



UNIVERSIDAD NACIONAL DE COLOMBIA

**ANÁLISIS DE PARÁMETROS TÉCNICOS Y DOSIMÉTRICOS EN EL
COMISIONAMIENTO DE ACELERADORES LINEALES CLÍNICOS ELEKTA
SYNERGY PLATFORM**

Kewin W Lazaro Sandoval

**Universidad Nacional de Colombia
Facultad de Ciencias, Departamento de Física
Bogotá D.C., Colombia
2016**

**ANÁLISIS DE LOS PARÁMETROS TÉCNICOS Y DOSIMÉTRICOS EN EL
COMISIONAMIENTO DE ACELERADORES LINEALES CLÍNICOS ELEKTA
SYNERGY PLATFORM**

Kewin W Lazaro Sandoval

**Trabajo presentado como requisito parcial para optar al título de:
Maestría en Física Médica**

**Directora:
María Cristina Plazas, Ph.D y PD**

**Línea de Investigación:
Radioterapia**

**Universidad Nacional de Colombia
Facultad de Ciencias, Departamento de Física
Bogotá D.C., Colombia
2016**

A Dios y a mi Familia

Agradecimientos.

Agradezco principalmente a Dios por permitirme conocer parte de su creación y mostrarme la forma de ponerla al servicio del mundo, por sus innumerables bendiciones y por guiarme en silencio hasta lo que soy hoy.

A mi familia especialmente a mi madre por su apoyo incondicional, por creer en mí sin desfallecer, dándome voces de aliento para poder salir cada día con el mejor deseo de mejorar.

A mis amigos y compañeros de estudios que me apoyaron en cada paso que daba, a mi hermano Axel Simbaqueba que hizo más fraternos los años de estudio pudiendo aprovechar al máximo cada momento y esfuerzo por aprender.

A la profesora María Cristina Plazas por sus conocimientos, confianza, motivación y dedicación que sin lugar a dudas fueron fuente de inspiración para este trabajo.

Al Instituto Nacional de Cancerología E.S.E (INC) “la mejor escuela”, especialmente al grupo de Radioterapia y Física Médica a todo su personal médico y técnico, al profesor Alfonso Mejía por compartirme su invaluable experiencia.

A Doral Imaging International Colombia S.A.S quienes me abrieron sus puertas y dieron su voto de confianza para la ejecución de este trabajo, al Dr. Alberto Gildemontes Pérez que con fraternidad me acogió en su proyecto CIRA (Centro de Imaginología y Radioterapia de América) sin ellos la realización de este trabajo no sería posible.

RESUMEN

En este trabajo final de maestría se presentan las cantidades de influencia en la aceptación específica para aceleradores lineales clínicos Elekta Synergy Platform evaluando: controles de seguridad de la instalación, funcionamiento mecánico y dosimétrico. Gran parte de este trabajo está dirigido a la realización del comisionamiento dosimétrico del equipo antes mencionado reportando los datos exigidos por el sistema de planificación dosimétrica XIO, los datos que se adquieren para fotones de 6 MeV y 15 MeV y para aditamentos como colimadores multiláminas (MLC), cuñas motorizadas y bandejas de PMMA que serán usadas en técnicas Conformacionales (3D-CRT) y de intensidad modulada IMRT, resaltando la influencia de todas las cantidades medidas sobre la dosis entregada. A lo largo de todo el trabajo se valoran las medidas realizadas y se hacen recomendaciones sobre las mismas, el resultado final es verificar que los datos son aptos para realizar el modelaje del acelerador para su posterior uso en los algoritmos de cálculo de dosis y pueda ser usado clínicamente.

Palabras clave: Comisionamiento, acelerador lineal, PDD, Perfil de dosis, Dispersión, Planificación.

ABSTRACT

This master's degree final project provides the influence quantities involved in the process, related to specific acceptance for Elekta Synergy Platform clinical linear accelerators according to the following items were assessed: setting-up safety control, mechanical operation and dosimetric performance.

The mainly purpose of this work is aimed to make the device dosimetric commissioning, in which required data by the dose planning system XIO, are reported. Data are related with 6 MeV and 15 MeV photons and devices like multileaf collimators (MLC), motorized wedges and plates made of PMMA. These parameters are going to be implemented in conformational techniques (3D-CRT) and intensity modulated techniques (IMRT). The influence of all these parameters in released dose is highlighted. Throughout this master's degree final project, there are a review about the measuring quantities and some recommendations to verify, that the data are adequately modeled for the linear accelerator, and it is ready to be implemented in dose calculation algorithms and in clinical use.

Keywords: commissioning, linear accelerator, PDD, dose profile, scattering, radiotherapy planning.

CONTENIDO

Objetivo general..... 3

Objetivos específicos..... 3

Capítulo 1..... 4

1. Principios básicos en el comisionamiento de aceleradores lineales clínicos..... 4

 1.1 Unidades dosimétricas de interés para el comisionamiento de aceleradores clínicos 4

 1.1.1 Fluencia..... 4

 1.1.2 Tasa de fluencia..... 5

 1.1.3 Fluencia de energía 5

 1.1.4 Tasa de fluencia de energía 6

 1.1.5 Kerma 6

 1.1.6 Dosis absorbida..... 7

 1.2 Teoría de la cavidad..... 10

 1.2.1 Poder de frenado..... 10

 1.2.2 Teoría de Bragg-Gray..... 11

 1.2.3 Teoría de Spencer-Attix..... 15

 1.3 Cantidades de interés en haces de radiación ionizante 16

 1.3.1 Porcentaje de Dosis en Profundidad (PDD) 16

 1.3.2 Factor de Retrodispersión (BSF)..... 20

 1.3.3 Factor de colimación (S_c) 20

 1.3.4 Factor de dispersión por Phantom o simulador físico (S_p) 21

 1.3.5 Relaciones: Tejido Phantom y Tejido Máximo (TPR y TMR) 22

 1.4 Relaciones fuera del eje central del haz 24

 1.4.1 Planicidad..... 24

 1.4.2 Simetría 24

 1.5 Arquitectura básica de aceleradores clínicos..... 25

Capítulo 2..... 31

2. Pruebas de aceptación y medidas para el comisionamiento..... 31

 2.1 Instrumentación 31

 2.2 Parámetros técnicos de aceptación..... 35

 2.2.1 Controles de seguridad 35

 2.2.2 Pruebas mecánicas..... 36

 2.2.3 Pruebas dosimétricas..... 37

 2.3 Montaje experimental 37

Contenido

2.4	Pruebas y procedimientos de aceptación realizados por el cliente para aceleradores Elekta Synergy Platform.	42
2.4.1	Posición del isocentro para retículo.....	42
2.4.2	Posición del isocentro para Gantry	42
2.4.3.	Características de la dosis en profundidad.....	43
2.4.5	Uniformidad de campos de rayos x	43
2.5	Datos del haz para XIO.....	44
2.5.1	Datos requeridos de fotones para XIO	44
2.5.2	Datos requeridos por XIO para técnicas IMRT.	46
Capítulo 3.....		47
3	Resultado del comisionamiento para Fotones	47
3.1.	Resultado pruebas de aceptación	47
3.1.1.	Posición del isocentro para retículo	47
3.1.2.	Posición del isocentro para Gantry	48
3.1.3.	Características de la dosis en profundidad.....	49
3.2.	Comisionamiento para heces de fotones.....	51
3.3.	Medidas para el factor de dispersión	66
3.4.	Transmisión de bandeja sin huecos.....	68
Capítulo 4.....		71
4	Resultado comisionamiento para IMRT.....	71
4.1	Comisionamiento IMRT.....	71
4.2	Factor de dispersión total IMRT.....	77
Capítulo 5.....		79
5.	Análisis y conclusiones	79
5.1	Análisis a las pruebas del fabricante	79
5.1.1	Controles de seguridad del equipo y la instalación.....	79
5.1.2	Radiometría.....	80
5.1.3	Pruebas mecánicas	81
5.1.4	Pruebas dosimétricas.	81
5.2	Comisionamiento a fotones	82
5.2.1	Porcentajes de dosis en profundidad.....	82
5.2.2	Perfiles de dosis, simetría, planicidad y transmisión de MLC.....	84
5.2.3	Factor de dispersión	86
5.3	IMRT.....	87
5.3.1	Colimación para campos de radiación pequeños	87

Contenido

5.3.2 PDD, Transmisión y dispersión total MLC.....	87
BIBLIOGRAFÍA.....	89

INDICE DE FIGURAS

Figura 1-1: Radiación en el punto p en términos de la radiación que atraviesa la esfera de superficie S. [3] Adaptado de Attix. Frank Herbert. Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry, 2004. Página 6.....5

Figura 1-2: Relación entre Dosis absorbida y Kerma de colisión para haces de fotones de Megavoltage. [2] Adaptado de KHAN. Failz M. "The Physics of Radiation Therapy", 2003. Página 108.....9

Figura 1-3: Fluencia de partículas cargadas atravesando una interfaz de dos medios Agua y Gas.12

Figura 1-4 :Cavidad de aire inmersa en agua en la teoría de B-G13

Figura 1-5 : Esquema para medir el Porcentaje de dosis en Profundidad PDD. [2] Adaptado de KHAN. Failz M. "The Physics of Radiation Therapy", 2003. Página 162.....17

Figura 1-6 : Variación de la región del Build-up con cambios de la energía en haces de fotones. [16] Adaptado de Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students, International Atomic Energy Agency, 2005.Página 182.18

Figura 1-7 : Comportamiento del Factor de Dosis Relativa (RDF) a un campo de 10x10 cm². [16] Adaptado de Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students, International Atomic Energy Agency, 2005.Página 179.19

Figura 1-8 : Esquema para la estimación del *factor de Mayneord*. . [2] Adaptado de KHAN. Failz M. "The Physics of Radiation Therapy", 2003. Página 167.....20

Figura 1-9 : Geometría para medir el factor de colimación respecto a un campo de 10x10 cm². [16] Adaptado de Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students, International Atomic Energy Agency, 2005.Página 178.21

Figura 1-10 : Factor de dispersión por colimación y factor de dispersión por phantom para un campo de referencia de 10x10 cm² para haces de radiación de fotones. [16] Adaptado de Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students, International Atomic Energy Agency, 2005.Página 179.....22

Figura 1-11 : Representación de la definición de la relación Tejido-Phantom para la dosis a profundidad D_d respecto a la profundidad de referencia D_{t0}. . [2] Adaptado de KHAN. Failz M. "The Physics of Radiation Therapy", 2003. Página 180.....22

Contenido

Figura 1-12 : Componentes básicos globales de un acelerador lineal. [7] Tomado de SÁNCHEZ GALIANO, Pedro, “Introducción a la física de la radioterapia”. Página 29.....	26
Figura 1-13 : Esquema básico del cañón de electrones. [7] Tomado de SÁNCHEZ GALIANO, Pedro, “Introducción a la física de la radioterapia”. Página 26.....	27
Figura 1-14 : Esquemas de la guía aceleradora para aceleradores lineales. [7] Tomado de SÁNCHEZ GALIANO, Pedro, “Introducción a la física de la radioterapia”. Página 26.....	28
Figura 1-15 : Arquitectura típica para cabezales de aceleradores clínicos. [7] Tomado de SÁNCHEZ GALIANO, Pedro, “Introducción a la física de la radioterapia”. Página 27.....	29
Figura 1-16 : Cabezal en el caso de un tratamiento con electrones. [7] Tomado de SÁNCHEZ GALIANO, Pedro, “Introducción a la física de la radioterapia”. Página 28.....	29
Figura 1-17 : Diagrama del sistema de colimación. [1] Tomado de MURCIA CAÑON, Gabriel. Caracterización física y dosimétrica de un sistema DMLC para uso en Radioterapia de Intensidad Modulada. Página 20.....	30
Figura 2-1 : Respuesta de detectores gaseosos según el potencial aplicado. [10] Adaptado de TURNER. James E. Atoms, Radiation, and Radiation Protection, 2007. Página 246.	32
Figura 2-2 : Cámara de ionización típica, (a) <i>Compact Chambers</i> (Cámaras Compactas), (b) <i>Plane Parallel Chamber</i> (Cámara Plano Paralela) recomendada para electrones de energía menor de 10 MeV [12]	33
Figura 2-3 : Tanque de acrílico del maniquí de agua Blue Phantom (iBA dosimeter)	38
Figura 2-4 : Esquema de conexiones del sistema de dosimetría Blue Phantom.....	38
Figura 2-5 : Ubicación de la cámara de campo.....	39
Figura 2-6 : Ubicación de la cámara de referencia	40
Figura 2-7 : Cámara de ionización con tapa de alineación.....	40
Figura 2-8 : Verificación del nivel de la cámara en la superficie del agua.....	41
Figura 2-9 : Tornillos de ajustes de nivel del Blue Phantom	41
Figura 3-1 : Porcentaje de dosis en profundidad a 10x10 cm ² y 6 MeV (prueba dosimétrica)...	50
Figura 3-2 : Porcentaje de dosis en profundidad campo de 10x10 cm ² y 15 MeV	50
Figura 3-3 : Perfiles de dosis para 6 MeV en diagonal campos 40X40 cm ² a (0.5, 1, 1.5, 2, 3, 5, 10,20) cm de profundidad.....	52
Figura 3-4 : Perfiles de dosis para 15 MeV en diagonal campos 40X40 cm ² a (0.5, 1.0, 1.95, 2.0, 2.45, 2.95, 3.0, 5.0, 10.0, 20.0, 30.0) cm de profundidad.....	53

Contenido

Figura 3-5 : PDDs de comisionamiento para campos cuadrados (en cm^2) de 3x3, 4x4, 5x5, 7x7, 10x10, 12x12, 15x15, 20x20 energía de 6 MeV.....	54
Figura 3-6 : PDDs de comisionamiento para campos cuadrados (en cm^2) de 3x3, 4x4, 5x5, 7x7, 10x10, 12x12, 15x15, 20x20 energía de 15 MeV.....	54
Figura 3-7 : Perfiles de dosis para 6 MeV.....	55
Figura 3-8 : Perfiles de dosis para fotones de 6 MeV por tamaño de campo.....	56
Figura 3-9 : Perfiles de dosis para 15 MeV.....	56
Figura 3-10 : Perfiles de dosis para 15MeV por tamaño de campo.....	57
Figura 3-11 : Cargas colectadas (nC) campos de 10X10 cm^2 para la energía de 6 MeV.....	58
Figura 3-12 : Cargas colectadas (nC) campo de 10X10 cm^2 para la energía de 15 MeV.....	58
Figura 3-13 : Perfiles de 3x3 cm^2 y 10x10 cm^2 , Cross-plane a la profundidad de 10 cm (6 MeV).	59
Figura 3-14 : Perfiles de 3x3 cm^2 y10x10 cm^2 , cross-plane a la profundidad de10 cm (15MeV).	60
Figura 3-15 : PDD con cuña única de 60° para la energía de 6 MeV	61
Figura 3-16 : PDD con cuña única de 60° para la energía de 15 MeV.	61
Figura 3-17 : Perfiles con cuñas para fotones de 6 MeV	62
Figura 3-18 : Perfiles con cuñas para fotones de 6 MeV	63
Figura 3-19 : Perfiles con cuñas para fotones de 15 MeV.	63
Figura 3-20 : Perfiles con cuñas para fotones de 15 MeV	64
Figura 3-21 : Perfiles de transmisión de las multiláminas campo asimétrico de 10x10 cm^2 6 MeV.....	65
Figura 3-22 : Perfiles de transmisión de las multiláminas campo asimétrico de 10x10 cm^2 15 MeV.....	65
Figura 3-23 : Factor de dispersión 6 MeV.....	67
Figura 3-24 : Factor de dispersión 15 MeV.....	68
Figura 4-1 : factor de colimación campos pequeños	73
Figura 4-2 : PDD campo 2x2 cm^2	74
Figura 4-3 : Perfiles de transmisión de las multiláminas	76
Figura 4-4 : Factor de dispersión campos pequeños	78
Figura 5-1 : Paradas de emergencia y enclavamientos	80
Figura 5-2 : Puntos de medida radiométrica	81

Contenido

Figura 5-3 : Divergencia en la profundidad de máxima dosis	83
Figura 5-4 : Posición de la cámara de ionización en la superficie del agua.....	83
Figura 5-5 : Efectos de la angulación del Gantry en el perfil de dosis.....	86
Figura 5-6 : Transmisión con: (a) solo MLCi2, (b) colimadores y MLC.....	88

INDICE DE TABLAS

Tabla 1-1: Profundidad para dosis máxima para algunas energías.....18

Tabla 2-1: Características de algunas cámaras de ionización (manual Omnipro).....33

Tabla 2-2: Resumen de algunas cantidades de influencia en la determinación de dosis en Phantom. [11].33

Tabla 2-3: Tolerancia de las pruebas mecánicas en un acelerador lineal de uso clínico [6]37

Tabla 2-4: Valores aceptados de calidad de haces en PDD a 10 cm.43

Tabla 2-5: Área definida para medir planicidad [13].....44

Tabla 3-1: Resultados para isocentro del retículo (crosswire)47

Tabla 3-2: Resultados para validación del isocentro del Gantry48

Tabla 3-3: Pruebas de seguridad y mecánicas mensuales49

Tabla 3-4: Resultados prueba de penetración de haces de fotones51

Tabla 3-5: Condiciones de medida para el factor de dispersión.....66

Tabla 3-6: Dosis para cada tamaño de campo (6 MeV)66

Tabla 3-7: Dosis para cada tamaño de campo (15 MeV)67

Tabla 3-8: Dosis en $D_{m\acute{a}x}$ sin bandeja (a): 6 MeV, (b): 15 MeV69

Tabla 3-9: Dosis en $D_{m\acute{a}x}$ con bandeja (a): 6 MeV, (b): 15 MeV69

Tabla 3-10: Dosis en Z_{ref} sin bandeja (a): 6 MeV, (b): 15 MeV.....69

Tabla 3-11: Dosis en Z_{ref} Con bandeja (a): 6 MeV, (b): 15 MeV.70

Tabla 4-1: Medidas para factor de colimación campo $1 \times 1 \text{ cm}^2$72

Tabla 4-2: Medidas para factor de colimación campo $2 \times 2 \text{ cm}^2$72

Tabla 4-3: Medidas para factor de colimación campo $5 \times 5 \text{ cm}^2$72

Tabla 4-4: Medidas para factor de colimación campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ 72

Tabla 4-5: Factor de colimación para campos pequeños IMRT73

Tabla 4-6: Dosis a isocentro en aire campo abierto sin MLC75

Tabla 4-7: Dosis a isocentro en aire campo cerrado con MLC.....75

Tabla 4-8: Dosis a isocentro en aire campo abierto sin colimador.....75

Tabla 4-9: Dosis a isocentro en aire campo cerrado con colimadores.....75

Tabla 4-10: factor de dispersión (TSCF) campos 1×1 , 2×2 , 5×5 y $10 \times 10 \text{ cm}^2$77

Contenido

Tabla 5-1: Planicidad y simetría 6 MeV, profundidad 10cm campos de (a): 10x10 y (b): 20x20	84
Tabla 5-2: Planicidad y simetría 15 MeV, profundidad 10cm campos de (a): 10x10 y (b):20x20	85
Tabla 5-3: Planicidad para campo de 10x10 para las energías de: (a) 6 MeV y (b) 15 MeV	86

Lista de símbolos y abreviaturas

Abreviatura	Término
3D-CRT:	Radioterapia Conformacional 3D
AAPM:	Asociación Americana de Física Médica
ADN:	Ácido Desoxirribonucleico
BSF:	Factor de Retro Dispersión
CCTV:	Circuito Cerrado de Televisión
$D_{\text{máx}}$:	Dosis Máxima
Gy:	Grey
HVL:	Capa Hemireductora
IAEA1151	Organismo Internacional de Energía Atómica
ICRU	Comisión Internacional de Unidades Radiológicas y Medidas
IMRT:	Radioterapia Intensidad Modulada
K_{elec} :	Factor de Corrección por Calibración de Electrómetros
k_{h} :	Factor de Corrección por Humedad
k_{pol} :	Factor de Corrección por Polaridad
k_{Q,Q_0} :	Factor de Corrección por Calidad de Radiación Respecto al Cobalto 60
k_s :	Factor de Corrección por Recombinación de Cargas
k_{TP} :	Factor de Corrección por Presión y Temperatura
kV:	Kilovoltios
LSCD:	Laboratorio Secundario de Calibración Dosimétrica
MeV:	Mega Electrón Voltios
MLC:	Colimador Multiláminas
MLCi2:	Colimador Multiláminas Modelo i2
MW:	Megavatios

Contenido

Abreviatura	Término
OAR:	Relación Fuera de Eje, Órgano en Riesgo
PDD:	Porcentaje de Dosis en Profundidad
PMMA:	Polimetil Meta Quilato
RDF:	Factor de Dosis Relativa
SAD:	Distancia Fuente Eje
Sc:	Dispersión por Colimación
SP:	Dispersión por Simulador Físico
SSD:	Distancia de la fuente de radiación a la superficie
TG-51:	Grupo de Trabajo 51
TG106:	Grupo de Trabajo 106
TG-142:	Grupo de Trabajo 142
TMR:	Relación Tejido Máximo
TPR:	Relación Tejido Phatom
TPS:	Sistema de Planeación
TRS398:	Colección de Informes Técnicos No 398
TSCF:	Factor de Dispersión Total

Contenido

Símbolo	Término
ϕ	Fluencia
Ψ	Tasa de fluencia
φ	Fluencia de energía
$(R_{en})_u$	Energía de las partículas no cargadas entrando en el volumen de interés
$(R_{sale})_u^{nocar}$	Energía de las partículas no cargadas saliendo volumen excepto la Radiación perdida originada en Volumen de interés
ΣQ	Energía derivada de la masa en reposo o energía interna
$\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho}$	Coefficiente másico de transferencia de energía
\bar{g}	Es la fracción promedio de la energía perdida en procesos radiactivos por interacción con núcleos atómicos.
$D_{m\acute{a}x}$	Dosis máxima
D_z	Dosis en la profundidad de referencia
$\left(\frac{dT}{dx}\right)$	Poder de frenado
$\left(\frac{dT}{\rho dx}\right)$	Poder de frenado másico
T	Energía cinética

INTRODUCCIÓN

Desde 1895 cuando Roentgen hizo el descubrimiento los rayos X con tubos de rayos catódicos, la forma de producir estos haces de radiación, ha cambiado sustancialmente incurсионando cada vez más en el uso de alta tecnología que exige mayor comprensión, soporte y control de la radiación producida.

La radioterapia es una técnica terapéutica de uso común en el manejo de enfermedades neoplásicas, proporcionando resultados contundentes en el control y curación de dichas enfermedades. El uso de las radiaciones ionizantes para apoyo diagnóstico y terapéutico desde sus inicios ha sido ampliamente difundido, hoy más del 50% de los pacientes con cáncer son tratados con terapia de radiación [1]. La radioterapia utiliza los efectos de la interacción de la radiación ionizante con la materia para producir daños sobre las células, directamente al núcleo celular en la estructura misma del ADN, daños o indirectamente por la producción de radicales libres generados por la radiólisis del agua considerando estos daños como determinísticos o estocásticos.

El objetivo principal de la radioterapia es causar el mayor impacto o efecto radiobiológico a las células malignas protegiendo al máximo el tejido sano, esto pone entonces fuertes limitaciones al tratamiento pero al mismo tiempo motiva a conocer los fundamentos físicos de esta práctica para aumentar su eficiencia y mejorar la entrega de dosis. Por un lado tenemos la probabilidad de control tumoral y por el otro se cuenta con la probabilidad de causar efectos colaterales al tejido normal. La brecha entre estos dos factores es la que proporciona la ventana terapéutica que cada día se busca el mejor aprovechamiento.

La incursión de aceleradores lineales para uso clínico ha proporcionado una gama de energías y herramientas que mejoran la colimación, la calidad de los haces y la entrega de dosis ya que permiten manipular las características físicas del haz que son de interés para distribuir la dosis de radiación.

Conocer los parámetros físicos de la producción de haces de radiación conjuntamente con las variables dosimetrías propias de estos haces ionizantes permiten al usuario poner confianza absoluta en la radiación como herramienta terapéutica, en el afán de caracterizar disimétricamente a la radiación ionizante es fundamental saber interpretar las variables físicas involucradas en su descripción, es aquí donde inicia el interés por medir y caracterizar en profundidad el haz de radiación el cual es el objeto final de este trabajo.

El presente trabajo final de maestría tiene como principal finalidad realizar las pruebas de aceptación y caracterización dosimétrica para haces de fotones de 6 MeV y 15 MeV en aceleradores lineales clínicos particularmente Elekta Synergy Platform y estimar que variables tienen influencia en la determinación de la dosis de radiación y que aspectos entran en consideración durante la aceptación de aceleradores lineales clínicos.

Objetivo general

- Realizar el Comisionamiento, pruebas de aceptación, análisis físico y dosimétrico para la puesta en marcha de un acelerador lineal clínico Synergy Platform a partir de la adquisición de datos en simuladores físicos (maniquíes) de agua con cámaras de ionización.

Objetivos específicos

1. Realizar pruebas técnicas en la aceptación de aceleradores lineales Clínicos.
2. Documentar y justificar las medidas dosimétricas (Interacciones dentro y fuera de eje) aplicadas a los haces de radiación de fotones durante la aceptación de aceleradores lineales clínicos Synergy Platform.
3. Fortalecer las habilidades técnicas necesarias para el uso de equipos de detección de radiación usados en la aceptación y comisionamiento de los aceleradores lineales para el ámbito clínico.
4. Describir los procedimientos experimentales para la medición de parámetros físicos de haces de radiación.
5. Realizar las medidas de caracterización de la radiación ionizante para uso clínico en haces terapéuticos de fotones tales como: porcentaje de dosis en profundidad, perfiles de dosis y relaciones fuera del eje del haz.
6. Describir y realizar las pruebas de aceptación de los colimadores multiláminas.
7. Describir y realizar las pruebas de aceptación técnicas y dosimétricas para haces con intensidad modulada (IMRT).
8. Analizar los datos adquiridos con base a recomendaciones internacionales como TG-106, TG-142, TG-51 confrontando esto con datos reales.
9. Reportar los resultados de las mediciones para el modelaje del equipo emisor para estación de cálculo XIO.

Capítulo 1

1. Principios básicos en el comisionamiento de aceleradores lineales clínicos.

En la descripción de haces de radiación, intervienen cantidades de interés dosimétrico que deben ser bien definidas y conocidas para interpretar de manera adecuada las características de la radiación ionizante. Las restricciones prácticas a la hora de medir, debido a la incertidumbre que introduce el hecho mismo de realizar una medida deben ser superadas, soportadas en una fuerte base teórica y técnica que de garantía de la magnitud medida. Así mismo conocer el comportamiento de las magnitudes físicas que intervienen provee una herramienta que permite diagnosticar la buena ejecución de las mediciones, es decir, que tan buenas son las medidas realizadas por esto se plantean los siguientes conceptos que intervienen durante la realización del comisionamiento y aceptación de aceleradores lineales clínicos.

Entendiendo el comisionamiento como el conjunto de procedimientos y pruebas que deben ser realizadas a aceleradores clínicos, que permiten evaluar condiciones mecánicas, de seguridad y dosimétricas para la puesta en marcha de los mismos y que estos puedan ser usados con finalidad terapéutica.

1.1 Unidades dosimétricas de interés para el comisionamiento de aceleradores clínicos

A continuación se presentan las unidades dosimétricas más relevantes a la hora de realizar las pruebas y procedimientos de aceptación de aceleradores clínicos, además de las teorías permiten validar la realización adecuada de estas medidas.

Para la definición de estas magnitudes conviene hacer uso de la figura 1-1 propuesta por ICRU1980

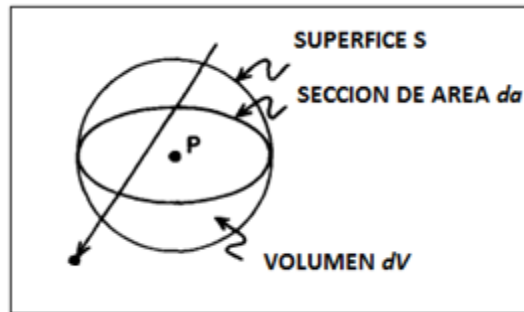
1.1.1 Fluencia

Considerando la cantidad N como el valor esperado del número de fotones que atraviesan una esfera finita alrededor del punto p (ver Figura 1-1) durante un intervalo de tiempo desde t_0 hasta cierto t . Si la esfera es reducida a un diferencial alrededor de p con área de sección transversal da se puede definir la cantidad *fluencia* ϕ como el número de fotones que ingresan a una esfera imaginaria de sección transversal con área da .

$$\phi = \frac{dN}{da}, \quad [\phi] = m^{-2} \quad (1)$$

Dimensionalmente $[\phi] = m^{-2}$

Figura 1-1: Radiación en el punto p en términos de la radiación que atraviesa la esfera de superficie S. [3] Adaptado de Attix. Frank Herbert. **Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry**, 2004. Página 6.



1.1.2 Tasa de fluencia

La *fluencia* ϕ puede ser definida mediante la ecuación (1) durante todo el intervalo de tiempo t desde $t = t_0$ con $\phi = 0$ hasta $t_{\text{máx}}$ donde $\phi = \phi_{\text{max}}$. Para cualquier intervalo de tiempo se puede definir la tasa de fluencia en el punto p como:

$$\varphi = \frac{d\phi}{dt} = \frac{d}{dt} \left(\frac{dN}{da} \right) \quad (2)$$

Donde $d\phi$ es el incremento de la *fluencia* en el diferencial de tiempo $dt[\varphi] = m^{-2}s^{-1}$

Se puede definir la fluencia como $\phi = \int_{t_0}^t \varphi dt = \varphi \Delta t$ en función de la tasa de *fluencia*.

1.1.3 Fluencia de energía

La fluencia de energía, es la cantidad que considera la energía de forma individual de cada fotón que ingresa a la esfera (ver figura 1-1), en la cual la energía de todos estos es sumada. Es decir es la cantidad de energía aportada por los haces de radiación que atraviesan una región finita del espacio. Si se considera R como el valor esperado de la energía total que ingresa a la esfera por N haces de radiación ionizante, atravesando la esfera finita alrededor del punto p (ver figura 1-1) desde un tiempo arbitrario t_0 hasta cierto t y además si la esfera es reducida a un elemento diferencial de sección transversal de área da , se puede expresar la fluencia de energía con la ecuación diferencial:

$$\psi = \frac{dR}{da} \quad (3)$$

Comúnmente expresada $[\Psi] = Jm^{-2}$

1.1.4 Tasa de fluencia de energía

Para cualquier instante de tiempo t entre t_0 y $t = t_{max}$ para la fluencia de energías $\Psi = 0$ y $\Psi = \Psi_{m\acute{a}x}$ se puede definir la tasa de fluencia en el punto p como [2]:

$$\psi = \frac{d\Psi}{dt} = \frac{d}{dt} \left(\frac{dR}{da} \right) \quad (4)$$

Comúnmente expresada $[\Psi] = Jm^{-2}s^{-1}$

Podría decirse que la tasa de fluencia de energía es la forma de como varia en el tiempo la fluencia de energía es decir, esta variable física considera las fluctuaciones temporales con que la energía de los haces de radiación atraviesan los volúmenes de interés

1.1.5 Kerma

La cantidad determinística Kerma K (*Kinetic Energy Released in the Medium*) es importante en la descripción de campos de radiación indirectamente ionizantes en el interior de un volumen de interés, considerando como radiación indirectamente ionizante las partículas no cargadas como los neutrones y los fotones ya que liberan partículas directamente ionizantes de la materia cuando interactúan con ella.

La cantidad Kerma K puede ser definida en términos de la energía transferida a un medio con elemento de volumen dV y masa dm , la energía transferida al volumen V está dada por la expresión:

$$\varepsilon_{tr} = (R_{en})_u - (R_{sale})_u^{nocar} + \sum Q \quad (5)$$

Dónde:

- $(R_{en})_u$: es la energía de las partículas no cargadas entrando en el volumen V ,
- $(R_{sale})_u^{nocar}$: es la energía de las partículas no cargadas saliendo del volumen excepto la Radiación perdida originada en V .
- $\sum Q$: es la energía derivada de la masa en reposo o energía interna de V .

