

ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO



FACULTAD DE CIENCIAS

ESCUELA DE FÍSICA Y MATEMÁTICA

**COMISIONAMIENTO Y PUESTA EN MARCHA DEL ACELERADOR
LINEAL DIGITAL DE ALTA ENERGÍA Elekta Synergy PARA RAYOS
X EN EL DEPARTAMENTO DE RADIOTERAPIA DEL HOSPITAL
CARLOS ANDRADE MARÍN**

**PROYECTO DE TITULACIÓN PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE
BIOFÍSICO**

MARIO JAVIER ARIAS GARCÉS

DIRECTOR: BIOF. ROSA ORMAZA HUGO

RIOBAMBA, MAYO 2014

AGRADECIMIENTO

“... Hay una fuerza motriz más poderosa que el vapor, la electricidad y la energía atómica: la voluntad”

Albert Einstein

Agradezco a Dios, por darme siempre la voluntad para trabajar esmeradamente durante toda mi etapa estudiantil.

A mis padres Mario y Amada, en especial a mi madre, pilar fundamental en mi vida, mi eterno agradecimiento, gratitud y amor.

Al departamento de Radioterapia del HCAM, empezando por la Dra. Mirian Arguello directora del mismo por permitir mi estancia en el área. A los Físico Médicos: William Espinoza y Marcos Frías, supervisores de mi trabajo mi más sincera gratitud por su invaluable ayuda y confianza. A los Licenciados Radiólogos gracias por su amistad y apoyo. Al Ing. Iván Verdesoto por sugerirme este tema de tesis.

A mis Directoras de Tesis: Rosita y Jheny, mil gracias por su paciencia y grandes ideas en la realización de este proyecto.

A toda mi familia, amigos más cercanos (Marce, Fercho, Gabriel, Giuseppe, Diego, Pablo, Fercia, Majo, Joha) y personas que con un grano de arena contribuyeron a culminar mi etapa de estudiante desde el inicio hasta el final.

A la ESPOCH por su prestigio y calidad de educación.

DEDICATORIA

A mis abuelitos Marina y Remigio (+).

A mis padres Amada y Mario.

A Mayrita Isabel Cajías (+), nunca te olvidaré.

A Dios.

Javier

INDICE GENERAL

INTRODUCCIÓN

JUSTIFICACIÓN..... - 3 -

ANTECEDENTES..... - 5 -

OBJETIVOS..... - 8 -

CAPÍTULO I

1. FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA - 9 -

1.1 Acelerador Lineal..... - 9 -

1.1.1 Principios físicos del Acelerador..... - 10 -

1.1.2 Componentes de un Acelerador Lineal moderno - 14 -

1.1.3 Características mecánicas y condiciones límite de un Acelerador..... - 19 -

1.2 Sistema de Dosimetría..... - 21 -

1.2.1 Cámaras de Ionización - 21 -

1.2.2 Dosímetros de Estado Sólido..... - 23 -

1.2.3 Electrómetro - 24 -

1.2.4 Fantomas..... - 26 -

1.3 Magnitudes utilizadas en Radioterapia - 28 -

1.3.1 Concepto de Fluencia de Fotones y Energía - 28 -

1.3.2 Magnitudes Absolutas - 29 -

1.3.3 Magnitudes Relativas - 31 -

1.4 Sistema de Planificación Computarizado (XiO)..... - 37 -

1.4.1 Algoritmos de Cálculo..... - 39 -

1.4.2 Requerimientos del Sistema de Planificación para el comisionamiento de un Acelerador Lineal – Guía Beam Data Collect List (XiO) - 40 -

1.4.3 Técnicas de Tratamiento..... - 43 -

1.5 Normativas	- 45 -
1.5.1 Comisionamiento del haz de un Acelerador Lineal, equipamiento y procedimientos: Reporte TG – 106 del comité de Terapia Física de la AAPM.....	- 45 -
1.5.2 Determinación de la Dosis Absorbida en Radioterapia con haces externos: Un código de práctica internacional para dosimetría basada en patrones de dosis absorbida en agua, TRS – 398 Por la IAEA	- 46 -
1.5.3 Comisionamiento y control de calidad de un Sistema de Planificación Computarizado para tratamiento del cáncer usando radiación: IAEA TRS - 430....	- 48 -
 CAPÍTULO II	
2. METODOLOGÍA PARA EL COMISIONAMIENTO DEL ACELERADOR LINEAL	- 50 -
 CAPÍTULO III	
3. RESULTADOS; INGRESO DE LOS DATOS A XiO Y PUESTA EN MARCHA.....	- 62 -
3.1 Geometría y condiciones límite del acelerador ingresados.....	- 62 -
3.2 Parámetros del haz de radiación.....	- 64 -
3.2.1 Resultados obtenidos e ingresados al Sistema de Planificación para fotones de 6 MV.....	- 64 -
3.2.2 Resultados obtenidos e ingresados al Sistema de Planificación para fotones de 15 MV.....	- 83 -
3.3 Resultado de la calibración en dosis absoluta del acelerador para ambas energías de fotones utilizando el reporte de la IAEA TRS – 398	- 102 -
3.4 Resultado de la verificación de unidades monitor	- 103 -
3.5 Discusión.....	- 103 -
 CAPÍTULO IV	
4. CONCLUSIONES	- 105 -
BIBLIOGRAFÍA	- 106 -
ANEXOS.....	- 112 -

ANEXO A	- 113 -
----------------------	---------

FACTORES DE CALIBRACIÓN Y ESPECIFICACIONES TÉCNICAS DE LOS DETECTORES

1. Cámara de ionización Plana – Paralela.....	- 113 -
2. Cámara de ionización cilíndrica tipo Farmer.....	- 119 -
3. Cámara de ionización cilíndrica	- 123 -
4. Diodo semiconductor para haces de fotones.....	- 126 -
5. Diodo semiconductor de referencia	- 126 -
6. Electrómetro Dose ¹	- 127 -
(a) Coeficiente de calibración del Amperaje	- 127 -
(b) Coeficiente de calibración de Carga.....	- 128 -

ANEXO B

1) HOJAS DE TRABAJO DE LA CALIBRACIÓN DEL EQUIPO PARA FOTONES DE 6 MV (PROTOCOLO TRS – 398).....	- 129 -
2) HOJAS DE TRABAJO DE LA CALIBRACIÓN DEL EQUIPO PARA FOTONES DE 15 MV (PROTOCOLO TRS – 398).....	- 131 -

ANEXO C

1) TABLA DE PDDs MEDIDOS EN CAMPOS ABIERTOS DE 6 MV	- 133 -
2) TABLA DE PDDs MEDIDOS EN CAMPOS CON CUÑA DE 6 MV.....	- 134 -
3) TABLA DE PDDs MEDIDOS EN CAMPOS ABIERTOS DE 15 MV	- 136 -
4) TABLA DE PDDs MEDIDOS EN CAMPOS CON CUÑA DE 15 MV.....	- 137 -

ANEXO D

1) TABLA DE PERFILES DE DOSIS PARA CAMPO ABIERTO 10 X 10 cm 6 MV	- 139 -
2) TABLA DE PERFILES DE DOSIS PARA CAMPO 10 X 10 cm CON CUÑA 6 MV	- 140 -
3) TABLA DE PERFILES DE DOSIS PARA CAMPO ABIERTO 10 X 10 cm 15 MV.....	- 141 -
4) TABLA DE PERFILES DE DOSIS PARA CAMPO CON CUÑA 10 X 10 cm 15 MV	- 142 -

ANEXO E	- 143 -
VERIFICACIÓN DE VALORES DE PLANICIDAD Y SIMETRÍA EN PERFILES PARA HACES DE FOTONES DE 6 Y 15 MV CON TAMAÑO DE CAMPO 10 X 10 cm	- 143 -
ANEXO F	- 144 -
PROCEDIMIENTOS PARA LA REALIZACIÓN DE CONTROLES DE CALIDAD DE ACELERADORES LINEALES PARA VERIFICAR LA REPRODUCIBILIDAD DE LOS PARÁMETROS OBTENIDOS EN EL COMISIONAMIENTO	- 144 -
ANEXO G	- 150 -
ACELERADOR LINEAL DIGITAL DE ALTA ENERGÍA <i>ELEKTA SYNERGY</i> DEL HOSPITAL CARLOS ANDRADE MARÍN	- 150 -

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1 Producción de rayos X Característicos.....	-12-
Figura 1.2 Producción de radiación de frenado.....	- 13 -
Figura 1.3 Diagrama esquemático de un acelerador lineal de uso clínico (Linac).....	- 15 -
Figura 1.4 Diagrama de una cámara de ionización tipo Farmer y Plana – Paralela.....	- 23 -
Figura 1.5 Estructura de un Diodo Semiconductor.....	- 24 -
Figura 1.6 Diagrama esquemático de cámaras de ionización conectadas a un amplificador operacional.....	- 26 -
Figura 1.7 Geometría para la medición de PDD.....	- 31 -
Figura 1.8 Geometría para la medición del TSCF.....	- 33 -
Figura 1.9 Ilustración de la geometría para la medición de TPR.....	- 34 -
Figura 1.10 Regiones del haz de radiación de fotones.....	- 37 -
Figura 1.11 Interfaz del Sistema de planificación XiO.....	- 38 -
Figura 1.12 Técnicas de tratamiento.....	- 45 -
Figura 2.1 Fantoma Blue Phantom ² (Dimensiones 48*48*48 cm)*.....	- 51 -
Figura 2.2 Posicionamiento correcto del fantoma de agua.....	- 52 -
Figura 2.3 OmniPro 7.4 software utilizado para el escaneo, junto a la unidad CCU.....	- 53 -
Figura 2.4 Holders para detectores.....	- 54 -
Figura 2.5 Posicionamiento de detectores en la superficie del agua.....	- 55 -
Figura 2.6 Alineamiento de detectores en el eje central*.....	- 55 -
Figura 2.7 Buildup montado en una cámara cilíndrica para medir el CSF.....	- 57 -
Figura 2.8 Electrómetro DOSE 1.....	- 59 -
Figura 3.1 – Figura 3.34 Resultado de las mediciones de perfiles longitudinales y diagonales del haz de radiación.....	- 65 – 99 -

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1.1 Propiedades Físicas de varios materiales de fantomas.....	- 27 -
Tabla 1.2 Porcentaje de dosis a profundidad de rayos X producidos por un acelerador lineal comparados con rayos X producidos por un Co-60.....	- 32 -
Tabla 1.3 Condiciones de referencia utilizadas para la calibración de la dosis del acelerador.....	- 48 -
Tabla 2.1 Factores de dispersión de fantoma a partir de la calidad del haz.....	- 57 -
Tabla 2.2 Simples criterios de tolerancia y aceptabilidad para cálculo de dosis externa.-	60 -
Tabla 3.1 TPR y valores de calibración de dosis 6MV.....	- 81 -
Tabla 3.2 Factores de Dispersión Total 6MV.....	- 81 -
Tabla 3.3 Factores de Cuña 6MV.....	- 82 -
Tabla 3.4 Factores de dispersión de fantoma 6MV.....	- 82 -
Tabla 3.5 Factor de colimador 6MV.....	- 83 -
Tabla 3.6 TPR y valores de calibración 15MV.....	- 100 -
Tabla 3.7 Factores de dispersión total 15 MV.....	- 100 -
Tabla 3.8 Factores de Cuña 15 MV.....	- 101 -
Tabla 3.9 Factores de dispersión de fantoma 15 MV.....	- 101 -
Tabla 3.10 Factores de Colimador 15 MV.....	- 102 -
Tabla 3.11 Resultados de la Calibración de Dosis del acelerador.....	- 102 -
Tabla 3.12 Resultados de verificación de unidades monitor.....	- 103 -

LISTA DE ABREVIATURAS

AAPM:	Asociación Americana de Físicos Médicos
BEV:	Beam Eye View (visto desde el haz)
CAX:	Central Axis (eje central)
CCU:	Common Control Unit (unidad de control común)
CCW:	Counter Clockwise (sentido antihorario)
cGy:	centiGrays
cm:	centímetros
cm ² :	Centímetros cuadrados
cm ³ :	Centímetros cúbicos
CMS:	Computerized Medical Systems (sistemas médicos computarizados)
CSF:	Collimator Scatter Factor (factor de dispersión de colimador)
CW:	Clockwise (sentido de las agujas del reloj)
dmax:	dosis máxima
DRR:	Digitally Reconstructed Radiograph (radiografía digitalmente reconstruida)
ergs:	Ergios
ESTRO:	Sociedad Europea de Radiología Terapéutica y Oncología
F:	Flatness (planicidad)
g:	Gramos
grad:	Grados
Gy:	Grays
HCAM:	Hospital Carlos Andrade Marín
IAEA:	International Atomic Energy Agency (Organismo Internacional de Energía Atómica)
IMRT:	Intensity Modulated Radiation Therapy (radioterapia de intensidad modulada)
J:	Joules
kg:	Kilogramos
kV:	Kilovoltios
LINAC:	Linear Accelerator (acelerador lineal)

MeV:	Megaelectrónvoltio
MHz:	Megahertz
MLC:	Multi Leaf Collimator (colimador multihojas)
mm:	milímetros
MU:	Monitor Units (unidades monitor)
MV:	Megavoltio
mV:	miliVoltio
OCR:	Off Center Ratio (razón fuera del eje)
OMS:	Organización Mundial de la Salud
OPS:	Organización Panamericana de la Salud
PDD:	Percentage Depth Dose (porcentaje de dosis a profundidad)
PSCF:	Phantom Scatter Factor (factor de dispersión de fantoma)
Q :	Calidad del Haz
rad:	Radiation Absorbed Dose (dosis absorbida de radiación)
RF:	Radio Frecuencia
s:	Segundos
S:	Symmetry (simetría)
SAD:	Source Axis Distance (distancia fuente – eje o isocentro)
SCD:	Source Calibration Distance (distance fuente – punto de calibración)
SI:	Sistema Internacional
SPR:	Scatter Phantom Ratio (razón dispersión – fantoma)
SSD:	Source to Superficie Distance (distancia fuente – superficie)
TAR:	Tissue Air Ratio (razón tejido – aire)
TMR:	Tissue Maximun Ratio (razón tejido – máximo)
TPR:	Tissue Phantom Ratio (razón tejido – fantoma)
TPS:	Treatment Planning System (sistema de planificación de tratamiento)
TSCF:	Total Scatter Factor (factor de dispersión total)
V:	Voltio
WF:	Wedge Factor (factor de cuña)
zmax:	Profundidad máxima
zref:	Profundidad de referencia

RESUMEN

El comisionamiento y puesta en marcha para Rayos X del acelerador lineal *Elekta Synergy* se realizó en el Departamento de Radioterapia del Hospital Carlos Andrade Marín (HCAM) de la ciudad de Quito.

Con la ayuda del Método Deductivo partimos de conceptos generales en Física Médica hasta llegar a conceptos específicos como dosis absorbida, magnitudes absolutas y relativas de radioterapia, el Método Inductivo; de razonamiento, contribuyó a formular las conclusiones, mediante la Técnica de la Observación Estructurada y Bibliográfica, se recopiló la información necesaria, se comprendió y aplicó la guía Beam Data Collect List, reporte Task Group – 106 de la Asociación Americana de Físicos Médicos (AAPM), Technical Report Series (TRS) – 398 y TRS – 430 de la Organización Internacional de Energía Atómica (IAEA).

Se utilizaron detectores de radiación, fantomas y electrómetros para realizar las mediciones, mediante el protocolo TG – 106 se tuvo en cuenta la forma correcta de posicionar los detectores dentro del fantoma y varios factores como sensibilidad y respuesta de detectores, radiación de fuga, velocidad de escaneo, entre otros. Posteriormente se calibró el acelerador utilizando el reporte TRS – 398, obteniendo 1.0016 cGy/MU con 6 MV y 1.0034 cGy/MU con 15 MV y se verificaron las unidades monitor (MU) calculadas por el Sistema de Planificación y dosis medida in vivo, los resultados obtenidos están dentro de los límites de tolerancia recomendados por el reporte TRS – 430.

Se concluye que el acelerador lineal se encuentra listo para su uso clínico debido a que cumple con todos los parámetros recomendados por los protocolos internacionales, se recomienda utilizar los resultados de este trabajo como referencia si se requiere realizar un re – comisionamiento del equipo.

Palabras Clave: Acelerador Lineal, <Radiación [Dosimetría]>, Software XiO, Radioterapia.

ABSTRACT

The commissioning and starting of the linear accelerator for Elekta Synergy X-Ray was performed at the Department of Radiotherapy of Carlos Andrade Marín (HCAM) Hospital of the city of Quito.

With the Deductive Method we started from general concepts in Medical Physics to reach specific concepts, absorbed dose, absolute and relative radiotherapy magnitudes, the Inductive Method; reasoning, contributed to formulate conclusions.

By using the technique of Structured and Bibliographical Observation, the necessary information was compiled; it was understood and applied the guidance Beam Data Collect List, Task Group report – 106 of the American Association of Medical Physicist (AAPM), Technical Report Series (TRS) TRS – 398 and TRS – 430 of the International Atomic Energy Agency (IAEA).

Radiation detectors were used, phantoms and electrometers to carry out the measurements, by the TG – 106 protocol, we took into account the correct way to position the detectors inside the phantom and several factors such as sensitivity and response of detector, radiation leakage, scanning speed, etc. Subsequently the accelerator was calibrated using the TRS – 398 report getting 1.0016 cGy / MU with 6 MV and 1.0034 cGy / MU with 15 MV, and monitor units (MU) were verified calculated by the planning system and measured dose live is checked, the results are within the tolerances recommended by the TRS – 430 report.

It is concluded that the linear accelerator is ready for clinical use because it meets all the protocols recommended by the international parameters, it is recommended to use the results of this work as a reference if required to make a re – commissioning of the equipment.

Keywords: Linear Accelerator, <Radiation [Dosimetry]>, XiO Software, Radiotherapy.

INTRODUCCIÓN

El Hospital Carlos Andrade Marín está calificado como de tercer nivel, reconocido por el Ministerio de Salud de la República del Ecuador, es el hospital de más alta complejidad en la zona norte del país. El Servicio de Oncología y Radioterapia inicia sus actividades en el año de 1973, siendo este el primer servicio radio – oncológico del país. Después de la época de las antiguas bombas de Co – 60, en el HCAM se adquirieron dos aceleradores lineales de marca *Elekta*, uno de ellos es un modelo Compact y el otro es un modelo Synergy, también se adquirieron sistemas de planificación, simulación y equipos para realizar el control de calidad y dosimetría de los haces de radiación. El presente trabajo describe el comisionamiento del acelerador lineal *Elekta Synergy* del HCAM el cual empezó en septiembre del 2013.

EL Capítulo I contiene la fundamentación teórica para realizar el comisionamiento del acelerador lineal, ya que al ser un equipo de alta tecnología es necesario tener conocimiento del funcionamiento, partes y principios físicos, se describe además la parte dosimétrica, así como las magnitudes físicas absolutas y relativas a ser medidas, se hace énfasis en el Sistema de Planificación de Tratamiento de Radioterapia, que posee varios algoritmos de cálculo de dosis y en el cual se modelan los haces de radiación clínicos. Por último se detallarán las normativas internacionales que sirvieron de guía para la realización del comisionamiento del acelerador lineal.

