VH	Kg
P	Mraw -	VL	Nd,w
FTP	Ppion	Ppion	F.C
	Ppion	Ppion	

DOSIS PRESCRITA _____
 % DOSIS PUNTO DE NORMALIZACIÓN _____
 Modelo de cámara _____

PACIENTE _____
 HC _____
 Modelo de electrómetro _____

CAMPOS	% DOSIS	DOSIS POR CAMPO [cGy]	MEDIDAS				ERROR POR CAMPO (%)
			MU	MEDIDAS ACUMULATIVAS (tG)	MEDIDAS POR CAMPO (tG)	DOSIS ACUMULATIVAS (cGy)	
AP	0.3						
PA	0.3						
LI	0.4						
LD	0.4						
dosis total	1						

$$P_{TP} = \left(\frac{273.2 + T}{295.2} \right) \left(\frac{101.33}{P} \right)$$

$$P_{pol} = \left[\frac{M_{raw} - M_{raw}^-}{2M_{raw}} \right]$$

$$P_{ion} = \left[\left(1 - \frac{V_{tr}}{V_c} \right) \left(\frac{M_{raw} V_{tr}}{M_{raw} V_c} \right) \right]$$

$M = P_{ion} P_{TP} P_{elec} P_{pol} M_{raw}$

$D_w^0 = Mk_q N_{D,w}^{60Co}$

Bibliografía

- [1] Wolfgang, A. S. 2007. *Molecular Biology of Human Cancers*. Springer, Dordrecht.
- [2] Levitt, S. H., Purdy, J. A., Perez, C. A. y Vijayakumar S. 2006. *Technical Basis of Radiation Therapy*. 4ta. edición. Springer, Berlin.
- [3] Khan, F. M. 2010. *The Physics of Radiation Therapy*. 4ta. edición. Lippincott Williams and Wilkins, Minneapolis, MN.
- [4] Mayles, P., Nahum, A. y Rosenwald, J. C. 2007. *Handbook of Radiotherapy Physics: Theory and Practice*. Taylor and Francis Group, New York-London.
- [5] Goitein, M. 2008. *Radiation Oncology: a Physicist's-Eye View*. Springer Science-Business Media, LLC, New York.
- [6] Khan, F. M. 2007. *Treatment Planning in Radiation Oncology*. 2da. edición, Lippincott Williams and Wilkins, Minneapolis, MN.
- [7] Podgorsak, E.B. 2010. *Radiation Physics for Medical Physicists*. Springer-Verlag, Berlin.
- [8] Podgorsak, E. B. 2005. *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. 2da. edición. International Atomic Energy Agency, Vienna.
- [9] Ortiz, P. et al. 2009. *Preventing Accidental Exposures from New External Beam Radiation Therapy Technologies*. Draft 8. International Commission on Radiological Protection.
- [10] Varian Medical Systems. 2008. *Eclipse Algorithms Reference Guide*. Varian Medical Systems Inc., Palo Alto, CA.
- [11] Jerez, I., et. al. 2009. *Campos Conformados con Multiláminas*. Servicio de Radiofísica Hospitalaria. H.R.U. Carlos Haya.