La energía transferida no es más que la energía cinética recibida por las partículas cargadas en el volumen de interés V , así el Kerma para un punto ρ en el volumen V se define como:

$$K = \frac{d\varepsilon_{tr}}{dm} = \left[\frac{Julio}{Kg} \right] = [Gy] \quad (6)$$

Donde ε_{tr} es el valor esperado de la energía transferida al volumen en algún intervalo de tiempo t , así el Kerma es la energía transferida a electrones y positrones de un elemento de volumen por la unidad de masa del elemento de volumen. La energía cinética de los electrones puede ser gastada de dos formas: por interacciones coulombianas con electrones atómicos del

material absorbente llamado Kerma de colisión K_{col} o por interacción del campos eléctricos de los núcleos atómicos emitiendo rayos X llamado Kerma de radiación K_{rad} así:

$$K = K_{col} + K_{rad}$$

Los componentes del Kerma pueden entenderse dependiendo de cómo los electrones que absorben la energía del haz de radiación la gastan así:

K_{col} : el Kerma de colisión se debe a interacciones por medio de fuerzas coulombianas con los electrones del material absorbente, resultando en dispersión local de la energía como ionización y excitación en las cercanías de la trayectoria del electrón.

K_{rad} : el Kerma de radiación se debe a interacciones radiactivas con el campo de fuerza de Coulomb los núcleos atómicos, en el que los fotones son emitidos cuando los electrones se desacelera en las cercanías de los núcleos atómicos del material absorbente, los fotones aquí generados tienen mayor penetración que los electrones por lo que estos depositan su energía lejos de la trayectoria de los electrones que los generan

Para un haz de fotones que atraviesa un medio, el Kerma en un punto es directamente proporcional a la fluencia de energía y está dada por:

$$K_{col} = \Psi \left(\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right); [Gy] \quad (7)$$

$$K_{rad} = \Psi \left(\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right) \left(\frac{\bar{g}}{1 - \bar{g}} \right); [Gy] \quad (8)$$

Donde:

$\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho}$: Es el coeficiente másico promedio de transferencia de energía.

\bar{g} : Es la fracción promedio de la energía perdida en procesos radiactivos por interacción con núcleos atómicos.

1.1.6 Dosis absorbida

La dosis absorbida es quizá la magnitud de mayor interés en el estudio de las radiaciones, ya sean directas o indirectamente ionizantes y se relaciona con la cantidad de energía impartida (ICRU 1990) por la radiación ionizante en un medio de masa m de volumen finito V está definida como:

$$\varepsilon = (R_{en})_u - (R_{sale})_u + (R_{en})_c - (R_{sale})_c + \sum Q \quad (9)$$

Donde :

- $(R_{en})_u$ y $\sum Q$ representan las mismas cantidades de la ecuacion (5)

- $(R_{sale})_u$ es la energía de radiación de las partículas no cargadas que salen de V
- $(R_{en})_c$ es la energía de las partículas cargadas que ingresan al volumen V
- $(R_{sale})_c$ es la energía de las partículas cargadas que salen del volumen V

Así la energía absorbida en el punto p en el volumen V se define como:

$$D = \frac{d\varepsilon}{dm}; [Gy] \quad (10)$$

En presencia de equilibrio electrónico de partículas cargadas es decir cuando $(R_{en})_c = (R_{sale})_c$ la dosis D se puede expresar en términos de la fluencia de energía Ψ y el coeficiente másico de absorción de energía.

$$D = \Psi \frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho}$$

Y la tasa de dosis en el punto p viene dada

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt} = \frac{d}{dt} \left(\frac{d\varepsilon}{dm} \right); \left[\frac{Gy}{s} \right] \quad (11)$$

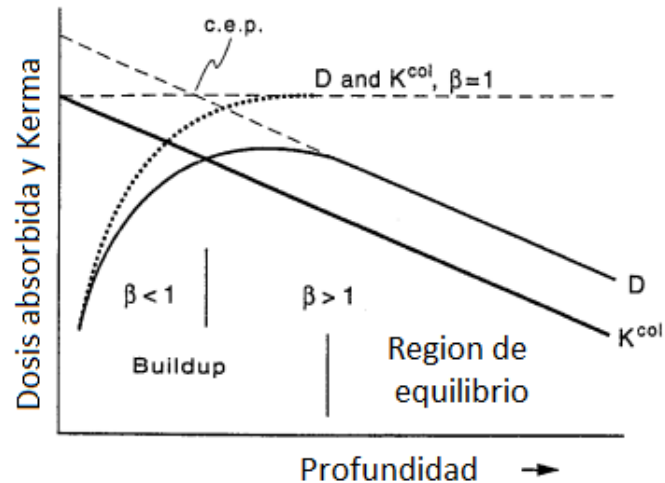
Es posible relacionar todas las unidades hasta ahora descritas, pero es de especial interés la relación entre la dosis absorbida y el kerma, dado que la mayoría de los fotones que atraviesan el volumen de interés lo abandonan generalmente se relaciona la dosis con el kerma de colisión encontrando una relación constante β entre la dosis D y el kerma de colisión K_{col}

$$\beta = \frac{D}{K_{col}} \quad (12)$$

Existiendo 3 posibles rangos para esta relación.

1. $\beta < 1$, considera que la energía cinética transferida es máxima en la superficie y disminuye con la profundidad, la dosis se acumula inicialmente a un valor máximo y después disminuye a la misma velocidad como el kerma. Antes de que las dos curvas (ver figura 1-2) se encuentran, la acumulación de electrones es menor hasta llegar al equilibrio.
2. $\beta = 1$, para este cociente muestra la posibilidad de la existencia de un equilibrio de partículas donde la energía transferida es igual a la cantidad de energía impartida.
3. $\beta > 1$, debido al efecto combinado de atenuación del haz de fotones, el movimiento de los electrones y debido a que la dosis se deposita por electrones que se originan previamente, se puede pensar en un punto en algún lugar a una distancia menor que el rango de los electrones.

Figura 1-2: Relación entre Dosis absorbida y Kerma de colisión para haces de fotones de Megavoltage. [2] Adaptado de KHAN. Faiz M. "The Physics of Radiation Therapy", 2003. Página 108.



La Figura 1-2 muestra el comportamiento comparativo entre dosis absorbida y el Kerma de colisión. Como fue mencionado anteriormente se muestran tres regiones bien definidas, dependiendo de los posibles valores de β . Particularmente, cuando el valor de β es igual a 1 se logra lo que se conoce como equilibrio electrónico de las partículas cargadas y a partir de ese momento el kerma de colisión y las dosis absorbidas se pueden comparar o equiparar. La razón de esto es debido a:

- En la superficie, cuando los haces de radiación impactan en la materia, la energía cinética transferida es máxima, produciendo ionizaciones. Los electrones aquí son capaces de viajar a profundidades mayores, por lo que depositan su energía en una profundidad diferente de donde fueron generados (caso $\beta < 1$).
- Los electrones que son generados en la superficie, depositan energía en una profundidad mayor, para cada energía de haz incidente, existe una profundidad a partir de la cual los electrones que llegan a transferir su energía son iguales a los electrones que abandonan esa profundidad. En este punto se logra el equilibrio electrónico de las partículas cargadas a esa profundidad y ahí toda la energía transferida es equiparable a la dosis absorbida.

1.2 Teoría de la cavidad

1.2.1 Poder de frenado

Para entender la teoría de la cavidad es necesario hacer uso de conceptos útiles a la hora de describir los procesos de deposición de energía en la materia por parte de la radiación ionizante, uno de ellos es el poder de frenado el cual se entiende como el valor esperado de la tasa energía perdida por unidad de longitud de trayectoria x de una partícula del tipo Y y energía cinética T en un medio de número atómico Z . El poder de frenado es convencionalmente escrito como $\left(\frac{dT}{dx}\right)$ y se expresa en julio por metro (J/m) aunque suele expresarse en MeV/s. Si se divide el poder de frenado entre la densidad ρ del medio absorbente resulta el conocido poder de frenado másico $\left(\frac{dT}{\rho dx}\right)$. Para el caso de las partículas cargadas el poder de frenado puede ser dividido en poder de frenado por colisión y poder de frenado de radiación; el término de la izquierda es la tasa de las pérdidas de energía por las colisiones suaves y fuertes. El término de la derecha es debido a las pérdidas de energía por la producción de radiación, la energía perdida por radiación es sacada de la trayectoria de la partícula mientras que la energía perdida por colisión produce ionizaciones y excitaciones contribuyendo a la dosis en las regiones cercanas a la trayectoria de la partícula.

$$\left(\frac{dT}{\rho dx}\right)_c = \left(\frac{dT_s}{\rho dx}\right)_c + \left(\frac{dT_h}{\rho dx}\right)_c \quad (13)$$

Donde el sub-índice c indica que se trata del poder de frenado por colisión, s y h representan interacciones suaves y fuertes respectivamente.

Las interacciones suaves, se entienden en las situaciones en las que la velocidad de la partícula incidente es mucho mayor que la máxima velocidad de un electrón de los orbitales atómicos. Las interacciones fuertes, dependen de la masa de la partícula cargada incidente ya sean electrones, positrones o una partículas pesadas.

El poder de frenado disminuye en los materiales a medida que aumenta su número atómico Z y depende de la velocidad de la partícula incidente en el medio absorbente, disminuye con aumentos de la velocidad de la partícula. Efecto contrario es notado sobre el poder de frenado cuando la partícula tiene carga neta alta es decir el poder de frenado aumenta cuando la carga neta de la partícula incidente es grande y es independiente de la masa de la partícula.

La dependencia del poder de frenado con la velocidad de la partícula se da como el inverso del cuadrado de la velocidad es decir que el poder de frenado disminuye con los aumentos de la velocidad y se espera que partículas de baja velocidad tengan poca penetrabilidad pero entreguen al medio rápidamente asiendo que el poder de frenado para esas partículas de poca velocidad sea mayor que las partículas con velocidades altas.

1.2.2 Teoría de Bragg-Gray

Es bien sabido que el proceso de medición trae consigo variaciones en la medida por la presencia del medio. Para medir directamente la dosis de radiación absorbida en un medio, se requiere de un dosímetro de medida que pueda ser colocado dentro del medio.

El único método directo para medir la dosis absorbida en un medio como el agua es la calorimetría que determina con el aumento de la temperatura de una masa de agua aislada del medio y este aumento en la temperatura está directamente asociado al a energía absorbida por unidad de masa. Como resultado de la necesidad de medir y la imposibilidad de usar métodos calorimétricos surgen métodos basados en la medida de la dosis de radiación mediante la medición de la ionización producida en cavidades gaseosas, corregida por las magnitudes de influencia. La forma de la dependencia de estas magnitudes de influencia son obtenidas a partir de diferentes teorías, que en últimas lo que buscan es presentar un modelo físico que sirva de herramienta para poder medir la dosis en un punto como si no fuese afectado por el instrumento de medida.

La teoría de Bragg-Gray fue la primera teoría desarrollada y además prueba una relación entre la dosis absorbida en un dosímetro y la dosis absorbida en el medio que lo contiene [4].

La base de la teoría de la cavidad de Bragg-Gray, está contenida en la ecuación que relaciona la dosis con la fluencia y el poder de frenado, es decir, para un haz que genere sobre un medio una fluencia ϕ de partículas cargadas idénticas con energía cinética T pasando a través de la interfaz de dos medios diferentes, por ejemplo gas y agua, como se muestra en la Figura 1-3 la dosis de radiación en el gas deberá expresarse como:

$$D_g = \phi \left[\left(\frac{dT}{\rho dx} \right)_{c,g} \right]_T \quad (14)$$

Donde:

D_g : Representa la dosis en el gas

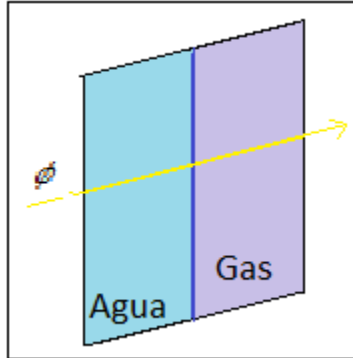
ϕ : Fluencia de partículas cargadas

T Es la energía cinética de las partículas cargadas

$\left(\frac{dT}{\rho dx} \right)_{c,g}$: Es el poder de frenado por colisión en el gas para las partículas cargadas con energía cinética T .

La ecuación 14 considera lo descrito en la sección 1.2.1 sobre el poder de frenado y contempla que la dosis en un medio es el producto entre la fluencia de partículas y el poder de frenado por colisión lo que también se establece para la dosis en el agua en la ecuación (15).

Figura 1-3: Fluencia de partículas cargadas atravesando una interfaz de dos medios Agua y Gas.



Para el agua la expresión para la dosis D_a es análogamente igual,

$$D_a = \phi \left[\left(\frac{dT}{\rho dx} \right)_{c,a} \right]_T \quad (15)$$

Dónde:

D_a : representa la dosis en el agua

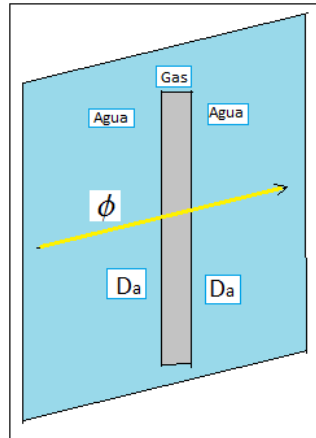
ϕ : Fluencia de partículas cargadas

T Es la energía cinética de las partículas cargadas

$\left(\frac{dT}{\rho dx} \right)_{c,a}$: es el poder de frenado por colisión en el agua para las partículas cargadas con energía cinética T

Primera aproximación: La primera aproximación de la teoría de Bragg-Gray es suponer que la fluencia de partículas se mantiene constante en la interfaz y las dosis entre los medios pueden ser relacionadas mediante el cociente entre los poderes de frenado máxicos de los medios en la interfaz.

$$\frac{D_a}{D_g} = \frac{(dT/\rho dx)_{c,a}}{(dT/\rho dx)_{c,g}} \quad (16)$$

Figura 1-4 : Cavity of air immersed in water in the B-G theory

Ahora considerando que una cavidad de gas es puesta en agua como se evidencia en la Figura 1-4.

Una segunda aproximación: es proponer que la dimensión del gas en la cavidad es menor que el rango de las partículas que la atraviesan, esta última suposición depende de las propiedades de dispersión de los medios en la interfaz y mejora si son lo suficientemente similares las dispersiones en el gas y el agua, para partículas cargadas pesadas esta suposición es difícil de cumplir, puesto que éstas sufren poca dispersión pero en el caso de electrones esta aproximación se logra con facilidad. Entonces las dos aproximaciones en la teoría de Bragg-Gray son:

- La fluencia de partículas se mantiene constante en la interfaz de medios con propiedades de dispersión parecidas.
- La dosis absorbida en la cavidad de aire es la depositada únicamente por las partículas que la atraviesan imponiendo el tamaño de la cavidad de aire, la cual debe ser pequeña comparada con el rango de las partículas que la atraviesan.

La dosis en el gas respecto a la dosis en agua puede ser calculada mediante la relación de los poderes de frenado del agua y del gas como muestra la ecuación (17) y (18); por tanto es importante describir la forma de estas cantidades, así para cada elemento mono-energético de un espectro de partículas cargadas generadas por un haz de radiación ionizante con fluencia ϕ atravesando el gas, el poder de frenado másico promedio $\overline{S_g}$ para el gas y $\overline{S_a}$ para el agua está dado por:

$$\begin{aligned} \overline{S}_g &= \frac{\int_0^{T_{\max}} \phi \left[\left(\frac{dT}{\rho dx} \right)_{c,g} \right]_T dT}{\int_0^{T_{\max}} \phi dT} & (17) \\ &= \frac{1}{\phi} \int_0^{T_{\max}} \phi \left(\frac{dT}{\rho dx} \right)_g = \frac{D_g}{\phi} \end{aligned}$$

Para el caso del poder de frenado para el agua se obtienen las mismas expresiones evaluadas para el agua.

$$\begin{aligned} \overline{S}_a &= \frac{\int_0^{T_{\max}} \phi \left[\left(\frac{dT}{\rho dx} \right)_{c,a} \right]_T dT}{\int_0^{T_{\max}} \phi dT} & (18) \\ &= \frac{1}{\phi} \int_0^{T_{\max}} \phi \left(\frac{dT}{\rho dx} \right)_a = \frac{D_a}{\phi} \end{aligned}$$

Note que las integrales contemplan las contribuciones al poder de frenado para cada una de las energías cinéticas de las partículas hasta el valor de máxima energía T_{\max} .

Como la primera condición de la teoría de Bragg-Gray se cumple, la fluencia es una constante en la interfaz por lo que podemos igualar los resultados anteriores [ec (17) y (18)] evidenciando la relación de las dosis en los medios [3].

$$\frac{D_a}{D_g} = \frac{\overline{S}_a}{\overline{S}_g} = \overline{S}_g^a \quad (19)$$

Esto muestra que la relación de la dosis entre la cavidad de gas (aire) y el agua solo depende de los poderes de frenado de cada medio y el término \overline{S}_g^a es una notación simplificada para el cociente de los poderes de frenado agua/gas.

Esta teoría aquí descrita valida la posibilidad de usar cámaras de ionización abiertas impermeables en la determinación de la dosis de radiación en agua.

1.2.3 Teoría de Spencer-Attix

Mejorando lo descrito en la teoría de la cavidad, la cual valida el uso de cámaras de ionización para estimar la dosis de radiación en agua, Spencer-Attix proponen que la teoría de la cavidad de Bragg-Gray no tiene en cuenta los electrones secundarios que son generados como resultado de las interacciones de los electrones primarios en el volumen sensible. La teoría de Spencer-Attix es una formulación más general que considera a estos electrones con suficiente energía para generar otras ionizaciones y estos electrones secundarios podrían tener la energía para atravesar la cavidad satisfaciendo la segunda condición de Bragg-Gray. Los electrones que abandonan la cavidad llevan consigo parte de la energía impartida cambiando el poder de frenado del gas o aire de la cavidad.

Los electrones secundarios pueden ser divididos en dos clases, **primera clase**: los que son capaces de atravesar la cavidad de aire, **segunda clase** los que no son capaces de atravesar la cavidad de aire, proponiendo un umbral de energía Δ mínimo para cruzar la cavidad. Las partículas cargadas con energía cinética menor que Δ son llamadas electrones lentos y depositan su energía dentro de la cavidad, por otra parte las partículas con energía mayor al umbral depositan su energía fuera de la cavidad. Cambiando los límites de integración la ecuación de dosis en agua en equilibrio electrónico de partículas cargadas es decir cuando la cantidad de partículas cargadas que ingresan a la cavidad es igual a las partículas cargadas que abandonan el volumen:

$$D_a = \int_{\Delta}^{T_0} \phi S_a(T, \Delta) dT \quad (20)$$

Donde $S_a(T, \Delta)$ es el poder de frenado de los electrones de energía cinética T en el agua el cual incluye solamente la energía perdida en la producción de los rayos δ con energía no superior a Δ , el espectro de equilibrio en la fluencia entre los dos medios puede ser escrito considerando el término $R(T_0, T)$ como una relación de la fluencia de los electrones secundarios y primarios, la fluencia puede ser escrita como:

$$\phi = \frac{NR(T_0, T)}{(dT/\rho dx)_a} \quad (21)$$

Con N el número de partículas cargadas liberadas por unidad de longitud, combinando las ecuaciones (20) y (21) en equilibrio de partículas cargadas

$$D_a = N \int_{\Delta}^{T_0} \frac{R(T_0, T)}{(dT/\rho dx)_a} S_a(T, \Delta) dT \quad (22)$$

Análogamente para el otro medio g se puede escribir la dosis enterminos del poder de frenado considerando los rayos δ como:

$$D_g = N \int_{\Delta}^{T_0} \frac{R(T_0, T)}{(dT/\rho dx)_a} S_g(T, \Delta) dT \quad (23)$$

De este modo la relación de dosis en agua y en el gas es de la forma:

$$\frac{D_g}{D_a} = \frac{\int_{\Delta}^{T_0} \frac{R(T_0, T)}{(dT/\rho dx)_a} S_g(T, \Delta) dT}{\int_{\Delta}^{T_0} \frac{R(T_0, T)}{(dT/\rho dx)_a} S_a(T, \Delta) dT} \quad (24)$$

Esta última justifica el uso de detectores como cámaras de ionización con paredes de materiales de densidad de electrones parecidas al agua en la medición de la dosis absorbida que es la base de la práctica en Física Médica en el aseguramiento de calidad y comisionamiento de haces de radiación terapéuticos.

1.3 Cantidades de interés en haces de radiación ionizante

Con la intención de caracterizar los haces de radiación de uso clínico, se han planteado diferentes cantidades que describen el comportamiento de estos haces en su eje central y fuera de este; además de factores de campo, se contemplan desde la generación de la radiación hasta la interacción con el tejido vivo. A continuación se presentan algunas de estas cantidades y factores de haz que son relevantes en el comisionamiento y aseguramiento de calidad para la radiación de uso clínico.

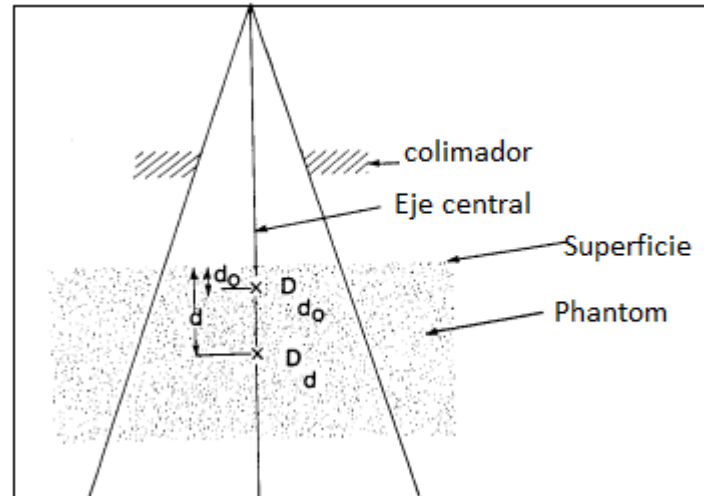
1.3.1 Porcentaje de Dosis en Profundidad (PDD)

El porcentaje de dosis en profundidad, es quizá uno de los parámetros más importantes en la caracterización y distribución de dosis sobre el eje central de un haz de radiación y corresponde al cociente de la dosis de radiación en cualquier punto a lo largo de todo el eje central de éste, respecto a la dosis en una profundidad de referencia. Así la dosis absorbida en cualquier profundidad d , puede ser comparada respecto a la dosis en una profundidad d_0 de referencia, por lo que el PDD puede ser expresado como [6]:

$$PDD[\%] = \frac{D_d}{D_{d_0}} \times 100\% \quad (25)$$

Clínicamente la profundidad de referencia d_0 comúnmente usada, es la profundidad de máxima dosis $D_{m\acute{a}x}$ que es la profundidad donde se cumple que $\beta = 1$ en la ecuación (13) $\beta = \frac{D}{K_{col}}$ de la relación entre la dosis y el kerma de colisión, la figura (5) muestra esquemáticamente los elementos que intervienen en la definición del PDD y como podría ser medido.

Figura 1-5: Esquema para medir el Porcentaje de dosis en Profundidad PDD. [2] Adaptado de KHAN. Failz M. "The Physics of Radiation Therapy", 2003. Página 162.



El porcentaje de dosis en profundidad disminuye con la profundidad después de la profundidad de máxima dosis, La región entre la superficie y la profundidad de máxima dosis se llama *build up*, la profundidad $D_{máx}$ se presenta debido a que hay una acumulación de dosis inicial que se hace más y más profunda a medida que la energía se incrementa. La Figura 1-6 muestra la variación de profundidad de máxima dosis para algunas energías.

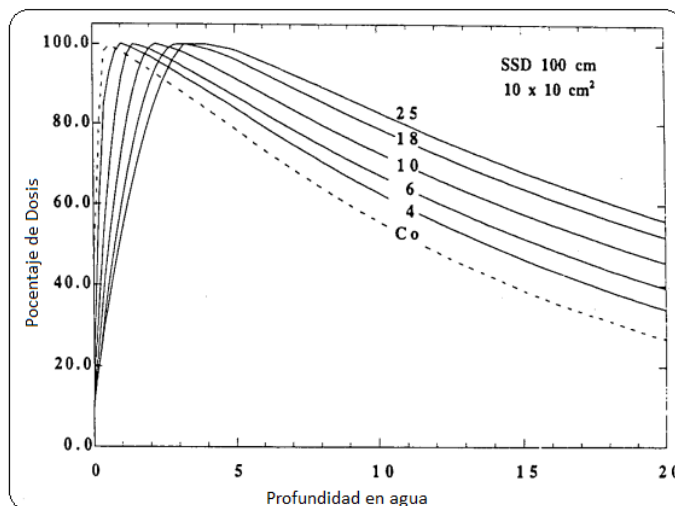
En la región de build up se dan los siguientes fenómenos:

- Cuando los haces de alta energía interactúan o ingresan en un medio (pacientes o simuladores físicos), los electrones de alta velocidad son expulsados de la superficie y de las capas adyacentes a la superficie.
- Electrones que depositan su energía a una distancia después del sitio donde fueron originados.
- En consecuencia a lo descrito en a y b, la fluencia de electrones y por tanto la dosis absorbida, aumentan con la profundidad hasta que alcanza un máximo donde se equilibra la energía transferida por los electrones; que ingresan a esta profundidad provenientes de la superficie y la energía de los electrones que salen de este mismo punto [2].

Tabla 1-1: Profundidad para dosis máxima para algunas energías.

Energía del haz de Fotones	4 MeV	6 MeV	10 MeV	18 MeV	20 MeV
Profundidad de máxima dosis D _{máx} (cm)	1	1,5	2,5	3,5	5

Figura 1-6 : Variación de la región del Build-up con cambios de la energía en haces de fotones. [16] Adaptado de **Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students**, International Atomic Energy Agency, 2005. Página 182.



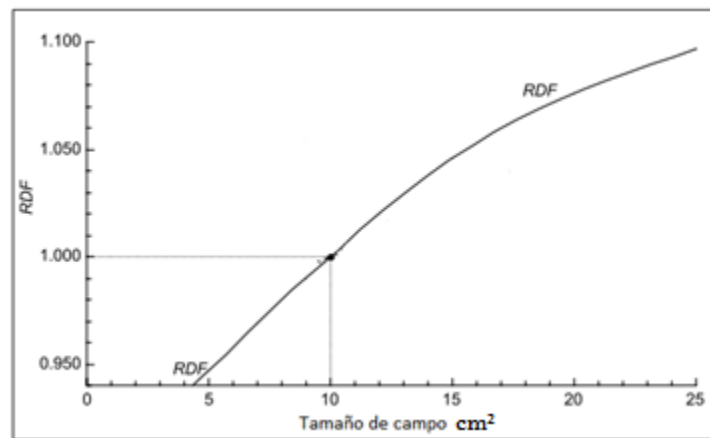
La Figura 1-6 corresponde a la representación de los perfiles de dosis en profundidad para haces de radiación de diferentes energías. La curva punteada corresponde a radiación natural emitida por una fuente de Cobalto 60 (Co-60) con energía media de 1,25 MeV, además se presentan las curvas para las energías de 4, 6, 10, 18, 25 MeV. Las medidas son tomadas en agua con una distancia fuente superficie (SSD) de 100 cm para un campo cuadrado de 10x10cm². En el eje X se representa la profundidad de medida en centímetros y en el eje Y se presenta el PDD respecto a la profundidad de máxima dosis.

El porcentaje de dosis en profundidad depende de algunos parámetros: el tamaño de campo, la dispersión del medio incidente, la distancia de la fuente de radiación a la superficie (SSD). El tamaño geométrico de un campo es considerado como la proyección de la colimación sobre un plano perpendicular al eje del haz a una distancia de 100 cm y dosimétricamente corresponde al área encerrada por la curva del 50% de la dosis en un plano ortogonal al haz de las mismas

características. La variación del tamaño de campo, genera variaciones sobre la contribución de dispersión por el efecto de la colimación y del medio incidente.

Para entender mejor el efecto del tamaño de campo sobre la dosis, se puede considerar un factor de dosis relativa (RDF) a un tamaño de campo el cual podría ser un campo de 10 x 10 cm². Si se mantienen fijas las demás variables y se mide la dosis sobre un punto cambiando únicamente los tamaños de campo, obtendremos un gráfico como el exhibido en la figura 1-7, el cual evidencia el aumento de la dosis en la profundidad de referencia con el aumento del tamaño de campo [16].

Figura 1-7: Comportamiento del Factor de Dosis Relativa (RDF) a un campo de 10x10 cm². [16] Adaptado de **Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students**, International Atomic Energy Agency, 2005. Página 179.



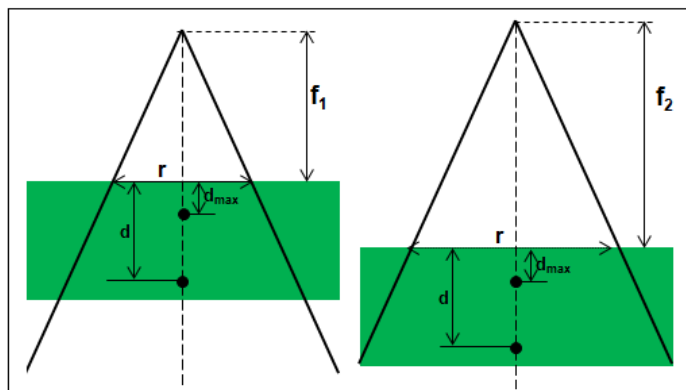
Como se nota en la figura 1-7, si se considera el cociente entre la dosis de radiación en un punto y la dosis en el mismo punto solo variando el tamaño del campo haz se notar que la dosis incrementa con aumentos del tamaño de campo aun que esta realización no es lineal.

La dependencia más significativa del PDD se da con la SSD, esto debido a la ley del inverso del cuadrado de la distancia; ya que la intensidad de la radiación disminuye con el cuadrado de la distancia entre el punto de interés y la fuente de radiación. Una de las formas de cuantificar estas variaciones, es haciendo uso del el factor de Maynard se puede cuantificar los cambios sobre el PDD debido a cambios en la SSD, así para dos distancias fuente superficies distintas f_1 y f_2 como se muestra en la Figura 1-8, se puede deducir fácilmente que la relación de los sus respectivos PDDs está dado por:

$$\frac{PDD(d, r, f_2)}{PDD(d, r, f_1)} = \left(\frac{f_2 + d_{max}}{f_1 + d_{max}} \right)^2 \left(\frac{f_1 + d_{max}}{f_2 + d_{max}} \right)^2 \quad (26)$$

Expresión conocida como *factor de Maynard* que muestra las relaciones entre los PDDs para diferentes SSD.

Figura 1-8: Esquema para la estimación del *factor de Mayneord*. [2] Adaptado de KHAN. Faizl M. "The Physics of Radiation Therapy", 2003. Página 167.



1.3.2 Factor de Retrodispersión (BSF)

Otro de los factores que afectan el PDD es el factor de Retrodispersión, el cual es la Relación Tejido Aire (TAR) para la profundidad de máxima dosis en el eje central de haz. Así definiendo el TAR como la relación entre la dosis en un punto a una profundidad d en agua y la dosis en el mismo punto en el espacio libre aire (fs) para un mismo tamaño de campo, este puede escribirse como aparece en la ecuación (27a). Así mismo escribiendo el TAR para la profundidad de máxima dosis se obtiene una expresión para el factor de Retro-dispersión

$$TAR(d, rd) = \frac{D_d}{D_{fs}} \tag{27a}$$

$$BSF = \frac{D_{max}}{D_{fs}} \tag{27b}$$

En términos del TAR se puede escribir el BSF como:

$$BSF = TAR(d_{max,}) \tag{28}$$

1.3.3 Factor de colimación (Sc)

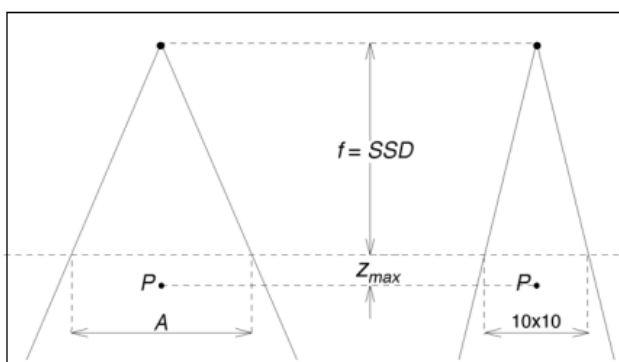
La exposición en el aire, Kerma en el aire, y la dosis en un punto P dado en el aire contienen contribuciones de radiación de dos componentes uno primario y otro de dispersión, el componente primario es el principal; proviene directamente de la fuente y no depende del tamaño del campo. Por otra parte el componente secundario, se compone de fotones que son dispersados al punto P principalmente provenientes de la colimación del haz y del aire mismo.