En el Capítulo II se detalla la metodología utilizada en el comisionamiento del acelerador lineal, esta toma en cuenta diversos factores tales como la adecuada selección del fantoma (dimensiones, material), selección de los detectores utilizados (cámaras de ionización, estado sólido), tomando en cuenta la mayor cantidad de factores que influyen en la precisión de los resultados finales que serán ingresados al sistema de planificación, mientras mayor sea la precisión de los datos obtenidos mayor será el beneficio para los pacientes oncológicos del HCAM. Se incluye la calibración de la dosis del acelerador y la verificación del comisionamiento mediante un control de calidad del Sistema de Planificación.

El Capítulo III muestra los resultados obtenidos y que fueron ingresados al sistema de planificación, los valores Scanning Data y Non Scanning Data se encuentran independientemente ubicados para las energías de fotones de 6 MV y 15 MV del acelerador lineal. En esta unidad también se presenta el resultado de la calibración del equipo y la verificación de las unidades monitor, donde se detalla que el equipo cumple con los límites recomendados por los protocolos seguidos.

EL Capítulo IV presenta las conclusiones del trabajo, a continuación se detalla la bibliografía utilizada y se anexan varios documentos importantes.

JUSTIFICACIÓN

La importancia que tiene hoy en día el uso de radiaciones con finalidad de curar ciertos tipos de enfermedades en especial el cáncer, es sumamente grande. Existe una cierta cantidad de equipos de diversos modelos y marcas que son utilizados actualmente para curar el cáncer, habiendo dejado atrás a las bombas de cobalto 60 que a pesar de ser antiguas, en ciertas provincias del Ecuador se las sigue utilizando.

Cuando un acelerador lineal es instalado en un Hospital, el primer paso que debe hacerse después de su aceptación es el Comisionamiento, lo que consiste en una serie de pruebas dosimétricas de las energías y el comportamiento del acelerador lineal, a partir de un estado de referencia del equipo que viene dado en su aceptación, con esto podemos obtener varios parámetros dosimétricos del haz, los cuales van a ser finalmente ingresados en un sistema de planificación para la modelación de los haces de radiación. La importancia de este proceso de comisionamiento, es decir, la correcta técnica al realizar la dosimetría y calculos de dosis para poder calibrar el equipo con una mayor exactitud, usando todos los recursos necesarios para obtener informacion necesaria como: planicidad del haz, simetría, dosis absoluta, entre otros parámetros, guiándonos en protocolos internacionales los cuales son publicados por la AAPM (American Association of Physicist in Medicine) y por la IAEA (International Atomic Energy Agency), es verdaderamente grande, para beneficio de los futuros pacientes que serán tratados con el acelerador Elekta Synergy.

En este contexto el presente trabajo de investigación se justifica porque tiene relevancia social debido a que los beneficiarios directos de un adecuado comisionamiento son los pacientes de cáncer que acuden al departamento de radioterapia del HCAM.

Este trabajo de investigación es viable, en vista de que se cuenta con el apoyo técnico y logístico del departamento de Radioterapia; además, cabe indicar que no amerita la adquisición de equipos y materiales costosos por parte del investigador, siendo factible económicamente.

El comisionamiento del acelerador lineal es un tema de interés que se fundamenta legalmente a través de los siguientes documentos vinculantes: Constitución Política de la República del Ecuador (2008), Plan Nacional del Buen Vivir, el protocolo TG – 106 de la AAPM, TRS – 398 y TRS - 430 de la IAEA, los cuales guiaron la investigación.

ANTECEDENTES

Con la introducción de los Aceleradores Lineales para el uso terapéutico, se han realizado una gran cantidad de trabajos en el área de la Radioterapia, ya que esta implica varias etapas; como es la Simulación en un Tomógrafo, la Planificación Médica y Física en un sistema de Planificación Computarizado y el propio tratamiento con Acelerador Lineal, siendo los dos últimos de mayor interés.

En el año 2007, en la Universidad Nacional de Cuyo de la República de Argentina, Joseph Simón Primo realizó un comisionamiento de filtros moduladores a través de películas radiográficas, con lo que se logró hacer controles de calidad del Acelerador Lineal utilizando los films mencionados previo al tratamiento del paciente con lo que se tiene un control del haz de radiación, ya que este se encuentra calibrado en diferentes condiciones.

Transcurrido el año 2008, en el Instituto Superior de Tecnología y Ciencias Aplicadas de Cuba, se realizó una Validación de un Sistema de Planificación de Tratamiento de Radioterapia y Puesta en Marcha Clínica de éste por parte de Sonuán Guerra Fernández, con lo que consiguió poner en servicio el sistema en un Acelerador Lineal Elekta Precise del Hospital Hermanos Ameijeiras y modelar los haces de radiación para los pacientes.

En la Ciudad de Lima – Perú, en el año 2009 la Universidad Nacional de Ingeniería publicaba un trabajo realizado por Juan Méndez Velázquez que consistía en una Implementación clínica de dosimetría de electrones de campos irregulares usando cámaras de ionización, integración por sectores y método de Monte Carlo. Utilizó un Acelerador Lineal Siemens/Mevatrón y protocolos como el TRS-398 de la IAEA para la calibración de la unidad y aplicar el método de Cámara de Ionización, implementó un programa en Fortran para simular el método de integración por sectores y por último hizo uso del código Penélope (versión 2006) para el método de Monte Carlo con lo que se dedujo que los tres métodos pueden usarse clínicamente.

Jairo Poveda Bolaños estudiante de la Universidad Nacional de Colombia en el 2009 realizó un estudio dosimétrico de haces de electrones en radioterapia intraoperatoria con un acelerador lineal portátil, con lo que se logró caracterizar dosimétricamente los haces de electrones así como también la dosis impartida por este utilizando el protocolo TRS-398 de la IAEA y con esto garantizar que el equipo entre en correcto funcionamiento clínico.

En la Universidad de Colombia en el año 2010 se publicó un trabajo realizado por Gabriel Murcia Cañón que consiste básicamente en una Caracterización física y dosimétrica de un sistema de DMLC (dynamic multi leaf collimator) para uso en Radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT) haciendo uso de Aceleradores Lineales Varian, un Clinac 2100 C/D y un Clinac iX instalados en el Instituto Nacional de Cancerología de Bogotá. Analizó los aspectos mecánicos, geométricos y dosimétricos del microcolimador y con ello logró estudiar la respuesta del DMLC con las dos energías que brindan los aceleradores Varian; que son 6 y 18 MV.

En el Ecuador, la Facultad de Ciencias de la Escuela Politécnica Nacional (EPN) en el año 2011 presenta el trabajo realizado por Diego García Gamboa, el cual consiste en una Evaluación del algoritmo Clarkson del Sistema de Planificación XiO en el Hospital General de las Fuerzas Armadas en el área de Radioterapia utilizando una Bomba de Cobalto, con lo que obtuvo como resultado que la diferencia entre la dosis medida con cámaras de ionización y la dosis calculada por el algoritmo era menor al 2% y la diferencia entre el tiempo calculado manualmente y el tiempo calculado por el algoritmo era menor al 1% por con lo que se verificó que el sistema de planificación se comisionó correctamente.

Lupe Villegas López de la EPN en año el 2011 presentó un Comisionamiento y puesta en marcha de un sistema de dosimetría in vivo para el Hospital Oncológico Solca Núcleo Quito, su trabajo incluyó la calibración de los diodos semiconductores, utilizando las energías de 6 y 18 MV del Acelerador Lineal Varian y un estudio preliminar en pacientes junto con la creación de un protocolo para la aplicación diaria del sistema a los pacientes del Hospital.

En el año 2013 el Departamento de Eléctrica y Electrónica de la Escuela Politécnica del Ejército presenta el trabajo de dos alumnos: José Ramos Necato y Mario Montufar Swing los cuales se dedicaron a la Ingeniería Básica y de Detalle para la instalación de y puesta en marcha del Acelerador Lineal Monoenergético Elekta Compact del Hospital Carlos Andrade Marín. Desarrollando varias actividades de ingeniería básica y de detalle con las que pudieron obtener ciertas características que mejoraron la funcionalidad y en sí definieron cualidades necesarias del equipo, las mismas que las provisionaron para el Hospital.

OBJETIVOS

OBJETIVO GENERAL

- Comisionar el Acelerador Lineal, Elekta Synergy, para rayos X en base a los requerimientos del sistema de planificación XiO, previo a la aplicación clínica para el tratamiento de pacientes.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Ingresar al sistema de planificación la geometría del cabezal.
- Determinar los parámetros del haz de radiación.
- Realizar el ajuste del acelerador en dosis absoluta.
- Ingresar los datos de caracterización de los haces de fotones al sistema de planificación.
- Verificar el comisionamiento mediante un control de calidad y poner en marcha el equipo.

CAPÍTULO I

1. FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA

1.1 ACELERADOR LINEAL

El acelerador lineal también llamado LINAC por su significado en inglés (linear accelerator) es un sofisticado equipo que produce radiaciones ionizantes con la finalidad de dirigir estas radiaciones a un tumor cancerígeno para eliminarlo, detener la metástasis o con una finalidad paliativa.

Durante las últimas décadas, los aceleradores lineales médicos (Linacs) se han convertido en la máquina predominante en el tratamiento del cáncer con radiación ionizante. En contraste con aceleradores lineales utilizados para la investigación de la física de altas energías, los aceleradores lineales médicos son máquinas compactas montadas isocéntricamente a fin de permitir que el haz de radiación durante un tratamiento penetre al paciente desde varias direcciones.

Los Linacs médicos aceleran electrones a energías cinéticas de 4 a 25 MeV utilizando radiofrecuencia de microondas (RF) cuyos campos se encuentran en el rango de 10^3 MHz a 10^4 MHz, con la gran mayoría funcionando a 2856 MHz. En un acelerador lineal que los electrones son acelerados siguiendo trayectorias rectas en estructuras especiales llamadas guías de ondas aceleradoras. Los electrones siguen un camino lineal a través de la misma gracias a una diferencia de potencial.

Varios tipos de aceleradores lineales están disponibles para uso clínico. Algunas de ellas ofrecen los rayos X sólo en el rango bajo de megavoltaje (4 ó 6 MV), otros proporcionan tanto x rayos y electrones a diferentes energías de megavoltaje. Un típico acelerador lineal moderno proporciona dos energías de fotones (por ejemplo, 6 y 18 MV) y varias energías de electrones (por ejemplo; 6, 9, 12, 16, 22 MeV) (11)(12).

Durante los últimos 40 años, los aceleradores lineales de uso clínico han atravesado por cinco distintas generaciones, haciendo que las máquinas contemporáneas sean extremadamente sofisticadas en comparación con las máquinas de la década de 1960. Cada generación introdujo las siguientes nuevas características:

- Fotones de baja energía (4 – 8 MV):

Haz straight-through; filtro aplanador mejorado; cuñas externas; mandíbulas simétricas; cámara de ionización de simple transmisión; montaje isocéntrico.

- Fotones de energía media (10 – 15 MV) y electrones:

Haz doblado; target móvil y filtro aplanador, láminas de dispersión; cámara de ionización de doble transmisión; conos para electrones.

- Fotones de alta energía (8 – 25 MV)¹ y electrones:

Energía dual para fotones y electrones de múltiples energías; imán doblador acromático; láminas de dispersión duales o escaneado electrónico del haz; cuña motorizada; colimador y mandíbulas asimétricas o independientes

- Fotones de alta energía y electrones:

Operación controlada por computador; cuña dinámica; dispositivo electrónico de imagen portal; colimador multiláminas.

- Fotones de alta energía y electrones:

Modulación de la intensidad del haz de fotones con colimador multiláminas; totalmente dinámica la conformación de la dosis suministrada con intensidad modulada del haz producida con un colimador multiláminas; imágenes a bordo para su uso en radioterapia adaptiva (11)(14).

1.1.1 PRINCIPIOS FÍSICOS DEL ACELERADOR.

La física de un acelerador lineal se fundamenta principalmente en la producción de los dos tipos conocidos de rayos X: radiación característica y Bremsstrahlung. Ambos tipos de rayos X son importantes en la física médica, ya que ambos se utilizan ampliamente en el diagnóstico por imagen y en la radioterapia de haz externo. Los rayos X característicos son producidos por transiciones electrónicas en los átomos desencadenadas por las vacantes en

¹ La energía de los haces se expresa en MV. Esta notación nos indica que los haces de rayos X se generan conforme los electrones de MeV son frenados por el blanco, resultando un espectro de energías de rayos X

el interior de las capas electrónicas del átomo absorbente. Bremsstrahlung, por otro lado, es producida por la interacción de Coulomb entre una partícula de luz cargada energéticamente y el núcleo del átomo absorbente. Las vacantes en capas electrónicas de los átomos pueden ser producidos por diversos medios tales como interacciones Coulombianas, interacciones de fotones, desintegración nuclear, aniquilación de positrones y el efecto Auger², sin embargo, los rayos X utilizados en medicina se producen sólo a través de las interacciones de Coulomb de electrones energéticos con electrones orbitales y núcleos de un blanco de rayos X (4)(12).

1.1.1.1 Rayos X Característicos.

Si el electrón proyectil interacciona con un electrón de una capa intermedia o interna del átomo del blanco, y no con uno de la capa externa, se puede producir rayos X característicos. La radiación X característica se origina cuando la interacción tiene la suficiente violencia como para ionizar el átomo del blanco, eliminando totalmente un electrón de una capa interna. Los electrones de la capa más interior del átomo están más fuertemente unidos al núcleo, por lo que los electrones del nivel k tienen una energía de ligadura superior a la de los electrones externos. El Tungsteno es un átomo de gran tamaño con 74 electrones orbitales. Conforme aumenta la complejidad atómica, los electrones poseen una energía de ligadura superior que en los átomos menos complejos. En el Tungsteno, por ejemplo, como tiene electrones hasta en la capa P y, cuando se ioniza un electrón del nivel k, su lugar puede ser ocupado por electrones de cualquiera (**Figura 1.1**) de las capas más externas.

² Efecto Auger: Proceso con electrones dobles, en los cuales un electrón de baja ligación pasa a un estado energético menor. La energía liberada durante este proceso se traspa a otro electrón de baja ligación del mismo átomo, el cual por esta acción se emite fuera del átomo.

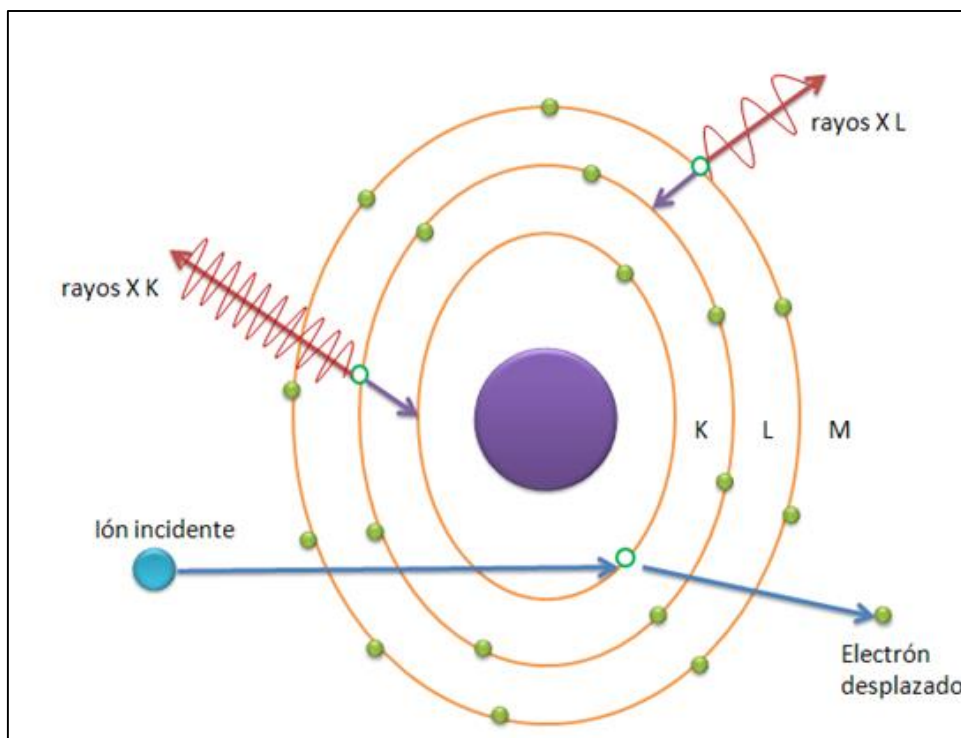


FIG 1.1 Producción de rayos X Característicos Fuente:

<http://acdc.sav.us.es/cna/index.php/noticiasyeventos/notasprensa/554-4-2014>

La transición de un electrón orbital desde una capa externa hasta otra interna se acompaña de la emisión de un fotón de rayos X. Durante el proceso de frenado algunos electrones del blanco alcanzan la energía justa del salto de banda u orbital (normalmente para los niveles (k, l, m) de átomos del blanco. Estos electrones orbitales se excitan y pasan al nivel energético inmediato superior y debido a la inestabilidad de los mismos, vuelven a su nivel original emitiendo esta diferencia de energía en forma de un fotón de un valor siempre igual y “característico” del material que constituye el blanco.

En síntesis, los rayos X característicos se producen, por la transición de electrones orbitales desde las capas exteriores a las internas del átomo. Como la energía de ligadura de los electrones es distinta para cada elemento, también lo son los rayos X característicos producidos en diversos elementos. Esta clase de radiación X se denomina característica porque es propia del elemento del blanco. (1)(2)

1.1.1.2 Rayos X de frenado (Bremsstrahlung)

Este tipo de radiación es la que se da principalmente en un acelerador lineal debido a la alta energía. Cuanto mayor sea la proximidad al núcleo que alcance el electrón proyectil, mayor será también la influencia sobre este del campo electrostático del núcleo. Este campo es muy intenso, ya que el núcleo contiene un alto número de protones y la distancia entre el núcleo y el electrón proyectil es muy pequeña. Al pasar cerca del núcleo, el electrón proyectil reduce su velocidad y cambia su curso, con lo cual su energía cinética disminuye y se modifica su dirección. La energía cinética perdida reaparece en forma de un fotón de rayos X. Estos tipos de rayos X se conocen como radiación de frenado (aunque también se utiliza el término alemán Bremsstrahlung, que significa frenar o reducir la velocidad). Un electrón proyectil puede perder cualquier cantidad de su energía cinética al interactuar con el núcleo de un átomo blanco (**Figura 1.2**), de modo que la radiación de frenado asociada con esta pérdida se encontrará dentro del intervalo de valores correspondiente. (8)

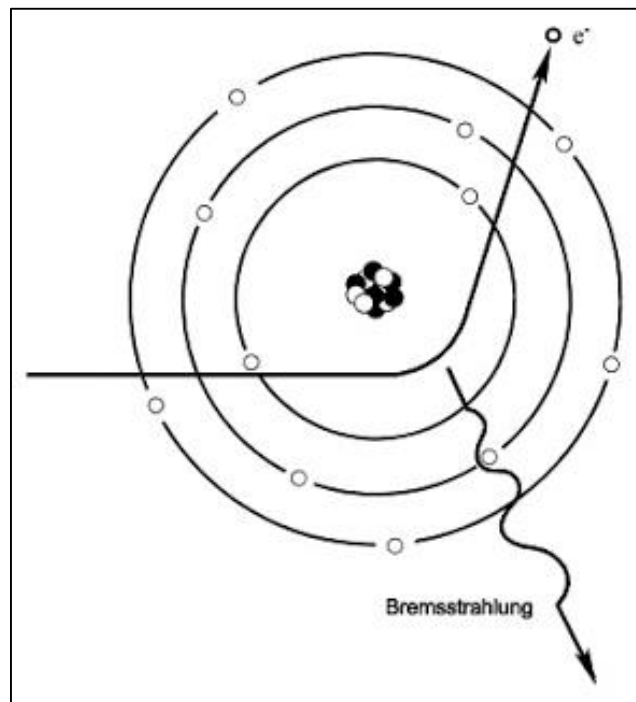


FIG 1.2 Producción de radiación de frenado. Fuente: F. Khan, The Physics of Radiation Therapy

Así, en un tubo de rayos X a cierto MV en el caso de radioterapia de haz externo, los electrones proyectil tienen energías cinéticas del orden de los MeV (mismo valor de MV). Un electrón con esa energía cinética puede perder una parte, la totalidad o nada de esa energía

cinética por una interacción de frenado, por lo que el rayo X de frenado producido podrá tener una energía comprendida entre 0 y el máximo de energía cinética, conforme sea su trayectoria en el blanco. Los rayos X de frenado son emitidos desde el blanco de forma aleatoria. Cuando el electrón proyectil apenas recibe la influencia del núcleo se originan rayos X de frenado con energía baja. Es posible producir rayos X de frenado con electrones proyectil de cualquier energía (2)(12).