- [12] Boyer, A., et. al. 2001. Basic Applications of Multileaf Collimators. Medical Physics Publishing, Madison, WI.
- [13] Mijnheer, B. et al. Monitor Unit Calculation for High Energy Photon Beams - Practical Examples
- [14] Bedford, J. L., Hansen, V. N. y Webb, S. 1998. The derivation of tissue-maximum ratio from percentage depth dose requires peak scatter factor to be considered a function of source-to-surface distance, *The British Journal of Radiology* 71: 876-881.
- [15] Wolfgang, A. S. 2007. Molecular Biology of Human Cancers. Springer, Dordrecht.
- [16] Attix, F. M. 1986. Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry. John Wiley and Sons Inc., New York.
- [17] Russell, K. H. y Bradley, J. R. 2007. Intermediate Physics for Medicine and Biology. Springer Science-Business Media, LLC, New York.
- [18] Kenneth, J. S. y Richard, E. F. 2002. Fundamentals Of Nuclear Science And Engineering. Marcel Dekker, Inc, New York.
- [19] Fathony, M. 2002. International Code Of Practice In External Radiotherapy Dosimetry. Dipresentasikan pada Semiloka Dosimetri Radioterapi Eksternal BATAN, Jakarta.
- [20] Smith, F. A. 2000. A Primer In Applied Radiation Physics. World Scientific Publishing Co. Re. Ltd., Danvers, MA.
- [21] Rogers, D.W.O. 1996. Fundamentals Of Dosimetry Based On Absorbed-Dose Standards. National Research Council of Canada.
- [22] Almond, P., Biggs, P., Coursey, B., Hanson, W., Saiful, M. y Nath, R. 1999. AAPM's TG-51 Protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams. *Med. Phys.* 26:1847-1870.
- [23] Kawrakow, I. 2005. On the effective point of measurement in megavoltage photon beams. Ionizing Radiation Standards, NRC, Ottawa.
- [24] Gibbons, P. 2000. Monitor Units For External Photon and Electron Beams. Advanced Medical Publishing Inc., Madison, WI.

- [25] Gasteren, J.J. et. al. 1998. Determination and Use of Scatter Correction Factors of Megavoltage Photon Beams. Netherlands Commission on Radiation Dosimetry, Amsterdam.
- [26] Lombardi, P., Fiorino C., Cattaneo G. y Calandrino R. 1997. *The British Journal of Radiology*, 70, 638-644.
- [27] Brady, L., Heilmann, H., Molls, M. 2006. Technical Basis of Radiation Therapy. 4th Revised Edition. Springer. Louisville, Kentucky.
- [28] Greene, F. L. 2004. TNM: Our Language of Cancer. CA Cancer J Clin. May-Jun; 54(3):129-30.
- [29] Gunilla, C., Bentel, R.N., R.T.T. 1992. Radiation Therapy Planning. 2nd Edition, McGraw-Hill.
- [30] Holder, A. y Salter, B. 2005. A Tutorial on Radiation Oncology and Optimization. Springer's International Series, Denver, CO.
- [31] Organismo Internacional de Energía Atómica. 2000. Aspectos Físicos de la Garantía de Calidad en Radioterapia. Protocolo de control de calidad del *Organismo Internacional de Energía Atómica*, OIEA Viena.
- [32] Aspradakis, M. M., Morrison, R. H., Richmond, N. D. y Steele A. 2003. Experimental verification of convolution/superposition photon dose calculations for radiotherapy treatment planning. *Phys. Med.* 48: 2873-2893.
- [33] IAEA, WHO, PAHO y ESTRO. 2000. Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy, Technical Reports Series No. 398 of the International Atomic Energy Agency. *IAEA*, Viena.
- [34] Peter, R. A., et. al. 2004. Commissioning and Quality Assurance of Computerized Planning Systems For Radiation Treatment of Cancer, Technical Reports Series No. 430 of the International Atomic Energy Agency, *IAEA*, Viena.
- [35] Benedick, F. et al. 1998. Quality Assurance for Clinical Radiotherapy Treatment Planning. Medical Physics, American Association of Physics in Medicine Radiation Therapy Committee Task Group 53. *Phys. Med.* 25: 1773-1829.
- [36] Delgado, J. M., García, V. F. y Millán, E. 2005. Protocolo de control de calidad en sistemas de planificación de terapia con radiaciones ionizantes. *Revista de Física Médica* 6(2): 89-92.

- [37] Korf, G.J. 2001. Quality Control of Treatment Planning Systems for Teletherapy. Executive Committee of the South African Medical Physics Society.
- [38] Mason, R. D., Lind, D. A. y Marchal, W. G. 2003. Estadística para Administración y Economía. 10a. Edición, Alfaomega, S.A. Mexico, D.F.
- [39] VARIAN Medical Systems. 1999. CadPlan 6.7 External beam modelling configuration. Varian Medical Systems, Inc. Palo Alto CA.
- [40] VARIAN Medical Systems. 1999. CadPlan 6.7 External beam modelling physics. Varian Medical Systems, Inc. Palo Alto CA.