El factor de colimación (Sc) que comúnmente se llama el factor de salida y se puede definir como la relación de la salida en el aire para un campo de radiación dado en términos de un campo de referencia, es de esperarse que al aumentar el tamaño de campo de un haz de

radiación la contribución por dispersión de colimación aumente, acrecentando la fluencia de fotones en el haz primario. Así para un tamaño de campo r_d y para una energía fija el factor de colimación puede ser escrito como una relación de la dosis respecto a un tamaño de campo de referencia que normalmente es de 10×10 .

$$S_c = \frac{D(r_d, hv)}{D(10, hv)} \quad (29)$$

Figura 1-9: Geometría para medir el factor de colimación respecto a un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$. [16] Adaptado de **Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students**, International Atomic Energy Agency, 2005. Página 178.



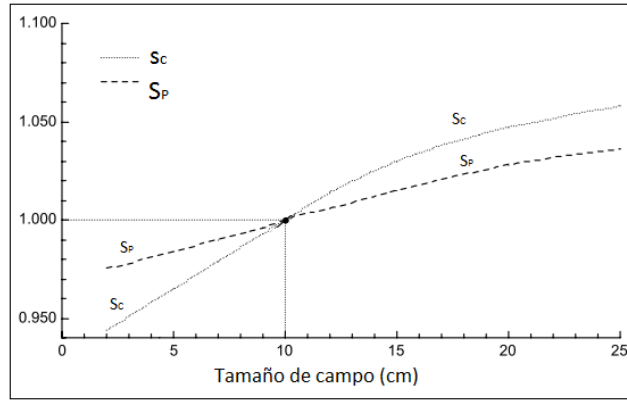
1.3.4 Factor de dispersión por Phantom o simulador físico (S_p)

El factor de dispersión por el phantom o simulador físico (S_p), tiene en cuenta la variación de la radiación dispersa originada por la dispersión en el medio del paciente o phantom a una profundidad de referencia a medida que cambia el tamaño del campo. El S_p puede definirse como la relación de la tasa de dosis para un campo dado, a una profundidad de referencia. En esta definición, debe tenerse en cuenta que la S_p está relacionada con los cambios en el volumen del phantom irradiado para una abertura del colimador fija.

Un método más práctico para medir el S_p para todas las energías del haz, consiste en la determinación indirecta de la siguiente ecuación.

$$S_p(r) = \frac{S_{c,p}(r)}{S_c(r)} \quad (30)$$

Figura 1-10 : Factor de dispersión por colimación y factor de dispersión por phantom para un campo de referencia de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ para haces de radiación de fotones. [16] Adaptado de **Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students**, International Atomic Energy Agency, 2005. Página 179.



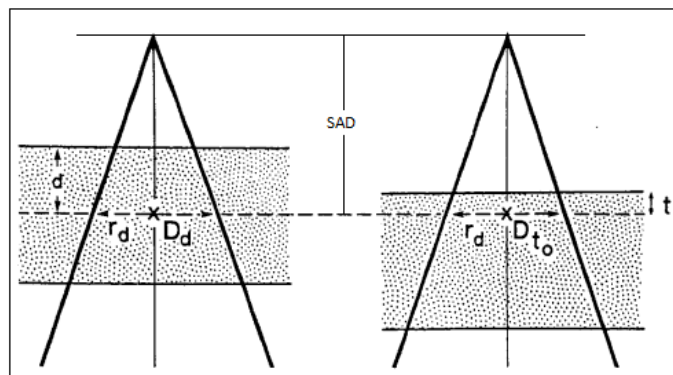
1.3.5 Relaciones: Tejido Phantom y Tejido Máximo (TPR y TMR)

El TPR (Tissue Phantom Ratio), se define como la relación de la dosis en un punto dado en el Phantom a la dosis en el mismo punto a una profundidad de referencia fija (por lo general 5cm, este valor no es un valor fijo en general se toma como valor habitual, debido a que ésta profundidad está más allá de la profundidad de máxima dosis para la mayoría de las energías de fotones usadas clínicamente).

El TPR es una función que puede ser normalizada a cualquier profundidad de referencia. Sin embargo, no existe un consenso general sobre la profundidad que se utiliza como referencia para esta cantidad, aunque una profundidad de 5 cm es la elección habitual para la mayoría de las energías del haz. Por otra parte, el punto sobre el eje central donde la dosis es máxima $D_{\text{máx}}$, tiene una simplicidad que es muy deseable en los cálculos de dosis.

Si se toma al $D_{\text{máx}}$ como una profundidad de referencia fija, la cantidad de TPR da lugar a la TMR (Tissue-Máximo Ratio).

Figura 1-11 : Representación de la definición de la relación Tejido-Phantom para la dosis a profundidad D_d respecto a la profundidad de referencia D_{t_0} . [2] Adaptado de KHAN. Failz M. "The Physics of Radiation Therapy", 2003. Página 180.



De la definición misma del TPR y del TMR se puede proponer una expresión para estas cantidades de la siguiente manera:

$$TPR(d, r_d) = \frac{D(d, r_d)}{D(t_0, r_d)} \quad (31)$$

Como caso particular del TPR con profundidad de referencia la profundidad de máxima dosis $D_{\text{máx}}$ la expresión para el TMR está dada por:

$$TMR(d, r_d) = \frac{D(d, r_d)}{D(d_{\text{max}}, r_d)} \quad (32)$$

Por otra parte en el comisionamiento de aceleradores lineales de electrones de uso clínico, la cantidad más práctica para medir es el porcentaje de dosis en profundidad PDD por lo que resulta útil expresar las otras cantidades en términos del PDD. Si en la Figura 1-11 consideramos a D_1 y D_2 como las dosis en las profundidades Dd y D_{t_0} , el TMR puede ser escrito como:

$$TMR(d, r_d) = \frac{D_1}{D_2}$$

Dado el caso de TMR t_0 se refiere al $D_{\text{máx}}$

$$\frac{D_1}{D(t_0, r_{t_0}, f)} = \frac{PDD(d, r, f)}{100}$$

Donde $D(t_0, r_{t_0}, f)$ es la dosis en t_0 para el tamaño de campo r_{t_0} , y SSD f . Combinando las ecuaciones anteriores y corrigiendo por el inverso cuadrado de la distancia, se tiene la relación para TMR y el PDD [2]:

$$TMR(d, r_d) = \frac{PDD(d, r, f)}{100} \left(\frac{f + d}{f + t_0} \right)^2 \frac{S_{c,p}(r_{t_0})}{S_c(r_d)} \quad (33)$$

Para definir la calidad en haces de fotones de alta energía el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) en su colección de informes técnicos No 398 [11] " *Determinación de la dosis absorbida en radioterapia con haces externos. Un Código de Práctica Internacional para la dosimetría basada en patrones de dosis absorbida en agua* " toma como índice para la calidad, una relación entre dos medidas del TPR conocido como TPR_{10}^{20} que corresponde al cociente entre el TPR a una profundidad de 20 cm y el TPR a 10 cm. Los dos valores medidos, a una distancia fuente detector fija de 100 cm (SAD) y a un tamaño de campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ pueden expresarse:

$$TMR_{10}^{20} = \frac{D(d(20), r_d(10))}{D(d(10), r_d(10))}$$

Conocido como el índice de calidad para haces de fotones de alta energía.

1.4 Relaciones fuera del eje central del haz

Las distribuciones de dosis a lo largo del eje central del haz, dan sólo una parte de la información requerida para describir la dosis exacta en el interior del paciente, las distribuciones en dos y tres dimensiones son determinadas con datos sobre el eje central en conjunto con perfiles de dosis y relaciones fuera del eje. Los valores por fuera del haz que son requeridos se miden perpendicularmente al eje del haz a una profundidad dada en un Phantom, generalmente a 10 cm de profundidad en agua para la verificación del cumplimiento de las especificaciones de la máquina. Además a otras profundidades que requiera el sistema de planificación de tratamiento en particular.

La combinación de la distribución de dosis sobre el eje central y los datos fuera de eje proporciona una matriz de información en 3D de la distribución de dosis, las relaciones fuera de eje u OAR por sus siglas del inglés (Off Axis Ratio), se definen como la relación de dosis en un punto fuera del eje y un punto a la misma profundidad sobre el eje del haz.

Se pueden distinguir en un perfil de dosis tres regiones: región central, penumbra y umbral, descritas a continuación:

- La región central del haz, representa la porción central del perfil que se extiende desde el Eje central del haz hasta 1,0 cm de los bordes del campo de radiación.
- La penumbra corresponde a la zona alrededor del borde del haz, que se extiende debajo de las mandíbulas de forma sigmoidea. La penumbra tiene el aporte de tres efectos, un efecto corresponde a un aporte a la dosis por la transmisión del sistema de colimación, otro efecto corresponde, al tamaño de la fuente en caso de que la fuente no sea puntual como en la mayoría de los casos reales y por último un componente significativo, la dispersión del paciente.
- El umbral es la región fuera del campo de radiación, más allá del 50% de la dosis. La dosis en esta región es generalmente baja y los resultados de la radiación transmitida a través del colimador y la cabeza de blindaje.

1.4.1 Planicidad

La planicidad F es capaz de evaluar la constancia de la dosis fuera del eje central del haz a una profundidad dada, para su estimación, se deben encontrar los valores de dosis puntuales máximo (D_{\max}) y mínimos (D_{\min}) en los perfiles dentro del 80% del ancho del perfil y puede calcularse mediante la expresión:

$$F = 100x \frac{D_{\max} - D_{\min}}{D_{\max} + D_{\min}} \quad (34)$$

1.4.2 Simetría

La simetría es usualmente determinada en la profundidad de máxima dosis D_{\max} , la cual representa la profundidad más apropiada para asegurar este parámetro de uniformidad de haz, las áreas del perfil de dosis debajo de D_{\max} a izquierda y a derecha desde el eje del haz hasta el 50% de la dosis dan información de la simetría S y se puede calcular usando la ecuación (35).

$$S = 100x \frac{(area_{izq} - area_{der})}{(area_{izq} + area_{der})} \quad (35)$$

La simetría puede definirse además como la relación de la dosis absorbida en dos puntos seleccionados en una posición simétrica en relación a la dosis en el eje del haz en el área plana de un perfil de dosis a una profundidad dada [6].

$$S = \left(\frac{D_{80\%}^i - D_{80\%}^d}{Deje} \right) x 100\% \quad (36)$$

Dónde:

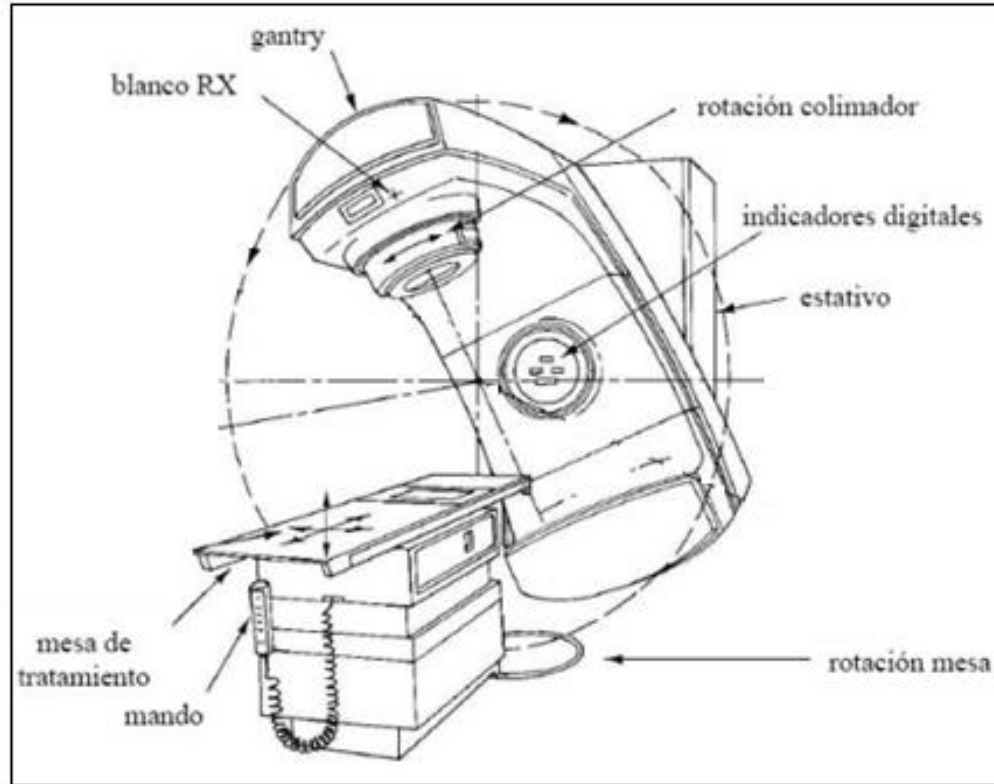
donde $D_{80\%}^i$, $D_{80\%}^d$ son las dosis en el lado izquierdo y derecho del 80% del ancho de campo total respectivamente.

1.5 Arquitectura básica de aceleradores clínicos.

A partir de 1940, se empezaron a construir distintos aceleradores de electrones (betatrón, ciclotrón, microtrón, acelerador lineal). En 1962 Varian introduce el primer acelerador lineal (AL) de uso clínico isocéntrico y completamente rotatable [7]. Hoy en día los aceleradores lineales, son capaces de generar haces de fotones y de electrones de varias energías, con lo cual pueden cubrir todas las necesidades de radioterapia externa. Hay que adicionar una gran cantidad de accesorios, como colimadores asimétricos y multiláminas, dispositivos de imagen portal, cuñas dinámicas, aplicadores para radiocirugía, etc., por todo esto son máquinas que requieren gran preparación y mucho tiempo, tanto para la puesta en marcha como para el programa de garantía de calidad y el mantenimiento.[17]

En un Acelerador Lineal, los electrones se generan en un cátodo incandescente, los cuales son acelerados hasta un cuarto de la velocidad de la luz, en una parte del acelerador que se conoce como cañón, esta velocidad se logra mediante la aplicación de un campo eléctrico pulsado. Los electrones que alcanzan estas altas velocidades, se introducen en la guía de ondas que forma la estructura aceleradora en donde existe un campo electromagnético de alta frecuencia y alta potencia. Con los electrones que ingresan en la guía de onda, se crean pequeños paquetes y se aceleran hasta el 99 % de la velocidad de la luz, estos electrones acelerados pueden utilizarse directamente o bien frenarlos haciéndolos chocar contra un blanco, el cual es un elemento de alta concentración de núcleos atómicos, es decir de alto z . Con la interacción con el blanco los electrones, ceden su energía cinética generando radiación de frenado o fotones de rayos X. Con este sistema pueden alcanzarse energías muy altas. En ámbito clínico las energías son del orden de decenas de MeV.

Figura 1-12 : Componentes básicos globales de un acelerador lineal. [7] Tomado de SÁNCHEZ GALIANO, Pedro, “Introducción a la física de la radioterapia”. Página 29.



Dentro de los componentes básicos o globales más relevantes, se encuentra el “armario o gantry” el cual se localiza dentro de la sala de tratamiento. En él se ubica una fuente de alto voltaje y un modulador de pulsos que a partir de la corriente alterna de la red general, crean pulsos cuadrados de alto voltaje. Estos pulsos alimentan el magnetrón y el cañón de electrones; además de éste, el acelerador consta de componentes que juegan un papel preponderante en la generación de haces de fotones entre los que se resaltan los siguientes componentes:

- Magnetrón
- Cañón de electrones
- La guía de ondas
- Cabezal
- Bending Magnet
- Sistema de Colimación

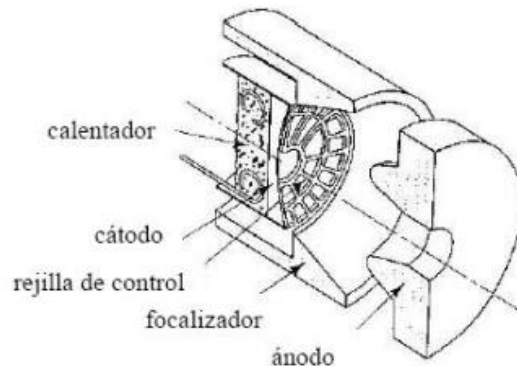
Magnetron

Es un oscilador que produce microondas de alta potencia (3 MW). El magnetron presenta las desventajas de su menor potencia y duración respecto a otros generadores de microondas pero a cambio es más económica y necesita un voltaje y un aislamiento menor.

Cañón de electrones:

El cañón produce electrones y los acelera antes de introducirlos en la guía aceleradora (ver Figura 1-13).

Figura 1-13 : Esquema básico del cañón de electrones. [7] Tomado de SÁNCHEZ GALIANO, Pedro, **“Introducción a la física de la radioterapia”**. Página 26.

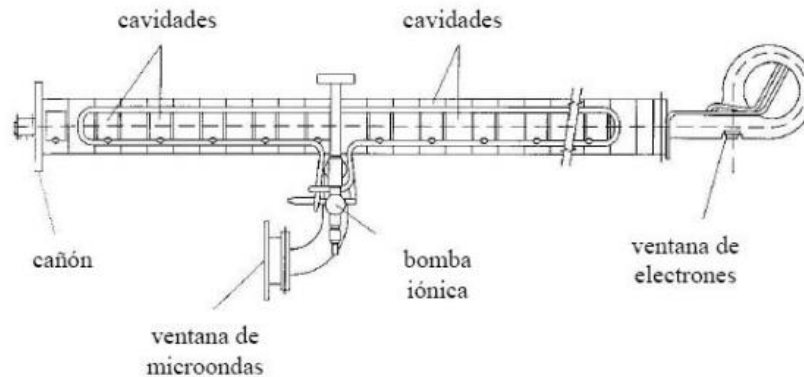


En el cátodo se producen electrones por calentamiento (efecto termoiónico) que son acelerados hacia el ánodo. Mediante la rejilla se consigue variar la corriente de una manera rápida y precisa. Los electrones producidos en el cañón, son acelerados en la guía de ondas principal por las microondas.

Guía de Ondas

La guía aceleradora está dividida en cavidades de resonancia. El campo eléctrico oscila en cada cavidad con la frecuencia de las microondas. Los electrones son inyectados formando pequeños paquetes en fase, es decir, encuentran en cada cavidad el campo ‘a favor’, de forma que van siendo acelerados a lo largo de la guía.

Figura 1-14 : Esquemas de la guía aceleradora para aceleradores lineales. [7] Tomado de SÁNCHEZ GALIANO, Pedro, “Introducción a la física de la radioterapia”. Página 26.



Es necesario que exista un alto vacío en el interior de la guía, así que es necesario el funcionamiento continuo de bombas de extracción físicas e iónicas.

Para conseguir rayos X de alta energía (mayor que 6 MeV), son necesarias guías de uno o dos metros de longitud y girar el haz 90° (o 270°) antes de enviarlo a la ventana de salida. Esto hace que el cabezal aumente de tamaño.

Cabezal

El cabezal es una estructura blindada con plomo para reducir la radiación de fuga en el que se incluyen los sistemas de colimación, estabilización y monitorización del haz; además contiene la lámina dispersora y el filtro aplanador montados sobre un carrusel que permite situar una u otro según se tenga un haz de electrones o de fotones. A continuación se encuentra la cámara de ionización monitora que muestrea la salida permitiendo estabilizar el haz. Por último se encuentran los colimadores y los dispositivos ópticos de distancia y simulación de campo. [7]

Figura 1-15 : Arquitectura típica para cabezales de aceleradores clínicos. [7] Tomado de SÁNCHEZ GALIANO, Pedro, “Introducción a la física de la radioterapia”. Página 27.

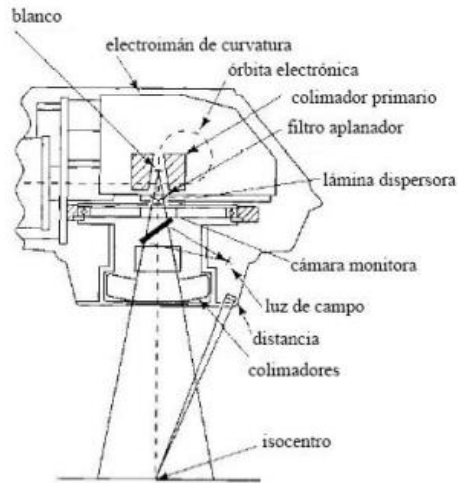
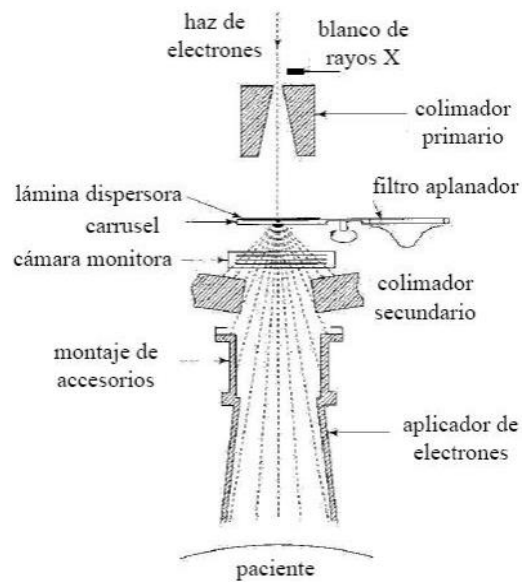


Figura 1-16 : Cabezal en el caso de un tratamiento con electrones. [7] Tomado de SÁNCHEZ GALIANO, Pedro, “Introducción a la física de la radioterapia”. Página 28.

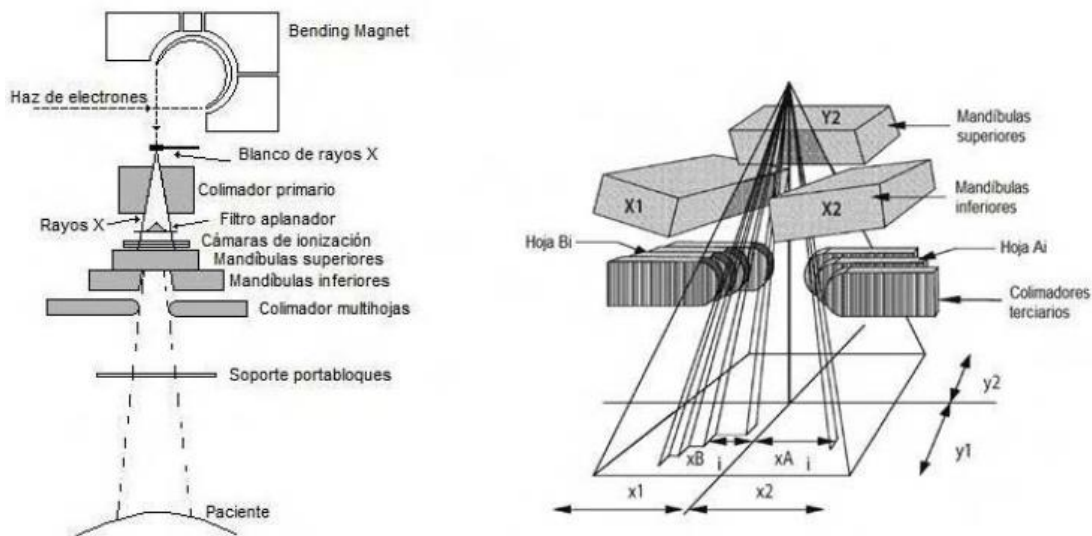


Sistema de Colimación

El sistema de colimación es quizá hoy día uno de los dispositivos más importantes para la ejecución de los tratamientos en radioterapia, dado que definen la técnica de tratamiento y la distribución de dosis, lidiando con los problemas que se deben resolver en la práctica de la radioterapia evitando, tanto como sea posible, las dosis en tejidos sanos mientras se administran las dosis prescritas los volúmenes blanco.

El sistema de colimación está compuesto principalmente por tres componentes: colimador primario, colimadores secundarios o mandíbulas y colimador multilamina o multihoja.

Figura 1-17 : Diagrama del sistema de colimación. [1] Tomado de MURCIA CAÑÓN, Gabriel. Caracterización física y dosimétrica de un sistema DMLC para uso en Radioterapia de Intensidad Modulada. Página 20.



- **El colimador primario** es de apertura fija cónica, se ubica bajo el blanco y por encima del filtro aplanador, tiene como fin evitar las fugas de fotones dispersos en el cabezote. Está fabricado con tungsteno con espesor suficiente para atenuar hasta menos del 0.1 % de la intensidad de rayos X.
- **El sistema de colimación secundaria** conocido también como mandíbulas, consiste en dos pares de bloques metálicos fabricados generalmente en aleaciones de plomo o tungsteno con espesores de cerca de 8 cm. Con este sistema es posible generar campos rectangulares con lados entre 0 y 40 cm, medidos en el nivel del isocentro.
- **Colimadores multilaminas (MLC)**, consisten en un conjunto de 20 a 60 pares de hojas enfrentadas con movimientos longitudinales independientes, cada hoja con su propio motor y controladas por un computador. Cada una de estas hojas, puede bloquear alguna fracción del haz de radiación haciendo posible, en principio, cualquier forma irregular de campo [1].

Capítulo 2

2. Pruebas de aceptación y medidas para el comisionamiento.

En la realización de la aceptación y comisionamiento para aceleradores lineales se debe tener absoluta apropiación de los conceptos antes mencionados, además tener la suficiente habilidad sobre cómo medir algunos de ellos y como calcular otros, sin perder la noción de la cantidad física sobre la que dan información, esto brinda al Físico suficientes herramientas al momento de tomar decisiones. Para realizar la aceptación el Físico Médico debe realizar una serie de mediciones y tareas antes de poner en funcionamiento al equipo en modo clínico. Entre las que se encuentran: verificaciones dosimétricas, chequeos de seguridad y pruebas mecánicas que tienen alto impacto sobre la dosis entregada en tratamiento.

2.1 Instrumentación

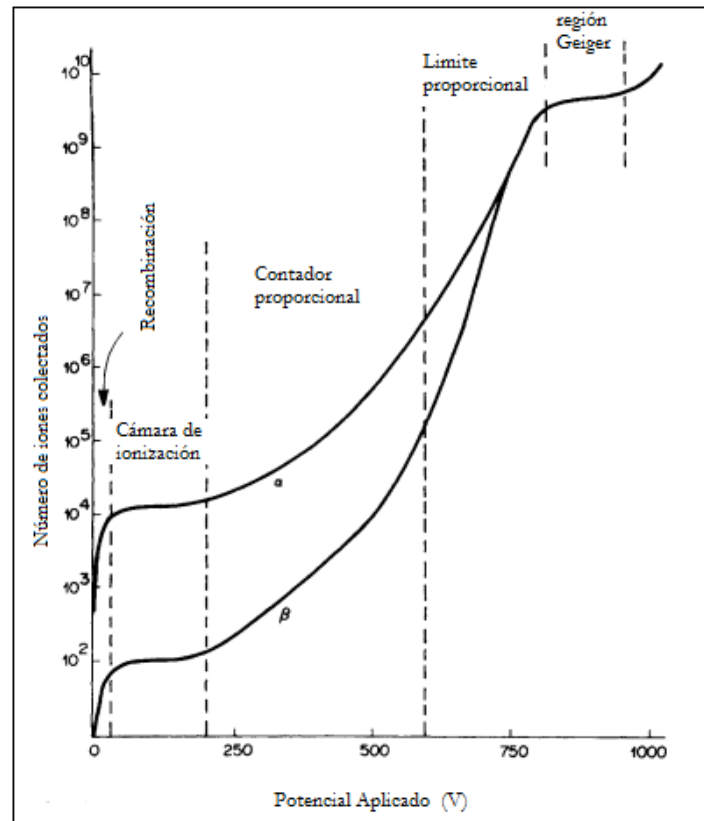
El comisionamiento de aceleradores lineales es la caracterización de los haces de radiación a partir de un conjunto de medidas que se consideran suficientes para usar dichos haces en el ámbito clínico. Las medidas realizadas deben ser confiables y tomadas de manera precisa por lo que se necesita de instrumentación altamente sensible, pero al mismo tiempo de fácil aplicación. Generalmente las cámaras de ionización son los instrumentos de medida más versátiles en este tipo de aplicaciones, pero las cámaras de ionización en sí mismas requieren de instrumentación adicional al momento de medir, tales como el electrómetro, conjunto de cables, acoples para cables, software de análisis y control para la cámara, además de simuladores físicos para las cámaras, entre otros elementos adicionales.

- **Cámaras de ionización**

Este tipo de instrumento consta principalmente de un detector con dos electrodos metálicos que pueden ser dos placas paralelas, dos superficies cilíndricas concéntricas o una barra metálica rodeada de una superficie cilíndrica. Entre los electrodos se interpone un gas (comúnmente aire) que será ionizado por el campo de radiación al cual se le somete.

La ionización del gas da lugar a la producción de electrones e iones gaseosos positivos, simultáneamente se aplica un potencial eléctrico entre los electrodos, los electrones libres y los iones positivos son atraídos por el electrodo de carga opuesta. La proporción de cargas en los electrodos crece si se aumenta el potencial aplicado donde se puede presentar recombinación de cargas o ionizaciones secundarias dependiendo del potencial aplicado a los electrodos colectores, la figura 2-1 muestra la respuesta en las cargas colectadas según el potencial aplicado para diferentes detectores de radiación gaseosos.

Figura 2-1 : Respuesta de detectores gaseosos según el potencial aplicado. [10] Adaptado de TURNER. James E. **Atoms, Radiation, and Radiation Protection**, 2007. Página 246.



Para la calibración de haces de radioterapia de rayos X con energía media superior a 80 kV y HVL de 2mm de aluminio, radiación gamma del ^{60}Co , haces de fotones de alta energía, haces de electrones con energía superior a los 10 MeV aproximadamente y haces terapéuticos de protones y de iones pesados se recomienda el uso de cámara de ionización de tipo cilíndricas con las siguientes características.

- El volumen de la cavidad de la cámara debe estar entre $0,1$ y $1,0 \text{ cm}^3$ aproximadamente salvo para tamaños de campo menores a 4×4 para las cuales los volúmenes recomendados están entre $0,009$ y $0,01 \text{ cm}^3$.
- Diámetro interno no superior a 7 mm aproximadamente
- Longitud interna no mayor de unos 25 mm
- Cavidad de aire no esté sellada herméticamente; debe diseñarse de manera tal que se equilibre rápidamente con la temperatura y la presión atmosférica del ambiente.

Cuando se realiza el comisionamiento para haces de fotones se usan varias cámaras de ionización unas para medidas directas y al menos otra como cámara de referencia. [11].

Figura 2-2: Cámara de ionización típica, (a) *Compact Chambers* (Cámaras Compactas), (b) *Plane Parallel Chamber* (Cámara Plano Paralela) recomendada para electrones de energía menor de 10 MeV [12]



Tabla 2-1: Características de algunas cámaras de ionización (manual Omnipro)

Tipo	Diámetro (mm)	Volumen activo (cm ³)
CC01	2	0,01
CC04	4	0,04
CC08	6	0,08
CC13	6	0,13
CC25	6	0,25
PPC05	9,9	0.046
PPC40	16	0,40
PinPoint	-	0,015

Si lo que se pretende es medir la dosis en el simulador físico (maniquí o phantom) por medio de las cargas colectadas se debe hacer correcciones por todas las cantidades de influencia sobre la medida ya que la cámara con la que se mide es calibrada bajo condiciones diferentes a las del usuario, algunas de estas cantidades de influencia están descritas en la tabla 2-2.

Tabla 2-2: Resumen de algunas cantidades de influencia en la determinación de dosis en Phantom. [11].

Cantidad	Descripción
k_{elec}	Factor de calibración de un electrómetro.
k_b	Factor que corrige la respuesta de una cámara de ionización por el efecto de la humedad, si el factor de calibración de la cámara está referido a aire seco.
k_{pol}	Factor que corrige la respuesta de una cámara de ionización por el efecto de un cambio en la polaridad de la tensión de colección aplicada a la cámara.
k_{Q,Q_0}	Factor que corrige por la diferencia en la respuesta de una cámara de ionización en la calidad de referencia Q_0 del haz utilizado para calibrar la cámara, y la calidad real del haz del usuario, Q . El subíndice Q_0 se omite cuando la calidad de referencia es la radiación gamma del ^{60}Co (es decir, la notación reducida k_Q siempre corresponde a la calidad de referencia de ^{60}Co).
K_S	Factor que corrige la respuesta de una cámara de ionización por pérdidas en la colección de la carga (debidas a la recombinación de iones).
k_{TP}	Factor que corrige la respuesta de una cámara de ionización por el efecto de la diferencia que pueda existir entre la temperatura y presión de referencia, especificadas por el laboratorio de calibración, y la temperatura y presión de la cámara en la instalación del usuario en condiciones ambientales diferentes.