1.1.2 COMPONENTES DE UN ACELERADOR LINEAL MODERNO

Los aceleradores lineales modernos se montan generalmente isocéntricamente y los sistemas operativos se distribuyen en cinco secciones principales y distintas de la maquina:

- Gantry;
- Soporte;
- Gabinete Modulador;
- Conjunto de soporte de paciente, es decir, camilla de tratamiento;
- Consola de control.

Un diagrama esquemático de un típico acelerador lineal moderno de uso clínico se muestra en la **Figura 1.3** También se muestran las conexiones y relaciones entre los distintos componentes del Linac, mencionados anteriormente. El diagrama proporciona una disposición general de las componentes del acelerador lineal; sin embargo, existen variaciones significativas que dependen de una marca a otra, de la energía cinética final del haz de electrones, así como el diseño particular utilizado por el fabricante. La longitud de la guía de onda aceleradora depende de la energía cinética final de los electrones y tiene rangos desde ~30 cm a 4 MeV hacia los ~150 cm a 25 MeV (7)(11)(12).

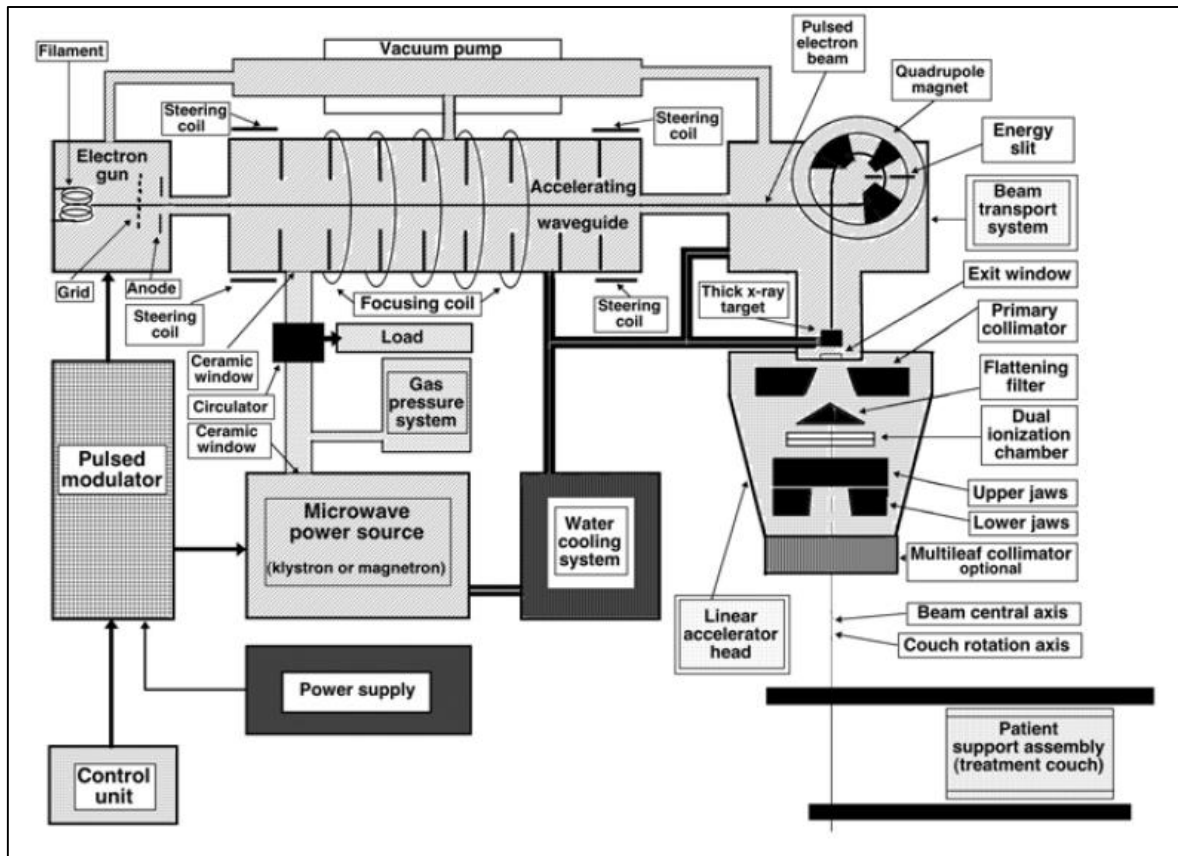


FIG 1.3 Diagrama esquemático de un acelerador lineal de uso clínico (Linac). Fuente: E. B. Podgorsak, Radiation Physics for Medical Physicist

Los componentes conformadores del haz de los Linacs de uso clínico vienen agrupados dentro de seis clases:

- Sistema de inyección;
- Sistema generador de la energía de Radio Frecuencia (RF)
- Guía de onda aceleradora
- Sistema auxiliar;
- Sistema transportador del haz;
- Sistema de monitoreo y sistema de colimación del haz.

El sistema de inyección es la fuente de electrones, esencialmente un simple acelerador electrostático llamado Cañón de Electrones. Existe dos tipos de cañones utilizados: tipo diodo y tipo tríodo, conteniendo un cátodo calentado (a un potencial negativo del orden de (25 kV) y un ánodo a tierra perforado. Los electrones son emitidos de forma termoiónica

desde el cátodo caliente, dirigidos dentro de un haz fino de electrones y acelerados hacia el ánodo perforado a través del cual se dirigen hacia la guía de onda aceleradora.

El sistema generador de la energía de radiofrecuencia produce radiación de microondas de alta energía usada para la aceleración de los electrones en la guía de ondas y consiste en dos componentes: la fuente de poder de RF y el modulador de pulso. La fuente de poder de radiofrecuencia es o bien un Magnetron o un Klystron ³en conjunto con un oscilador de baja energía de RF. El modulador de pulso produce el alto voltaje, alta corriente y la corta duración de los pulsos requeridos por la fuente de RF de alta energía y el sistema inyector de electrones.

Los electrones son acelerados en la *guía de onda aceleradora* a través de la transferencia de energía desde el campo de RF de alta energía, que está configurada en la guía de onda aceleradora y producida por el generador de RF de alta energía. La guía de ondas aceleradoras es, en principio, obtenida a partir de una guía de ondas cilíndricas uniforme por la adición de una serie de discos (iris) con agujeros circulares en el centro, posicionada a intervalos iguales a lo largo del tubo. Estos discos dividen la guía de ondas en una serie de cavidades cilíndricas que forman la estructura básica de la guía de onda aceleradora en un Linac.

El *sistema auxiliar* de un acelerador lineal se compone de varios sistemas básicos que no están directamente involucrados con la aceleración de electrones, sin embargo, hacen que la aceleración sea posible y viable en el acelerador lineal para su uso clínico. Estos sistemas son: el sistema de bombeo al vacío, el sistema de refrigeración por agua, el sistema de presión de aire, y el blindaje contra la radiación de fuga.

El *sistema de transporte del haz de electrones* lleva el haz pulsado de electrones de alta energía desde la guía de ondas de aceleración sobre el target en la modalidad de terapia por rayos X y sobre la lámina de dispersión en el modo de la terapia de electrones.

³ Magnetron y Klystron son ambos dispositivos para la producción de microondas. Considerando que los magnetrones son generalmente menos costosos que los klystrones, estos últimos tienen una larga vida útil. Además los klystrones son capaces de entregar mayor poder de RF.

El **monitoreo y colimación del haz** son un sistema esencial en un acelerador lineal de uso clínico con el cual se asegura que la dosis de radiación pueda ser entregada al paciente según lo prescrito por el médico, con una máxima precisión numérica y espacial (11)(12)(14).

El cabezal del acelerador lineal contiene varios componentes, que influyen en la producción, configuración, localización y seguimiento del fotón clínico y haces de electrones. Los electrones, originados en el cañón de electrones son acelerados en la guía de onda a la energía cinética deseada y luego llevados, en forma de un haz fino, a través del sistema de transporte del haz hacia el cabezal de tratamiento, donde se producen los haces clínicos de fotones y electrones. Los componentes más importantes que se encuentran en un cabezal típico de un acelerador lineal moderno incluyen:

- Varios Targets de rayos X retráctiles;
- Filtros Aplanadores y láminas de dispersión de electrones (también conocidos como filtros de dispersión);
- Colimador primario y secundario ajustable;
- Cámaras de ionización de transmisión dual;
- Luz definidora de campo y visor de rango;
- Cuñas retractables opcionales o cuñas completamente dinámicas;
- Colimador multiláminas (MLC).

Los **haces de fotones clínicos** se producen en aceleradores lineales con una combinación del target y el filtro de aplanamiento. El haz de electrones es acelerado a una energía cinética determinada en la guía de onda de aceleración, el mismo que es llevado por el sistema transportador del haz hacia el target de rayos X en el que una pequeña fracción (del orden de 10 %) del fino haz de electrones de energía cinética se transforma en radiación X proveniente del Bremsstrahlung (radiación de frenado). La intensidad del haz de rayos X producido en el target alcanza principalmente la máxima energía posible y el filtro de aplanamiento se utiliza para acoplar el haz y hacerlo útil para las aplicaciones clínicas. Cada haz de fotones clínico producido por una energía cinética de electrones dada tiene su propia combinación de target y filtro aplanador.

La *colimación del haz de fotones* en un típico y moderno acelerador lineal de uso clínico es alcanzado gracias a los tres dispositivos restrictores o limitadores del haz: el colimador primario, el colimador secundario desplazador del haz y el colimador multiláminas (MLC). El colimador primario define un campo máximo circular que está truncado con el colimador rectangular ajustable que consiste en dos mandíbulas superiores y dos inferiores independientes que son también productores de campos rectangulares o cuadrados, con una máxima dimensión de $40 \times 40 \text{ cm}^2$ en el isocentro, 100 cm del target.

El MLC es relativamente una nueva adición al momento de entregar la dosis en un acelerador lineal moderno. En principio, la idea detrás de un MLC es simple. Este permite la producción de campos de radiación de forma irregular con precisión y eficacia y está basado en una matriz de pares de hojas colimadoras estrechas, cada hoja controlada con su propio motor en miniatura. La construcción de un sistema de MLC fiable presenta un desafío tecnológico considerable y los modelos actuales incorporan hasta 120 hojas (60 pares), que abarca los campos de radiación de hasta $40 \times 40 \text{ cm}^2$ y que requieren 120 motores individuales controlados por computadora y circuitos de control.

Los sistemas de *monitoreo de dosis* en Linac's clínicos se basan en cámaras de ionización de transmisión incrustadas permanentemente en los haces clínicos de fotones y electrones. Las cámaras se utilizan para controlar el haz de salida (dosis al paciente) de forma continua durante el tratamiento del paciente. Además del monitoreo de la dosis, las cámaras también se utilizan para el control radial y transversal de la planicidad (flatness) del haz de radiación, así como su simetría y la energía. Para la seguridad del paciente, el sistema de dosimetría de un Linac por lo general consta de dos cámaras de ionización por separado, selladas con fuentes de alimentación de polarización completamente independientes y electrómetros de lectura. Si la cámara primaria falla durante el tratamiento del paciente, la cámara secundaria terminará la irradiación, por lo general después de una dosis adicional de sólo un pequeño porcentaje por encima de la dosis prescrita (7)(8)(11)(12).

1.1.3 CARACTERÍSTICAS MECÁNICAS Y CONDICIONES LÍMITE DE UN ACELERADOR.

1.1.3.1 Profundidad de referencia

Este valor configura la normalización de los PDDs de fotones, TPR/TAR, y se convierte en la profundidad prevista para factores de salida, PSCF, y factores de cuña. La profundidad de referencia no debe ser alterada una vez que los PDDs han sido transferidos al sistema de planificación (XiO).

1.1.3.2 Máxima anchura / Longitud

Estos valores determinan la configuración más larga del colimador disponible para uso clínico, y determina la configuración del colimador para los escaneos diagonales que serán aceptados en XiO.

1.1.3.3 Mínima anchura / Longitud

Es el tamaño de campo más pequeño disponible para planificación en Teleterapia.

1.1.3.4 Conformación Dinámica

Funciona solamente con una licencia especial. Esta modalidad de tratamiento permite la planificación de tratamiento convencional y entrega de haces dinámicos MLC/Rotacional.

1.1.3.5 Límites SSD

Los parámetros de las distancias máximas y mínimas son ingresados para restringir el rango de la configuración de la planificación del tratamiento basada en datos dosimétricos previstos para el modelado particular del haz. Usualmente el SSD (Source to Superfice Distance) mínimo es unos cuantos centímetros más allá del último dispositivo en la montura del accesorio. El máximo SSD es usado para restringir las planificaciones con SSDs extendidos.

1.1.3.6 Gantry

El ángulo de caída vertical está definido como el ángulo cuando los puntos del haz tocan el piso (usualmente 0 o 180 grados).

1.1.3.7 Incremento de la dirección del ángulo

(CW o CCW) es visto desde el pie de mesa. La dirección en que los grados incrementan desde $0 \rightarrow 90$; $180 \rightarrow 270$.

1.1.3.8 Arco desde el ángulo hasta la caída vertical

Es la magnitud (en grados) que el gantry puede rotar en cada dirección (185, 185)

1.1.3.9 Dirección de arco

Permite el control sobre las direcciones en que está permitida la arco terapia.

1.1.3.10 Distancia efectiva del colimador

Este es un parámetro *no – crítico* y es usado por XiO de dos maneras: 1) Para escalar la penumbra del colimador en el algoritmo de Clarkson; 2) Para determinar el orden en que la fluencia atraviesa las mandíbulas y el MLC es conformado por el algoritmo de Convolución/Superposición.

La distancia efectiva del colimador para aceleradores Elekta (tienen solo una mandíbula) es la distancia de la mandíbula longitudinal.

1.1.3.11 Ángulo nominal del colimador

Es el ángulo en el centro de rotación del colimador. Este es usualmente 0 o 180. El incremento de la dirección de (CW o CCW) debe ser determinado desde la perspectiva Beam – Eye – View (vista desde el haz) de la rotación.

1.1.3.12 Mandíbulas asimétricas

Se selecciona desde ninguna, ancha, larga o ambos para controlar la disponibilidad de las mandíbulas independientes para el sistema de planificación

1.1.3.13 Distancia bandeja bloque

Se ingresa la distancia de la superficie de la bandeja bloque sobre el que se montan los bloques de Cerrobend normalmente.

1.1.3.14 Parámetros de mesa

Se ingresa el ángulo nominal y el incremento del ángulo como es visto con BEV.(beam eye view) (30).

1.2 SISTEMA DE DOSIMETRÍA

Las mediciones de radiación e investigaciones sobre efectos de radiación requieren varias especificaciones del campo de radiación en el punto de interés. La dosimetría de radiaciones utiliza un procedimiento para la determinación cuantitativa de la energía impartida en un medio determinado por las radiaciones directa o indirectamente ionizantes. El sistema de dosimetría utilizado para medir la dosis de radiación consta básicamente de: detectores, fantoma y electrómetro, montados de manera que forman un solo equipo al momento de la medición (22).

1.2.1 CÁMARAS DE IONIZACIÓN

Las cámaras de ionización han sido utilizadas desde el descubrimiento de la radiación y siguen siendo ampliamente utilizadas debido a su pequeña variación en la respuesta a la medición de energía, dosis, (11) tasa de dosis y reproducibilidad. Dado que las cámaras de ionización están calibradas bajo estándares nacionales (*IBA*® – Calibration Laboratory for Ionizing Radiation Quantities) pueden proveer una directa medida de la dosis. Las cámaras de ionización son relativamente no muy costosas, son ampliamente disponibles en el mercado (6).

La cámara de ionización es el más simple de todos los detectores de radiación de tipo gaseoso, y es ampliamente utilizado para la detección y la medición de ciertos tipos de radiación ionizante, los rayos - X, rayos gamma y partículas beta. Tradicionalmente, el término "cámara de ionización" se utiliza exclusivamente para describir aquellos detectores que recogen todas las cargas creadas por ionización directa en el gas a través de la aplicación de un campo eléctrico. Sólo utiliza las cargas discretas creados por cada interacción entre la radiación incidente y el gas, y no implica los mecanismos de multiplicación de gas utilizadas

por otros instrumentos de radiación, tales como el contador Geiger-Muller o el contador proporcional⁴. La **Figura 1.4** muestra la estructura interna de una cámara de ionización (8).

Una cámara de ionización está estructurada básicamente por dos electrodos colectores separados por un medio que se puede ionizar, el cual es aire, estos electrodos son polarizados por una tensión de alrededor 300 V. El número de electrones liberados en el proceso de ionización va a ser proporcional al número de cargas colectadas. La eficiencia de las cámaras de ionización está influenciada por factores externos tales como Temperatura y Presión a la que se encuentre al momento de la medición (8).

Por lo general existen tres tipos de cámaras de ionización, las de tipo plano – paralela, cilíndricas y de extrapolación. Las más utilizadas son las cámaras cilíndricas para medir la radiación de haces de fotones y las cámaras plano – paralela siendo su uso más frecuente para medir haces de electrones y en menor medida para fotones.

Las cámaras plano – paralela se llaman así porque los electrodos están configurados paralelamente y entre ambos se encuentra el gas que va a ser ionizado. La pared de este tipo de cámaras es delgado para permitir una insignificante atenuación del haz de radiación (15).

Las cámaras cilíndricas poseen un electrodo central para la recolección de las cargas, donde es posible medir la cantidad de partículas cargadas producidas dentro de esta cavidad por parte de los electrones generados en el volumen de aire que la rodea (15).

En física médica y radioterapia, las cámaras de ionización se utilizan para asegurar que la dosis suministrada a partir de una unidad de terapia o radiofármaco, es la que se pretende.

Las cámaras de ionización podrían ser clasificadas por su volumen activo tal como se muestra a continuación:

- Cámara Estándar ($\approx 10^{-1} \text{ cm}^3$). El volumen activo para una cámara de ionización tipo Farmer es promedio 0.6 cm^3 .

⁴ Contador Proporcional: detector de partículas ionizantes que permite también determinar su energía.

- Minicámaras ($\approx 10^{-2} \text{ cm}^3$). El volumen activo de una minicámara de ionización es promedio 0.05 cm^3 .
- Microcámaras ($\approx 10^{-3} \text{ cm}^3$). El volumen activo de una microcámara de ionización es promedio 0.007 cm^3 y es ideal solamente para campos muy pequeños como los que son utilizados en radiocirugía, GammaKnife, CyberKnife e IMRT (11).

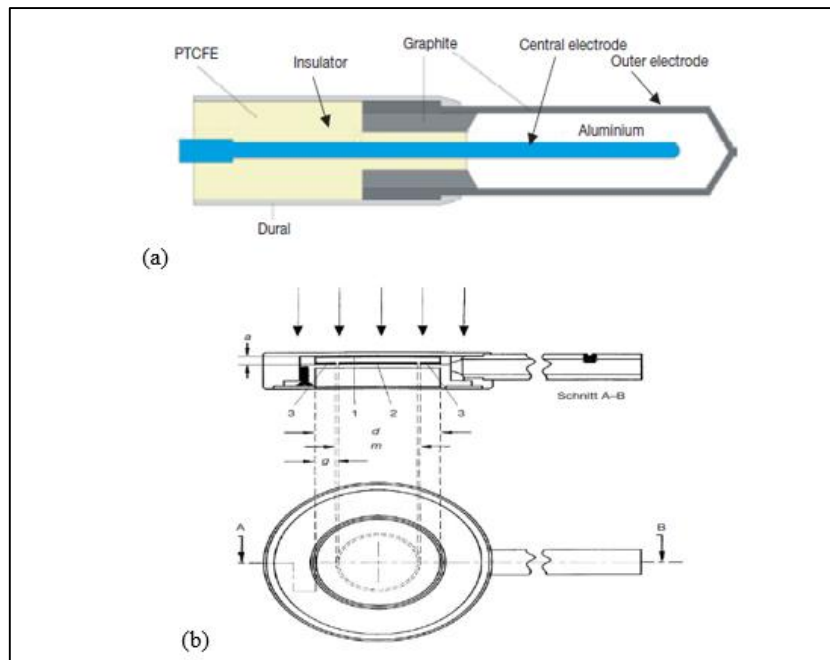


FIG 1.4 (a) Diagrama de una cámara de ionización cilíndrica tipo *farmer*. (b) Cámara de ionización tipo *Plana-Paralela*. Fuente: E. B. Podgorsak, Radiation Physics for Medical Physicist.

1.2.2 DOSÍMETROS DE ESTADO SÓLIDO.

Existen varios dosímetros de estado sólido disponibles para medición de la radiación ionizante. Sin embargo, ninguno da una respuesta absoluta, por ejemplo, estos necesitan una calibración en un campo de radiación conocido antes de que puedan ser usados para la determinación de dosis absorbida. Se han creado dos tipos de dosímetros de estado sólido: (a) Dosímetros tipo integración (cristales termoluminiscentes, lentes radiofotoluminiscentes, dosímetros de densidad óptica como un lente o un film) y (b) Dosímetros de conductividad eléctrica (detectores de semiconducción, conductividad inducida en material aislante) La **Figura 1.5** muestra la estructura interna de un diodo semiconductor (10).

Los diodos semiconductores son ampliamente utilizados para el comisionamiento de un haz de radiación sea este de fotones o de electrones. Las características de los diodos incluyen su rápida respuesta (microsegundos comparado con los milisegundos de respuesta de la cámara de ionización), excelente resolución espacial, ausencia de voltajes externos, y alta sensibilidad. En adición a esto, los diodos proporcionan independencia energética del stopping power⁵ másico de colisión (entre silicón y agua para haces clínicos de electrones con energías entre 4 y 20 MeV) (26)(13). Así, los diodos son particularmente atractivos para para la dosimetría de radiaciones con haces de electrónes. Es muy importante especificar los tipos de diodos que se van a ser utilizados para realizar las mediciones en un campo de radiación, ya que el diodo para fotones solo debe utilizarse para medir haces de fotones e igualmente con el diodo de electrones solo debe utilizarse para medir los haces de electrones. La respuesta del diodo depende de la temperatura, la tasa de dosis (SSD y cuña), energía, y algunos pueden tener dependencias angulares. Con el fin de lograr la precisión requerida recomendada por el reporte TG – 62 de la AAPM, estos efectos en el diodo deben ser corregidos con una tasa de dosis mínima y la dependencia energética debe ser utilizada (3).

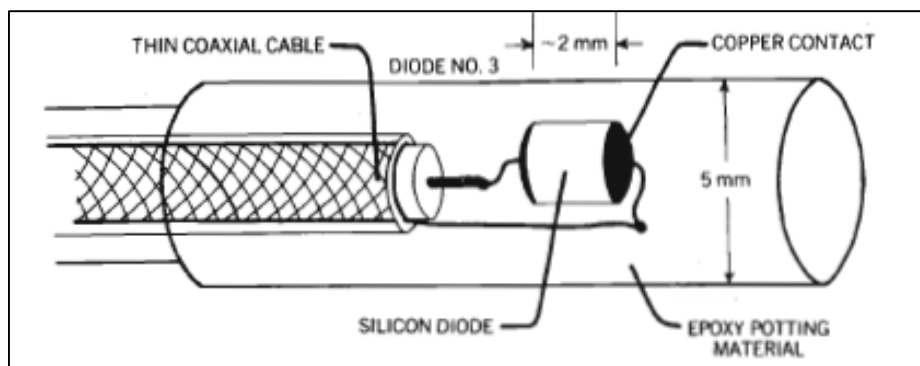


FIG 1.5 Estructura de un Diodo Semiconductor. Fuente: F. Khan, The Physics of Radiation Therapy

1.2.3 ELECTRÓMETRO

Un electrómetro es un dispositivo de medición de carga y que a su vez es el encargado de suministrar el voltaje al detector. Las cámaras de ionización proporcionan pequeñas corrientes, por lo que al electrómetro se lo puede considerar como un voltímetro de muy alta impedancia. En el mercado existen varios tipos de equipos con mayor o menor sensibilidad

⁵ Stopping Power: poder de frenado de las partículas cuando interaccionan con la materia.

y por lo tanto precisión, sin embargo, la mayoría de estos hacen el uso de amplificadores operacionales debido a su alta impedancia de entrada por lo que son compatibles con casi cualquier cámara de ionización (1).

1.2.3.1 Polaridad de medición del electrómetro.

Hay dos tipos de polaridad que puede recibir un electrómetro, bipolar y unipolar. Los electrómetros bipolares pueden medir señales de entrada de ambas polaridades: positiva y negativa y los electrómetros unipolares pueden únicamente medir la señal de entrada de una polaridad (19).

1.2.3.2 Corriente de polarización de entrada

En adición señal de corriente, una corriente (fuga) de polarización contribuye a la medida de la señal. En la mayoría de sistemas, esta debe ser una insignificante contribución. Sin embargo, esto puede llegar a ser significativo y causar polarización en el perfil de medidas especialmente cuando se utilizan detectores de pequeño volumen (19).

1.2.3.3 Voltaje de polarización de entrada

Los electrómetros pueden tener también un voltaje de polarización entre la invertida o no invertida entrada de señal. El principio básico de operación del electrómetro es mantener estos dos tipos de señales al mismo voltaje. Si este voltaje de polaridad es significativo, por ejemplo mayor a 1 mV, diferentes efectos pueden ocurrir. Con una cámara de ionización, habrá un desplazamiento en la medición de la señal, al igual que el efecto de la corriente de polarización de entrada (19). La **Figura 1.6** muestra esquemáticamente tres circuitos simplificados que se utilizan para medir la ionización en el modo de integración, modo de tasa, y el modo dosímetro de lectura directa. El amplificador operacional es designado como un triángulo con dos puntos de entrada, el terminal negativo se llama terminal de inversión y el terminal positivo como el terminal no inversor.

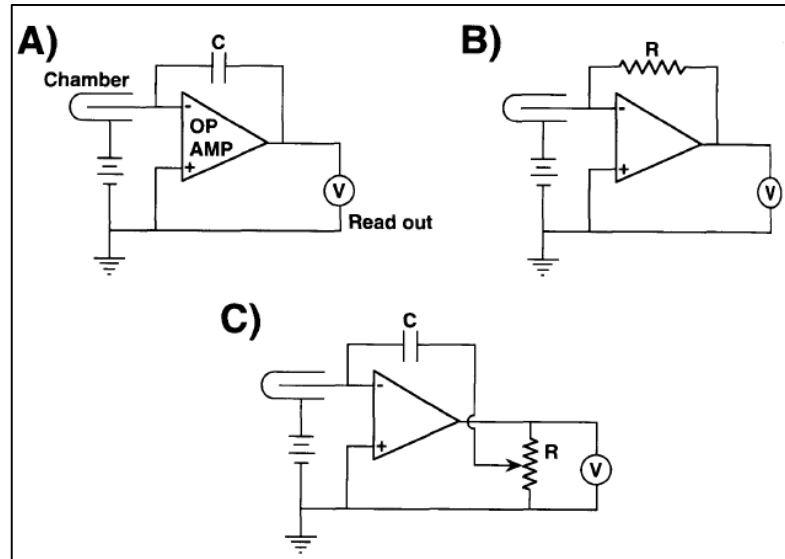


FIG 1.6 Diagrama esquemático de cámaras de ionización conectadas a un amplificador operacional. a) Modo Integrado. b) Modo Tasa y c) Modo Lectura de Exposición Directa. Fuente: T. Kron, A. Elliot y P. Metcalfe, The Penumbra of 6 MV X - Ray Beam as Measured by Thermoluminescent Dosimetry and Evaluated Using an Inverse Square Root Function

1.2.4 FANTOMAS

Los fantomas son dispositivos para realizar control de calidad de los equipos de radioterapia, generalmente estos fantomas nos dan una aproximación a los tejidos de una persona, pero también hay fantomas de metal, plástico y entre otros materiales útiles para los controles de calidad.

Datos básicos de distribución de dosis se miden generalmente en un fantoma de agua, que se aproxima estrechamente a la absorción de la radiación y las propiedades de dispersión de los músculos y otros tejidos blandos. Otra razón para la elección de un fantoma de agua es que universalmente está disponible con propiedades de radiación reproducibles. Un fantoma de agua, tiene algunos problemas prácticos cuando se utiliza junto con cámaras de ionización y otros detectores que se ven afectados por el agua, a menos que estén diseñados para ser resistentes al agua. En la mayoría de los casos, sin embargo, el detector está encerrado en un plástico delgado (equivalente en agua) antes de la inmersión en el fantoma de agua (8)(24)

Dado que no siempre es posible poner detectores de radiación en el agua, los fantomas de sólidos se han desarrollado como sustitutos del agua. Idealmente, para un material dado para ser tejido o el equivalente en agua, debe tener el mismo número atómico o, el mismo número de electrones por gramo, y la densidad de masa. Sin embargo, ya que el efecto Compton es el modo más predominante de interacción para haces de fotones de megavoltaje en el rango clínico, la condición necesaria para la equivalencia de agua para dichos haces es la misma densidad de electrones (número de electrones por centímetro cúbico) como la del agua. La **Tabla 1.1** da las propiedades de varios fantomas que se han utilizado con frecuencia para la dosimetría de la radiación. De los materiales disponibles comercialmente, Lucite⁶ y poliestireno se utilizan con más frecuencia como fantomas de dosimetría, aunque la densidad de la masa de estos materiales puede variar dependiendo de la muestra dada, de la composición atómica y del número de electrones por gramo, estos materiales son suficientemente constantes como para justificar su uso para fotones de alta energía y la dosimetría de electrones.

Tabla 1.1 Propiedades Físicas de varios materiales de fantomas. Fuente: F. Khan, The Physics of Radiation Therapy

Material	Chemical Composition	Mass Density (g/cm ³)	Number of Electrons/g (x10 ²³)	Z _{eff} ^a (Photoelectric)
Water	H ₂ O	1	3.34	7.42
Polystyrene	(C ₈ H ₈) _n	103-1.05	3.24	5.69
Plexiglas (Perspex, Lucite)	(C ₅ H ₂ H ₈) _n	1.16-1.20	3.24	6.48
Polyethylene	(CH ₂) _n	0.92	3.44	6.16
Paraffin	C _n H _{2n+2}	0.87-0.91	3.44	5.42
Mix D	Paraffin: 60.8 Polyethylene:30.4 MgO: 6.4	0.99	3.41	7.05
M 3	TiO ₂ :2.4 Paraffin: 100 MgO: 29.06	1.06	3.34	7.35

⁶ Lucite: material de plástico transparente que reemplaza al vidrio.

Solid water _b	CaCO ₃ : 0.94		
	Epoxy resin-based mixture	1.00	3.34

1.3 MAGNITUDES UTILIZADAS EN RADIOTERAPIA

Antes de conocer las magnitudes absolutas y relativas utilizadas en Radioterapia, es necesario tener en cuenta conceptos básicos de fluencia de fotones y energía.

1.3.1 CONCEPTO DE FLUENCIA DE FOTONES Y ENERGÍA

La fluencia de fotones ϕ está definida como el cociente entre dN/dA , donde dN es el número de fotones que entran en una esfera imaginaria con una sección transversal de área dA :

$$\phi = \frac{dN}{dA} \quad (1.1)$$

la unidad de la fluencia de fotones ϕ es cm^{-2} .

La tasa de fluencia de fotones está definida como la fluencia de fotones por unidad de tiempo.

$$\varphi = \frac{d\phi}{dt} \quad (1.2)$$

La unidad de la fluencia de fotones es $cm^{-2}s^{-1}$.

La fluencia de energía ψ describe el flujo de energía en un haz de fotones y está definida como la cantidad de energía dE que atraviesa por una unidad de área dA :

$$\Psi = \frac{dE}{dA} \quad (1.3)$$

la unidad de la fluencia de energía ψ es MeV/cm^2 .

Para un haz monoenergético, dE es el número de fotones dN veces su energía $h\nu$, y la fluencia de energía en término de la fluencia de fotones ϕ es:

$$\Psi = \phi h\nu \quad (1.4)$$

la tasa de fluencia de energía Ψ está definida como la fluencia de energía por unidad de tiempo:

$$\Psi = \frac{d\Psi}{dt} \quad (1.5)$$

la unidad de la tasa de fluencia de energía es $\text{MeV} \cdot \text{cm}^{-2}\text{s}^{-1}$ (8)(18).

1.3.2 MAGNITUDES ABSOLUTAS

La cantidad *dosis absorbida* ha sido definida como una magnitud absoluta para describir la cantidad de energía depositada por todos los tipos de radiación ionizante, incluyendo: partículas cargadas y no cargadas; todo tipo de material y todas las energías. La dosis absorbida es una medición de los efectos biológicos significantes producidos por la radiación ionizante (23).

La definición actual de dosis absorbida, o simplemente *dosis*, es el cociente entre $d\tilde{e}/dm$, donde $d\tilde{e}$ es la cantidad de energía depositada por la radiación ionizante en un material de masa dm . La antigua unidad de dosis es el *rad* (un acrónimo para radiation absorbed dose en inglés) y representa la absorción de 100 ergios de energía por gramo de material absorbente.

$$1 \text{ rad} = 100 \text{ ergs/g} = 10^{-2} \text{ J/kg} \quad (1.6)$$

La unidad en el SI para la dosis absorbida es el *gray* (Gy) y está definida como:

$$1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg} \quad (1.7)$$

De esto se deduce que la relación entre gray y rad es:

$$1 \text{ Gy} = 100 \text{ rad} \quad (1.8)$$

o también:

$$1 \text{ rad} = 10^{-2} \text{ Gy} \quad (1.9)$$

Al ser un gray una unidad más grande que un rad, tiene prácticamente algo de dificultad en el cambio de rad a grays. Por Ejemplo, si un paciente recibe tratamientos de 175 rad/día, la dosis será guardada como 1.75 grays. Porque la mayoría de gente prefiere numeros sin decimales, así como tambien una resistencia común a cambiar a las unidades del SI en este país (8)(23)

Kerma es un acrónimo de kinetic energy released per unit mass o sea energía cinética liberada por unidad de masa. Esta es una cantidad no estocástica aplicada a la radiación indirectamente ionizante tal como los fotones y neutrones. La energía de los fotones es impartida a la materia en un proceso de dos etapas. En la primera etapa el fotón de radiación transfiere su energía a una partícula cargada secundaria (electrones) a través de varios

procesos de interacción (efecto fotoeléctrico, efecto Compton, producción de pares). En la segunda etapa, la partícula cargada transfiere energía al medio a través de ionizaciones y excitaciones (8)(18).

En este contexto Kerma se define como el cociente entre dE_{tr} y d_m , donde dE_{tr} es la suma de las energías cinéticas iniciales de todas las partículas cargadas (electrones y positrones) liberadas por la radiación indirectamente ionizante (fotones) en un material de masa d_m

$$K = \frac{dE_{tr}}{d_m} \quad (1.10)$$

La unidad para el Kerma es la misma de la dosis, la cual es J/kg. Su magnitud en el SI es el gray (Gy) y su magnitud especial es el rad.

Para un haz de fotones que atraviesan un medio, el kerma en un punto es directamente proporcional a la fluencia de energía de fotones Ψ y viene dado por:

$$K = \Psi \left(\frac{\bar{u}_{tr}}{\rho} \right) \quad (1.11)$$

donde \bar{u}_{tr}/ρ es el coeficiente de transferencia másica de energía para el medio alcanzado sobre el espectro de fluencia de energía de los fotones.

$$\left(\frac{\bar{u}_{en}}{\rho} \right) = \left(\frac{\bar{u}_{tr}}{\rho} \right) (1 - g) \quad (1.12)$$

donde \bar{u}_{en}/ρ es el coeficiente de absorción másico promedio y g es la fracción promedio de energía perdida por un electrón en un proceso radiativo. Por lo tanto,

$$K = \Psi \left(\frac{\bar{u}_{en}}{\rho} \right) / (1 - g) \quad (1.13)$$

La mayor parte de la energía cinética inicial de los electrones en materiales con bajo número atómico (aire, agua, tejidos blandos) es perdida en colisiones inelásticas (ionizaciones y excitaciones) con electrones atómicos. Solo una pequeña fracción es gastada en las colisiones radiativas con núcleos atómicos (Bremsstrahlung). El kerma puede ser dividido en dos partes:

$$K = K^{col} + K^{rad} \quad (1.14)$$

donde K^{col} y K^{rad} son la parte de colisión y radiación del Kerma, respectivamente. Obtenidos de las ecuaciones 1.13 y 1.14 (1)(8)(18)(23).

entonces:

$$K^{rad} = \Psi \left(\frac{\dot{u}_{en}}{\rho} \right) \cdot \left(\frac{g}{1-g} \right) \quad (1.15)$$

1.3.3 MAGNITUDES RELATIVAS

Las magnitudes relativas toman en cuenta la dispersión producida por el haz de radiación primario y los efectos de las partículas secundarias que son emitidas y este valor se encuentra normalizado con respecto a una medida de dosis de referencia. Además estas magnitudes permiten hallar la relación entre la dosis medida en un punto con la dosis de los puntos adyacentes, o cuando las condiciones son distintas, y esto constituye la base del cálculo de la distribución de dosis usada en la planificación de los tratamientos. Cada equipo de radioterapia tiene sus valores característicos de dosis que se los consideran propios (32).