- **Electrómetros.**

Los electrómetros utilizados cuentan con un sistema de exploración en agua y tienen un alto grado de fidelidad con un amplio rango dinámico. Pueden medir cargas en el rango de 10^{-6} hasta 10^{-14} C. Los electrómetros deben ponerse a un valor nulo o cero antes de realizar la medición. El usuario debe verificar que la respuesta es lineal antes de tomar datos en diversos ajustes de rango de ganancia y entender que una lectura recogida es una respuesta compuesta del detector, el electrómetro y el sistema de conexión, esta respuesta lineal se puede verificar simplemente exponiendo el detector a radiación e identificando que la respuesta se muestre como incrementos iguales en las cargas colectadas en periodos de tiempos iguales. Un parámetro importante es que la respuesta del detector es típicamente de microsegundos, mientras que la respuesta del electrómetro es en milisegundos.

Para la selección de los electrómetros deben evaluarse las siguientes características:

- a. Polaridad: hay dos tipos de polaridad: bipolar y unipolar. Los electrómetros bipolares pueden medir señales de entrada de polaridad tanto positiva como negativa. La entrada unipolar sólo puede medir la señal de entrada con una polaridad generalmente negativa.
- b. Offset: correspondiente a la corriente de entrada y a las fugas de cargas
- c. Ganancia y autorango
- d. Corriente de saturación
- e. Relación señal ruido
- f. Tiempo de respuesta.

- **Simulador Físico (Phantom).**

En la mayoría de los códigos de práctica para la realización de medidas para caracterización de haces se recomienda un tanque de agua como medio de referencia para la medición de dosis absorbida tanto en haces de fotones como de electrones, esto es debido que los laboratorios primarios de calibración dosimétrica han desarrollado patrones primarios de dosis absorbida en agua, esto con el fin de mitigar la incertidumbre que introduce el uso de factores de calibración basados en Kerma en aire ya que éste promueve el uso de muchos factores de corrección involucrados en la cadena dosimétrica, que se inicia con un factor de calibración en términos de Kerma en aire utilizando un haz de Cobalto-60 y finaliza con la dosis absorbida en agua medida en haces clínicos [11]. Las dimensiones del Simulador Físico o Phantom deben sobrepasar al menos en 5 cm cada uno de los cuatro lados del mayor tamaño de campo utilizado en la profundidad de medida. También debería extenderse al menos 5 g/cm^2 más allá de la máxima profundidad de medida.

Si la cámara de ionización se debe usar con un *build up*, esta debería diseñarse de forma tal que permita que la presión dentro de la cámara alcance rápidamente el valor de la presión atmosférica; para ello es suficiente con una separación de 0,1–0,3 mm entre la cámara y el material del build up.

2.2 Parámetros técnicos de aceptación

Las pruebas de aceptación aseguran que las especificaciones contenidas en la orden de compra se cumplan y que el lugar de trabajo esté libre de riesgos radiológicos para el personal y los pacientes. Las pruebas se realizan en presencia de un representante del fabricante generalmente un técnico o ingeniero de la fase de instalación una vez que se ha completado satisfactoriamente las pruebas de aceptación, el Físico Médico firma el documento que certifique que se cumplan estas condiciones y el acelerador que está siendo comisionado comienza a ser propiedad del comprador e inicia la garantía por parte del vendedor. Las pruebas de aceptación se pueden clasificar así:

- Controles o chequeos de seguridad del equipo y la instalación.
- Pruebas mecánicas.
- Pruebas dosimétricas.

2.2.1 Controles de seguridad

Las pruebas de aceptación comienzan con los controles de seguridad para garantizar un entorno seguro para el personal y el público. Los primeros controles de seguridad deben verificar que todos los bloqueos están funcionando correctamente. Estos controles de bloqueo deben incluir el bloqueo de la puerta, todos los enclavamientos de producción del haz de radiación y los enclavamientos de parada de emergencia, a continuación se presenta una descripción de los controles de seguridad que se realizan durante la aceptación de aceleradores lineales clínicos.

- **Paradas de emergencia**

Los enclavamientos de parada de emergencia normalmente desconectan la potencia a los motores de la unidad de tratamiento y los movimientos de la camilla además de la energía para la producción del haz de radiación. El objetivo es evitar la irradiación no deseada en una condición de emergencia.

El Físico Médico debe verificar el correcto funcionamiento de todos estos bloqueos y asegurar que todo el personal de operación del equipo tiene una comprensión clara de cada uno. Después de verificar que todos los enclavamientos de emergencia y los interruptores están en funcionamiento, se deben revisar todas las luces de alerta. Posteriormente debe revisar el sistema de monitoreo CCTV para el paciente evidenciando que esté en funcionamiento.

- **Radiometría**

Una vez realizadas todas las pruebas de las paradas de emergencia se deben realizar chequeos adicionales, entre ellos, un levantamiento radiométrico, es decir, medir la tasa de dosis equivalente en diferentes puntos de control en la instalación. Para aceleradores emisores de fotones de más de 10 MeV es necesario medir la contribución por neutrones en los puntos de control. La radiometría debe realizarse siguiendo los siguientes parámetros:

- ✓ Todas las barreras primarias deben ser estudiadas con el mayor tamaño de campo de radiación, con el colimador girado a 45°, y sin ningún Simulador Físico o Phantom en el haz.
- ✓ Todas las barreras secundarias deben ser estudiadas con el tamaño de campo de radiación más grande permitido por el equipo con un Simulador Físico o Phantom en el haz.
- ✓ La primera zona de estudio debe ser el área de la consola de control, donde se encuentra el operador del equipo.

- **Fugas por colimación y en el cabezal**

Se debe revisar la eficiencia del blindaje del cabezal de un acelerador lineal. La mayoría de regulaciones requieren que este blindaje limite la radiación de fuga a un 0,1% del haz útil a un metro de la fuente. La adecuación de este blindaje se verificará durante las pruebas de aceptación, esta verificación puede lograrse mediante el cierre de las mandíbulas del colimador y cubriendo al cabezal de la unidad de tratamiento con la películas radio-sensibles.

2.2.2 Pruebas mecánicas

Los controles mecánicos establecen la precisión y exactitud de los movimientos del acelerador por lo que es fundamental verificar su adecuado funcionamiento dinámico y estático para la reproducibilidad de los futuros tratamientos, así que muy rigurosamente deben realizarse pruebas a los siguientes componentes:

- Eje de rotación del colimador
- Movimientos del colimador
- Concordancia de luz y campo de radiación
- Eje de rotación del Gantry
- Eje de rotación de la camilla
- Indicador óptico de distancia (Telemetro)
- Indicador angular del Gantry
- Indicador de tamaño de campo
- Movimientos de camilla

Todos estos parámetros deben estar dentro de niveles de tolerancia estrictos de manera que se mitigue la propagación de errores en la entrega de dosis al paciente, estos niveles de tolerancia se muestran en la tabla 2-1.

Tabla 2-3: Tolerancia de las pruebas mecánicas en un acelerador lineal de uso clínico [6]

Prueba mecánicas	Tolerancia
Indicadores angulares del Gantry	1°
Indicadores angulares del colimador	1°
Telémetro	2mm en el rango de uso
Simetría, paralelismo y ortogonalidad de campo luminoso	2 mm
Indicadores de tamaño de campo	2 mm
Coincidencia de campos luz-radiación	2 mm
Escalas de la camilla	2mm/1°

2.2.3 Pruebas dosimétricas.

Las pruebas dosimétricas miden el porcentaje de dosis en profundidad (PDD) y las características fuera del eje, verificando que cumplen con las especificaciones que cada fabricante propone como valores esperados para considerar que el acelerador puede ser usado clínicamente. Además se determinan las características de la cámara de ionización de monitoreo del acelerador lineal, las especificaciones de estas pruebas son propuestas por los fabricantes, estas pruebas se realizan como requisito para la entrega del acelerador y su aceptación.

Las pruebas dosimétricas realizadas durante la aceptación de aceleradores clínicos evalúan los siguientes parámetros:

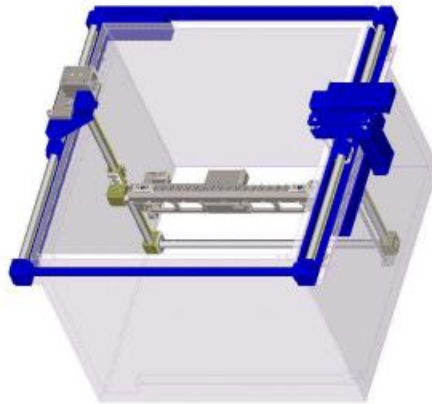
- ✓ Energía de los fotones
- ✓ Uniformidad del haz
- ✓ Penumbra
- ✓ Energía de electrones

2.3 Montaje experimental

Conociendo hasta aquí los parámetros técnicos que deben ser evaluados en la aceptación de aceleradores lineales, además de las cantidades físicas que intervienen en la caracterización de haces clínicos, es fundamental establecer de forma adecuada como se tomaran dichas cantidades, a continuación se describe como debe realizarse el montaje experimental para poder efectuar la adquisición de los datos de los porcentajes de dosis en profundidad (PDD) y los perfiles de dosis a las profundidades requeridas. El equipo de dosimetría a usar es el Blue Phantom el cual consta de los siguientes componentes.

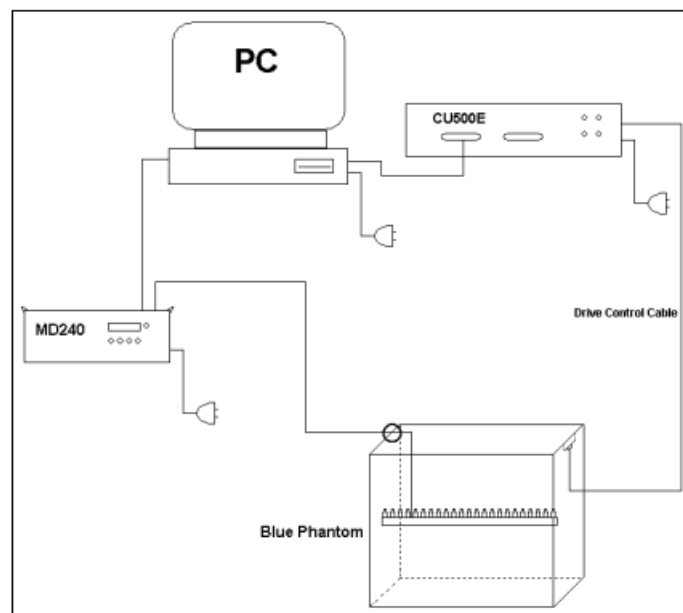
- Tanque de acrílico con soporte para la cámara de ionización, motores, rieles y controles para el movimiento de la cámara

Figura 2-3: Tanque de acrílico del maniquí de agua Blue Phantom (iBA dosimeter)



- CU500E: es un componente que permite establecer la conexión entre el computador y el sistema de control y soporte de la cámara de ionización, permitiendo que el computador tome control total de todos los movimientos del soporte de la cámara se coloca en la sala de control cerca de la PC.
- Un electrómetro (elMD240) este electrónico se conecta a través del túnel de conexión del búnker del acelerador puesto que el electrómetro debe estar en el cuarto de tratamiento.
- Conjunto de cables de conexión.
- Conjunto de cámaras de ionización (2 cámaras CC013 y PPC40)

Figura 2-4: Esquema de conexiones del sistema de dosimetría Blue Phantom



Como parte de las precauciones ajuste siempre la alta tensión a cero antes de conectar o desconectar los cables de la cámara o detectores.

En la medición de los parámetros de campos como el PDD y los perfiles de dosis se usan dos detectores; un detector de campo y otro de referencia que son de uso obligatorio para las medidas realizadas con el Blue Phantom 2 en el modo de medición continua bajo un acelerador lineal. El detector de campo y detector de referencia deben ser del mismo tipo, o si esto no es posible, tener por lo menos el mismo volumen activo. Los detectores de referencia para el Blue Phantom son las cámaras de ionización CC13.

La finalidad de usar dos detectores uno de campo y otro de referencia es porque un acelerador lineal produce radiación pulsada. Si sólo un detector de campo es conectado y la medición se utiliza, la pulsación de haz aparecería directamente en la curva. Se necesita la señal de un detector de referencia con el fin de eliminar la pulsación del acelerador a partir de la curva, usando la división en tiempo real de la señal del detector de campo por la señal de detector de referencia.

Ubicación del detector de Campo.

1. Montar el detector de campo en el espectro para ello se utiliza el soporte del detector especificado.
2. Insertar el cable del detector en la abrazadera de marco del metal del el Blue Phantom 2.
3. Conectar el cable del detector al cable de extensión de la cámara de campo.

Figura 2-5: Ubicación de la cámara de campo.



Ubicación del detector de referencia.

- Montar el detector de referencia en el soporte de detector de referencia.
- Sujetar el soporte de detector de referencia en el tubo de metal delantera o trasera del marco de aluminio del bluePhantom2.

→ Conecte el cable del detector al cable de extensión de la cámara de referencia.

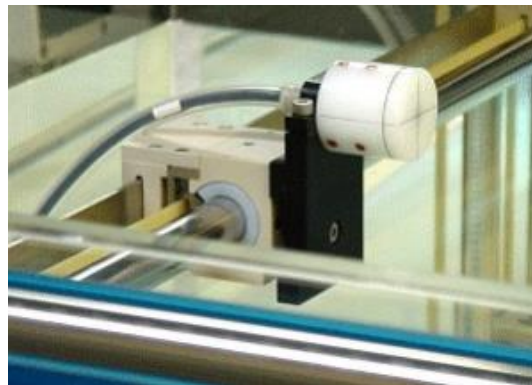
Figura 2-6: Ubicación de la cámara de referencia



Es de especial cuidado el nivel del tanque, puesto que angulaciones o desniveles en el tanque introducen variaciones de la profundidad del detector cuando realiza exploraciones longitudinales en el mismo plano de giro del Gantry (inline) o perpendicular a este (crossline) propagando errores en los valores medido, el Blue Phantom 2 proporciona al usuario una capa de alineación que ayuda en la realización de esta tarea, esta capa de alineación se ubica cubriendo la cámara de ionización y se procede a realizar la nivelación fina del desplazamiento de la cámara respecto al nivel del agua que contiene el tanque del Blue Phantom. La nivelación se hace siguiendo el procedimiento descrito a continuación.

1. Montar en el soporte la cámara de ionización con la tapa de alineación puesta.

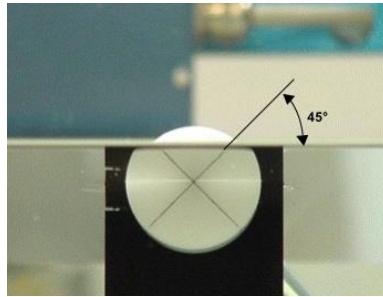
Figura 2-7: Cámara de ionización con tapa de alineación



2. Deslizar la cámara con la tapa de alineación hacia atrás hasta que el borde trasero de la tapa de la alineación toca el soporte de cámara de campo.
3. Defina los límites del Simulador Físico o Phantom al software asociado al Blue Phantom (OmniPro-Accept)
4. Posicionar la cámara en una de las esquinas de la Blue Phantom, aproximadamente 5 cm de distancia de cada pared y en la superficie del agua.

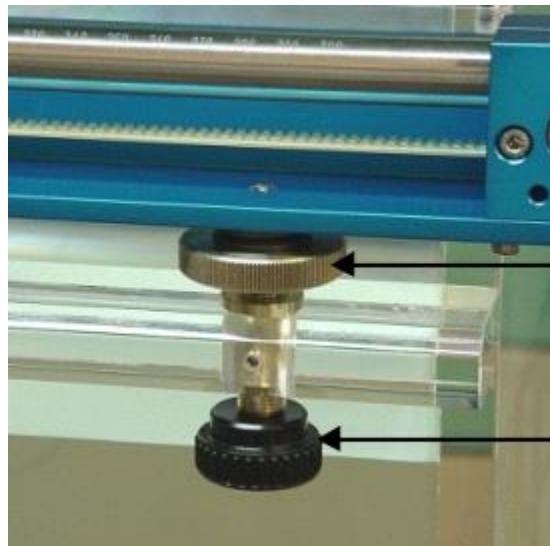
5. Para comprobar si la cámara está realmente en la superficie del agua, gire la tapa de alineación de modo que las líneas de cruce en la parte frontal de la tapa sean de 45° respecto a la superficie del agua. Mirar la tapa de debajo de la superficie del agua. La posición exacta de la superficie del agua se alcanza si las líneas forman una cruz precisa.

Figura 2-8: Verificación del nivel de la cámara en la superficie del agua



6. Mover horizontalmente la cámara a la siguiente esquina adyacente.
7. Mirar la tapa de alineación. Si la cámara no está exactamente en la superficie del agua, aflojar el tornillo de bloqueo en esta esquina del marco. Girar el tornillo de nivelación para ajustar verticalmente la estructura mecánica para que las líneas de la tapa de nuevo formen un preciso centro.

Figura 2-9: Tornillos de ajustes de nivel del Blue Phantom



8. Realizar el paso anterior para todas las esquinas del Blue Phantom
9. Retirar la tapa de la alineación para realizar las medidas.

2.4 Pruebas y procedimientos de aceptación realizados por el cliente para aceleradores Elekta Synergy Platform.

El fabricante de los aceleradores lineales con sistemas Synergy Platform propone pruebas de aceptación que deben ser verificadas para garantizar que el equipo es funcional y cumple parámetros técnicos mínimos para entrar en garantía, las pruebas se describen a continuación:

2.4.1 Posición del isocentro para retículo.

El objetivo de la prueba es verificar la posición del isocentro del retículo. El retículo corresponde a un accesorio posicionado a la salida del sistema de colimación del acelerador en el cabezal del mismo, el cual señala el eje central del haz de radiación. Para su ubicación se tiene un nivel de tolerancia, exigiendo que el isocentro del retículo este contenido en un círculo de diámetro de:

- 1mm a SSD100 cm
- 2mm al nivel del piso

El procedimiento para la realización consta de 8 pasos:

1. Utilizar un nivel de burbuja y ajuste el ángulo del Gantry con precisión a 0° .
2. Configurar la superficie de la mesa a una SSD de 100cm.
3. Colocar una hoja de papel cuadriculado en la superficie de la mesa.
4. Girar el colimador del haz 360° y haga una gráfica en una hoja de papel cuadriculado de la posición de la imagen del retículo.
5. Girar la camilla de tratamiento para obtener una proyección de la imagen de retículo al nivel del piso.
6. Colocar una hoja de papel cuadriculado en el suelo.
7. Girar el colimador del haz 360° y realice una gráfica en la hoja de papel cuadriculado de la posición de la imagen del retículo.
8. Registrar los resultados

2.4.2 Posición del isocentro para Gantry

La intención de la prueba es verificar que en todos los ángulos del Gantry la intersección de la retícula a SSD de 100 no varíe en más de 2 mm. Se realiza en 3 pasos:

1. Colocar un puntero fijo a SSD de 100 cm y alinearlos con la imagen del retículo.
2. Rotar el Gantry 360 grados. Tomar nota de la desviación de la imagen del retículo en relación con el puntero fijo en un plano perpendicular y otro paralelo al eje del haz en el punto fijo para las angulaciones de 180° , 90° , 0° y 270°
3. Registrar los resultados.

2.4.3. Características de la dosis en profundidad

Para los haces de radiación, la calidad del haz está relacionada con la penetración en profundidad. Se debe medir el porcentaje de dosis a la profundidad de 10 cm y compararse con la máxima dosis absorbida en el eje central del haz, la prueba se realiza siguiendo los siguientes pasos:

1. Colocar un Simulador Físico o Phantom de agua con la superficie a una SSD de 100 cm.
2. Ajustar el tamaño del campo:
Para MLCi2 el tamaño del campo es de 10 cm × 10 cm.
3. Utilizar una cámara de ionización o un detector semiconductor y mida el porcentaje de dosis en el eje del haz de radiación.
4. Registrar los resultados.

La diferencia máxima permitida entre los valores medidos y los valores reales de los PDD debe ser $\pm 1\%$, los valores aceptados para las diferentes energías para los PDD se muestran en la tabla 2-4.

Tabla 2-4: Valores aceptados de calidad de haces en PDD a 10 cm.

Energía (MeV)	4	6	8	10	15	18	25
PDD (10 cm)	63%	67,5%	71%	73%	76,5%	78,5%	82%

Los valores de perfiles de dosis en profundidad referidos en la tabla 2-4 corresponden a los valores propuesto por el fabricante de aceleradores clínicos Elekta para la aceptación de sus aceleradores en cada una de las energías referidas.

2.4.5 Uniformidad de campos de rayos x

Las cantidades a medir para describir cuantitativamente la uniformidad de los haces terapéuticos son: la planicidad y la simetría, definidas anteriormente en secciones 1.4.1 y 1.4.2 respectivamente. Las medidas se realizan a las siguientes profundidades.

- 10 cm para todas las energías.

La tolerancia del fabricante para esta prueba, es que la relación de dosis entre tamaños de campo de radiación en la medición de la planicidad no supere:

- 106% para tamaños de campo entre 10x10 y 30x30
- 110% para tamaños de campos mayores 30x30

En cuanto a la simetría se exige que la relación de dosis no sea mayor de 103%.

El área de medida para la planicidad se define para cada tamaño de campo en un área plana del perfil de dosis. Calculando la planicidad como la relación

$$Planicidad = 100x \frac{D_{max} - D_{min}}{D_{max} + D_{min}} \quad (37)$$

Tabla 2-5: Área definida para medir planicidad [13]

Tamaño de campo (r_d)	Dimensiones del área para medir planicidad	
	Eje mayor	Eje diagonal
(10 a 30) cm	$0.1r_d$	$0.2 r_d$
(30 a 35) cm	3 cm	6 cm

En la tabla 2-5 se describen las longitudes de las regiones en las que debe ser medido la planicidad, donde r_d es la magnitud del tamaño del campo a medir los cuales son clasificados en dos intervalos uno que acoge las dimensiones de campo desde los 10cm de lado hasta los 30 cm y un segundo intercalo desde los 30 cm hasta 35 cm de longitud de lado.

2.5 Datos del haz para XIO

El objetivo fundamental en todo comisionamiento para aceleradores lineales clínicos es caracterizar el haz de radiación emitido por el equipo, conocerlo en profundidad con las condiciones suficientes para poder aplicar modelos y algoritmos de cálculo de dosis con suficiente confianza. El empleo de algoritmos de cálculo de dosis hoy día es ampliamente difundido, XIO es uno para la planificación de tratamientos Conformacionales, de intensidad modulada y terapias en arco. El Físico Médico que realiza el comisionamiento debe tener de manifiesto los datos que requiere el Sistema de Planificación de Tratamiento o TPS como valores de entrada para tener las condiciones iniciales que le permitan resolver el problema de distribución de dosis con los algoritmos que él pueda emplear, así los datos del haz que son requeridos varían de TPS a TPS, a continuación se presenta los datos requeridos de los haces de radiación para modelar aceleradores lineales en XIO tanto para electrones como para fotones.

2.5.1 Datos requeridos de fotones para XIO

Para el comisionamiento de haces de fotones se exigen las siguientes medidas:

1. Perfiles de dosis en diagonal tomados a SSD de 100 cm medido sobre el campo más grande posible por el sistema de colimación. Se recomienda para este un campo de 40x40, los perfiles deben medirse en las siguientes profundidades en cm: $D_{m\acute{a}x}$, $D_{m\acute{a}x}-0,5$; $D_{m\acute{a}x}+0,5$; 0,5; 1,0; 2,0; 3,0; 5,0; 10; 20; 30 con incrementos de 3 mm. (11 curvas) Es válido medir solo la mitad del perfil.

2. PDDs a campos abiertos para tamaños de campos (en cm^2) cuadrados de 3x3, 4x4, 5x5, 7x7, 10x10, 12x12, 15x15, 20x20; medir hasta los 35 cm de profundidad con pasos de 1 mm (8 curvas)
3. Perfiles de dosis para campos abiertos, para los tamaños de campos cuadrados de 5x5, 10x10, 15x15, 20x20, 25x25, 30x30 cm^2 y el de máximo tamaño posible, en las profundidades $-D_{\text{máx}}$, 5,0; 10,0; 20,0 y 30,0 cm debe ser escaneado en la dirección inplane del colimador sin rotar. (35 curvas).
4. Un perfil de 3x3 cm o 10x10 cm, en la dirección cross planea la profundidad de 10 cm, con incrementos de 2 mm de exploración; se recomienda medir mucho más allá del borde del campo. (1 curva)
5. PDD con cuña para campos (en cm^2) cuadrado de 5x5, 10x10, 20x20 y el tamaño más grande, medir desde más de 30 cm de profundidad, con incrementos de 1mm. (4 curvas).
6. Perfiles con cuñas, estos perfiles se miden en dirección de la cuña para tamaños de campos (en cm^2) de 10x10, 20x20 y el mayor tamaño de campo posible en el acelerador.(3 curvas)
7. Perfil para MLC, Ajuste colimador secundario o mandíbulas a un tamaño de campo de 20x20 cm^2 y generar un campo asimétrico de 10x10 cm^2 con las colimadores multiláminas, un banco de ellas a 7,5 cm del eje del haz y el otro grupo de láminas a 2,5 cm del eje central y medir los perfiles a las profundidades $-D_{\text{máx}}$, 5,0; 10,0 y 20,0 cm asegurando que la cámara que realiza la medida se encuentra con su punto sensible en el centro de una de las láminas. Con incrementos de 1 mm a 2 mm (4 curvas).

Adicionalmente a los perfiles de dosis y a los porcentajes de dosis en profundidad deben realizarse medidas puntuales para cuantificar cantidades tales como: El factor de salida, factor de colimación, factor de dispersión por Simulador Físico o Phantom, factor de transmisión de cuñas, bloques y bandejas.

Todos los datos se deben medir en la profundidad de referencia. Se recomienda una profundidad más allá del alcance máximo de los electrones por ejemplo 10 cm.

Para los factores mencionados anteriormente se deben realizar las siguientes medidas:

1. Para el factor de dispersión: Medir las cargas colectadas a $\text{SSD} = 100$ cm o $\text{SAD} = 100$ cm con la cámara en la profundidad de referencia para la configuración del colimador en cm^2 de 3x3, 4x4, 5x5, 7x7, 10x10, 12x12, 15x15, 20x20, 25x25, 30x30, 35x35, 40x40. (12 datos)
2. Para el factor de colimación S_c : Se miden las cargas colectadas con la cámara en el isocentro de la configuración para colimador con tamaños de campo en cm^2 de 3x3, 4x4, 5x5, 7x7, 10x10, 12x12, 15x15, 20x20, 25x25, 30x30, 35x35, 40x40.(12 datos)
3. Para el factor de transmisión de cuñas: Medir las cargas colectadas a una $\text{SSD} = 100$ cm y la cámara en la profundidad de referencia para el caso de aceleradores con cuñas motorizadas como los aceleradores Elekta Synergy Platform, la configuración del colimador debe ser en cm^2 de 5x5, 7x7, 10x10, 12x12, 15x15, 20x20 y el máximo campo cuadrado posible. (7 datos).

4. Para todos los bloques y las bandejas se deben realizar las medidas de cargas colectadas en la profundidad de referencia con un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

Hasta aquí corresponde a 66 curvas y al menos 31 datos puntuales por energía de fotones en comisionamiento. En este trabajo final de maestría se comisiona la energía de 6MeV y 15 MeV para fotones.

2.5.2 Datos requeridos por XIO para técnicas IMRT.

Para técnicas de intensidad modulada como la IMRT se requiere realizar medidas adicionales mencionadas a continuación, en estas medidas se debe hacer la selección adecuada del equipo de medición que satisfaga las condiciones técnicas para tamaños de campos pequeños por ejemplo, cámaras iones con volúmenes entre $0,009$ y $0,01 \text{ cm}^3$. Cabe mencionar que los datos requeridos por XIO en fotones diferentes a estos son también usados en los algoritmos de cálculo de IMRT.

1. Factor de colimación para campos de radiación pequeños se debe medir las cargas colectadas a $SSD = 100 \text{ cm}$ o $SAD = 100 \text{ cm}$ con la cámara en la profundidad de referencia para la configuración del colimador 1×1 , 2×2 , 3×3 , 4×4 , 5×5 , 10×10 .
2. PDD para campo abierto de $2 \times 2 \text{ cm}^2$
3. Perfiles para campos colimados con MLC: para un tamaño de campo de $2 \times 10 \text{ cm}^2$ La dimensión 2 cm debe estar formado por el MLC y se debe explorar a través de esta dirección con incrementos menores de 1 mm para mejorar la resolución en la penumbra
4. Transmisión de las MLC medida realizada con capa de *build up* en aire.
5. Transmisión del colimador medida con capa de *build up* en aire.
6. Perfil para MLC, Ajuste colimador secundario o mandíbulas a un tamaño de campo de $20 \times 20 \text{ cm}$ y generar un campo asimétrico de 10×10 con las colimadores multiláminas, un banco de ellas a 7.5 cm del eje del haz y el otro grupo de láminas a 2.5 cm del eje central y medir los perfiles a las profundidades - $D_{\text{máx}}$, 5.0 , 10.0 y 20.0 cm asegurando que la cámara que realiza la medida se encuentra con su punto sensible en el centro de una de las láminas. Con incrementos de 1 mm a 2 mm (4 curvas).

Este último numeral corresponde a los mismos datos requeridos para fotones en cuanto a la transmisión de los colimadores multiláminas.

Capítulo 3

3 Resultado del comisionamiento para Fotones

Después de conocer las pruebas de aceptación y los datos que exige el sistema de planeación XIO se procede a realizar cada prueba registrando cada dato y contrastando si los resultados satisfacen los niveles de tolerancia. En este capítulo se presentan los resultados de las pruebas de aceptación y los datos de comisionamiento para un acelerador lineal clínico Elekta modelo Synergy Platform, se adquiere información para:

- las energías en fotones de:
 - 6 MeV
 - 15 MeV
- Accesorios
 - Cuña motorizada
 - Bandeja sin huecos
- Colimadores multiláminas modelo MLCi2 de Elekta

3.1. Resultado pruebas de aceptación

Las pruebas de aceptación corresponden a las descritas desde la sección 2.2.1 hasta la sección 2.4.5 es decir las pruebas mecánicas y dosimétricas de resección del acelerador lineal, después de la realización de estas pruebas el acelerador entra en el periodo de garantía.

3.1.1. Posición del isocentro para retículo

En la sección 2.4.1 se describe como realizar la verificación del isocentro del retículo (o crosswire), después de realizar el procedimiento se registran los siguientes resultados.

Tabla 3-1: Resultados para isocentro del retículo (crosswire)

Posición del retículo	Tolerancia	Medida (mm)
Posición del retículo a SSD=100	Circulo de 1 mm	0
Posición al nivel del piso	Circulo de 2 mm	0,5

Los datos en la tabla 3-1, reflejan los resultados arrojados para la prueba que verifica la adecuada posición del isocentro del retículo el cual da información de la ubicación del eje de rotación del colimador del acelerador lineal, que a una distancia de 100 cm de la fuente su variabilidad fue de 0 cm \pm 1mm y al nivel del piso la distancia máxima en la que varía este eje de rotación fue de 0,5 mm \pm 1mm.

3.1.2. Posición del isocentro para Gantry

En la determinación del isocentro del Gantry siguiendo los pasos descritos en la sección 2.4.2 se registran las desviaciones en las diferentes angulaciones solicitada tanto en el plano de giro del cabezal (in-plane) como en un plano perpendicular a este (cross-plane) los resultados para el acelerador en aceptación fueron los siguientes

Tabla 3-2: Resultados para validación del isocentro del Gantry

Desviación a	Tolerancia	Cross plane	In plane
180°	Esfera < 2 mm de diámetro	0 mm	1mm
90°		0 mm	0 mm
0°		0 mm	0 mm
270°		0 mm	0 mm

De la tabla 3-2, la cual muestra los resultados para determinar la posición del isocentro del gantry, se evidencia que la única variación de la posición del isocentro se da en la dirección inplane con una angulación de 180°, puesto que todos los otros resultados de tolerancia dan 0, es decir dentro del valor de ± 2 mm.