1.3.3.1 Porcentaje de dosis a profundidad. (PDD)

Una forma de caracterizar la distribución de dosis del eje central, es normalizando la dosis a profundidad con respecto a la dosis en una profundidad de referencia. La cantidad *porcentaje de dosis o profundidad* o por sus siglas en inglés PDD (percentage dose depth), puede ser definida como el cociente, expresado en porcentaje, de la dosis absorbida en cualquier profundidad d con la dosis absorbida de una profundidad de referencia d_o , a lo largo del eje central del haz como muestra la **Figura 1.7** el PDD es entonces:

$$P = \frac{D_d}{D_{d_o}} \times 100 \quad (1.16)$$

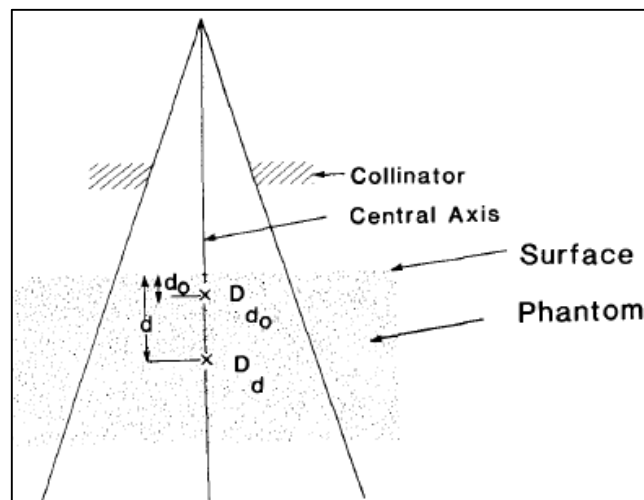


FIG 1.7 Geometría para la medición de PDD $(D_d/D_{d_o}) \times 100$, donde d es cualquier profundidad y d_o es la profundidad de referencia. Fuente: F. Khan, The Physics of Radiation Therapy

Un cierto número de parámetros son los que afectan al PDD, estos incluyen: la calidad del haz o energía, profundidad, tamaño de campo, distancia fuente superficie (SSD) y colimación del haz (28).

La **Tabla 1.2** muestra los PDD's para varios haces de fotones producidos con un acelerador lineal en un fantoma de agua con un campo de tamaño 10x10 cm², una SSD de 100 cm y a dos profundidades: 5cm y 10 cm. (8)(18).

Tabla 1.2 Porcentaje de dosis a profundidad de rayos X producidos por un acelerador lineal comparados con rayos X producidos por un Co-60. Fuente: E. B. Podgorsak, Radiation Physics for Medical Physicist

	Photon beam $h\nu$					
	Co-60	4MV	6MV	10MV	18MV	25MV
Nominal z_{\max} (cm)	0.05	1.0	1.5	2.5	3.5	5.0
PDD (5,10,100, $h\nu$)	80	84	86	92	97	98
PDD (10,10,100, $h\nu$)	59	65	67	74	80	82

1.3.3.2 Factor de Dispersión Total (TSCF)

El factor de dispersión total o por sus siglas en ingles TSCF (total scatter factor) toma en cuenta el efecto que se produce con las variaciones en el tamaño de campo. Está definido como como el cociente:

$$\text{TSCF} = \frac{D(r)}{D(r_0)} \quad (1.17)$$

donde: $D(r)$ es la dosis en un punto ubicado a una profundidad de referencia con un tamaño de campo r y $D(r_0)$ es la medida de la dosis en el mismo punto utilizando un tamaño de campo de referencia r_0 (32) ilustrado en la **Figura 1.8**

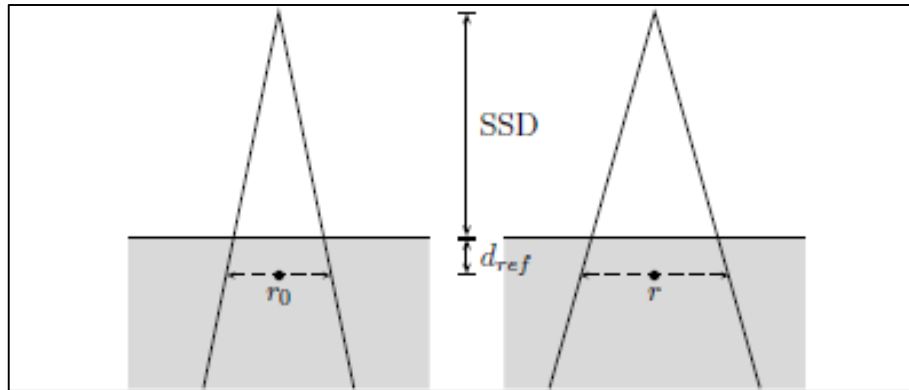


FIG 1.8 Geometría para la medición del TSCF. La dosis con el tamaño de campo r se normaliza con respecto a la dosis tomada con el tamaño de campo r_0 . Fuente: I. C. R. U. Measurements, Radiation Quantities and Units Report No. 33

1.3.3.3 Factor de Dispersión del Colimador (CSF)

El factor de colimador o por sus siglas en inglés CSF (collimator scatter factor) o comúnmente llamado factor de salida, está definido como la relación del factor de salida en aire para un tamaño campo dado con respecto a un campo de referencia tomados en una misma distancia fuente-detector (SAD). Entonces la relación vendrá dada por:

$$\text{CSF} = \frac{D_a(r, \text{SAD})}{D_a(r_0, \text{SAD})} \quad (1.18)$$

donde: $D_a(r, \text{SAD})$ es la dosis medida en aire para un tamaño de campo r a una distancia SAD y $D_a(r_0, \text{SAD})$ es la dosis medida en aire para un tamaño de campo de referencia r_0 a una distancia SAD (8)(20)(32).

1.3.3.4 Factor de Dispersión de Fantoma (PSCF)

El factor de dispersión de fantoma o por sus siglas en inglés PSCF (phantom scatter factor), toma en cuenta el cambio en la dispersión de la radiación originada en el fantoma a una profundidad de referencia cuando el tamaño de campo es cambiado. PSCF puede ser definido como la relación entre la tasa de dosis para un tamaño de campo dado a una profundidad de referencia y la tasa de dosis a la misma profundidad para un tamaño de campo de referencia, con la misma apertura del colimador. Una forma más práctica de hallar el PSCF, la cual puede ser utilizada para haces de cualquier energía, consiste en la determinación indirecta de la siguiente ecuación.

$$\text{PSCF} = \frac{\text{TSCF}}{\text{CSF}} \quad (1.19)$$

donde: TSCF es el factor de dispersión total y CSF es el factor de colimador. Esta ecuación supone que, como el TSFC y el CSF toman en cuenta la dispersión de la radiación, al dividirlos da como resultado el PSFC (20)(32).

1.3.3.5 Factor de Cuña (WF)

El *factor de cuña* o por sus siglas en ingles WF (wedge factor) es una medida de la cantidad de radiación que atraviesa la cuña, este factor depende del ángulo de la cuña, la profundidad, la energía del haz y el tamaño de campo, y se la puede calcular mediante la siguiente ecuación:

$$\text{WF} = \frac{D(r_{wd}, d)}{D(r, d)} \quad (1.20)$$

donde: $D(r_{wd}, d)$ es la medida de la dosis para un tamaño de campo determinado con cuña y $D(r, d)$ es la misma medida de la dosis pero sin cuña (32).

1.3.3.6 Razón Tejido-Fantoma TPR

La *razón tejido-fantoma* o por sus siglas en ingles TPR (tissue-phantom ratio) está definido como la relación de la dosis medida en un punto dado en el fantoma con la dosis en el mismo punto a una profundidad fija de referencia, usualmente 15 cm como se ilustra en la **Figura 1.9**

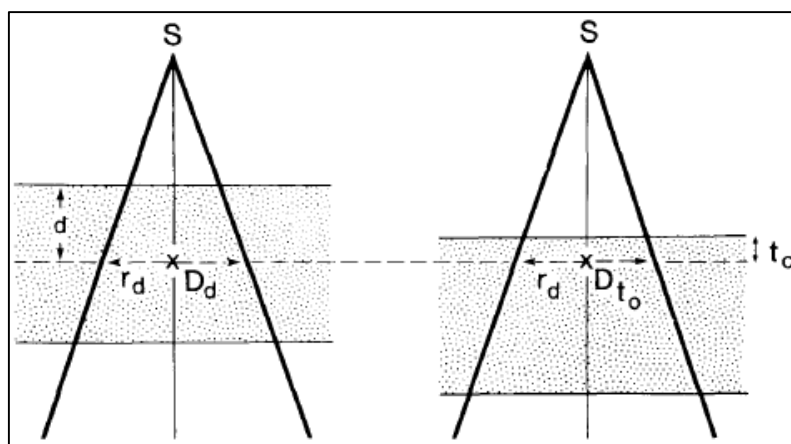


FIG 1.9 Ilustración de la geometría para la medición de TPR. Fuente: F. Khan, The Physics of Radiation Therapy

Al TPR se lo puede calcular mediante la siguiente ecuación:

$$\text{TPR} = \frac{D(r,d)}{D(r,d_{ref})} \quad (1.21)$$

donde: $D(r, d)$ es la medida de la dosis en un punto situado a una profundidad d y $D(r, d_{ref})$ es la dosis medida a una profundidad de referencia, manteniendo constante la distancia fuente-detector (8).

1.3.3.7 Razón Dispersión-Fantoma (SPR)

La razón dispersión-fantoma o por sus siglas en ingles SPR (scatter-phantom ratio) es una cantidad que se una específicamente para el cálculo de dosis dispersa en el medio. Está definida como la razón que hay entre la dosis dispersa en un punto dado dentro del fantoma con respecto a la dosis primaria efectiva en el mismo punto a una profundidad de referencia, matemáticamente será igual a:

$$\text{SPR}(r,d) = \text{TPR}(r,d) \left(\frac{PSCF(r)}{PSCF(0)} \right) - \text{TPR}(0,d) \quad (1.22)$$

1.3.3.8 Razón fuera del eje (OCR)

La razón fuera del eje o por sus siglas en ingles OCR (off-center ratio) está dado por:

$$\text{OCR} = \frac{D_x(r,d)}{D(r,d)} \quad (1.23)$$

donde: $D(r, d)$ es la medida de la dosis a lo largo del eje central utilizando un tamaño de campo r a una profundidad d , y $D_x(r, d)$ es la medida de la dosis a una distancia x del haz sobre un eje perpendicular a este con un tamaño de campo r y a una profundidad d . **Figura 1.10** (8)(20)(32).

1.3.3.9 Planicidad del Haz

La planicidad del haz o *flatness* F se puede evaluar mediante la búsqueda de d_{max} y valores de los puntos donde la dosis es mínima d_{min} en el perfil de haz dentro del 80% de anchura, usando la relación:

$$F = 100 \times \frac{d_{max} - d_{min}}{d_{max} + d_{min}} \quad (1.24)$$

Las especificaciones de un acelerador lineal estándar generalmente requieren que F sea menos del 3% cuando se mide en un fantoma de agua a una profundidad de 10 cm y una SSD de 100 cm para el tamaño de campo más grande disponible.

1.3.3.10 Simetría del Haz

La simetría del haz o *symmetry* S se determina por lo general en la máxima profundidad z_{max} , la especificación típica de simetría es que dos puntos cualesquiera de la dosis en un perfil del haz, son equidistantes al punto central y están dentro de un 2% una de la otra. Alternativamente, las áreas debajo el perfil del haz en z_{max} en cada lado (izquierdo y derecho) del eje central se extiende al nivel de dosis un 50% (normalizado a 100% en el eje central), S se determina entonces por la relación:

$$S = 100 \times \frac{area_{izq} - area_{der}}{area_{izq} + area_{der}} \quad (1.25)$$

El área debajo del perfil en z_{max} se puede determinar automáticamente con el software de escaneo utilizado.

Al conjunto de valores que se toman utilizando la misma configuración geométrica del campo se lo conoce como perfil de dosis, entonces un PDD es un perfil longitudinal de dosis tomado con un tamaño de campo r , y el OCR se lo conoce como perfil transversal de dosis tomado con un tamaño de campo r a una profundidad d . **La Figura 1.10** muestra ambos perfiles de dosis, en el perfil longitudinal se destacan la región de acumulación o de build-up (δ_2) y la región donde la dosis decrece con la profundidad (δ_1). Y en el perfil transversal se pueden distinguir tres regiones: meseta (alta dosis bajo gradiente) (δ_3), penumbra (dosis entre 20 y 80 % de la dosis máxima) (δ_2), y la región que se encuentra fuera del campo efectivo de radiación (δ_4) (32).

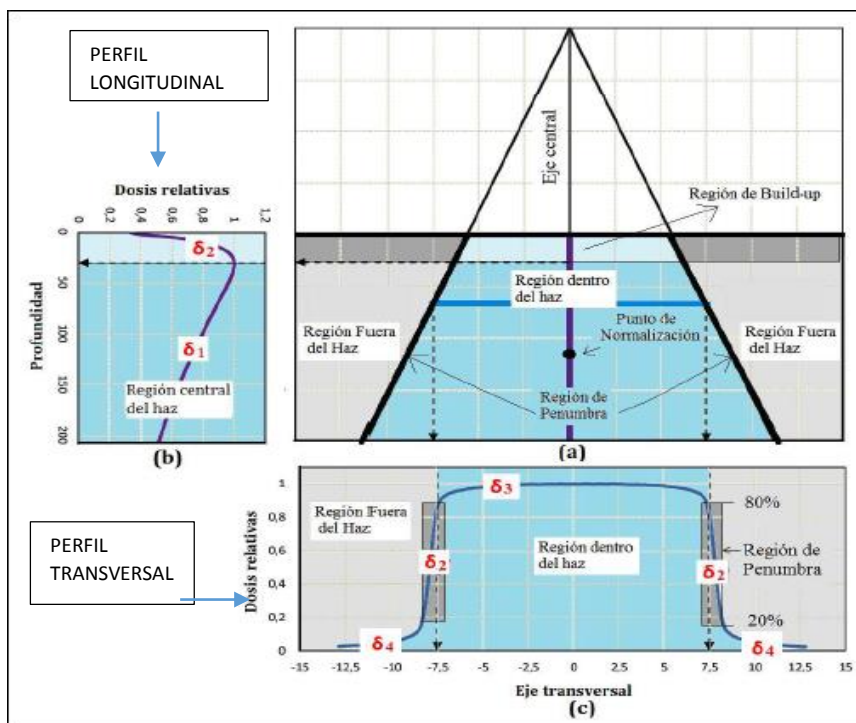


FIG 1.10 Se muestran las regiones del haz de radiación de fotones. a) Vista frontal del haz incidente. b) PDD. c) Perfil de dosis. Fuente: H. J. Cunningham, The Physics of Radiology

1.4 SISTEMA DE PLANIFICACIÓN COMPUTARIZADO (XiO)

El sistema de planificación computarizado XiO es un software que funciona en una estación de trabajo con el sistema operativo Linux. Los sistemas de planificación computarizados de tratamiento (TPSs) se utilizan en radioterapia externa para generar diferentes formas de haz y distribuciones de la dosis con la intención de maximizar el control tumoral y disminuir las complicaciones de tejido normal. En el caso del sistema de planificación XiO el cual fue desarrollado por la Computerized Medical System® (CMS, St. Louis, Missouri, USA), la anatomía y el tumor blanco del paciente pueden ser representados como modelos en 3D. Todo el proceso de planificación del tratamiento implica muchos pasos y el Físico Médico es responsable de la integridad general del TPS computarizado para la producción precisa y fiable de las distribuciones de dosis y los cálculos asociados para la radioterapia de haz externo. La planificación es un procedimiento comúnmente realizado por un dosimetrista y el plan debe ser aprobado por un Radio-Oncólogo y un Físico Médico antes de su aplicación en tratamientos de pacientes reales (5)(8)(18).

La Planificación de tratamientos antes de la década de 1970 se llevaba a cabo generalmente a través de la manipulación de las cartas de isodosis en el cuerpo del paciente y los contornos se generaban por el trazado directo basado en gran medida en la elección juiciosa de la energía del haz y de acuñamiento por un dosimetrista experimentado. El desarrollo simultáneo de la tomografía computarizada (TC) ha proporcionado la capacidad de visualizar las distribuciones de dosis directamente superpuestas sobre el plano axial de la anatomía de un paciente (18).

Todo el proceso de planificación de tratamiento implica muchos pasos, comenzando desde la adquisición de los datos del haz de radiación y la entrada de estos en el TPS computarizado, a través de adquisición de datos del paciente, se generan los planes de tratamiento y la transferencia final de los datos al Acelerador Lineal. La **Figura 1.11** muestra una interfaz del sistema de planificación XiO (31).

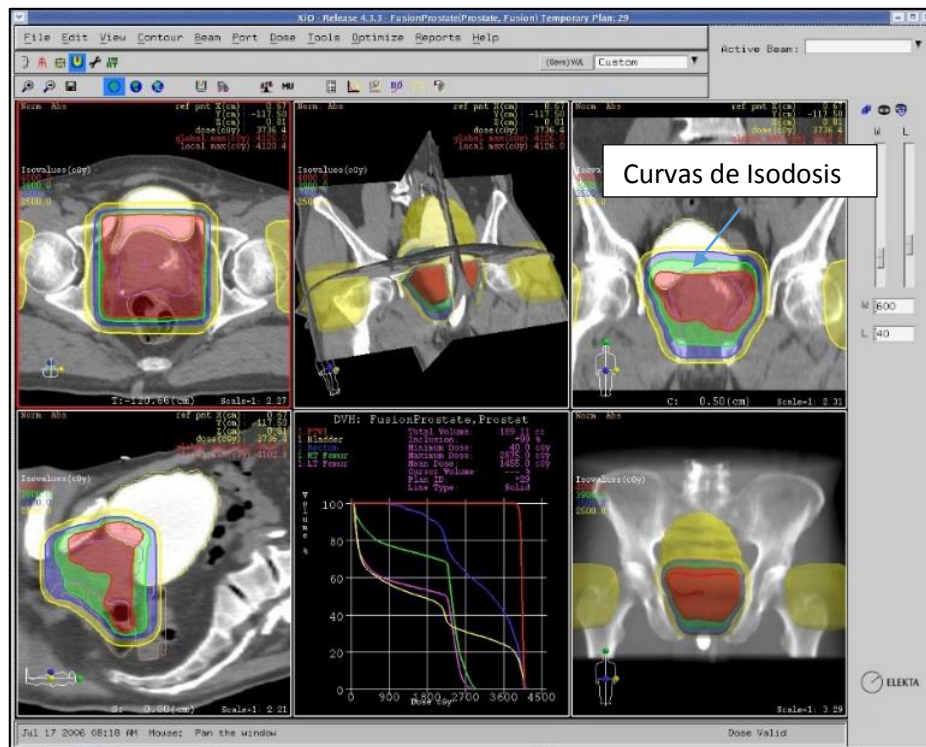


FIG 1.11 Interfaz del Sistema de planificación XiO donde constan las curvas de isodosis en un paciente con cáncer de próstata. Fuente: XiO, Guía de Usuario

Las sucesivas mejoras en el hardware y el software de planificación de tratamiento han sido más notable en los aspectos gráficos, cálculo y optimización de los sistemas actuales.

Los nuevos sistemas abarcan el “paciente virtual” y son capaces de mostrar los datos BEVs en los haces de radiación y radiografías digitalmente reconstruidas (DRR) de las distribuciones de dosis arbitrarias. Los cálculos de dosis han evolucionado a partir de los modelos simples 2-D a través de modelos en 3-D, modelos 3-D con técnicas de Monte Carlo, y con el incremento de la eficiencia de las computadoras se ha incrementado la rapidez en los cálculos (25)(21).

1.4.1 ALGORITMOS DE CÁLCULO

El enfoque de algoritmos de cálculo del haz, es necesario para descomponer el haz de radiación en componentes primarios, secundarios o de dispersión, para manejar cada componente de forma independiente. De esta manera, los cambios en la dispersión debido a los cambios en la forma del haz, la intensidad del haz, la geometría y el tejido del paciente, las inhomogeneidades se pueden incorporar en la distribución de la dosis.

Uno de estos algoritmos usa métodos de *convolución/superposición* con lo que la dosis en cualquier punto en el medio se puede expresar como la suma de la primaria y de dispersión de sus componentes. Estos modelos utilizan principios de superposición para notar los cambios locales en la fluencia primaria y los cambios en la propagación de la energía debido a dispersión local por el paciente y la geometría del haz. Bajo condiciones específicas de las fuentes no divergentes y fantomas homogéneos, el algoritmo de convolución se puede usar para simplificar y acelerar los cálculos.

Existen métodos de cálculo de dosis semi-empíricos que modelan la dosis a un punto teniendo en cuenta la contribución de la radiación primaria y dispersa de forma independiente. Basado originalmente en la técnica de integración de dispersión de *Clarkson*, con el cual se puede realizar planificaciones en 2D y 3D y es fácil de modelar. Los parámetros de modelado son bastante fáciles de manipular y los cálculos en el sistema son relativamente rápidos, esto hace que este algoritmo sea la primera elección al momento de modelar los haces. Estos modelos se han refinado, combinando el formalismo de la física básica con los datos derivados de la medición. Los factores de corrección para tener en cuenta filtros de

penumbra, de la transmisión de bloques, cuñas y aplanamiento han mejorado en estos modelos (9)(27)

1.4.2 REQUERIMIENTOS DEL SISTEMA DE PLANIFICACIÓN PARA EL COMISIONAMIENTO DE UN ACELERADOR LINEAL – GUÍA BEAM DATA COLLECT LIST (XiO)

El fabricante de XiO, la Computerized Medical Systems® (CMS), propone una hoja de trabajo, con todos los requerimientos para medir los scanned data⁷ y los non – scanned data⁸, que son necesarios para el ingreso al sistema de planificación computarizado. La guía incluye lo siguiente:

Datos Generales

Estos datos contienen:

- (a) La variedad de datos correspondientes a las características mecánicas y limitaciones del acelerador (distancia target – colimador, mandíbulas asimétricas, tipo de MLC, entre otros.)
- (b) Datos específicos de la cuña (material – aleación, diseño, especificación de montaje, límites para el máximo tamaño de campo, coeficiente de atenuación lineal, entre otros.)

Scanning Data para el haz de fotones

Datos necesarios para cada energía del haz de fotones con una distancia SSD nominal. Otros datos adicionales pueden ser tomados con otra SSD.

(a) Escaneo de perfiles diagonales – Mayor campo abierto

- Para profundidades: empezando por donde la dosis es máxima (dmax), dmax-0.5, dmax+0.5, 0.5, 1.0, 2.0, 3.0, 5.0, 10.0, 20.0, 30.0, hasta la mayor profundidad posible. Incremento de escaneo: 3 mm. Escanear a un mínimo

⁷ Scanned Data: Son datos del haz de radiación los cuales necesitan ser obtenidos utilizando un sistema de escaneo en 3D.

⁸ Non Scanned Data: Son valores del haz de radiación que se calculan mediante ecuaciones o a partir de datos puntuales del haz de radiación.

de 4 cm fuera del campo para todas las profundidades. Los escaneos de medio campo son aceptados.

Nota. La importación de los datos espera perfiles de campo completos, por lo que si se miden perfiles a medio campo, se deberá realizar un espejo de la curva para completar el campo.

(b) PDDs con campo abierto (en el eje central – CAX)

- Para campos cuadrados de tamaño: 3x3, 4x4, 5x5, 7x7, 10x10, 12x12, 15x15, 20x20, 25x25, 30x30, 35x35, 40x40. Escanear a 40 cm o a la mayor profundidad obtenible. Incremento de profundidad de 1 mm.

(c) Escaneo de perfiles alineados con campo abierto (sin realizar espejos de medio campo a menos que sea necesario)

- Para campos cuadrados de tamaño: 5x5, 10x10, 15x15, 20x20, 25x25, 30x30 y al tamaño máximo de campo. Para profundidades de: 5.0, 10.0, 20.0, y 30.0 cm. Incremento de escaneo 2 mm. Escanear con un mínimo de 4 cm fuera del campo para todas las profundidades cuando sea posible

(d) PDDs con campo acuñado (CAX)

- Para campos cuadrados de tamaño: 5x5, 10x10, 20x20, y máximo campo posible con cuña. Escanear a > 30 cm. Incremento de profundidad: 1 mm.

(e) Perfiles alineados con campo acuñado.

- En dirección de la cuña: Para campos cuadrados de tamaño: 10x10, 20x20 y máximo campo posible con cuña. Para profundidades de: dmax, 5.0, 10.0 y 20.0 cm. Incremento de escaneo: 2 mm. Escanear a un mínimo de 4 cm fuera del campo para todas las profundidades.

(f) Escaneo de perfiles de borde del MLC

Para unidades en las que el MLC reemplaza a las mandíbulas y las láminas centrales se sitúan en el CAX, como es el caso de los aceleradores lineales *Elekta*. Los campos de MLC

deberán ser creados para que el backup de las mandíbulas no se encuentre directamente bajo el borde del MLC. Esto se logra con el parqueo de las láminas superiores e inferiores a el deseado backup del colimador y ajustando las láminas centrales para dar el ancho de campo correcto en todas partes. Escaneos transversales tomados en el plano de rotación del gantry, dará lugar a las exploraciones a lo largo de las intersecciones de las láminas; por lo tanto, estos escaneos deberán ser $\frac{1}{2}$ del ancho de la lámina, hacia, o, alejado del gantry para asegurar la exploración por el centro de la lámina.

- 20x20 (“backup de mandíbulas” por “la mandibula inferior”), configurado con las láminas centrales formando un puerto asimétrico de 10 cm de ancho con una lámina en blanco a 7.5 cm desde el CAX y otra lámina en blanco a 2.5 cm desde el eje central (al isocentro). Para profundidades: dmax, 5.0, 10.0, y 20.0 cm. Escanear a incrementos de 1 – 2 mm.

Non – Scanning Data para el haz de fotones

Datos necesarios para cada energía del haz de fotones. Todos los datos son medidos a una profundidad de referencia.

(a) Factor de dispersión total TSCF

- Medir con la cámara en el isocentro, para la configuración del colimador de: 3x3, 4x4, 5x5, 7x7, 10x10, 12x12, 15x15, 20x20, 25x25, 30x30, 35x35, 40x40.

(b) Factor de Colimador CSF

- Medir con la cámara en el isocentro para la configuración del colimador de: 3x3, 4x4, 5x5, 7x7, 10x10, 12x12, 15x15, 20x20, 25x25, 30x30, 35x35, 40x40.

(c) Factores de corrección por dispersión de fantoma PSFC

- Haciendo uso de la ecuación (1.19)

(d) **Factor de transmisión de cuña WF**

- Medir con el SSD configurado como $SSD = \text{distancia al isocentro y la cámara a una profundidad de referencia}$.
- Para cuñas internas motorizadas, medir con el colimador configurado a: 5x5, 7x7, 10x10, 12x12, 15x15, 20x20, y el máximo campo acuñado posible.

(e) **Datos de calibración absoluta y condiciones de configuración**

- Dosis absoluta del acelerador medida en cGY, especificada en el Capítulo III (29)

1.4.3 TÉCNICAS DE TRATAMIENTO

Para el tratamiento del cáncer con un Linac, existen varias formas de posicionar al paciente, las cuales se utilizan para asegurar la optimización de la distribución de la dosis en el volumen blanco o tumor, más común es utilizar dos técnicas de tratamiento cuando se usan haces de fotones; estas técnicas son: técnica fija y técnica isocéntrica, estas dos técnicas dependen de las magnitudes obtenidas en la caracterización de los haces de fotones, con las cuales el TPS programa el tratamiento y calcula las MU que se necesitan para que el volumen blanco reciba la dosis de radiación que el medico decida.

1.4.3.1 Técnica Isocéntrica

La técnica isocéntrica consiste en colocar el isocentro del Linac dentro del área tumoral del paciente. Por lo general en esta técnica se utiliza más de un campo de tratamiento, con el objetivo de que las curvas de isodosis cubran todo el volumen del tumor y se irradie una mayor cantidad de células malignas posible. La geometría de este procedimiento de muestra en la **Figura 1.12 (a)**. Como es un tratamiento en que el isocentro de la maquina está en el tumor, para el cálculo manual de las MU se hace uso de los TMRs (Tissue Maximun Ratio).

Como el Linac, se encuentra calibrado para entregar 1rad (1cGy) por MU en condiciones de referencia (profundidad d_{max} y campo 10 x 10 cm), las MU necesarias para entregar una dosis en la técnica isocéntrica a una profundidad d viene dada por:

$$MU = \frac{\text{Dosis} \times \text{Peso Estadístico}}{K \times TMR(d,r) \times FOF \times \text{Factor SAD}} \quad (1.26)$$

donde K es la tasa de dosis en d_{max} expresada en cGy/MU, el TMR es la relación tejido - d_{max} a la profundidad d y el tamaño de campo r , FOF es el factor de salida definido como el producto entre el CSF y el PSCF y el factor SAD se define como:

$$\text{Factor } SAD = \left(\frac{SCD}{SAD} \right)^2 \quad (1.27)$$

donde SCD es la distancia fuente – punto de calibración (33).

1.4.3.2 Técnica Fija (SSD)

La técnica fija se utiliza para colocar el isocentro del Linac sobre la superficie de la piel del paciente. Esta técnica es utilizada generalmente para dar tratamiento a profundidad con un solo campo. La geometría de esta técnica se muestra en la **Figura 1.12 (b)**.

El cálculo de las unidades monitor para esta técnica se caracteriza por la utilización de los PDDs, por lo que, las unidades monitor que se requerirán para un tratamiento a una profundidad d para un tamaño de campo r está dado por:

$$MU = \frac{\text{Dosis } \times \text{Peso Estadístico}}{K \times PDD(SSD, d, r) \times FOF \times \text{Factor SSD}} \quad (1.28)$$

donde la dosis está en cGy, el peso estadístico es la fracción de dosis por campo (si el tratamiento tiene solo un campo este valor será 1), K es 1 cGy/MU (33). El factor SAD está definido como:

$$\text{Factor } SSD = \left(\frac{SCD}{SSD + d_{max}} \right)^2 \quad (1.29)$$

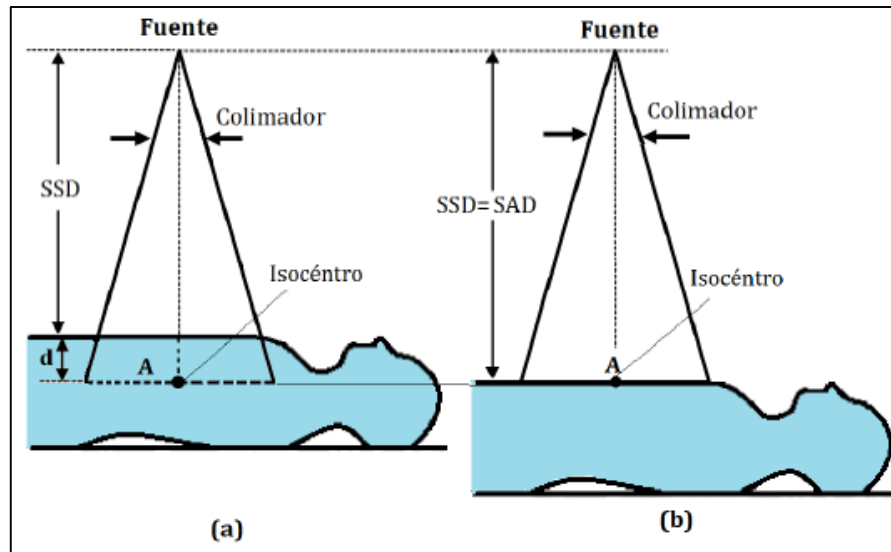


FIG 1.12 Técnicas de tratamiento (a) Técnica isocéntrica y (b) Técnica fija. Fuente: M. A. Pallaroso Yela, Control de calidad del sistema de planificación Eclipse en haces de fotones para el departamento de radioterapia Solón Espinosa A. Solca Nucleo de Quito

1.5 NORMATIVAS

En éste ítem se mencionan los protocolos y normas utilizadas para la realización del comisionamiento de un acelerador lineal, engloban el comisionamiento propiamente dicho, la calibración en dosis absoluta el acelerador y la verificación final de las unidades monitor antes de la puesta en marcha del equipo.

1.5.1 COMISIONAMIENTO DEL HAZ DE UN ACELERADOR LINEAL, EQUIPAMIENTO Y PROCEDIMIENTOS: REPORTE TG – 106 DEL COMITÉ DE TERAPIA FISICA DE LA AAPM

El comisionamiento de un acelerador lineal representa muchos desafíos para los Físicos Médicos; incluyendo la necesidad de precisión, una gran variedad de métodos de ensayo, falta de normas o protocolos y la limitación de tiempo. Desde el comisionamiento, el haz de radiación es tomado en adelante como referencia y últimamente usado por los sistemas de planificación computarizados. Es de vital importancia que los datos recolectados sean de la más alta calidad dosimétrica para evitar posteriores errores en el tratamiento del paciente que pueden llevar a un mal resultado de la radiación. Un comisionamiento se debe realizar con los conocimientos y herramientas adecuadas por el personal que va a recolectar los datos.

Para lograr este objetivo, el Grupo de Tareas TG – 106 del Comité de Terapia Física de la Asociación Americana de Física Médica se formó para revisar los aspectos prácticos, así como la física del comisionamiento de un acelerador lineal. Este informe proporciona directrices y recomendaciones sobre la correcta selección de los fantomas y detectores tanto para los datos escaneados y no escaneados, a su vez también proporciona métodos para reducir los errores en las mediciones, procesamiento de datos entre otros. El TG - 106 también ofrece una breve discusión sobre la nueva tendencia Montecarlo en fotones y puesta en marcha de haces de electrones. Los procedimientos descritos en este informe proporcionan al Físico ya sea en la medición de un conjunto completo del haz de radiación o en la verificación de un subconjunto de datos antes del uso inicial de un acelerador o para mediciones control de calidad periódico (19).

1.5.2 DETERMINACIÓN DE LA DOSIS ABSORBIDA EN RADIOTERAPIA CON HACES EXTERNOS: UN CODIGO DE PRÁCTICA INTERNACIONAL PARA DOSIMETRÍA BASADA EN PATRONES DE DOSIS ABSORBIDA EN AGUA TRS – 398 POR LA IAEA

La IAEA publicó su último protocolo de calibración, Technical Report Series (TRS) No. 398, en el año 2000. Este nuevo Código de Práctica Internacional para la determinación de la dosis absorbida en agua en radioterapia de haces externos, utilizando una cámara de ionización o un dosímetro, con un factor de calibración $N_{D,w}$, será aplicable en todos los hospitales e instalaciones que prestan servicios de radioterapia a pacientes con cáncer. Aun cuando la naturaleza de estas instituciones puede ser muy variada, este Código de Práctica servirá como documento útil a los especialistas en física médica y a la comunidad radioterapéutica, y ayudará a alcanzar uniformidad y consistencia en el mundo entero en el suministro de las dosis de radiación. Este Código de Práctica está avalado por la Organización Mundial de la Salud (OMS), la Organización Panamericana de la Salud (OPS), la Sociedad Europea de Radiología Terapéutica y Oncología (ESTRO) (17).

1.5.2.1 Formalismo

La ecuación básica de determinación de dosis absorbida en agua para un haz de radiación a una profundidad de referencia z_{ref} para un haz de calidad Q_0 usando la notación de la IAEA es:

$$D_w(z_{ref}) = M_{Q_0} N_{D,w,Q_0} \quad (1.30)$$

donde $D_w(z_{ref})$ es la dosis absorbida en agua (Gy/UM) del haz de radiación bajo condiciones de referencia, N_{D,w,Q_0} es el factor de calibración de la cámara en términos de dosis absorbida en agua de un haz de radiación de referencia (Cobalto – 60), M_{Q_0} es la lectura de la cámara totalmente corregida en las condiciones de referencia usadas en el laboratorio de calibración, la cual viene dada por:

$$M_Q = M_1 k_{TP} k_{elec} k_{pol} k_s \quad (1.31)$$

donde M_1 es la lectura del dosímetro en un voltaje normal V_1 , k_{TP} es el factor de corrección de temperatura y presión:

$$k_{TP} = \frac{P_0(273.2+T)}{P(273.2+T_0)} \quad (1.32)$$

k_{elec} es el factor de calibración del electrómetro, k_{pol} es el factor de corrección de polaridad de la cámara:

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} \quad (1.33)$$

donde M_+ es la lectura del electrómetro con un voltaje de recolección negativo y M_- es la lectura del electrómetro con un voltaje de recolección positivo.

k_s es el factor de corrección por recombinación de iones:

$$k_s = a_0 + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2} \right)^2 \quad (1.34)$$

donde a_0 y a_1 , son constantes para haces pulsados o barridos, M_1 y M_2 son las lecturas del electrómetro para tensiones de recolección V_1 (normal) y V_2 (reducida).

Para hallar la tasa de dosis absorbida (Gy/UM) a la profundidad del máximo de dosis z_{max} tomamos el PDD de la profundidad de referencia (10 cm), con esto se calibró las unidades monitor del acelerador en dosis absorbida en z_{max} :

$$D_{w,Q}(z_{max}) = 100 D_w(z_{ref}) / PDD(z_{ref}) \quad (1.35)$$

donde $PDD(z_{ref})$ es el porcentaje de dosis a profundidad z_{ref} para un tamaño de campo 10 x10 cm. (17).

Las condiciones de referencia utilizadas para la calibración de la dosis se muestran en la **Tabla 1.3**

Tabla 1.3 Condiciones de referencia utilizadas para la calibración de la dosis del acelerador. Fuente IAEA TRS – 398

Magnitud de influencia	Valor ó características de referencia
Material del maniquí	Agua
Tipo de Cámara	Cilíndrica
Profundidad de medida z_{ref}	Para $TPR_{20,10} < 0,7$, $10g/cm^2$ (ó $5 g/cm^2$) ² Para $TPR_{20,10} \geq 0,7$, $10g/cm^2$
Punto de referencia de la cámara	En el eje central, en el centro del volumen de la cavidad
Posición del punto de referencia de la cámara	En la profundidad de la medida z_{ref}
SSD/SCD	100 cm
Tamaño del campo	10 cm x 10 cm

1.5.3 COMISIONAMIENTO Y CONTROL DE CALIDAD DE UN SISTEMA DE PLANIFICACIÓN COMPUTARIZADO PARA TRATAMIENTO DEL CÁNCER USANDO RADIACIÓN: IAEA TRS - 430

Antes de iniciar el uso clínico de un equipo, es importante llevar a cabo una serie de pruebas que son típicas de los procedimientos de tratamiento, incluyendo el cálculo de la distribución de la dosis y el cálculo de las UM/tiempo. Un subconjunto de estas pruebas clínicas puede ser utilizado para comprobar la reproducibilidad como parte del proceso de control de calidad continuo. Para la puesta en marcha, estas pruebas deben realizarse para situaciones imaginarias tales que la medición directa se puede hacer en uno o más puntos

seleccionados en el fantoma. Para haces externos, estos controles se dirigen principalmente a la confirmación de que la dosis absoluta entregada al fantoma será correcta según la dosis enviada por el sistema de planificación. Así estas mediciones se llevaran a cabo con detectores tales como: una cámara de ionización calibrada o dosímetros termoluminiscentes calibrados que pueden determinar la dosis absoluta (16).