Todos los resultados de las pruebas mecánicas hasta aquí descritas, son de igual relevancia tanto para el uso de fotonos como para el uso de electrones. Adicional a estas pruebas y para el caso de tratamientos con electrones, se requieren adicionar algunos accesorios que se usan para la administración de dosis con electrones.

Todas estas pruebas mecánicas deben ser verificadas frecuentemente, algunas de manera diaria y otras con una periodicidad mensual, a continuación se presentan las recomendaciones de pruebas mensuales.

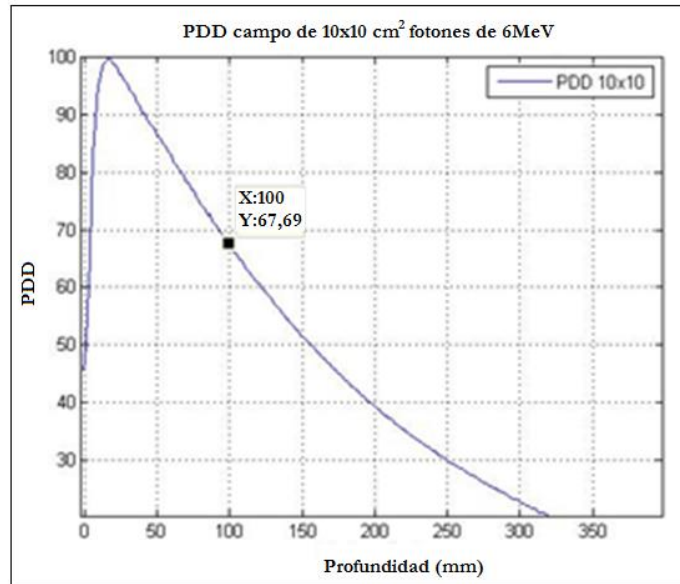
Tabla 3-3: Pruebas de seguridad y mecánicas mensuales

PRUEBA	TOLERANCIA
SEGURIDAD:	
Verificar topes de camilla	Funcionando
Verificar enclavamientos y códigos de accesorios	Funcionando
Pulsadores de corte de energía eléctrica	Funcionando
Verificar campos permitido para cuñas	Funcionando y que coincida con la referencia del fabricante.
MECÁNICAS:	
Indicadores angulares del Gantry	1°
Indicadores angulares del colimador	1°
Telémetro	2mm en el rango de uso
Centrado del retículo	2 mm de diámetro
Simetría, paralelismo y ortogonalidad de campo luminoso	2 mm
Indicadores de tamaño de campo	2 mm
Isocentro mecánico	2 mm de diámetro
Coincidencia de campos luz-radiación	2 mm
Horizontalidad de la camilla	2 mm en el rango de uso
Posición de cuña	2 mm (o 2% en el factor de transmisión)

3.1.3. Características de la dosis en profundidad

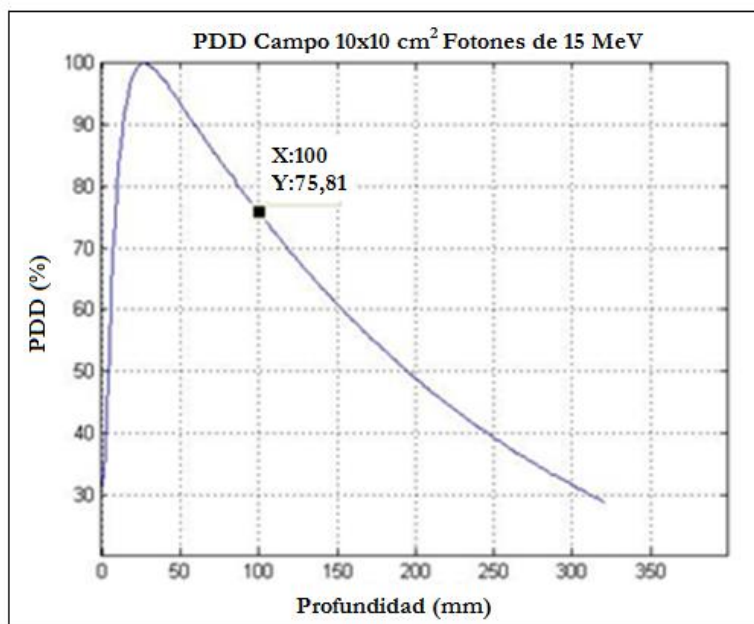
Dentro de los parámetros dosimétricos en la aceptación de un acelerador lineal se ha presentado con especial importancia la medición de la calidad del haz en términos del porcentaje de dosis en profundidad y se conocen los valores declarados como esperados para diferentes energías para un tamaño de campo de 10x10 cm² los resultados para las energías y los rangos de tolerancia son mostrados en la Tabla 3-4.

Figura 3-1 : Porcentaje de dosis en profundidad a 10x10 cm² y 6 MeV (prueba dosimétrica)



La figura 3-1 presenta el porcentaje de dosis en profundidad (PDD) para fotones de 6 MeV con un tamaño de campo de 10x10 cm², este PDD es usado para estimar la calidad del haz a partir de las consideraciones del fabricante (Elekta), resaltando el punto correspondiente a 100 mm de profundidad que es precisamente el seleccionado para validar si la calidad del haz esta en rango de tolerancia para ser aceptado, para este punto el PDD es de 67,60%.

Figura 3-2 : Porcentaje de dosis en profundidad campo de 10x10 cm² y 15 MeV



La figura 3-2 presenta el porcentaje de dosis en profundidad (PDD) para fotones de 15 MeV con un tamaño de campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, este PDD es usado para estimar la calidad del haz a partir de las consideraciones del fabricante (Elekta), resaltando el punto correspondiente a 100 mm de profundidad que es precisamente el seleccionado para validar si la calidad del haz está en rango de tolerancia para ser aceptado en este punto el PDD es de 75,81%.

Tabla 3-4: Resultados prueba de penetración de haces de fotones

Energía	Calidad de penetración		Diferencia	Tolerancia
	declarado	medido		
6 MeV	67,5%	67,69%	0,19%	$\pm 1\%$
15 MeV	75,5%	75,81%	0,31%	$\pm 1\%$

Los puntos señalados en las Figuras 3-1 y 3-2 corresponden a los porcentajes de dosis en profundidad a una profundidad de 10 cm, este valor es una medida estimativa de la calidad de los haces de fotones para el fabricante Elekta, para las energías de 6 MeV y 15 MeV en fotones declara que los valores de los PPD a 10 cm esperado en cada energía debe ser 67,5% para 6MeV y 75,5% para 15MeV tolerando desviaciones no mayores al 1%.

Como se muestra en los datos medidos, los valores para la dosis en profundidad se encuentran dentro de los límites de tolerancia $0,19\% < 1\%$ para 6 MeV y $0,31\% < 1\%$ para 15 MeV. Estos datos corresponden a una medida que hacen parte de la captación y deben ser tomados una segunda vez en el comisionamiento del acelerador lineal.

La propagación de errores asociadas a estas mediciones provenientes de los instrumentos de medida, y los cálculos usados para su estimación es de $\pm 0,05\%$, es importante resaltar que el error introducido por el operador no es de fácil estimación y depende mucho de la habilidad del operador.

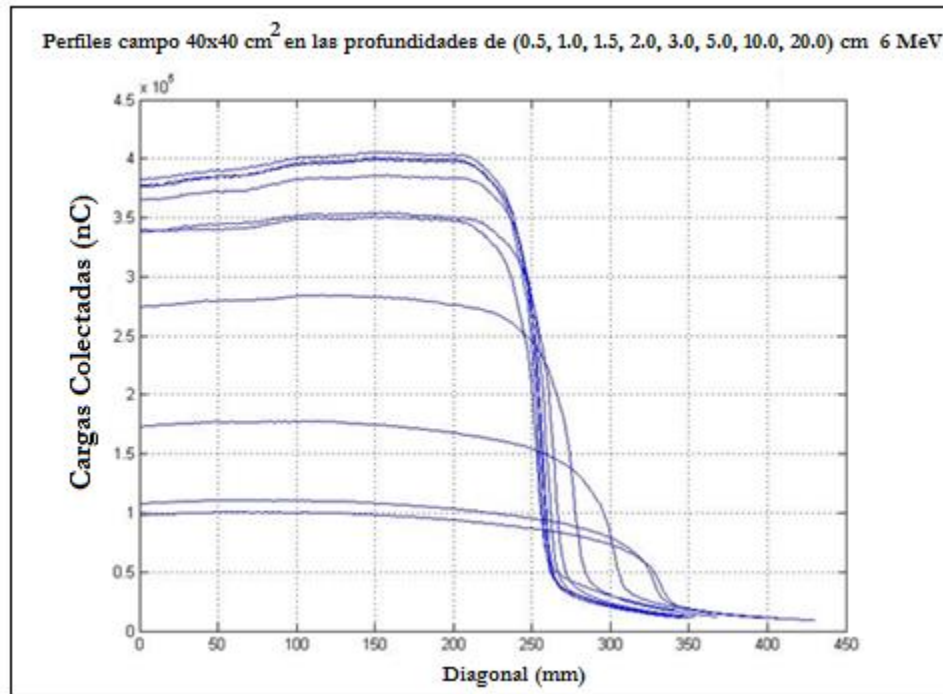
3.2. Comisionamiento para haces de fotones

Se entiende como resultado de comisionamiento a los datos adquiridos para conocer suficientemente bien los haces de radiación como los Porcentajes de Dosis en Profundidad (PDD), perfiles de dosis, factores de dispersión, factores de colimación, factores de transmisión planicidad, simetría entre otros. Los datos adquiridos como resultado del comisionamiento son empleados por algoritmos de cálculo de dosis en los sistemas de planificación dosimétrica, en el presente documento se mostrarán las curvas solicitadas por el sistema de planificación dosimétrica XIO, en el mismo orden en el que fueron descritos en la sección 2.5.1 de este trabajo final de maestría.

1. Los perfiles de dosis en diagonal son tomados a SSD de 100 cm medido sobre el campo más grande posible por el sistema de colimación. Se recomienda para este un campo de $40 \times 40 \text{ cm}^2$, los perfiles deben medirse en las siguientes profundidades en cm: $D_{\text{máx}}$, $D_{\text{máx}} - 0,5$, $D_{\text{máx}} + 0,5$; 0,5; 1,0; 2,0; 3,0; 5,0; 10; 20; 30 con incrementos de 3mm.

(11 curvas). (Es válido medir solo la mitad del perfil dado que el tamaño de campo supera las dimensiones del simulador Físico).

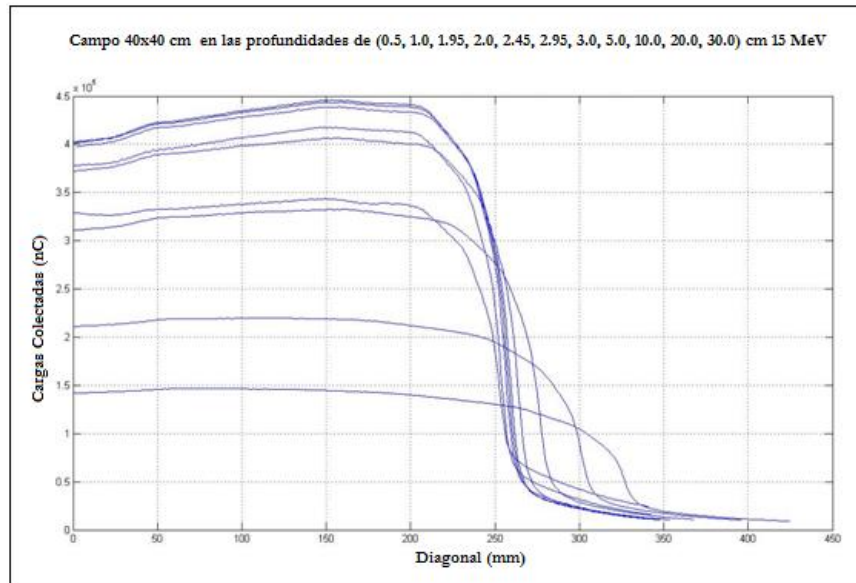
Figura 3-3: Perfiles de dosis para 6 MeV en diagonal campos 40X40 cm² a (0.5, 1, 1.5, 2, 3, 5, 10,20) cm de profundidad.



Para la adquisición de datos de los perfiles de dosis para tamaños de campo grandes como el de 40x40 es válido solo medir medio perfil y generar simétricamente el perfil faltante aun cuando esto no proporciona información válida sobre la simetría y planicidad del haz de radiación.

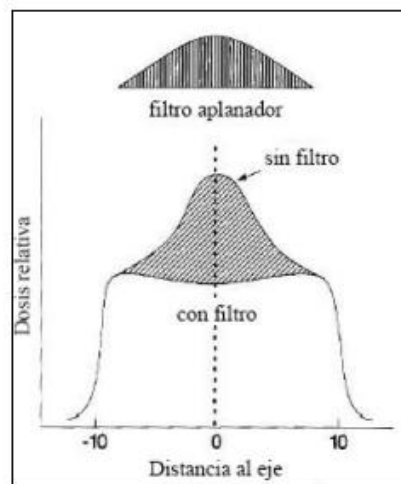
Realmente se realiza este tipo de medidas (medio perfil), debido a la imposibilidad física de poder realizar un barrido completo para este tamaño de campo, puesto que las dimensiones del simulador físico (tanque de agua, Blue Phantom 2) no lo permiten dado que este es más pequeño que el tamaño requerido para tomar perfiles para campos de 40x40 cm².

Figura 3-4: Perfiles de dosis para 15 MeV en diagonal campos 40X40 cm² a (0.5, 1.0, 1.95, 2.0, 2.45, 2.95, 3.0, 5.0, 10.0, 20.0, 30.0) cm de profundidad.



El achatamiento en la región plana en las figuras 3-3 y 3-4 se debe precisamente a la geometría del filtro aplanador, los acelerador lineales de haces pulsados aceleran paquetes de electrones produciendo haces de radiación con perfiles que no son planos, para aplanar estos perfiles se usa un filtro aplanador con geometría piramidal, esta geometría es heredada a los perfiles de dosis provocando un achatamiento del haz de radiación con achatamientos en las cercanías del eje central, esto debido a la punta misma de la cuña o filtro aplanador.

Figura 3-4a: Efecto del filtro aplanador sobre el perfil de campo [7]



La figura 3-4a muestra el efecto del filtro aplanador sobre el perfil de campo resaltando la geometría del perfil si no se usa el filtro aplanador y el perfil en caso del que el filtro sea usado evidenciándose el achatamiento en el eje central dividido a la geometría misma del filtro.

2. PDDs a campos abiertos para tamaños de campos cuadrados (en cm^2) de 3x3, 4x4, 5x5, 7x7, 10x10, 12x12, 15x15, 20x20; medir hasta los 35 cm de profundidad con pasos de 1 mm.

Figura 3-5: PDDs de comisionamiento para campos cuadrados (en cm^2) de 3x3, 4x4, 5x5, 7x7, 10x10, 12x12, 15x15, 20x20 energía de 6 MeV.

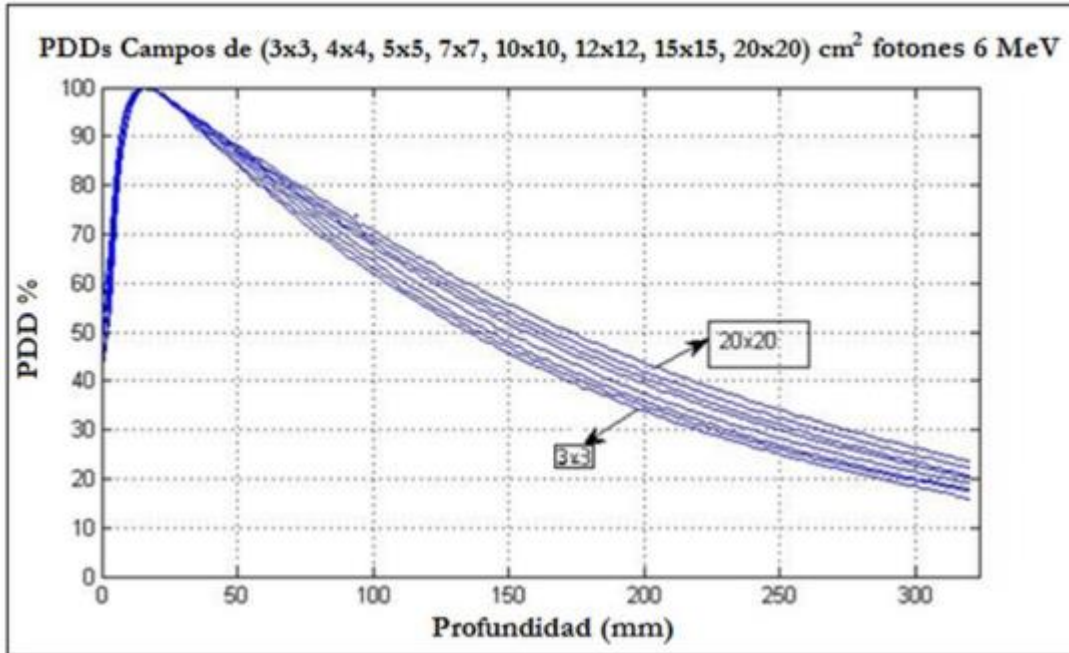
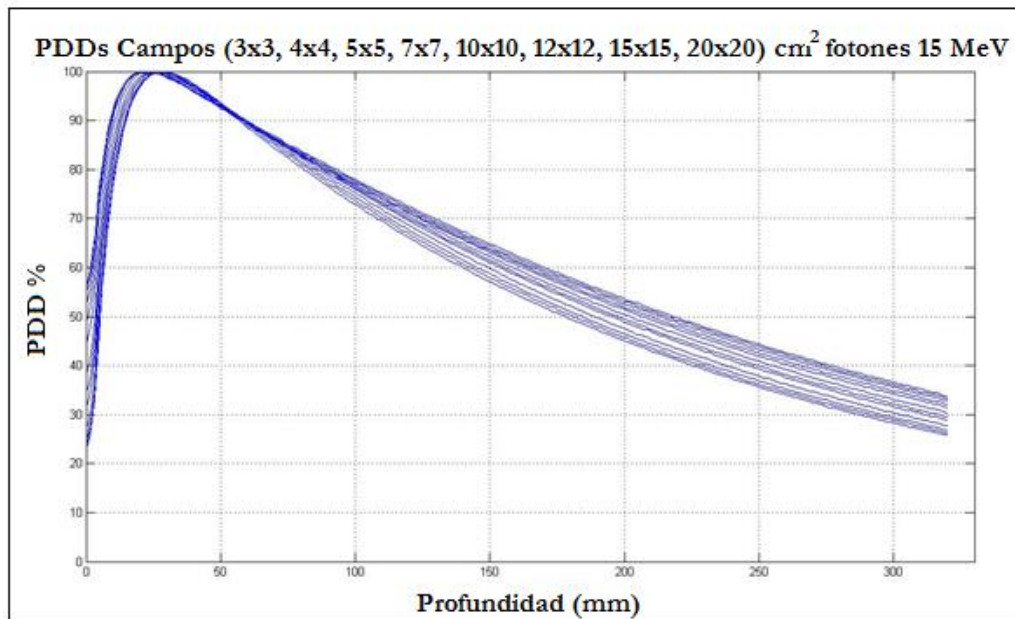


Figura 3-6: PDDs de comisionamiento para campos cuadrados (en cm^2) de 3x3, 4x4, 5x5, 7x7, 10x10, 12x12, 15x15, 20x20 energía de 15 MeV.

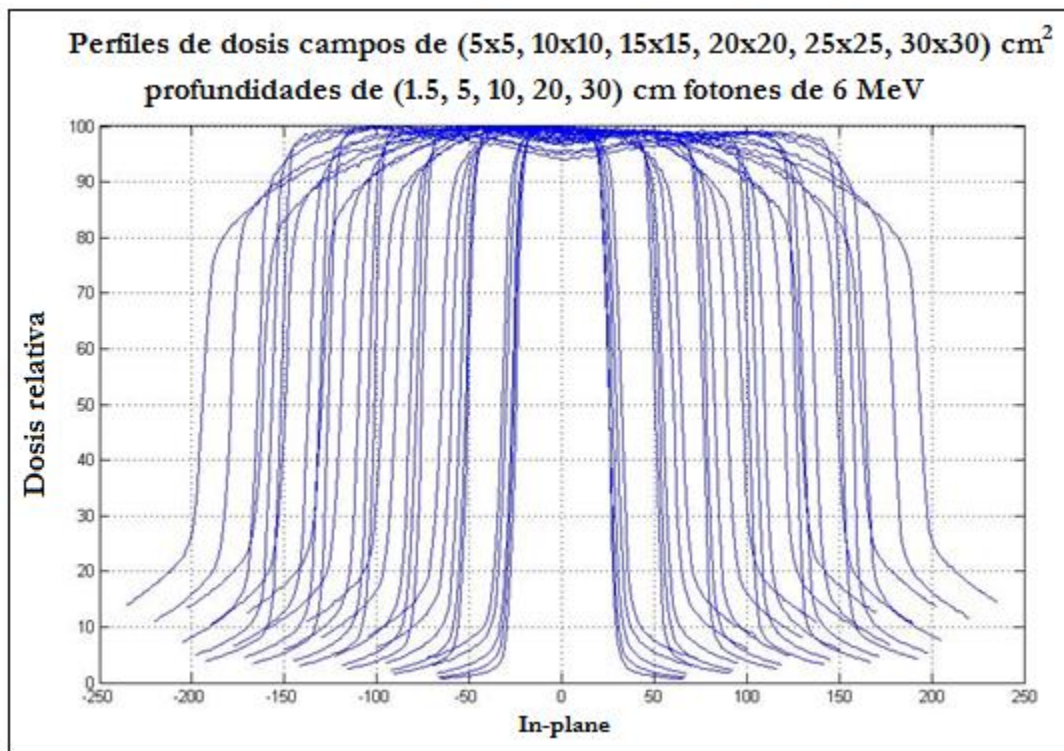


Las Figuras 3-5 y 3-6 corresponden a los perfiles de dosis en profundidad para los haces de fotones de 6 MeV y 15 MeV respectivamente mostrando el comportamiento típico de este tipo de curvas, es decir, a medida que aumenta la profundidad la dosis disminuye del pues de la región del build-up como se explicó en la sección 1.3.1 literales del a al c además la contribución a la dosis por la dispersión (colimación y medio) es mayor para tamaños de campos grandes y menor si el tamaño del campo disminuye, por eso vemos las colas de las curvas desplegadas separadas entre sí, además se nota un pico de máxima dosis para todas las curvas en cada energía a la misma profundidad.

En la Figura 3-6, el punto de máxima dosis se ve extendido por lo que los datos debieron ser tomados en una segunda oportunidad y este efecto fue producido por errores en el posicionamiento de la cámara de ionización, los cuales serán descritos más adelante.

3. Perfiles de dosis para campos abiertos, en los tamaños de campos cuadrados (en cm^2) de 5x5, 10x10, 15x15, 20x20, 25x25, 30x30 y el de máximo tamaño posible, en las profundidades: $D_{\text{máx}}$, 5,0; 10,0; 20,0 y 30,0 cm deben ser escaneado en la dirección in-plane del colimador sin rotar.

Figura 3-7 : Perfiles de dosis para 6 MeV



La dirección In-plane corresponde a medidas en el plano de giro del cabezal y la dirección Cross-plane corresponde a medidas realizadas en un plano perpendicular a este, las distancias se miden respecto al eje central del haz.

Figura 3-8: Perfiles de dosis para fotones de 6 MeV por tamaño de campo

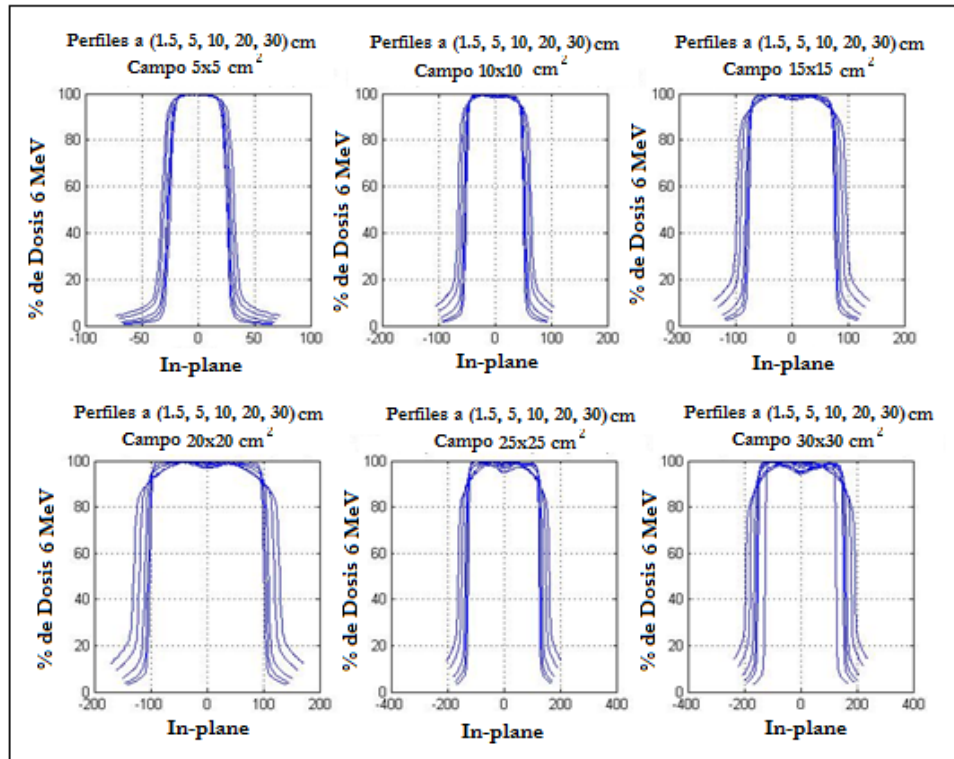


Figura 3-9: Perfiles de dosis para 15 MeV

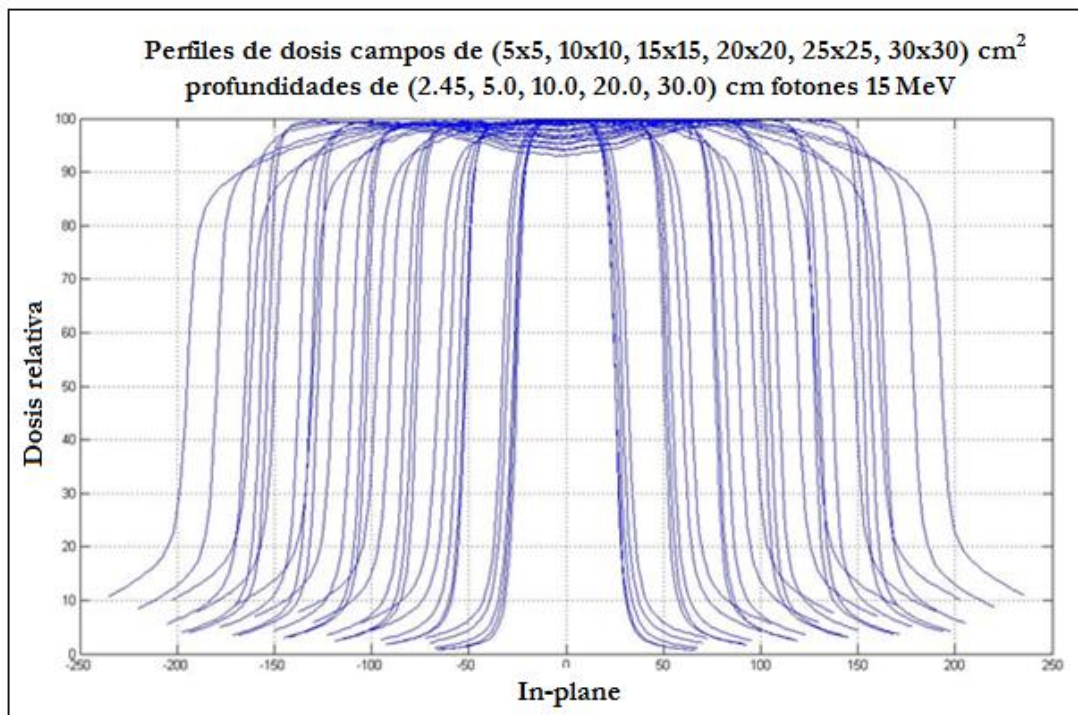
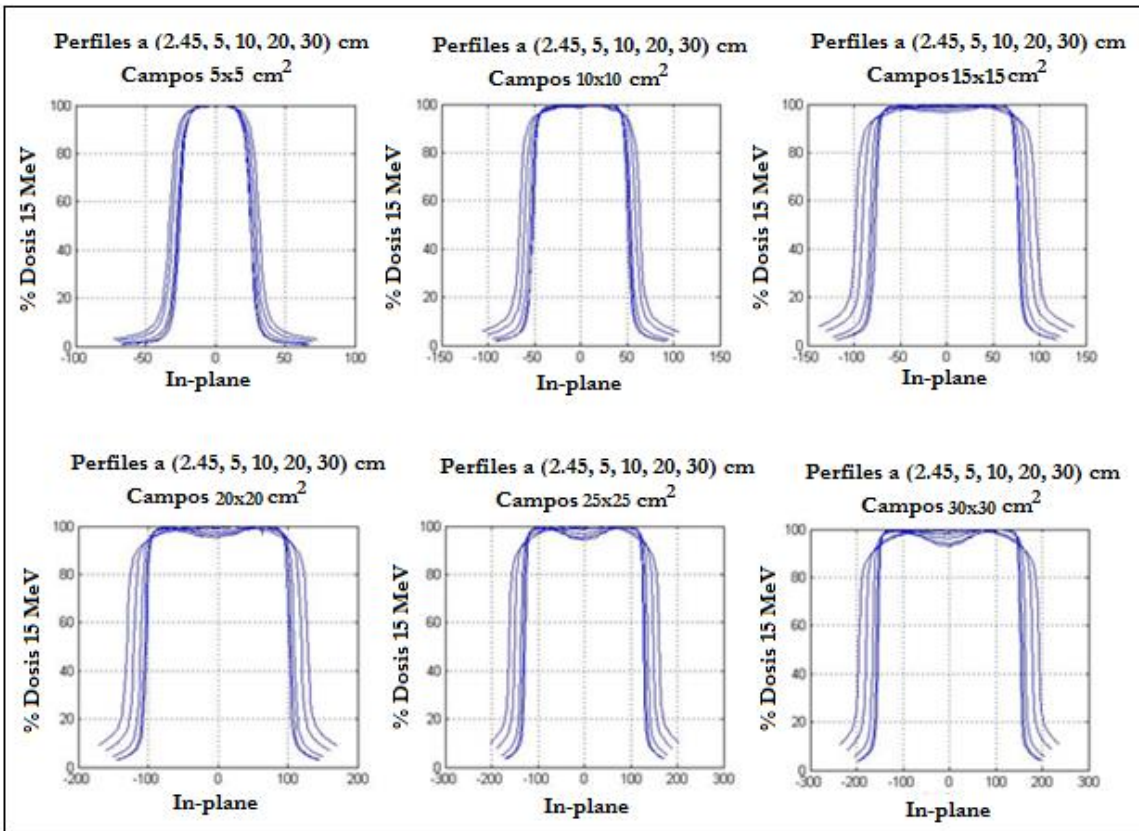


Figura 3-10 : Perfiles de dosis para 15MeV por tamaño de campo



Las figuras 3-7 a 3-10, muestran los perfiles de dosis para energías en fotones de 6 MeV y 15 MeV, tomados a $D_{m\acute{a}x}$, 5, 10, 20 cm normalizadas todas a su valor de máxima dosis.

Todas las gráficas muestran un achatamiento en las cercanías del eje del haz y es debido a la forma en que son aplanados los frentes de onda, como se ha mencionado anteriormente, los aceleradores de haces pulsados aceleran grupos o paquetes de electrones que posteriormente impactan sobre un blanco para generar el haz de radiación. El haz producido no tiene un frente de onda plano, para lograr este efecto se usa un filtro aplanador y los perfiles de dosis heredan la forma geométrica del filtro.

Se evidencia además que a medida que aumenta la profundidad la dosis recibe mayores contribuciones por la dispersión debida al sistema de colimación y por la dispersión del medio incidente, esto se ve en la separación de las penumbras de las curvas aun que estas se ven afectadas por la variación del tamaño del campo debido a la divergencia del haz.

Figura 3-11 : Cargas colectadas (nC) campos de 10X10 cm² para la energía de 6 MeV

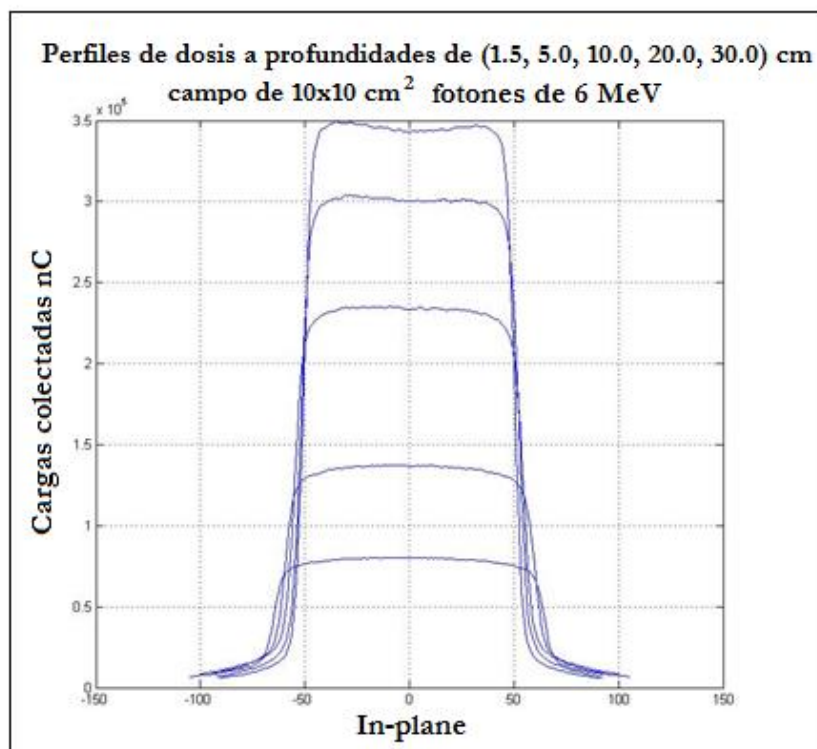
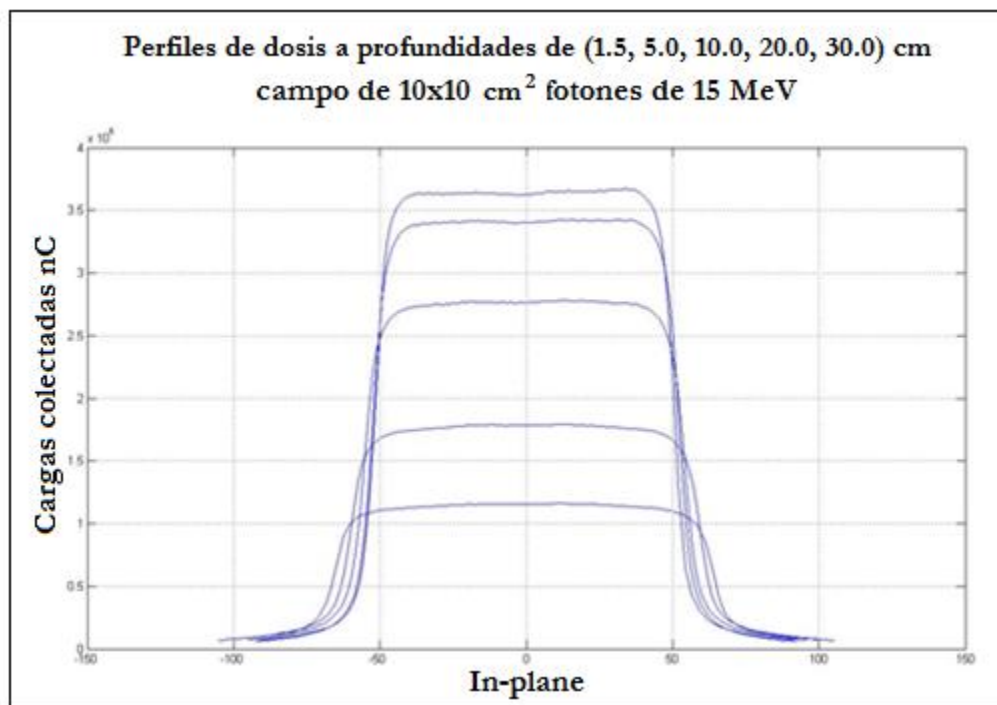


Figura 3-12 : Cargas colectadas (nC) campo de 10X10 cm² para la energía de 15 MeV



Las curvas obtenidas a menor profundidad acentúan más el efecto del filtro aplanador, como es mostrado en las Figuras 3-11 y 3-12. Dado que no hay contribución por dispersión del medio en la superficie del simulador físico.

4. Un perfil de $3 \times 3 \text{ cm}^2$ o $10 \times 10 \text{ cm}^2$, en la dirección Cross-plane (plano transversal) a la profundidad de 10 cm, con incrementos de 2 mm de exploración; se recomienda medir mucho más allá del borde del campo.

Figura 3-13: Perfiles de $3 \times 3 \text{ cm}^2$ y $10 \times 10 \text{ cm}^2$, Cross-plane a la profundidad de 10 cm (6 MeV).

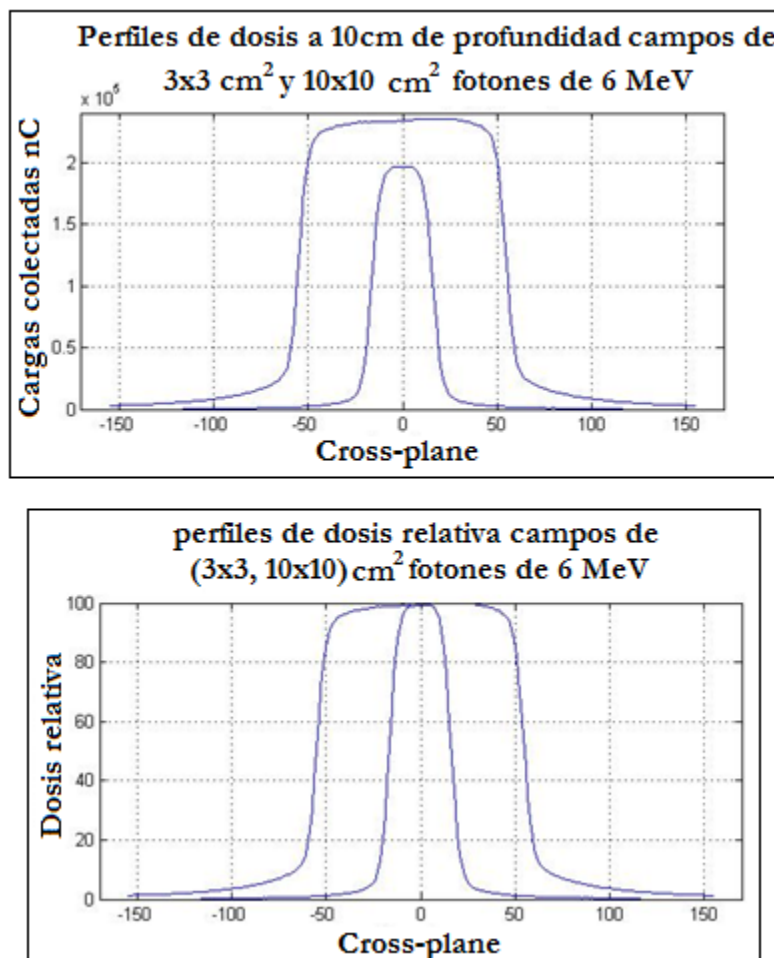
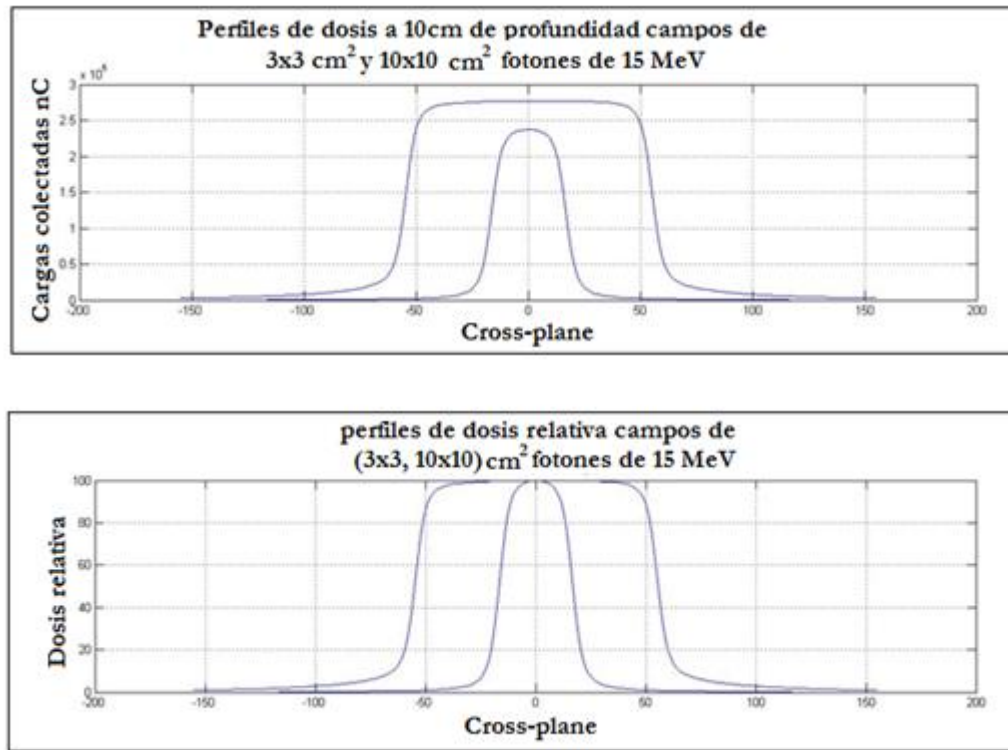


Figura 3-14 : Perfiles de $3 \times 3 \text{ cm}^2$ y $10 \times 10 \text{ cm}^2$, cross-plane a la profundidad de 10 cm (15 MeV).



En la profundidad de 10 cm tanto para 6 MeV como para 15 MeV el efecto del filtro aplanador no es evidente pues no se presenta un achatamiento acentuado en los perfiles pero si permiten estimar la penumbra de los campos de radiación.

Evidentemente para ambas energías se ve que las cargas colectadas al igual que la dosis es mayor para el tamaño de campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ que para $3 \times 3 \text{ cm}^2$ esto debido a al factor de colimación del haz que más adelante veremos que aumenta con incrementos en el tamaño del campo.

5. PDD con cuña para campos cuadrado (en cm^2) de 5×5 , 10×10 , 20×20 y el tamaño más grande, medir desde más de 30 cm de profundidad, con incrementos de 1 mm .

Figura 3-15 : PDD con cuña única de 60° para la energía de 6 MeV

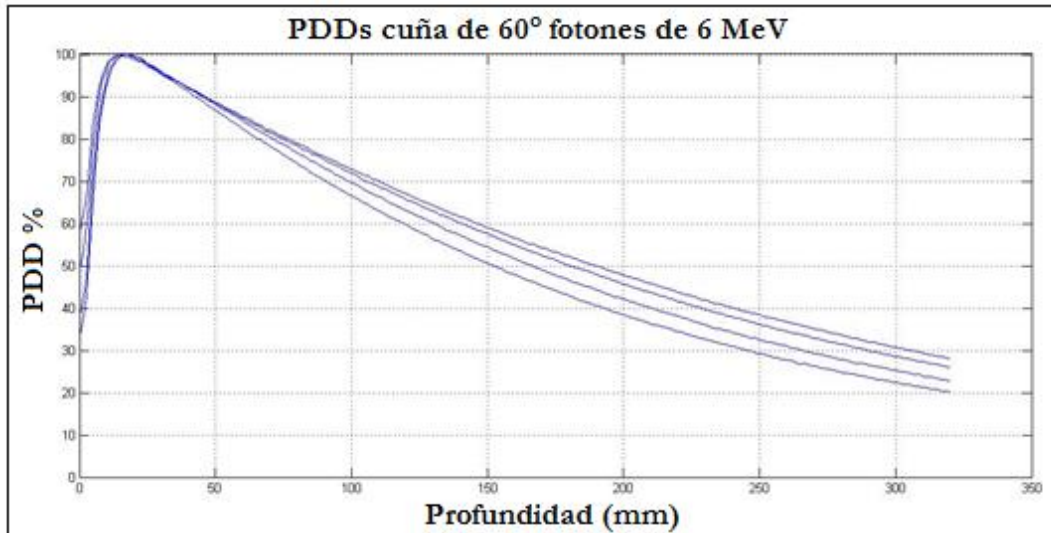
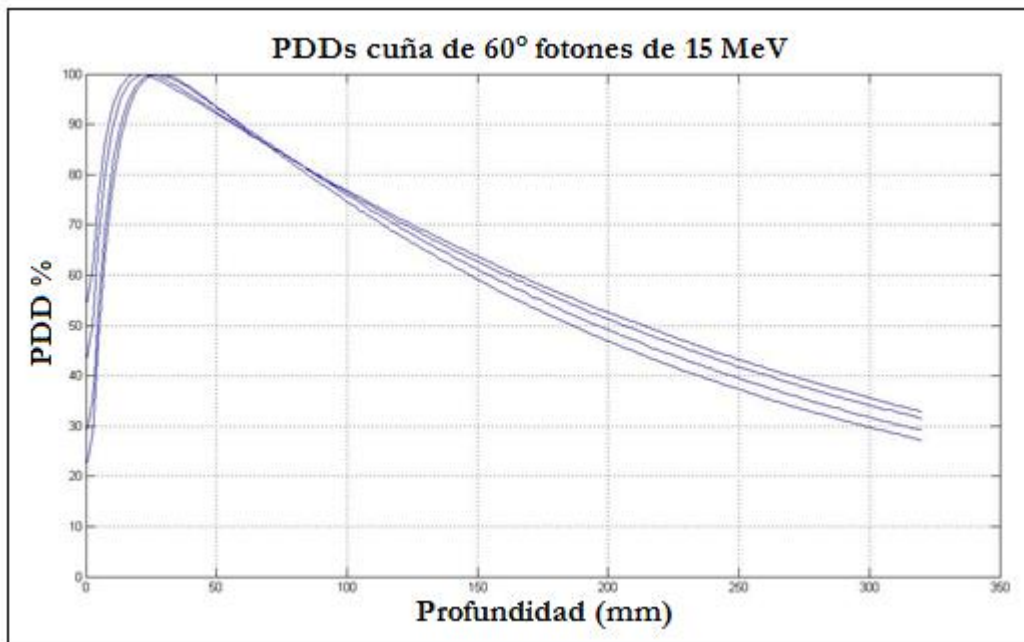


Figura 3-16 : PDD con cuña única de 60° para la energía de 15 MeV.



La arquitectura de un acelerador Elekta proporciona una única cuña motorizada para la ejecución de los tratamientos, esta cuña puede modificar la distribución de dosis con ángulos entre 0° y 60° dependiendo del tiempo que la cuña permanezca dentro del campo mientras se esté irradiando.

Para la ejecución de las pruebas dosimetrías con la cuña motorizada en otras palabras para medir los porcentajes de dosis en profundidad (PDD) y los perfiles de dosis la cuña debe permanecer todo el tiempo dentro del campo de radiación. En efecto es como si se estuviera comisionando una única cuña de 60°

El rango de angulaciones entre 0° y 60° se calcula por el tiempo de permanencia de la cuña en el haz pero teniendo especial cuidado respecto a la dirección de la angulación de la misma.

Así las Figuras 3-15 y 3-16 muestran el comportamiento típico de un perfil de dosis en profundidad como el descrito en las Figuras 3-5 y 3-6. Ahora bien los perfiles de dosis no tienen cambios significativos debido a que están normalizados a la dosis máxima pero la magnitud de las dosis a lo largo del eje si disminuye considerablemente debido al material atenuador del que está hecha la cuña

6. Perfiles con cuñas, estos perfiles se miden en dirección de la cuña para tamaños de campos de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, $20 \times 20 \text{ cm}^2$ y el mayor tamaño de campo posible en el acelerador.

Figura 3-17 : Perfiles con cuñas para fotones de 6 MeV

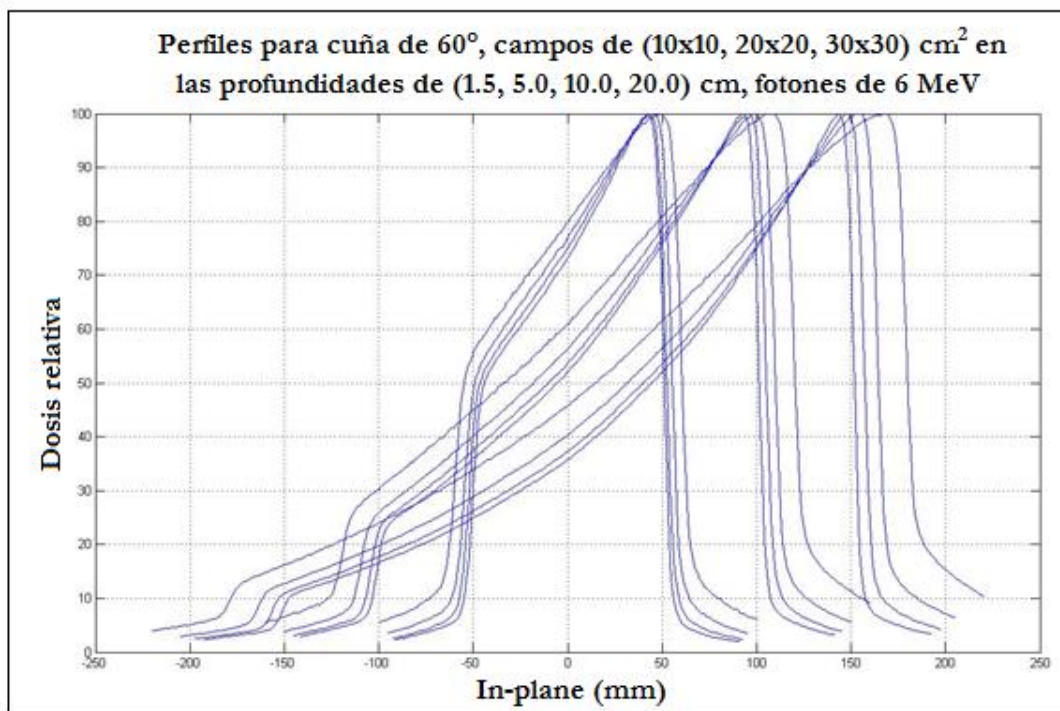


Figura 3-18 : Perfiles con cuñas para fotones de 6 MeV

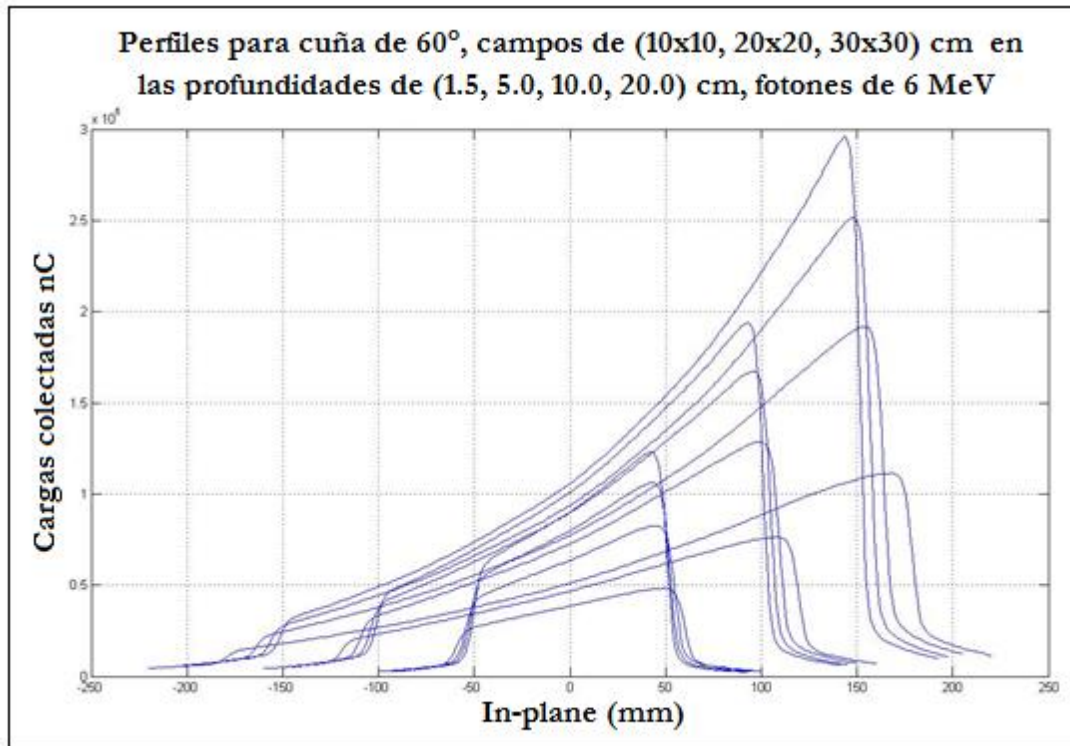


Figura 3-19 : Perfiles con cuñas para fotones de 15 MeV.

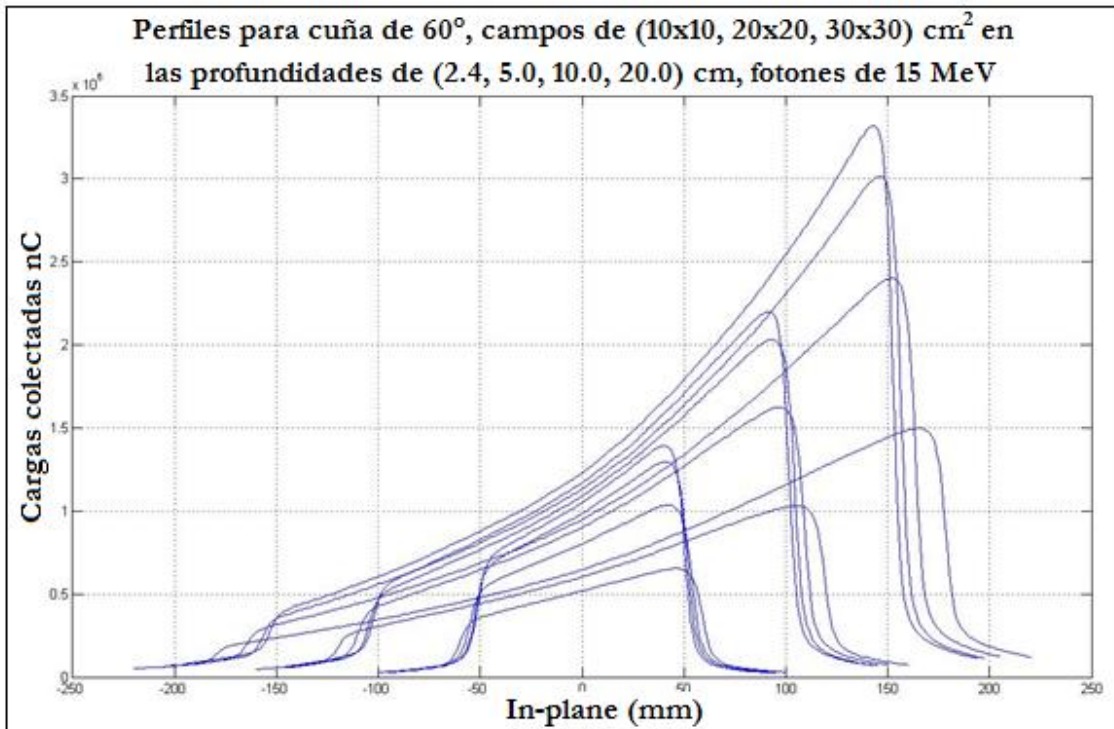
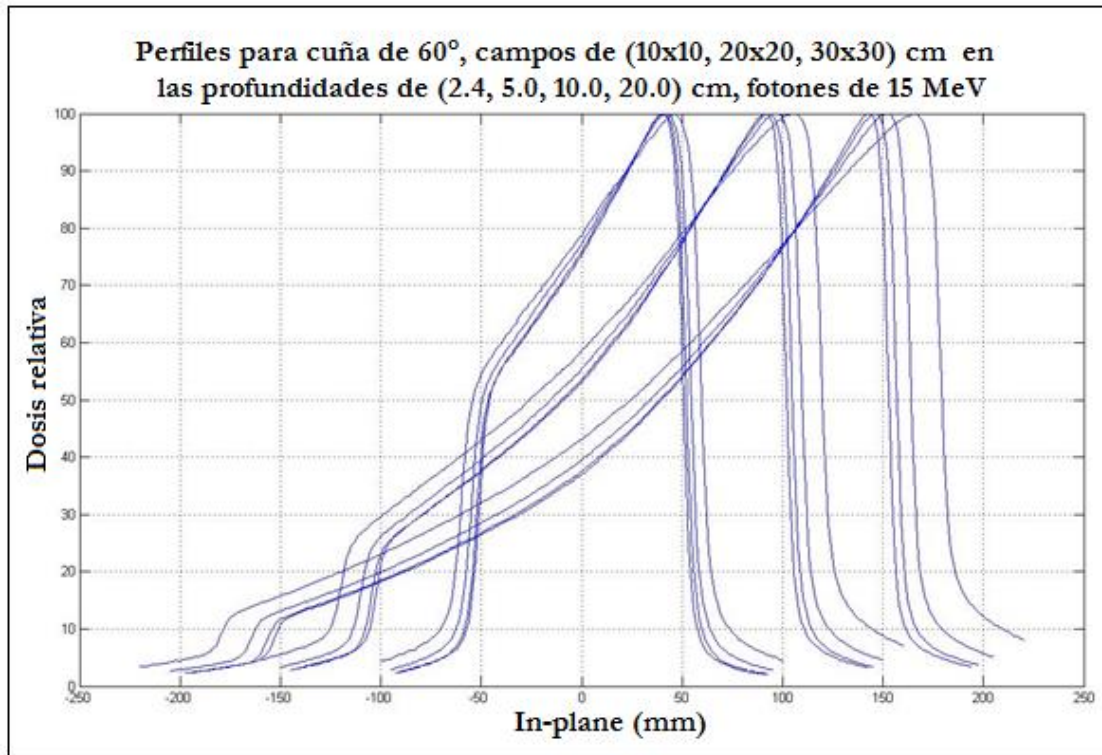


Figura 3-20: Perfiles con cuñas para fotones de 15 MeV

Las Figuras 3-17 a 3-20, muestran el efecto sobre los perfiles de dosis cuando es puesta la cuña motorizada dentro del campo de radiación, permitiendo tener los datos necesarios para simular esta cuña y pueda ser usada en las planificaciones de tratamientos.

La parte más alta de las curvas antes mencionadas corresponden a mayor contribución sobre la dosis, por lo que es evidente que esto corresponde al lado más delgado de la cuña dentro del campo, es decir, el espesor del material de la cuña causa la atenuación así: donde haya menor material atenuador habrá mayor contribución a la dosis evidenciando una cuña de perfil triangular.

El perfil de dosis muestra que la dosis tendrá un valor de máxima dosis cada vez mayor a medida que el tamaño del campo aumenta y esto es fácil de interpretar sabiendo que la cuña se posiciona en el centro del campo y su geometría es triangular y cuando aumenta el tamaño de campo se abarca la cuña donde su espesor es cada vez menor.

7. Perfil para MLC, Ajuste colimador secundario o mandíbulas a un tamaño de campo de 20x20 cm² y generar un campo asimétrico de 10x10 cm² con los colimadores multiláminas, un lado de ellas a 7.5 cm del eje del haz y el otro grupo de láminas a 2.5 cm del eje central y medir los perfiles a las profundidades - $D_{m\acute{a}x}$, 5,0; 10,0 y 20,0 cm asegurando que la cámara que realiza la medida se encuentra con su punto sensible en el centro de una de las láminas. Con incrementos de 1 mm a 2 mm.

Figura 3-21 : Perfiles de transmisión de las multilaminas campo asimétrico de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ 6 MeV

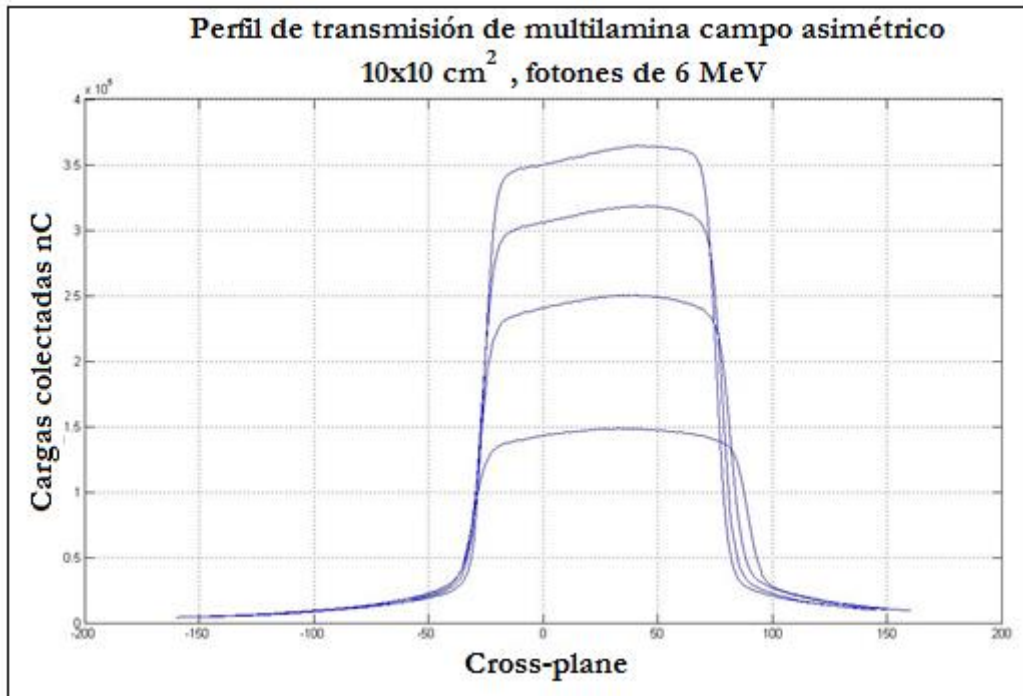
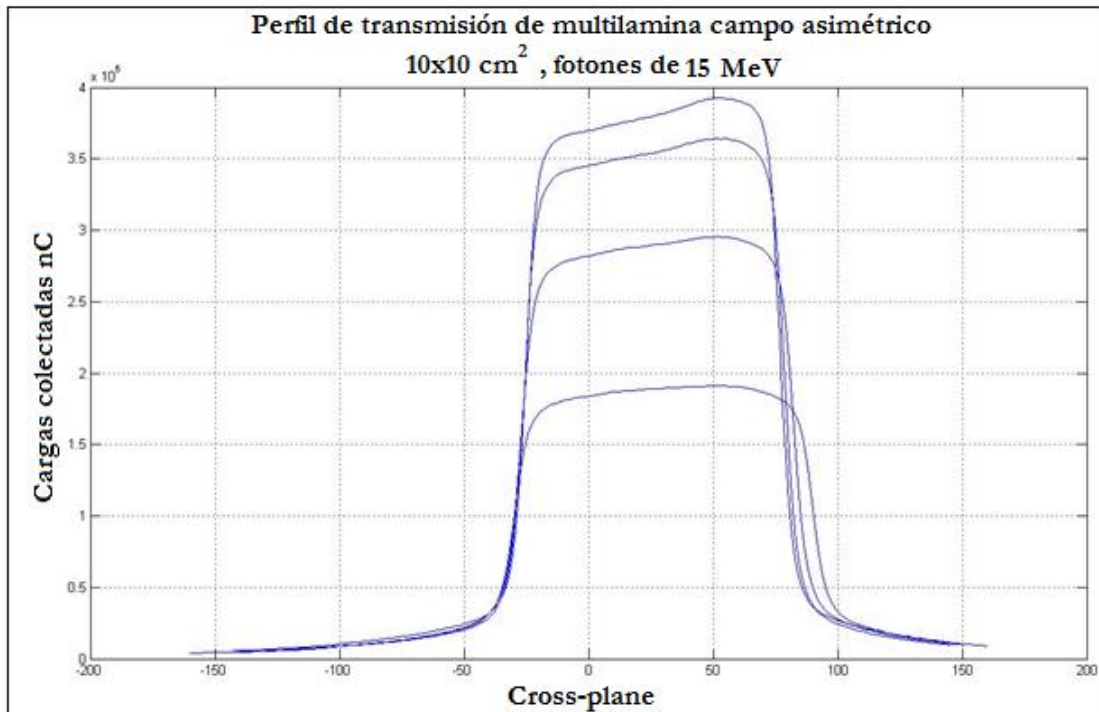


Figura 3-22 : Perfiles de transmisión de las multilaminas campo asimétrico de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ 15 MeV.