CAPÍTULO II

2. METODOLOGÍA PARA EL COMISIONAMIENTO DEL ACELERADOR LINEAL

El comisionamiento del acelerador lineal se realizó básicamente en dos etapas, que corresponden a la caracterización de los haces de fotones de 6 MV y 15 MV separadamente. Estas dos etapas tuvieron una en común, que es la obtención de las características mecánicas del acelerador lineal, las cuales fueron obtenidas del manual de especificaciones del equipo brindado por el fabricante *Elekta*®, marca cuya sede se encuentra en Estocolmo – Suecia y el año de instalación en el Hospital Carlos Andrade Marín fue 2013.

Para la caracterización del haz de fotones (6 y 15 MV) se obtuvieron perfiles de dosis en dirección longitudinal, transversal y diagonal al haz de radiación o también llamados Scanning Data, repitiendo este procedimiento para campos con cuña excepto en los perfiles diagonales, siguiendo la guía de XiO Beam Data Collect List para realizar correctamente todas las mediciones y hallar los factores necesarios para el ingreso al sistema de planificación. La caracterización de los haces de fotones se hizo uso de:

- Un sistema de escaneo automático 3D (fantoma)
- Detectores

El *Sistema de escaneo automático 3D* llamado Blue Phantom 2 es un tanque de plástico lleno de agua el mismo que tiene unas dimensiones de 48 x 48 x 48 cm y una superficie lateral del buildup de 5 cm, con un brazo móvil donde se coloca el detector y se realizan los movimientos de exploración (**Figura 2.1**), fabricado por la empresa *IBA*® (Schwarzenbruck – Alemania).

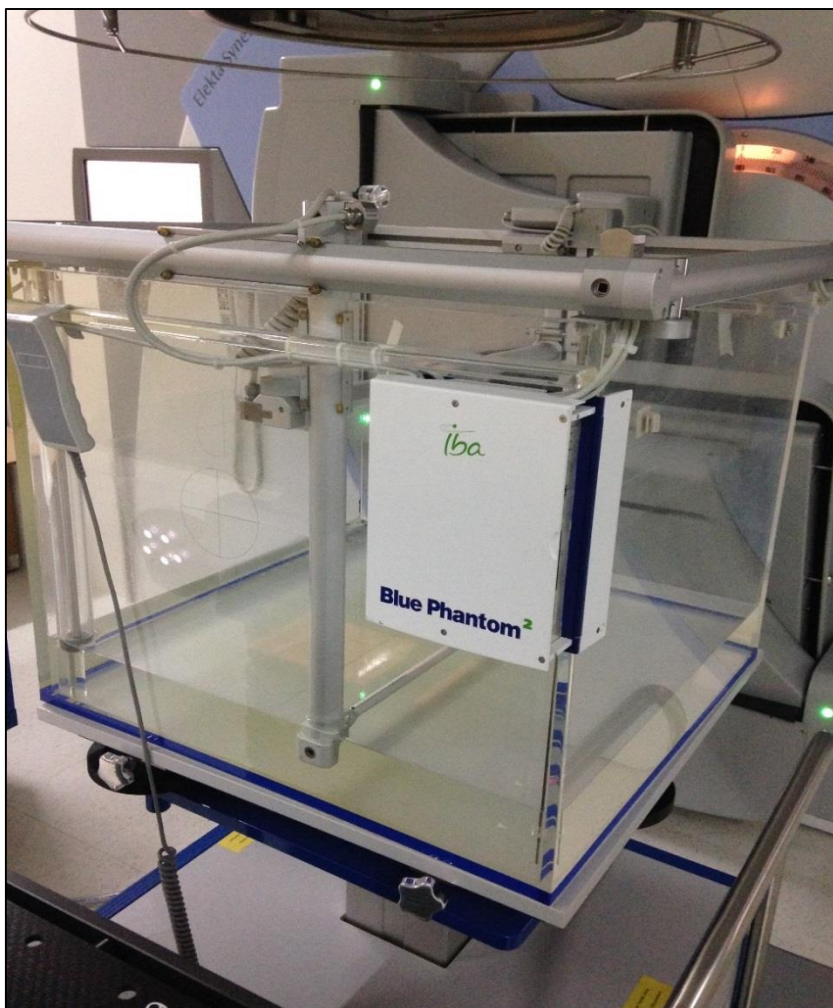


FIG. 2.1 Fantoma Blue Phantom² (Dimensiones 48*48*48 cm). Fuente: Tesista

Las dimensiones del fantoma permitieron realizar los procedimientos de escaneo de perfiles en direcciones diagonales, cross e in plane (direcciones x e y) incluyendo para el tamaño de campo más grande (40 x 40 cm) y una profundidad de 40 cm para los PDDs requeridos en el ingreso al sistema de planificación. Antes de llenar el tanque con agua, se colocó a este correctamente en el centro del campo del acelerador, haciendo coincidir la sombra de las líneas que indican la dirección in –plane y cross – plane con la cruz del fondo del tanque como lo muestra la **Figura 2.2**, con el motivo de no obtener problemas en las mediciones de campos de gran tamaño, también se hizo uso de los láseres para tener un posicionamiento del fantoma con mayor exactitud siendo la superficie del agua por donde pasa el láser horizontal una distancia SSD de 100 cm.

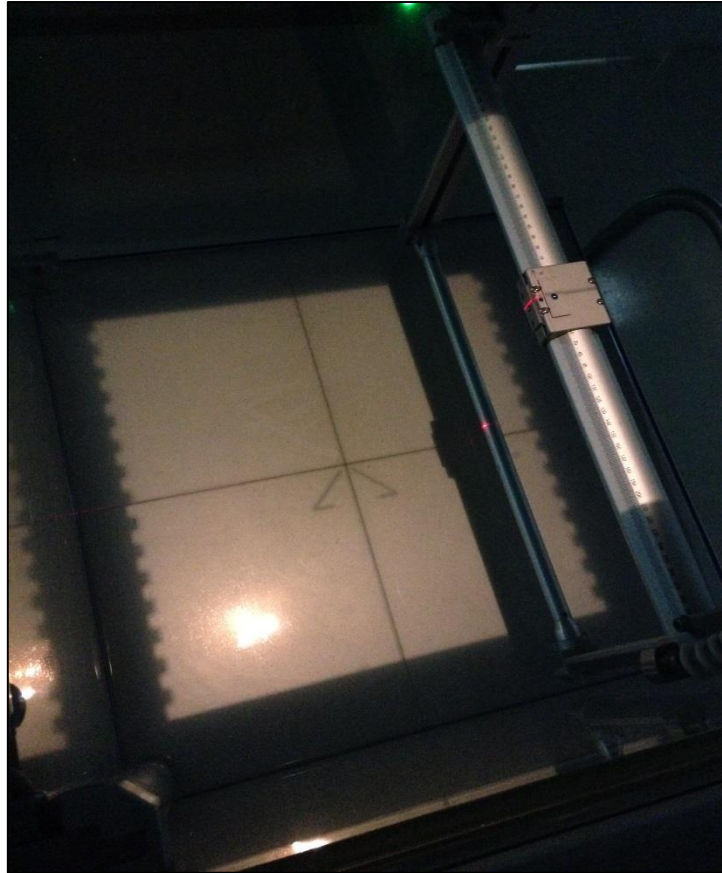


FIG. 2.2 Posicionamiento correcto del fantoma de agua. Fuente: Tesista

Antes de poner en uso el sistema de escaneo se realizó un pequeño control de calidad para confirmar que los desplazamientos del brazo donde se encuentra el detector sean correctos y acordes con lo programado en el software controlador del fantoma el cual se llama OmniPro Accept 7.4 que funciona conjuntamente con el CCU (common control unit) ilustrado en la **Figura 2.3**, el cual tiene la función de electrómetro y también es la que controla los movimientos del brazo del fantoma

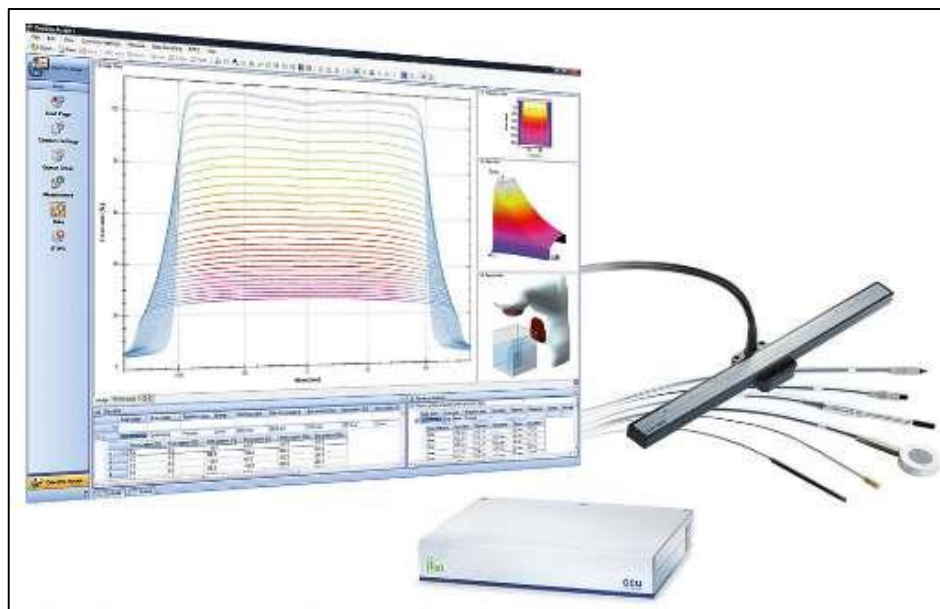


FIG. 2.3 OmniPro 7.4 software utilizado para el escaneo, junto a la unidad CCU. Fuente: IBA Dosimetry, Blue Phantom² User's Guide

Los *detectores* utilizados en la caracterización del haz de radiación fueron cámaras de ionización (plano – paralelas, farmer y cilíndricas) y detectores de estado sólido (diodo semiconductor para haces de fotones y de referencia) igualmente brindados por el fabricante *IBA*®. Se hizo uso de cámaras de ionización cilíndricas para realizar escaneos con tamaños de campo $\geq 4 \times 4$ cm y diodos para escaneos para tamaños de campo menores como lo recomienda el reporte TG – 106 de la AAPM. Para realizar las mediciones de perfiles (PDDs, transversales y diagonales) se usó conjuntamente con el detector de exploración un detector de referencia ubicado en la parte externa de la superficie del agua (sin que haga sombra con el detector de exploración) para obtener valores de dosis normalizados, este detector de referencia fue una cámara de ionización si el detector de exploración era también una cámara de ionización, y un diodo de referencia si el detector de campo era también un diodo. Para ubicar los detectores de exploración en el fantoma se hizo uso de holders de plástico como lo muestra la **Figura 2.4** para fijar correctamente los detectores y que no existan fallas en las mediciones adquiridas.

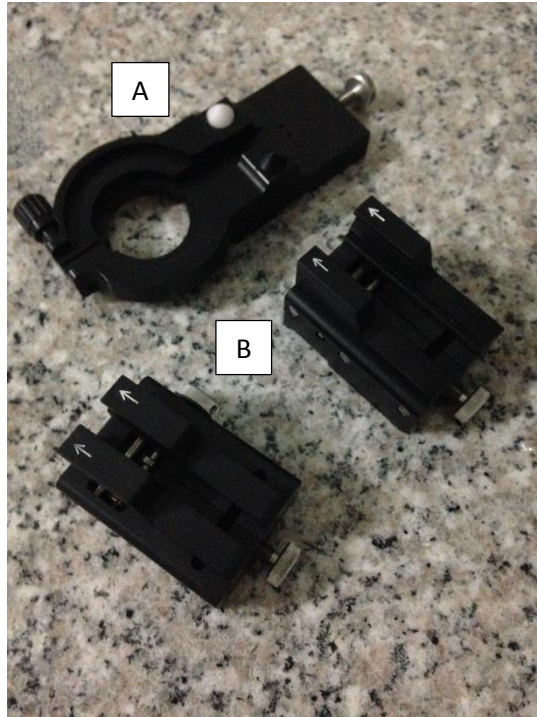
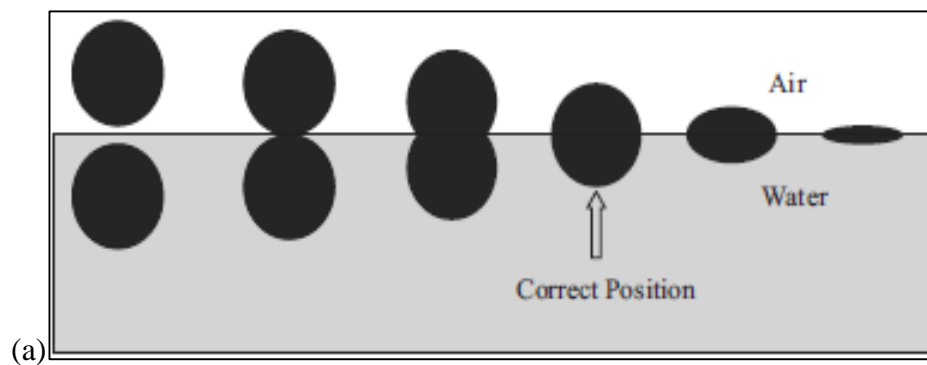


FIG. 2.4 Holders para detectores (a) Holder para una cámara plana – paralela. (b) Holders para cámaras cilíndricas o diodos. Fuente: Tesista

La forma en que se posicionaron los detectores fue tomando en cuenta el volumen activo de los mismos, la posición del volumen activo de los detectores se la obtuvo de las especificaciones brindadas por el fabricante. La forma correcta de posicionar los detectores en la superficie del agua la muestra la **Figura 2.5**.



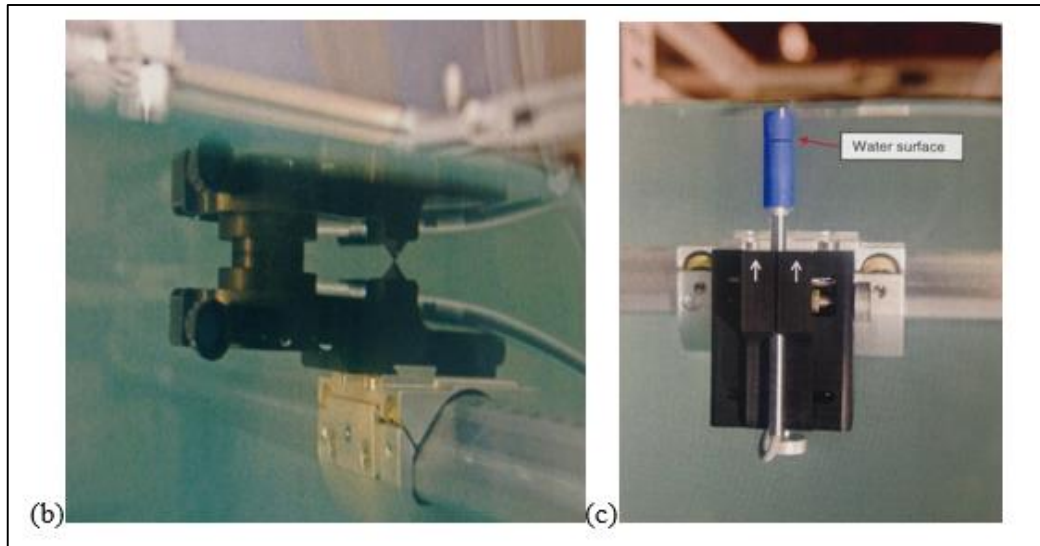


FIG. 2.5 Posicionamiento de detectores en la superficie del agua (a) Aparición secuencial de la cámara cilíndrica y su reflejo en el agua visto de un lado del tanque, la posición correcta es cuando las dos imágenes forman un círculo perfecto. (b) Posicionamiento correcto de una cámara tipo Plano Paralela en la superficie. (c) Posicionamiento correcto de un diodo en la superficie. Fuente: IBA Dosimetry, Blue Phantom² User's Guide

Una vez ubicado el detector en la superficie del agua se procedió a ubicarlo en el eje central del acelerador, para el caso de las cámaras cilíndricas se hizo uso de un capuchón el cual tiene una cruz para su fácil posicionamiento, al igual que las cámaras plano – paralelas y los diodos que ya tienen marcada la cruz para el posicionamiento como muestra la **Figura 2.6**

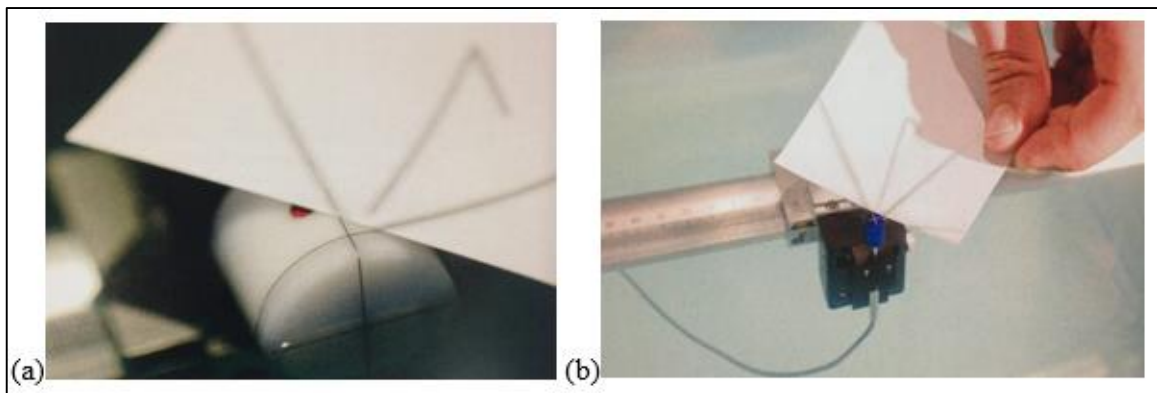


FIG. 2.6 Alineamiento de detectores en el eje central (a) Alineamiento en el centro de una cámara cilíndrica y (b) de un diodo semiconductor. Fuente: Tesista

Una vez llegada a la posición ideal, se establece ésta en el software como posición cero (isocentro y superficie del agua) para que sea el punto de partida de los futuros movimientos de escaneo. Debido al alto voltaje con el que trabajan las cámaras de ionización (entre 125 y 350 V) se trabajó con mucha precaución al realizar las conexiones de los detectores con el electrómetro. Las conexiones se realizaron con cables triaxiales en perfecto estado para evitar cualquier tipo de corriente de fuga.

La adquisición de datos se llevó a cabo de forma organizada para evitar confusiones, además, los conjuntos de datos (perfiles, PDDs, entre otros) se obtuvieron al mismo tiempo para mejorar la coherencia y la precisión de los datos del haz de radiación. Las mediciones de **PDDs** y **Perfiles** fueron tomadas a una SSD fija de 100 cm de distancia, o sea la distancia del target al isocentro, los datos de dosis a profundidad fueron obtenidos escaneando desde la parte inferior del tanque hacia la superficie ya que esto disminuye las perturbaciones en el agua, y para los perfiles se realizaron los escaneos con las profundidades marcadas en la Guía Beam Data Collect List de XiO.