Las figuras 3-21 y 3-22 muestran los perfiles para los campos configurados fuera del eje central además como el campo esta corrido respecto al eje del haz con mayor longitud (7.5 cm), a la derecha como lo muestra la gráfica, vemos que el máximo esta desplazado más a este eje, debido a la mayor contribución por dispersión del simulador físico (agua) y por la geometría misma del filtro aplanador propia de los aceleradores clínicos en su modo fotones.

Ahora bien si se comparan las cargas colectadas en el intervalo [-50mm,-25mm] respecto a las cargas colectadas en el intervalo [25mm, 50mm], se conocerá la trasmisión misma del sistema de colimación multilámina para este caso el modelo MLCi2 del Elekta.

3.3. Medidas para el factor de dispersión

El Factor de Dispersión Total FDT o TSCF por sus siglas en inglés, informa cuantitativamente la contribución sobre la dosis debida al sistema de colimación y al medio que recibe la radiación en un único término, así recordando la descripción en las secciones 1.3.3 y 1.3.4 sobre el comportamiento físico del factor de dispersión, se realizaron medidas de dosis bajo las condiciones de la tabla 3-5, dichas medidas son reportadas en la tabla 3-6.

Tabla 3-5: Condiciones de medida para el factor de dispersión

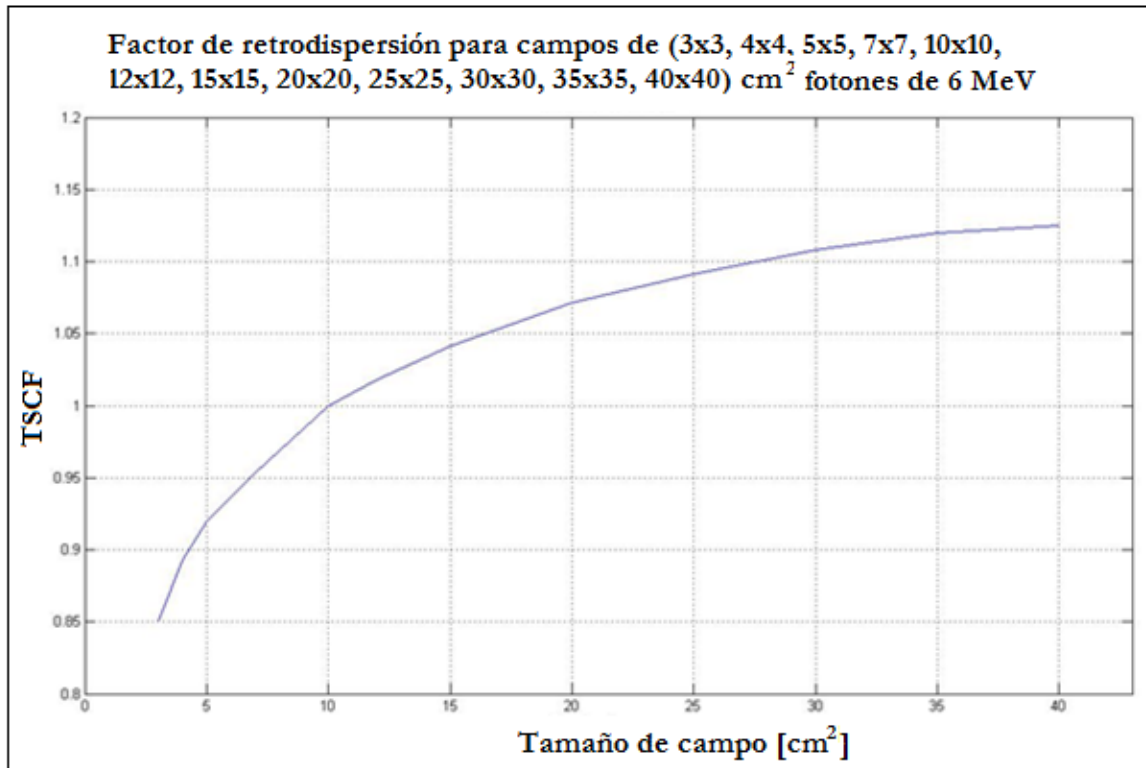
Energías:	(6 y 15) MeV
SAD:	1000 mm
SSD:	900 mm
Gantry	0°
Medio	Agua

Tabla 3-6: Dosis para cada tamaño de campo (6 MeV)

Campo (cm ²)	3x3	4x4	5x5	7x7	10x10	12x12	15x15	20x20	25x25	30x30	35x35	40x40
Dosis (Gy) 6 MeV	0,6730	0,7003	0,7216	0,757	0,8004	0,8211	0,8469	0,8820	0,9040	0,9224	0,9339	0,9410

Usando la ecuación (37) y tomando como campo de referencia el de 10x10 cm² se obtiene los TSCF ilustrados en la figura 3-22.

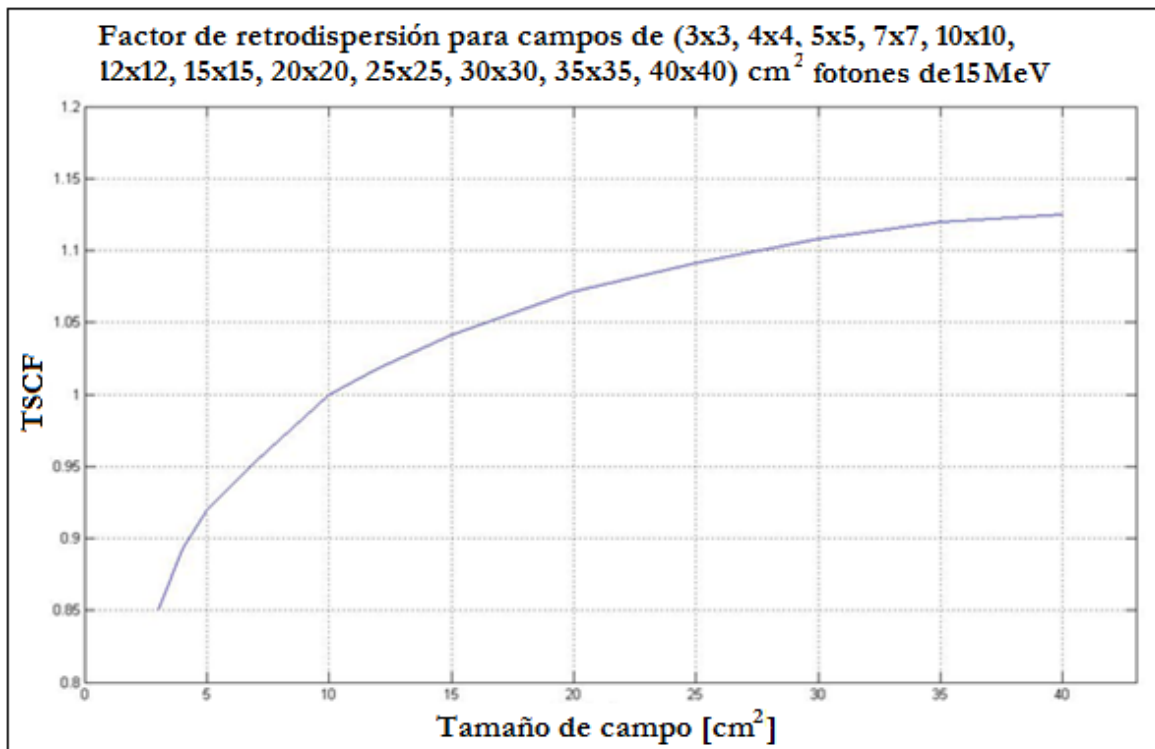
Figura 3-23: Factor de dispersión 6 MeV



Análogamente se ha realizado el procedimiento de medida para 15 MeV manipulando el tamaño de campo para ver la influencia de este parámetro sobre la dosis entregada, comparando los valores de dosis respecto a la dosis para el campo de 10x10 se obtiene dispersión total ilustrada en la figura 3-23.

Tabla 3-7: Dosis para cada tamaño de campo (15 MeV)

Campo cm ²	3x3	4x4	5x5	7x7	10x10	12x12	15x15	20x20	25x25	30x30	35x35	40x40
Dosis (Gy)	0,7188	0,7549	0,7776	0,8061	0,8457	0,8606	0,8806	0,9058	0,9226	0,9369	0,9472	0,9511

Figura 3-24: Factor de dispersión 15 MeV

Los valores mostrados en las Figuras 3-22 y 3-23 corresponden a los valores reportados en las Tablas 3-6 y 3-7 para los cuales se tomó como tamaño de referencia un campo de 10x10 cm² y los demás valores han sido normalizados a este tamaño, por lo que el TSCF toma el valor de 1 para el tamaño de 10x10 cm². El comportamiento de las gráficas satisface lo descrito en la literatura puesto que las mayores contribuciones por dispersión se dan para tamaños de campo grande, es decir, que la dispersión aumenta con los aumentos del tamaño de campo y esto es gracias a que menos fotones se pierden por la colimación y el medio incidente tiene una mayor contribución.

3.4. Transmisión de bandeja sin huecos

Todos los accesorios que usa el acelerador para la ejecución de un tratamiento en radioterapia deben ser medidos para poder modelar matemáticamente el efecto de éstos en la distribución de dosis, en este orden de ideas conviene conocer el efecto de las bandeja, para ello se realizan medidas de dosis con la bandeja dentro del campo de radiación y otra con el campo de radiación sin bandeja para ver la atenuación de dosis debido a ella y para cada energía. Para este caso sólo se cuenta con una bandeja y con dos energías en fotones.

Tabla 3-8: Dosis en $D_{m\acute{a}x}$ sin bandeja (a): 6 MeV, (b): 15 MeV

(a)

sin bandeja	
Energía	6 MeV
SAD	100 cm
SSD	100 cm
Campo	10 x 10 cm ²
$D_{m\acute{a}x}$	1.5 cm
Dosis 1 (Gy)	0,9825
Dosis 2 (Gy)	0,9819
D promedio (Gy)	0,9822

(b)

Sin bandeja	
Energía	15 MeV
SAD	100 cm
SSD	100 cm
Campo	10 x 10 cm ²
$D_{m\acute{a}x}$	24 cm
Dosis 1 (Gy)	0,9206
Dosis 2 (Gy)	0,9206
D promedio (Gy)	0,9206

Tabla 3-9: Dosis en $D_{m\acute{a}x}$ con bandeja (a): 6 MeV, (b): 15 MeV

(a)

Con bandeja	
Energía	6 MeV
SAD	100 cm
SSD	100 cm
Campo	10 x 10 cm ²
$D_{m\acute{a}x}$	1.5 cm
Dosis 1 (Gy)	0,9480
Dosis 2 (Gy)	0,9486
D promedio (Gy)	0,9483

(b)

Con bandeja	
Energía	15 MeV
SAD	100 cm
SSD	100 cm
Campo	10 x 10 cm ²
$D_{m\acute{a}x}$	24 cm
Dosis 1 (Gy)	0,9086
Dosis 2 (Gy)	0,9095
D promedio (Gy)	0,90905

Adicionalmente a las medidas de transmisión en la profundidad de máxima dosis $D_{m\acute{a}x}$, se mide la transmisión en la profundidad de referencia Z_{ref} que para este caso corresponde a 10 cm. Los datos de dosis para 10 cm se muestran en las tablas 3-9 y 3-10 con presencia y sin presencia de la bandeja respectivamente.

Tabla 3-10: Dosis en Z_{ref} sin bandeja (a): 6 MeV, (b): 15 MeV.

(a)

sin bandeja	
Energía	6 MeV
SAD	100 cm
SSD	100 cm
Campo	10 x 10 cm ²
Z_{ref}	100
Dosis 1 (Gy)	0,6683
Dosis 2 (Gy)	0,6686
D promedio (Gy)	0,6685

(b)

Sin bandeja	
Energía	15 MeV
SAD	100 cm
SSD	100 cm
Campo	10 x 10 cm ²
Z_{ref}	100
Dosis 1 (Gy)	0,7046
Dosis 2 (Gy)	0,7044
D promedio (Gy)	0,7045

Tabla 3-11: Dosis en Zref Con bandeja (a): 6 MeV, (b): 15 MeV.

(a)

Con bandeja	
Energía	6 MeV
SAD	100 cm
SSD	100 cm
Campo	10 x 10 cm ²
Zref	100
Dosis 1 (Gy)	0,6445
Dosis 2 (Gy)	0,6439
D promedio (Gy)	0,6442

(b)

Con bandeja	
Energía	15 MeV
SAD	100 cm
SSD	100 cm
Campo	10 x 10 cm ²
Zref	100
Dosis 1 (Gy)	0,6886
Dosis 2 (Gy)	0,6891
D promedio (Gy)	0,68885

Según los datos obtenidos, se muestra que hay una pequeña disminución de la dosis en las profundidades seleccionadas cuando se hace uso de la bandeja, luego en términos generales podemos decir que el factor de transmisión de la bandeja sin huecos es de 96,46% y de 98,28% para las energías de 6 MeV y 15 MeV respectivamente respecto a la dosis del caso de no usarlas es decir respecto a la dosis sin bandeja.

Como conclusión se puede decir que si se pone un material cualquiera en medio de los haces de radiación este atenuará la intensidad del haz provocando una disminución en la dosis administrado, este es pues el caso evidenciado durante el empleo de bandejas acrílicas o de PMMA.

Capítulo 4

4 Resultado comisionamiento para IMRT.

Adicional a los datos requeridos por XIO para el cálculo de la distribución de dosis con fotones, los cuales fueron discriminados en el capítulo anterior, es necesario adquirir datos que den información sobre el comportamiento del haz para campos pequeños desde $1 \times 1 \text{ cm}^2$, $2 \times 2 \text{ cm}^2$, $5 \times 5 \text{ cm}^2$ y $10 \times 10 \text{ cm}^2$. Además del comportamiento del haz de radiación es esencial validar y conocer las multiláminas en cuanto a su transmisión, aquí se mostraran los datos adquiridos para un acelerador clínico Elekta Synergy Platform dotado con 80 láminas en 2 bancos simétricos opuesto de 40 láminas cada una de un centímetro de espesor proyectadas al isocentro.

Los datos que se discriminan a continuación son los exigidos por XIO para ser usados en los algoritmos de cálculo de la técnica de IMRT *Step and Shop*, que es una de las técnicas de la radioterapia de intensidad modulada considerada como estática dado que en ella los colimadores multiláminas generan la forma del campo de radiación, una vez formado el campo de radiación se prosigue hacer la emisión de radiación, el siguiente paso se da una vez finalizada la exposición a la radiación las multiláminas conforman un nuevo haz sin presencia de emisión, una vez adquirida la nueva forma se realiza una nueva emisión, este proceso se repite continuamente para cada campo de tratamiento calculado por planificación inversa.

4.1 Comisionamiento IMRT.

1. El primer parámetro a considerar es el factor de colimación en campos pequeños, para lo cual se deben medir las cargas colectadas a $SSD = 100 \text{ cm}$ o $SAD = 100 \text{ cm}$ con la cámara de ionización en la profundidad de referencia para la configuración del colimador (1×1 , 2×2 , 5×5 , 10×10) cm^2 .

El factor de colimación se obtiene a partir de medidas puntuales para cada tamaño de campo que se quiera evaluar y en la profundidad de referencia, para este caso se ha tomado de 10 cm , se considera esta profundidad dado que el factor de colimación debe contener información sobre la contribución por dispersión del simulador físico en este caso agua.

A continuación se muestran en las tablas 4-1 a 4-4 las correspondientes mediciones para los colimadores de $1 \times 1 \text{ cm}^2$ hasta $10 \times 10 \text{ cm}^2$:

Colimador a 1x1 cm²:**Tabla 4-1:** Medidas para factor de colimación campo 1x1cm².

SAD	100 cm
SSD	100 cm
Gantry	0°
Medio	Aire
Medida 1	0,5610 Gy
Medida 2	0,5641 Gy
M promedio	0,5626 Gy

Colimador a 2x2 cm²:**Tabla 4-2:** Medidas para factor de colimación campo 2x2 cm²

SAD	100 cm
SSD	100 cm
Gantry	0°
Medio	Aire
Medida 1	0,7686 Gy
Medida 2	0,7679 Gy
M promedio	0,7683 Gy

Colimador a 5x5 cm²:**Tabla 4-3:** Medidas para factor de colimación campo 5x5 cm²

SAD	100 cm
SSD	100 cm
Gantry	0°
Medio	Aire
Medida 1	0,7962 Gy
Medida 2	0,7976 Gy
M promedio	0,7969 Gy

Colimador a 10x10 cm²:**Tabla 4-4:** Medidas para factor de colimación campo 10x10 cm²

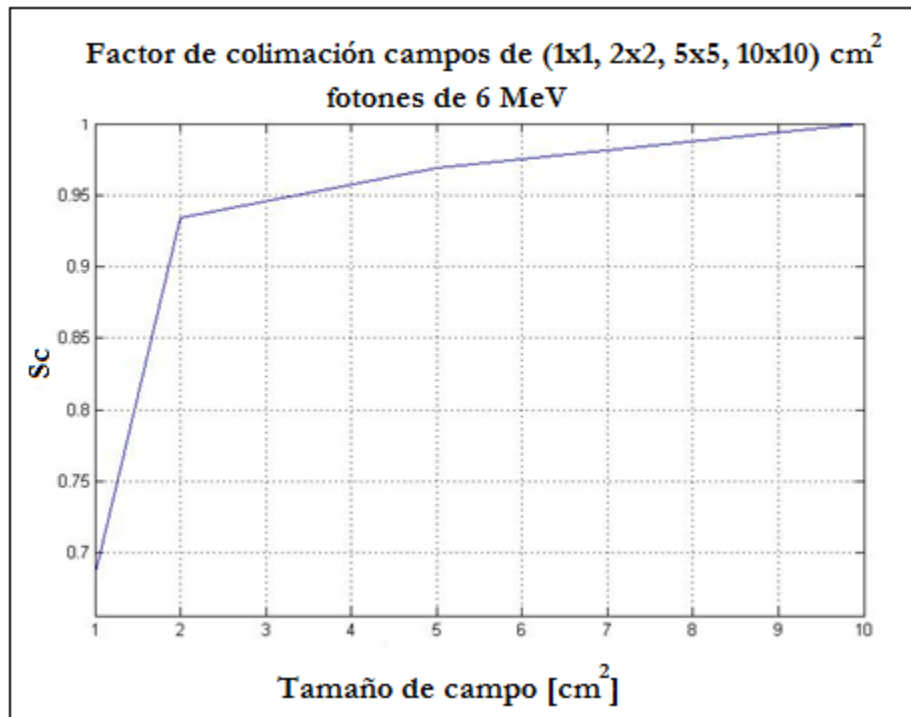
SAD	100 cm
SSD	100 cm
Gantry	0°
Medio	Aire
Medida 1	0,8226Gy
Medida 2	0,8221Gy
M promedio	0,8224Gy

Retomando la ecuación (36) $S_c = \frac{D(r_d, hv)}{D(10, hv)}$ usada para calcular el factor de colimación para este caso concreto donde las medidas se han realizado en aire podemos decir que da información de la contribución de dosis por dispersión y la dispersión de la capa de aire existente desde el lugar de producción del haz de radiación a esta el punto efectivo de lectura de la cámara y evidentemente se muestra el incremento del efecto en la dosis con aumentos del tamaño de campo.

Tabla 4-5: Factor de colimación para campos pequeños IMRT

Campo (cm ²)	1x1	2x2	5x5	10x10
Sc	0,6841	0,9342	0,9690	1,0000

Figura 4-1: factor de colimación campos pequeños



Los valores de colimación para estos tamaños de campo y en las condiciones de medida son los requeridos como parte de comisionamiento para el software XIO los cuales tienen el comportamiento típico para esta cantidad física, análogo al comportamiento obtenido en la Figura 3-22 y Figura 3-23.

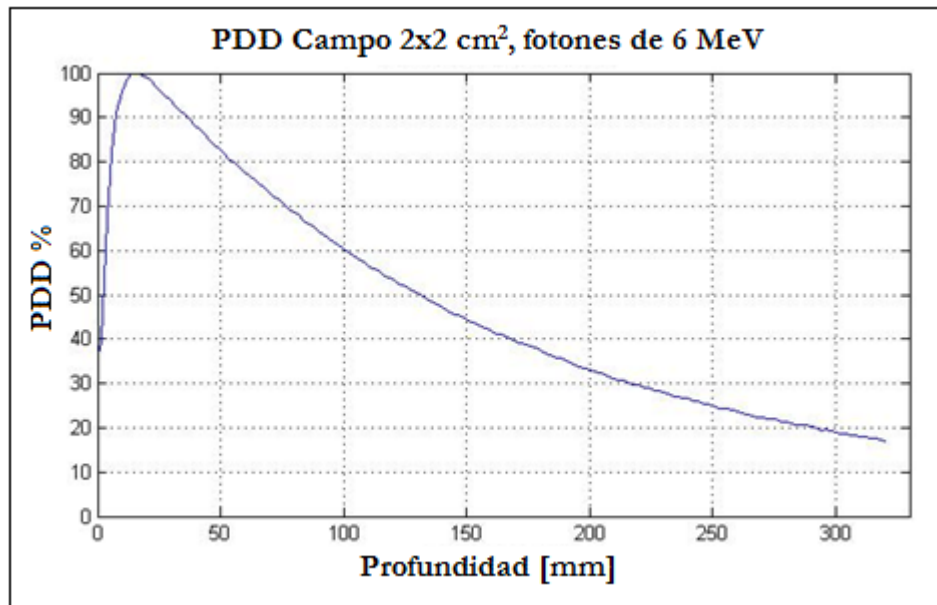
El aumento en la dosis por variar únicamente en el tamaño de campo, como se ha mencionado antes es debido a que más fotones salen del sistema de colimación sin perderse por interacciones con el sistema de colimación mismo del acelerador, además de que hay mayor contribución en la dispersión por el medio incidente en este caso es aire.

2. PDD para campo abierto de $2 \times 2 \text{ cm}^2$

Para la adquisición de estos datos se realizaron las mediciones bajo los siguientes parámetros en agua.

- ✓ Energía en fotones: 6MeV.
- ✓ SAD: 100 cm.
- ✓ SSD: 100 cm.
- ✓ Campo: $(2 \times 2) \text{ cm}^2$.
- ✓ Lecturas cada 2 mm.
- ✓ Medidas desde 32 cm de profundidad hasta la superficie.

Figura 4-2: PDD campo $2 \times 2 \text{ cm}^2$



El comisionamiento para terapias con intensidad modulada IMRT solo se efectuará para la energía de 6MeV. La Figura 4-2, muestra un PDD para un tamaño de campo de $2 \times 2 \text{ cm}^2$ requerido por XIO en sus algoritmos de cálculo para planificación inversa, este último PDD tiene el comportamiento típico, es decir, un valor de máxima dosis, una zona de Build Up y a partir de la profundidad de máxima dosis el porcentaje de dosis disminuye como el inverso del cuadrado de la distancia.

3. Transmisión de las MLC

Para medir la transmisión de las MLC se realizaron mediciones sobre campos cuadrados de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ abiertos colimados sin MLC y campos cerrando únicamente las MLC, cuando se calcula el cociente entre las dos medidas (colimación abierta y colimados con las MLC)

podemos determinar cuál es el factor de transmisión de las multiláminas al menos en el punto de lectura, las medidas son realizadas en aire por lo que la cámara de ionización se le debe adicionar una build-up es decir se debe encapsular en un material cuyo espesor garantice el equilibrio de partículas cargadas señalada con $\beta < 1$ en la Figura 1-2. A continuación se presentan los valores de dosis para calcular el coeficiente de transmisión de los colimadores multiláminas.

Tabla 4-6: Dosis a isocentro en aire campo abierto sin MLC

Sin MLC	
Energía	MeV
SAD	100 cm
SSD	100 cm
Campo	10x10 cm
Angulo Gantry	0°
Medio	Aire
Medida 1	0,9369 Gy
Medida 2	0,9388 Gy
M promedio	0,9379 Gy

Tabla 4-7: Dosis a isocentro en aire campo cerrado con MLC

Con MLC	
Energía	6 MeV
SAD	100 cm
SSD:	100 cm
Campo	10 x 10 cm
Angulo Gantry	0°
Medio	Aire
Medida 1	0,1010 Gy
Medida 2	0,1009 Gy
M promedio	0,1010 Gy

4. Transmisión del colimador

Análogo a las medidas realizadas para determinar la transmisión de las multiláminas, se puede efectuar el procedimiento descrito en el numeral anterior en el caso de los colimadores formando campos abiertos y luego cerrados; únicamente por los colimadores primarios para la energía de 6 MeV y medir las dosis en aire en las dos situaciones anteriormente descritas.

Tabla 4-8: Dosis a isocentro en aire campo abierto sin colimador

Abierto	
Energía	6 MeV
SAD	100 cm
SSD	100 cm
Campo	10x10 cm
Angulo Gantry	0°
Medio	Aire
Medida 1	0,9616 Gy
Medida 2	0,9604 Gy
M promedio	0,9610 Gy

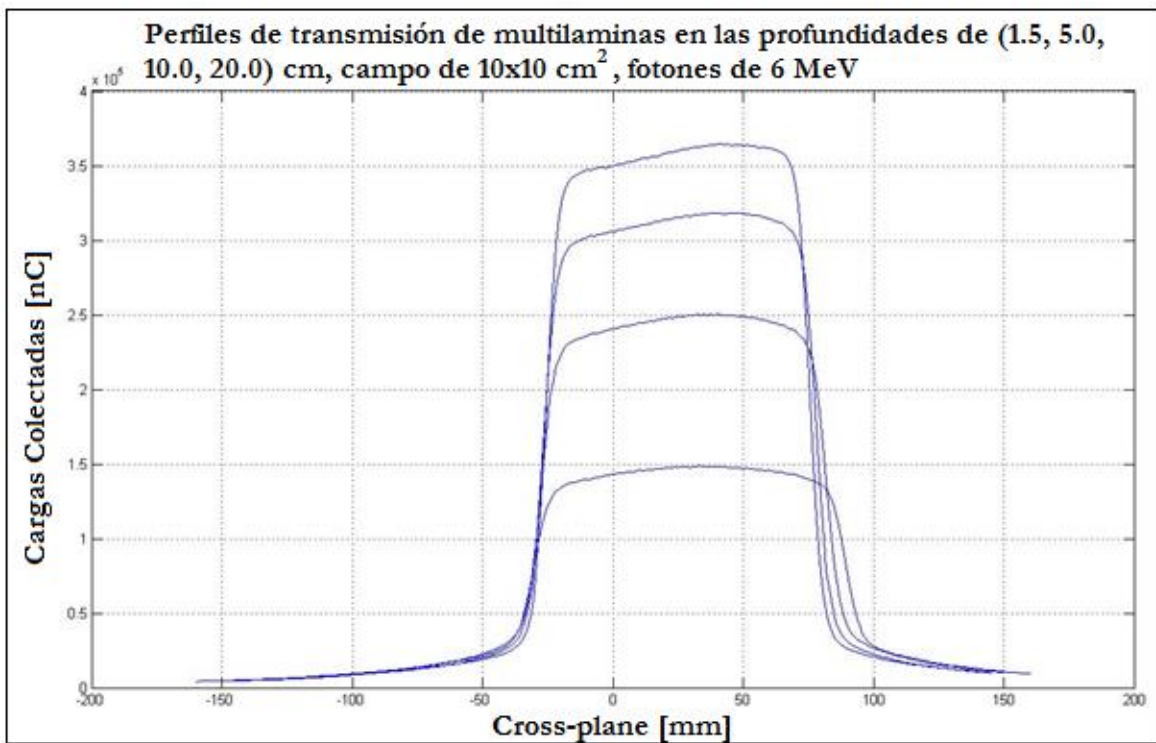
Tabla 4-9: Dosis a isocentro en aire campo cerrado con colimadores

cerrado	
Energía	6 MeV
SAD	100 cm
SSD	100 cm
Campo	10x10 cm
Angulo Gantry	0°
Medio	Aire
Medida 1	0,1053 Gy
Medida 2	0,1057 Gy
M promedio	0,1055Gy

La transmisión total del sistema de colimación será el producto de todos los coeficientes de transmisión del sistema de colimación así para el caso de los colimadores primarios y multiláminas con los datos de las tablas 4-6 a 4-9 se estima que el factor de transmisión es de 0,012 es decir se transmite alrededor del 1.2% de la radiación esto si se contemplan los colimadores primarios y colimadores multiláminas como un sistema conjunto, pero si evaluamos de manera independiente los colimadores multiláminas estas permiten la transmisión del 10.8% de la dosis administrada si solo se coliman los haces con las MLC.

5. Perfil para MLC, Ajuste colimador secundario o mandíbulas a un tamaño de campo de $20 \times 20 \text{ cm}^2$ y generar un campo asimétrico de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ con las colimadores multiláminas, un banco de ellas a 7.5 cm del eje del haz y el otro grupo de láminas a 2,5 cm del eje central y medir los perfiles a las profundidades- $D_{\text{máx}}$, 5,0; 10,0 y 20,0 cm asegurando que la cámara que realiza la medida se encuentra con su punto sensible en el centro de una de las láminas. Muestreando cada 1 mm o cada 2 mm.

Figura 4-3: Perfiles de transmisión de las multiláminas



La Figura 4-3 muestra los perfiles de transmisión para un tamaño de campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ asimétrico con la cámara de ionización debajo de una multilámina, de manera que se cuantifique la atenuación debida a las multilámina en los tratamientos de intensidad modulada en los que las multilámina juegan un papel crucial a la hora de distribuir la dosis de radiación sobre las lesiones.

Es de interés el consiente entre las cargas colectadas en el intervalo de $[-50 \text{ mm}, 25 \text{ mm}]$ respecto a las cargas colectadas en intervalo de $[25 \text{ mm}, 50 \text{ mm}]$ puesto que este data

información de la transición de dosis de las MLC ya que la configuración geométrica del haz está dada para que en primer intervalo el haz este colimado por las MLC y en el segundo las MLC no participan en la colimación el haz está abierto.

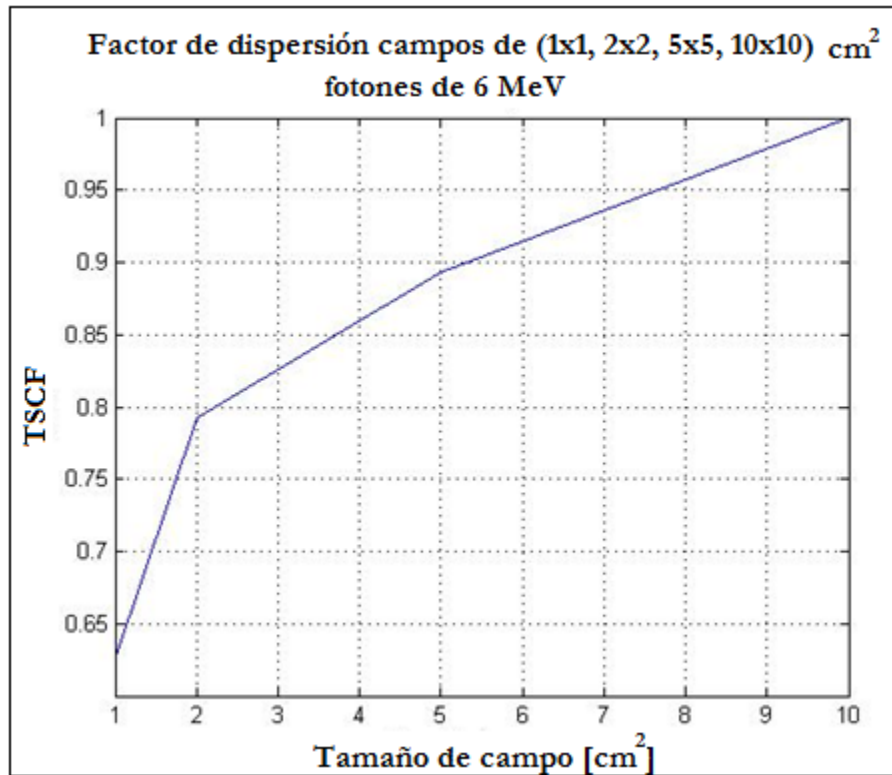
4.2 Factor de dispersión total IMRT.

Para el caso de campos pequeños pero de gran importancia en técnicas de intensidad modulada, se precisa conocer los valores del factor de dispersión total (TSCF), así que siguiendo la metodología de la sección 3.3 podemos calcular el factor de dispersión como una relación de la dosis de un tamaño de campo respecto a la dosis en un tamaño de referencia, como se hizo anteriormente (10x10 cm²).

Las condiciones para la realización de las medidas son las mismas que las expuestas en la tabla 3-5 con la salvedad de que las medidas en esta ocasión solo se realizan con la energía de 6 MeV usando una cámara de ionización *PinPoint*.

Tabla 4-10: factor de dispersión (TSCF) campos 1x1, 2x2, 5x5 y 10x10 cm²

Campo (cm)	1x1	2x2	5x5	10x10
Dosis (Gy)	0,41545	0,52545	0,59195	0,6633

Figura 4-4: Factor de dispersión campos pequeños

Al igual que en el caso de los factores de dispersión para campos de mayor tamaño, es decir de mayor dimensión que 10x10 cm², los campos menores a éste muestran que el TSCF aumenta con el tamaño de campo. Lo mencionado anteriormente y evidenciado en la figura 4-4 es el comportamiento esperado para el factor de dispersión, que tal como se ha mencionado antes, cuantifica las contribuciones sobre la dosis debido al medio incidente y a los fotones que no se pierden con la colimación.

Capítulo 5

5. Análisis y conclusiones

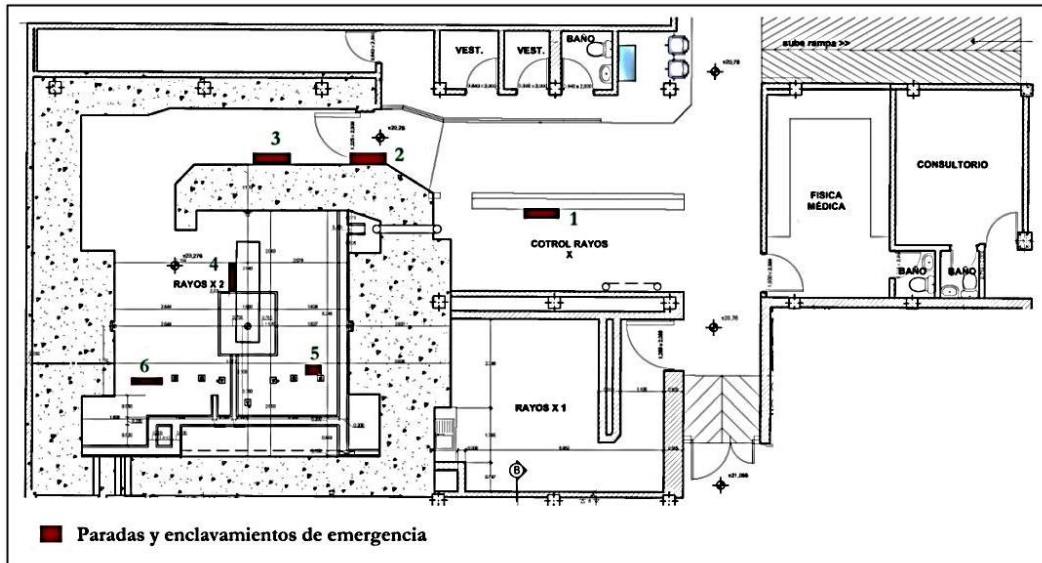
Las medidas realizadas durante la aceptación y el comisionamiento deben ser verificadas notando si fueron adecuadamente tomadas o no, algunos de los errores más frecuentes que se evidencian durante la adquisición de datos dependen del posicionamiento del Gantry del acelerador y la posición de los detectores (Cámaras de ionización) en el simulador físico BluePhantom2, ambos errores pueden ser notados con un pequeño análisis, además se debe calcular parámetros que caracterizan el haz, los valores de alguno de estos parámetros deben contrastarse con niveles de tolerancia y otros simplemente dan información del estado real del haz. En otras palabras, los datos que se adquieren en esta etapa no son más que el nivel de referencia del equipo es el cero o el origen, es decir que cualquier medida posterior a esta ya sea por seguimiento y/o de control de calidad al acelerador debe verificar la desviación de los parámetros dosimétricos del acelerador respecto a las medidas realizadas durante el comisionamiento o cero del equipo.

5.1 Análisis a las pruebas del fabricante

Las pruebas propuesta por el fabricante en esta caso Elekta evalúa los parámetros descritos en la Sección 2.2 dirigidos a la seguridad del equipo y la instalación, funcionamiento mecánico y dosimétrico.

5.1.1 Controles de seguridad del equipo y la instalación

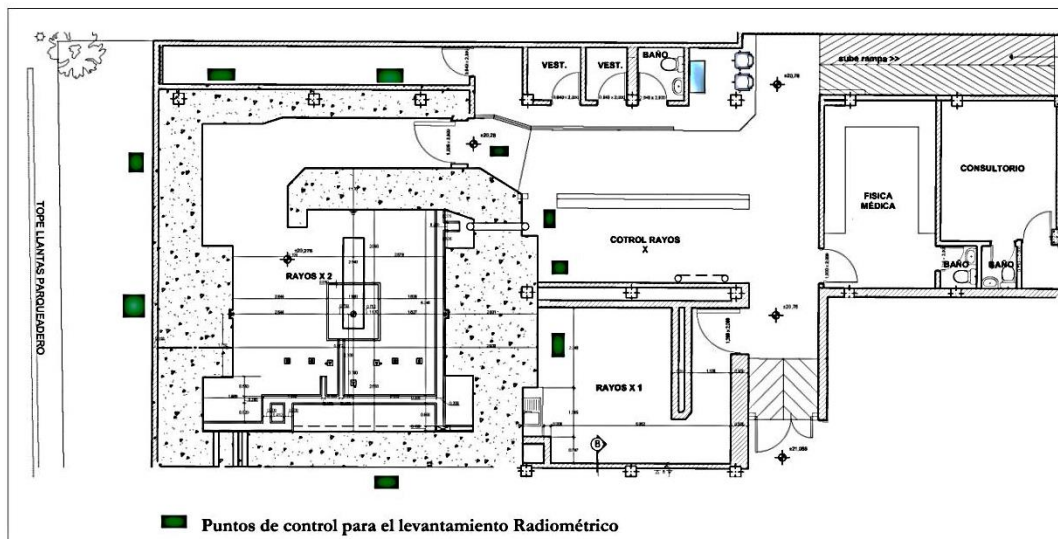
Los primeros parámetros de fácil verificación corresponden a la seguridad del equipo, es decir a que el acelerador se encuentre en condiciones seguras para realizar la emisión de radiación para ello se ha evaluado el funcionamiento del bloqueo de la puerta, todos los enclavamientos de producción del haz de radiación y los enclavamientos de parada de emergencia los cuales se encontraron en funcionamiento durante la ejecución la figura 5-1 muestra un plano de la instalación señalando la ubicación de estos elementos de seguridad.

Figura 5-1: Paradas de emergencia y enclavamientos

Los lugares señalados con los números 1, 3 y 4 corresponden a paradas de emergencia accionadas por el operario en condiciones de emergencia en las que considere detener la emisión de radiación de forma rápida para evitar un riesgo a irradiación; los lugares señalados con los números 2, 5 y 6 corresponde a paradas de emergencia que son accionados por sensores en la puerta principal del búnker de acelerador y en el cuarto de máquinas del equipo evitando la radiación cuando alguna(s) de ellas se encuentran abiertas, todas estos paradas se encuentran funcionales y en operación, adicionalmente se recomienda que la parada de emergencia 3 sea reubicada fuera del las instalaciones del búnker para que sea de utilidad.

5.1.2 Radiometría

El levantamiento radiométrico se realizó siguiendo los parámetros descritos en la sección 2.2.1 realizando mediciones con un detector tipo Geiger en los lugares demarcados en la figura 5-2 en los que los valores de tasa de dosis no superan los $0,2 \mu\text{Sv/h}$ a 30 cm de las paredes evidenciando que se tiene un margen adecuado respecto a la tasa límite de dosis para esta zona considerada como controlada. Aunque los niveles de tasa de dosis difieren en un 98% de los límites recomendados por ICRU 60, la zona que colinda con el público en el parqueadero se le ha adicionado un jardín levantado a 1,2 m del suelo con una separación mínima de la pared del búnker de 2 m garantizando así que ninguno de los miembros del público podrá acercarse menos de estas dimensiones.

Figura 5-2: Puntos de medida radiométrica

5.1.3 Pruebas mecánicas

Las pruebas mecánicas propuestas por el fabricantes evalúan el funcionamiento del mayor número de partes móviles del equipo verificando su funcionamiento además de que se cumplan algunos niveles de tolerancia con alta precisión y reproducibilidad por lo que cada movimiento y posicionamiento es evaluado en 10 ocasiones. Las tolerancias permitidas en cada caso se han presentado en la tabla 2-3 y evalúan los siguientes elementos.

- ✓ Eje de rotación del colimador
- ✓ Movimientos del colimador
- ✓ Eje de rotación del Gantry
- ✓ Eje de rotación de la camilla
- ✓ Indicador óptico de distancia (Telemetro)
- ✓ Indicador angular del Gantry
- ✓ Indicador de tamaño de campo

Como se mostró en la sección 3.3 todos los parámetros se encuentran en adecuado funcionamiento dentro de los parámetros de tolerancia, aunque se recomienda hacer chequeos periódicos que permitan notar cualquier anomalía que conlleve a inexactitud de la entrega de los tratamientos de radioterapia.

5.1.4 Pruebas dosimétricas.

Las pruebas dosimétricas constituyen un elemento decisivo al momento de recibir un acelerador los resultados para esta prueba son descritos en la tabla 3-4 mostrando que los valores para las dosis en profundidad están dentro de los límites de tolerancia sugeridos por energía 0,19% < 1% para 6 MeV y 0,31% < 1% para 15 MeV indicando que el acelerador es

apto para de recepción y listo para comenzar la etapa de comisionamiento, estos valores de dosis en profundidad son verificadas no solo en el momento de la recepción si no que son nuevamente medidos antes y durante la adquisición de los datos de referencia en el comisionamiento.

Hasta este punto se tiene plena certeza del funcionamiento del acelerador y que es seguro para realizar la emisión de radiación, todas los resultados de las pruebas anteriores fueron satisfactorias permitiendo avanzar a la caracterización del haz. Desde el punto de vista dosimétrico estas pruebas constituyen la base para confiar en los datos que se adquieren en el comisionamiento que se usan posteriormente en el modelaje matemático de la unidad de tratamiento.

5.2 Comisionamiento a fotones

5.2.1 Porcentajes de dosis en profundidad

Los porcentajes de dosis en profundidad han sido graficados en las figuras 3-5 y 3-6 para 6MeV y 15 MeV respectivamente. El comportamiento de esta cantidad muestra en algunos casos diferencias respecto al comportamiento esperado en el $D_{m\acute{a}x}$ que para la energía de 15 MeV y no se ve como un único punto a una profundidad dada. A diferencia, se nota que este punto de máxima dosis se presenta a diferentes profundidades debido a una mala adquisición de los datos y a las variaciones con el tamaño de campo que también tuvieron este error de adquisición.

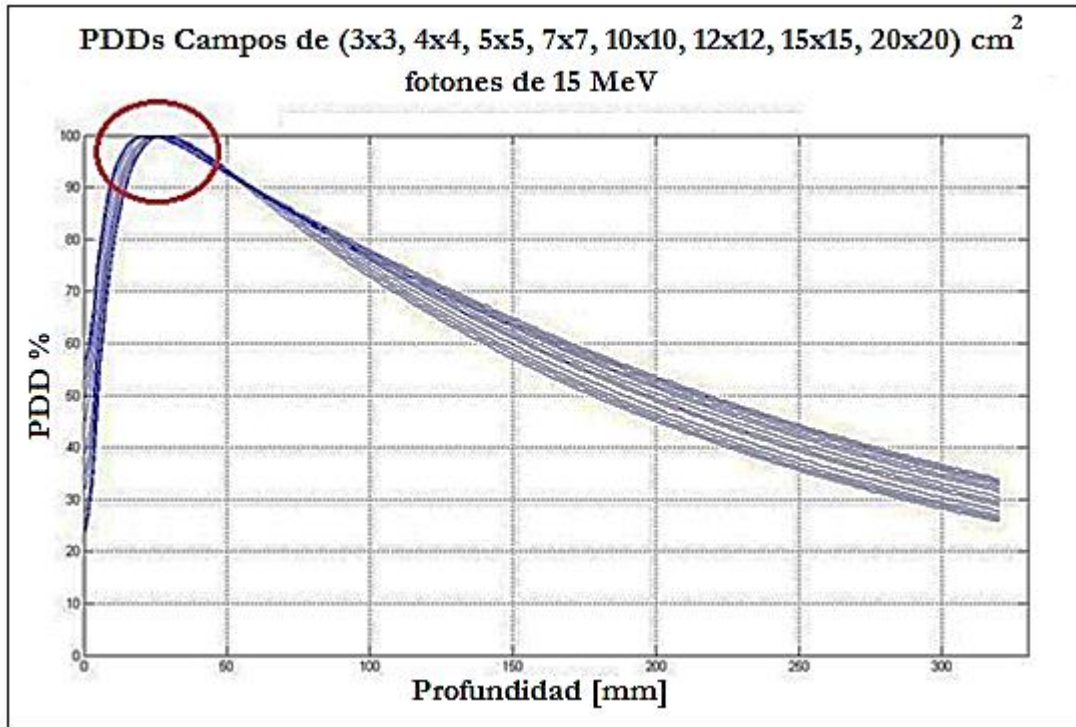
En el caso de fotones de 6 MeV, el comportamiento es el deseable con relación a la teoría, es decir, el PDD aumenta con aumentos del tamaño de campo, lo cual es razonable si se entiende desde el factor de dispersión, debido a que este factor aumenta con el tamaño de campo.

El factor de dispersión no es más que una medida de la contribución de dosis por las dispersiones producidas por: el sistema de colimación, la capa de aire entre el punto de generación del haz, la superficie del simulador y la contribución en la dispersión del simulador físico. Un parámetro para estimar la calidad de las medidas realizadas es la profundidad de máxima dosis, como se ha mencionado antes, es único y permanece constante para cada energía, es decir es independiente de todos los parámetros aquí manipulados, para el caso de fotones de 6 MeV es valor corresponde a 1,5 cm el cual se mantiene constante para cada tamaño de campo en esta energía, ver figura 3-5.

Para los PDDs de 15 MeV se presenta un resultado fuera de lo esperado en cuanto al valor de la profundidad de máxima dosis puesto que no permanece contante cuando se manipulan los tamaños de campo en la figura 5- 3 se resalta como este punto se extiende y los valores de la profundidad de máxima dosis no convergen. Esto obedece a errores durante el comisionamiento de esta energía, esta anomalía se atribuye a un mal posicionamiento de la cámara de ionización en la superficie del agua debido a que durante la adquisición se presentaron problemas en la corriente eléctrica que impedían la ejecución de las medidas posponiéndolas hasta cuando se restablecía el flujo eléctrico. La figura 5-4 muestra un esquema

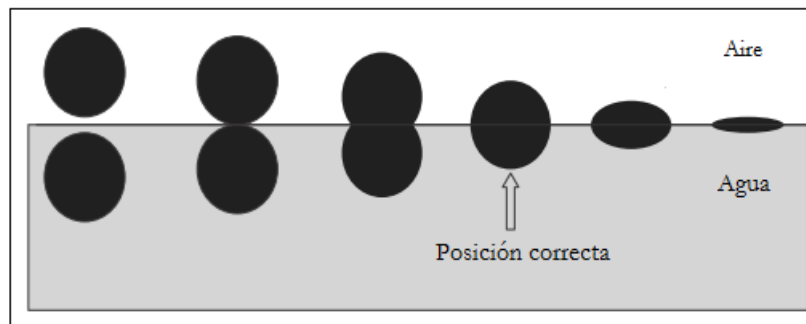
para el adecuado posicionamiento de la cámara de ionización en la superficie del agua el cual al ser seguido rigurosamente mejora y garantiza una adecuada adquisición de los datos.

Figura 5-3: Divergencia en la profundidad de máxima dosis



La Figura 5-3 muestra un comportamiento inusual en el punto correspondiente a la profundidad de máxima dosis puesto que todas las curvas no convergen a un único punto, así que estas curvas deben ser tomadas nuevamente con una corrección en posicionamiento de la cámara según lo mostrado en la figura 5-4. Los valores medidos como PDDs mostrados en la Figura 5-3 no podrán ser usados como datos para el comisionamiento y deberán ser adquiridos nuevamente.

Figura 5-4: Posición de la cámara de ionización en la superficie del agua



El método de posicionamiento de la cámara es esquematizado en la figura 5-4. El algoritmo sigue los siguientes pasos:

1. Sumerja completamente la cámara de ionización el agua para evitar inconvenientes con la tención superficial.
2. Debido al cambio de índice de refracción entre los medios agua y aire, visto desde el agua la superficie de separación de los dos medios se torna como un espejo.
3. Desplace cuidadosamente la cámara hasta la superficie haciendo que la cama real y su imagen se acerquen.
4. Cuando la cámara y su imagen estén muy próximas genere la geometría de la cama donde la mitad de ella corresponda a su imagen y la otra a ella misma.
5. Además debe seguir lo descrito en la sección 2.3 de este trabajo final de maestría sobre Ubicación del detector de Campo

La recomendación en este caso fue la medida más lógica, retomar las medidas para evitar errores en el modelaje del acelerador por lo que los datos fueron medidos una vez más asegurando que las medidas sean tomadas de manera continua y con la cámara bien posicionada.

5.2.2 Perfiles de dosis, simetría, planicidad y transmisión de MLC

Dentro de los parámetros que evalúan la utilidad de un haz de radiación clínicamente se encuentra la simetría y la planicidad, que a diferencia del PDD cuantifican el comportamiento de la dosis fuera del eje central del haz estas cantidades han sido descritas en las secciones 1.4.1 y 1.4.2 respectivamente. Los niveles de tolerancia en el seguimiento de estas cantidades son inferiores al 2% de la simetría inicial; en este trabajo final de maestría se busca determinar el valor de referencia de planicidad y simetría para los posteriores seguimientos a estas cantidades, para ello a continuación se estiman los valores de planicidad y simetría de las energías de 6 y 15 MeV para tamaños de campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ y $20 \times 20 \text{ cm}^2$ a la profundidad de 10 cm.

Haciendo uso de las ecuaciones (41) y (43) de planicidad y simetría respectivamente encontramos estas cantidades señaladas en las tablas 5-1 y 5-2.

Tabla 5-1: Planicidad y simetría 6 MeV, profundidad 10cm campos de (a): 10×10 y (b): 20×20

(a)

10x10 cm ² 6 MeV	
Lectura Max nC	235451
Lectura Min nC	228479
planicidad	1,5
Lectura en eje	231661
<i>Cargas</i> _{80%} ⁱ	230827
<i>Cargas</i> _{80%} ^d	228479
simetría	1

(b)

20x20 cm ² 6 MeV	
Lectura Max nC	262181
Lectura Min nC	253586
planicidad	1,8
Lectura en eje	254407
<i>Cargas</i> _{80%} ⁱ	256124
<i>Cargas</i> _{80%} ^d	253586
simetría	1

Tabla 5-2: Planicidad y simetría 15 MeV, profundidad 10cm campos de (a): 10x10 y (b):20x20

(a) 10x10 cm ² 15 MeV		(b) 20x20 cm ² 15 MeV	
Lectura Max nC	277865	Lectura Max nC	304865
Lectura Min nC	271408	Lectura Min nC	297007
planicidad	1,2	planicidad	1,3
Lectura en eje	275723	Lectura en eje	294953
$Cargas^i_{80\%}$	271408	$Cargas^i_{80\%}$	300675
$Cargas^d_{80\%}$	272406	$Cargas^d_{80\%}$	301846
Simetría	0,4	Simetría	0,4

Donde: $Cargas^i_{80\%}$ y $Cargas^d_{80\%}$ son las lecturas en el lado izquierdo y derecho del 80% del ancho de campo total respectivamente.

En los cálculos de planicidad y simetría se ha usado el valor de cargas colectas en lugar de la dosis debido a que para llegar a los valores de éstas, se deben incluir factores de corrección y de calibración que afectan en igual proporción a la dosis en cualquier punto y además la simetría y la planicidad como fue descrito en la sección 1.4. Al final el cociente se reduce a la relación entre las cargas colectadas, esto gracias a que las mediciones se realizaron bajo las mismas condiciones físicas y con los mismos detectores.

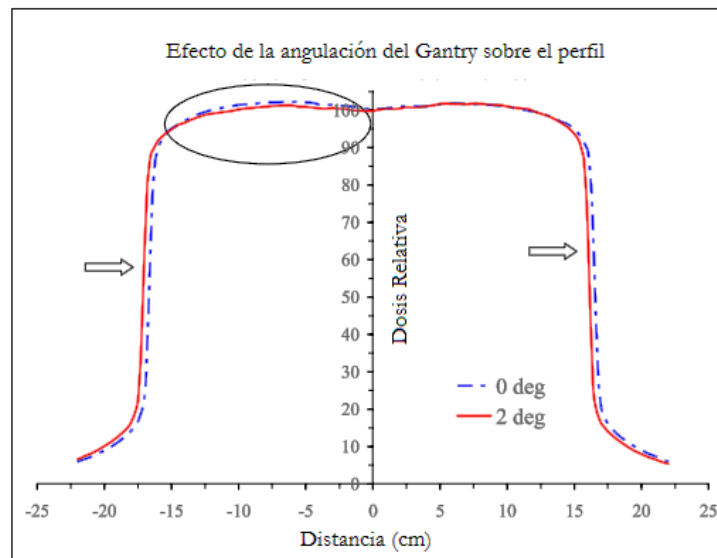
La planicidad depende del efecto del filtro aplanador sobre el haz de radiación. Esta cantidad se calculó con los valores que se reportaron en las tablas 5-1 y 5-2. El hecho que sean cantidades grandes comparadas con la tolerancia <2% no es una razón para repetir las medidas sólo hay que tener el cuidado de recordar en las futuras calibraciones que estos valores corresponden al nivel de referencia del equipo.

En el numeral 4 de la sección 3.4, el sistema de planificación solicita un perfil de 3x3 cm² o 10x10 cm², en la dirección *cross-plane* a la profundidad de 10cm, con incrementos de 2 mm de exploración ver figura 3-13 para 6 MeV y en la figura 3-14 para 15 MeV donde es notoria la poca planicidad para 6 MeV en el perfil del campo de 10x10 cm² en la profundidad de 10 cm. La tabla 5-3 muestra los valores de planicidad a partir de las cargas colectadas y la ecuación (41) lo observado en las gráficas.

Tabla 5-3: Planicidad para campo de 10x10 para las energías de: (a) 6 MeV y (b) 15 MeV

(a) 6 MeV		(b) 15 MeV	
Lectura Max nC	235528	Lectura Max nC	277075
Lectura Min nC	226664	Lectura Min nC	271075
planicidad	1,9	planicidad	1,1

Figura 5-5 : Efectos de la angulación del Gantry en el perfil de dosis.



Los efectos de la angulación del Gantry sobre el perfil de dosis, han sido estudiados en diferentes trabajos uno de ellos es TG-106 de la AAPM [18]. La figura 5-5 muestra como se ve afectado un perfil por una angulación de 2 grados en el Gantry a 10 cm de profundidad para un campo de 30x30 cm², aplicando este mismo análisis es evidente que el perfil de la figura 3-13 presenta errores en el posicionamiento del Gantry por lo que este perfil no es tenido en cuenta y es remplazado por el perfil tomado en el numeral 3 de la sección 3.4. Caso contrario ocurre al perfil para 15 MeV donde la planicidad tiene valor más apropiado y no evidencia efectos del posicionamiento de acelerador por lo que estas medidas se conservan para el modelaje de este equipo.

5.2.3 Factor de dispersión

El factor de dispersión presentó un comportamiento según lo esperado desde la teoría descritas en las secciones 1.3.4 para las dos energías evaluadas 6 MeV y 15 MeV como se evidencia en las figuras 3-23 y 3-24, mostrando que los incrementos sobre los PDDs a altas profundidades y en los perfiles de dosis se dan por:

- El aumento en el tamaño de campo lo que obedece al hecho de que la dosis incrementa porque aumenta la fluencia de energía.
- Contribuciones de los sistemas de colimación primario y MLC puesto que con aumentos del tamaño de campo disminuyen los fotones que se pierden por interacciones con los colimadores.
- La dispersión misma generada por el simulador físico que aparta también a la dosis.

Estos valores se usarán sin ninguna novedad por XIO para el modelaje del acelerador en modo clínico.

5.3 IMRT

5.3.1 Colimación para campos de radiación pequeños

La colimación para campos pequeños tiene el comportamiento físico previsto por la teoría y bien correlacionado con los valores de colimación para campos más grandes indicando que se realizó una buena adquisición estos datos se reportaron en el numeral 1 de la sección 4.1 en la figura 4-1. Al mismo tiempo pueden ser usados para el modelaje del acelerador, particularmente estas medidas permiten estimar el aporte en dosis por el sistema de colimación mientras se ejecuta tratamientos de intensidad modulada. La importancia de estos campos pequeños en IMRT está fundamentada en que para la planificación dosimétrica se hace uso de campos que están divididos en sub-campos de menor tamaño en los que varía la fluencia, es decir la modulación de dosis en IMRT se realiza realmente modulando la fluencia de los fotones incidentes en el blanco cambiando la posición de las MLC formando campos de menor dimensión.

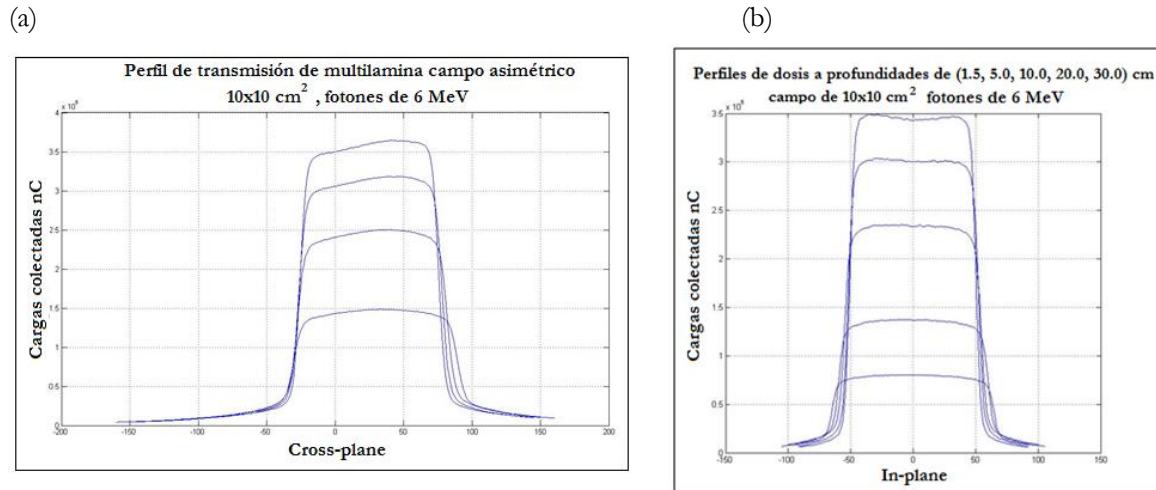
5.3.2 PDD, Transmisión y dispersión total MLC.

El sistema de planificación de dosis en el caso de IMRT solicita los porcentajes de dosis en profundidad para un campo pequeño de $2 \times 2 \text{ cm}^2$, los resultados fueron reportados en la figura 4-2, los cuales están habilitados para el modelaje del acelerador para técnicas en intensidad dando información del factor de campo para este tamaño y como herramienta de cálculo dosimétrico.

Para la transmisión de las multiláminas XIO, solicita los datos de un perfil de dosis para un campo asimétrico de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ con los colimadores secundarios o mandíbulas formando un campo de 20×20 estos perfiles son descritos en el numeral 7 de la sección 3.2. Estas gráficas podrían dar lugar a confusiones respecto a la simetría del haz y pasar desapercibida la importancia de las colas de esta gráfica. En primer lugar se resalta el significado de las colas de estas gráficas puesto que dan información de la transmisión, de la penumbra y la contribución a la dosis por la dispersión y la colimación de las multiláminas. Si se compara la caída de dosis en las figuras 3-11 y 3-12 respecto a la caída de dosis en las figuras 3-21 y 3-22, se evidencia la poca transmisión de las multiláminas reiterando el cálculo de que estas multiláminas atenúan

hasta un 1% de la radiación incidente que además fue reportado en el numeral 4 de la sección 4.1 de este trabajo final de maestría.

Figura 5-6: Transmisión con: (a) solo MLCi2, (b) colimadores y MLC.



La pérdida de la simetría se debe a los siguientes factores

- Las medidas se realizaron fuera del eje central del haz
- Dispersión por los colimadores ahora más distantes del detector por la asimetría
- TSCF, es decir por la dispersión total por el simulador físico y la colimación

La decisión final es que estos perfiles pueden ser usados en el modelaje del acelerador lineal para uso clínico

BIBLIOGRAFÍA

- [1] MURCIA CAÑÓN, Gabriel. Caracterización física y dosimétrica de un sistema DMLC para uso en Radioterapia de Intensidad Modulada. Trabajo Final de Maestría en Física Médica. Bogotá D.C., Universidad Nacional de Colombia. Facultad de Ciencias. Departamento de Física, 2010.
- [2] KHAN. Faiz M. The Physics of Radiation Therapy. Minneapolis, Minnesota: Lippincott Williams & Wilkins. ISBN 0-7817-3065-1, 2003.
- [3] ATTIX. Frank Herbert. Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry. Madison, Wisconsin: WILEY-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA. ISBN-10: 0-471-01 146-0, 2004.
- [4] PODGORSK. Ervin B. Radiation Physics for Medical Physicists. Montréal, Québec Canada: Springer. 2 ed. ISBN 978-3-642-008745-7. 2005.
- [5] JOHNS. Harold E. and CUNNINGHAM. John Robert. The Physics of Radiology. Springfield Illinois: Charles C Thomas. 4 ed. ISBN 0-398 04669-7. 1983.
- [6] OIEA. Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: Protocolo de control de calidad. Viena. IAEA TECDOC-1151. ISSN 1011-4289. Junio, 2000.
- [7] SÁNCHEZ GALIANO, Pedro, “Introducción a la física de la radioterapia”.
- [8] Protocol for Clinical Reference Dosimetry of High-Energy Photon and Electron Beams.. USA. AAPM’s TG-51, 4 junio 1999.
- [9] Unidad de Seguridad Nuclear, Protección Radiológica y Gestión Ambiental. Curso de protección radiológica para el manejo de material radiactivo. Bogotá: Ministerio de Minas y Energía, 2003.
- [10] TURNER. James E. Atoms, Radiation, and Radiation Protection. USA: WILEY-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA. ISBN 978-3-527-40606-7, 2007.
- [11] OIEA. Determinación de la dosis absorbida en radioterapia con haces externos. EN: Colección de Informes Técnicos N° 398. Viena. Abril , 2005.
- [12] IBA. Advanced Radiotherapy. Blue Phantom Manual. Alemania: Wellhöfer Dosimetrie GmbH, 2001.
- [13] ELEKTA. Beam Data Collection List. Inglaterra: Elekta, 2012
- [14] Accelerator beam data commissioning equipment and procedures. USA. The Therapy Physics Committee of the AAPM. TG-106, Septiembre, 2008.
- [15] Quality assurance of medical accelerators. USA. Task Group 142 report. 17 Agosto 2009.
- [16] E. B. PODGORSK, Technical editor, Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students, International Atomic Energy Agency, Julio 2005.

[17] PÉREZ LIVA, Maily. Simulación de Aceleradores para Radioterapia Intraoperatoria. Memoria para optar por el grado de Máster en Física Nuclear. Madrid, Universidad Complutense de Madrid. Facultad de Ciencias Físicas. Departamento de Física Atómica, Molecular y Nuclear, 2012.

[18] ESPAÑOL, Ricardo. Comisionamiento e Implementación de la Técnica IMRT y VMAT con RAPIDARC® con Intercomparación del RPC. Trabajo Final de Maestría en Física Médica. Bogotá D.C., Universidad Nacional de Colombia. Facultad de Ciencias. Departamento de Física, 2014.