Consecutivamente de obtener los Scanning Data se procedió a obtener los Non – Scanning Data, es decir valores que no se necesitaron realizar escaneos de perfiles de dosis, sino más bien se obtuvieron datos puntuales de dosis y se realizaron los calculos respectivos para hallar los factores requeridos por el sistema de planificación. Para hallar el **Tissue Maximum y Tissue Phantom Ratio TMR/TPR** se realizó a partir de las mediciones de dosis a profundidad por parte del sistema de planificación el cual tiene incorporado procesos de conversión, ya que estos datos son a menudo difíciles de obtener. El comisionamiento del acelerador incluyó la medición de **Dosis de superficie**, debido a que el gradiente de dosis cerca de la superficie es similar al gradiente en la región de buildup, por lo que se seleccionó con cuidado a los detectores, se utilizó una cámara de tipo plano – paralela. El **Factor de Dispersión Total TSCF** fue medido en condiciones de referencia es decir a 10 cm o d_{max} , 100 cm de SSD y para varios tamaños de campo (2x2, 3x3, 4x4, 5x5, entre otros). Los datos fueron recogidos de la misma manera que la máquina se calibra, es decir a un SSD de calibración (100 cm). El volumen de la cámara utilizada fue chico comparado con el tamaño de campo más pequeño. Para hallar el **Factor de Dispersión de Colimador CSF** se utilizó

una cámara de ionización con una capa de buildup de alto número atómico **Figura 2.7**. Esta capa sirve para eliminar la contaminación electrónica y con esto la cámara nos dio resultados mas exactos y evitando resultados erróneos, siguiendo las recomendaciones del reporte TG – 74 de la AAPM sobre las dimensiones apropiadas de la capa buildup.



FIG. 2.7 Buildup montado en una cámara cilíndrica para medir el CSF. Fuente: Tesista

Para hallar el **Factor de Dispersión de Fantoma** se interpolaron los valores necesarios a partir de la **Tabla 2.1** la cual provee este factor a partir del TPR y el tamaño de campo.

Tabla 2.1 Factores de dispersión de fantoma a partir de la calidad del haz. Fuente: CMS, XiO Beam Modeling Guide 4.64

	Quality Index *										
Field Size	0.600	0.620	0.640	0.660	0.680	0.700	0.720	0.740	0.760	0.780	0.800
4.4	0.858	0.875	0.889	0.901	0.911	0.919	0.925	0.930	0.932	0.934	0.934
5.5	0.890	0.902	0.912	0.921	0.929	0.936	0.942	0.947	0.951	0.954	0.957
6.6	0.917	0.926	0.934	0.941	0.948	0.953	0.958	0.962	0.965	0.968	0.970
7.7	0.942	0.948	0.953	0.958	0.962	0.966	0.970	0.973	0.976	0.979	0.981
8.8	0.965	0.968	0.971	0.973	0.973	0.978	0.980	0.983	0.985	0.987	0.989
9.9	0.984	0.985	0.986	0.987	0.989	0.990	0.991	0.992	0.993	0.994	0.994
11.0	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
13.2	1.030	1.027	1.024	1.021	1.019	1.016	1.014	1.013	1.011	1.010	1.009
15.4	1.052	1.047	1.042	1.038	1.034	1.030	1.026	1.023	1.020	1.018	1.016
17.6	1.067	1.061	1.056	1.051	1.047	1.042	1.037	1.033	1.029	1.025	1.021
19.8	1.079	1.074	1.069	1.063	1.058	1.053	1.047	1.042	1.036	1.030	1.024
22.0	1.099	1.091	1.083	1.076	1.068	1.061	1.054	1.048	1.041	1.035	1.028

24.2	1.108	1.100	13093	1.085	1.077	1.070	1.062	1.055	1.047	1.039	1.032
26.4	1.115	1.108	1.101	1.093	1.085	1.077	1.069	1.061	1.052	1.044	1.035
28.6	1.121	1.115	1.107	1.100	1.092	1.084	1.072	1.066	1.057	1.047	1.037
30.8	1.128	1.121	1.114	1.106	1.098	1.089	1.080	1.070	1.060	1.050	1.040
33.0	1.134	1.127	1.120	1.112	1.103	1.094	1.084	1.074	1.064	1.0583	1.042
35.2	1.141	1.134	1.125	1.117	1.108	1.098	1.088	1.078	1.067	1.056	1.044
37.4	1.148	1.140	1.131	1.122	1.112	1.102	1.091	1.081	1.070	1.58	1.047
39.6	1.156	1.146	1.37	1.126	1.116	1.105	1.094	1.083	1.072	1.061	1.049
41.8	1.164	1.153	1.142	1.131	1.120	1.108	1.097	1.086	1.074	1.063	1.051
44.0	1.172	1.160	1.147	1.135	1.123	1.111	1.099	1.088	1.076	1.065	1.054

El **Factor de Cuña WF** fue hallado con la cuña a 60° y con dos ángulos de colimador (90° y 270°), se procedió a realizar los escaneos de perfiles en dirección in – plane donde la cuña tiene efecto y se puede apreciar en los resultados, la cuña de los aceleradores Elekta es motorizada, es decir que esta se puede mover dentro y fuera del campo de radiación. La **Planicidad y Simetría del haz** nos proporcionó automáticamente el software OmniPro utilizado, esta información nos proporcionó para cada tamaño de campo y cada profundidad con la que los perfiles fueron escaneados, estos valores se encontraron en los límites permitidos y no fue necesario la realización de estos cálculos manualmente.

Una vez obtenidos los perfiles de dosis el Área de Física Médica del HCAM procedió a enviar estos datos al fabricante *Elekta®* en Brasil, con la finalidad de verificarlos y que se realice su procesamiento. Una vez retornados los datos se procedieron a ingresarlos individualmente al sistema de planificación para ambas energías del acelerador

La **Calibración en Dosis Absoluta** del acelerador se la realizó siguiendo el reporte TRS – 398 propuesto por la IAEA. Las condiciones de medida para el cálculo de la dosis fueron: SSD 100 cm, profundidad 10 cm, con el detector ubicado en el eje central del haz de radiación. El detector fue una cámara de ionización tipo Farmer conectada directamente al electrómetro Dose 1 **Figura 2.8**.



FIG. 2.8 Electrómetro DOSE 1. Fuente: Tesista

Con la finalidad de que los calculos sean lo más exactos posibles, se tomaron tres medidas y se trabajó con el valor medio de estas para cada voltaje y polaridad especificados (después de cada cambio de voltaje o polaridad se reestableció el background del electrometro) en la hoja de trabajo del protocolo para el cálculo de la dosis y la calibración de las unidades monitor del acelerador.

Para la parte final de la puesta en marcha, antes de que el acelerador entre en funcionamiento clínico, se realizó un control de calidad del sistema de planificación para la **Verificación de Unidades Monitor**. Este control de calidad sirve para comprobar que la dosis que calcula el algoritmo del convolución del sistema de planificación, el cual es el más utilizado, coincide con la dosis medida en el acelerador, incluye también el cálculo de la distribución de la dosis y de las MU. Para haces externos, estos controles se dirigen principalmente a la confirmación de la dosis absoluta entregada al fantoma según lo determine el sistema de planificación; utilizando una cámara de ionización.

El procedimiento de verificación de las unidades monitor se realizó mediante las siguientes consideraciones:

▪ **Propósito:**

- (a) Para tomar una situación clínica específica a través del proceso de planificación total.
- (b) Para llevar a cabo la administración de la dosis real.
- (c) Para confirmar que la dosis absoluta es entregada dentro de los límites de tolerancia.

▪ **Procedimiento:**

- (1) Entramos las descripciones del fantoma en el sistema de planificación.
- (2) Ingresamos los haces al sistema de planificación.
- (3) Calculamos el tratamiento prescrito: entregamos los 100 ó 200 cGy calculados por el sistema al punto de prescripción.
- (4) Calculamos las MU/tiempo de entrega de tratamiento.
- (5) Entregamos el plan de tratamiento al fantoma, realizando la medición correspondiente.
- (6) Analizamos la dosis medida versus la dosis esperada.
- (7) Decidimos si la dosis está dentro de los límites de tolerancia según la

Tabla 2.2

Este procedimiento también se lo realizó para un campo con cuña y para las dos técnicas de tratamiento que se suelen efectuar.

Tabla 2.2 Simples criterios de tolerancia y aceptabilidad para cálculo de dosis externa

Fuente: IAEA TRS - 430

Situation	Absolute dose at normalization point (%) ^a	Central ray (%)	Inner beam (%)	Penumbra (mm)	Outer beam (%)	Buildup Region (%)
Homogeneous phantoms						
Square fields	0.5	1	1.5	2	2	20
Rectangular fields	0.5	1.5	2	2	2	20
Asymmetric fields	1	2	3	2	3	20
Blocked fields	1	2	3	2	5	50
	1	2	3	3	5	20

MLC shaped fields	2	2	5	3	5	50
Wedged fields	0.5	1	3	2	5	20
External surface variations	1	1	15	2	2	40
SSD variations						

El cálculo de la dosis en el equipo para verificar la dosis prescrita por el sistema de planificación para las dos técnicas (isocéntrica y fija), se las realizo mediante la hoja de trabajo del protocolo TRS – 398, mismo que fue utilizado para la calibración del acelerador en dosis absoluta anteriormente.

CAPÍTULO III

3. RESULTADOS; INGRESO DE LOS DATOS A XiO Y PUESTA EN MARCHA

3.1 GEOMETRÍA Y CONDICIONES LIMITE DEL ACELERADOR INGRESADOS

➤ PARÁMETROS GENERALES DE LA MÁQUINA

▪ Modalidad:	fotones
▪ Energía (MV):	6 / 15 MV
▪ Profundidad de Referencia (cm):	100
▪ Distancias de Referencia de la Máquina (cm):	
○ Min X/Y (cm)	0.1 / 0.1
○ Max X/Y (cm):	40.0 / 40.0
▪ Configuraciones disponibles, SSD:	si
○ SAD:	si
○ Rotacional:	si
○ Conformación Dinámica:	si
○ Asimetría:	si
○ Limites SSD Min / Max (cm):	75.0 / 170.0

➤ PARÁMETROS DEL GANTRY

▪ Ángulo de caída vertical (grados):	0
▪ Dirección del incremento del ángulo:	CW
▪ Límites hacia el min/hacia el máx (grad):	185/185
▪ Dirección de arco:	Ambas

➤ **PARÁMETROS DE COLIMADOR**

▪ Distancia efectiva del colimador (cm):	47.0
▪ Ángulo nominal del colimador (grad):	0
▪ Dirección del ángulo de incremento:	CCW
▪ Parámetros físicos del colimador	
○ Mandíbula X/Mandíbula Y:	Superior/Inferior
○ Mandíbula Superior:	
▪ Distancia (cm):	41.1
○ Mandíbula Inferior	
▪ Distancia (cm):	47.0
▪ Distancia Fuente/Bandeja bloque (cm):	67.2
▪ Min/Max Distancia bandeja bloque (cm):	67.2/67.2
▪ Posición asimétrica mínima X/Y (cm):	-12.5/0.0

➤ **PARÁMETROS DEL MLC**

▪ Modelo del MLC:	ELEKTAMLCi
▪ Distancia Fuente – MLC (cm):	33.6
▪ Orificio estático de hojas cerradas (mm):	6
▪ Orificios de hojas cerradas Dinámico/Segmentada (mm):	6
▪ Número de guardia de hojas para abrir:	1
▪ Distancia a la que un:	
○ Guardia de hojas es abierto (mm):	5
○ Incremento del ángulo de exportación (grad)	3.0

➤ **PARAMETROS DE MESA**

▪ Ángulo nominal de la mesa (grad):	0
▪ Dirección de incremento del ángulo:	CCW

3.2 PARÁMETROS DEL HAZ DE RADIACIÓN

Los siguientes valores son el resultado de la caracterización del haz de radiación, utilizando todos los métodos y materiales mencionados en el Capítulo II, estos datos fueron ingresados al TPS para el modelado de los haces de radiación mediante los algoritmos de Clarkson o Convolución.

3.2.1 RESULTADOS OBTENIDOS E INGRESADOS AL SISTEMA DE PLANIFICACIÓN PARA FOTONES DE 6 MV

3.2.1.1 Scanned Data obtenidos

Los siguientes son los scanned data obtenidos según la guía Beam Data Collect List. Del PDD tomamos las profundidades de referencia que se necesitan: $d_{max} = 1.38$ cm para campo abierto y $d_{max} = 1.62$ cm para el campo con cuña, estos valores son necesarios para los valores de las profundidades en los perfiles de dosis.

- PDDs Campos abiertos **Figura 3.2**

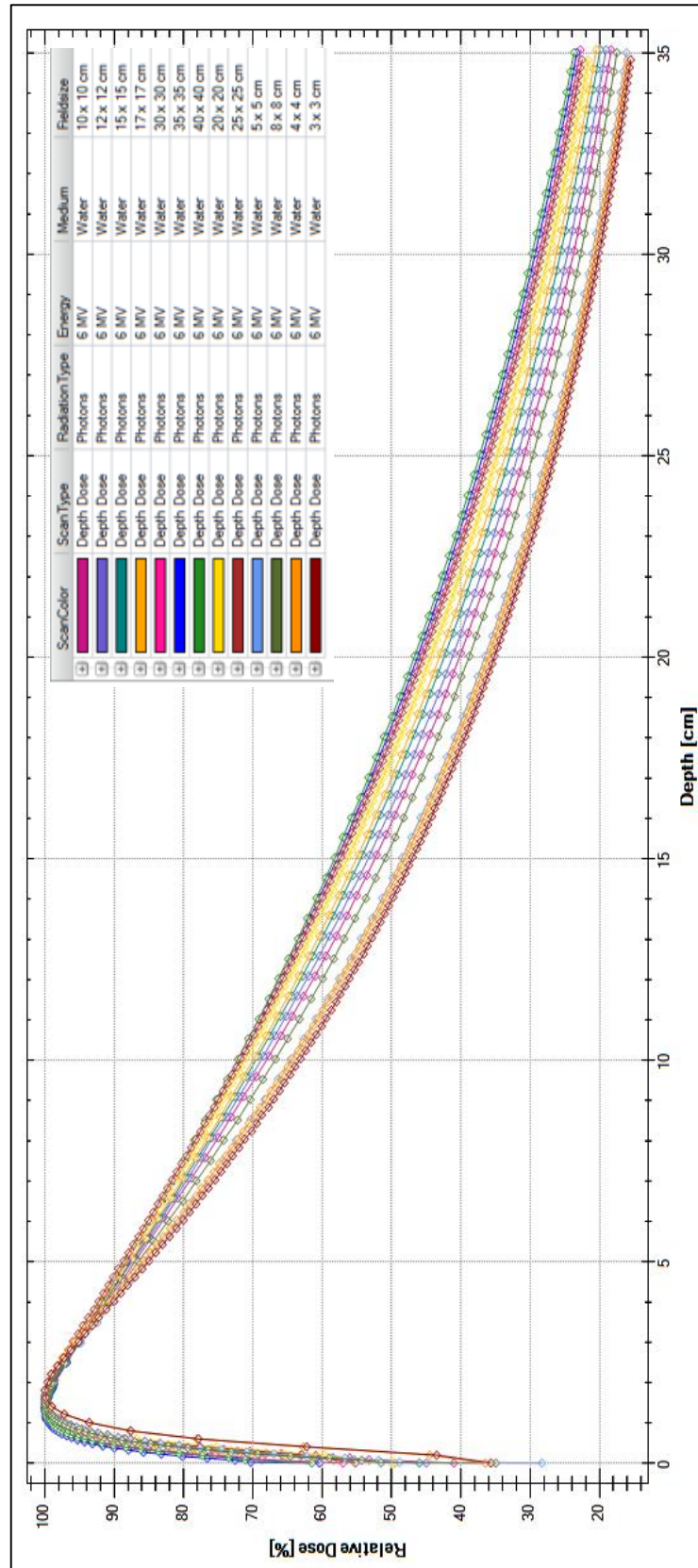


FIG. 3.1 PDDs con campo abierto. Fuente HCAM

- PDDs Campo con cuña **Figura 3.3**

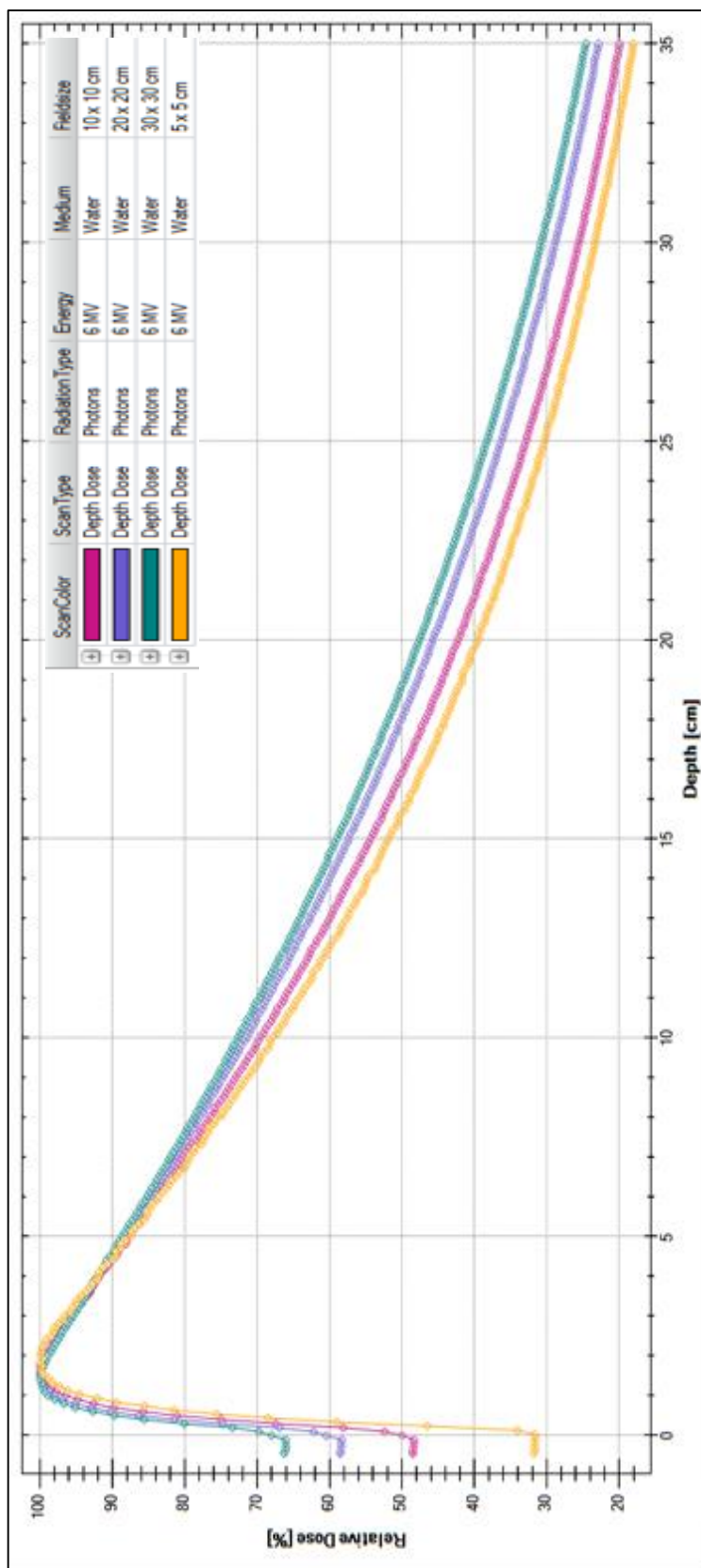


FIG. 3.3 PDDs con cuña. Fuente HCAM.

- Perfiles Diagonales campo 40 x 40 cm, profundidad de 0.5 a 18 cm. **Figura 3.4**

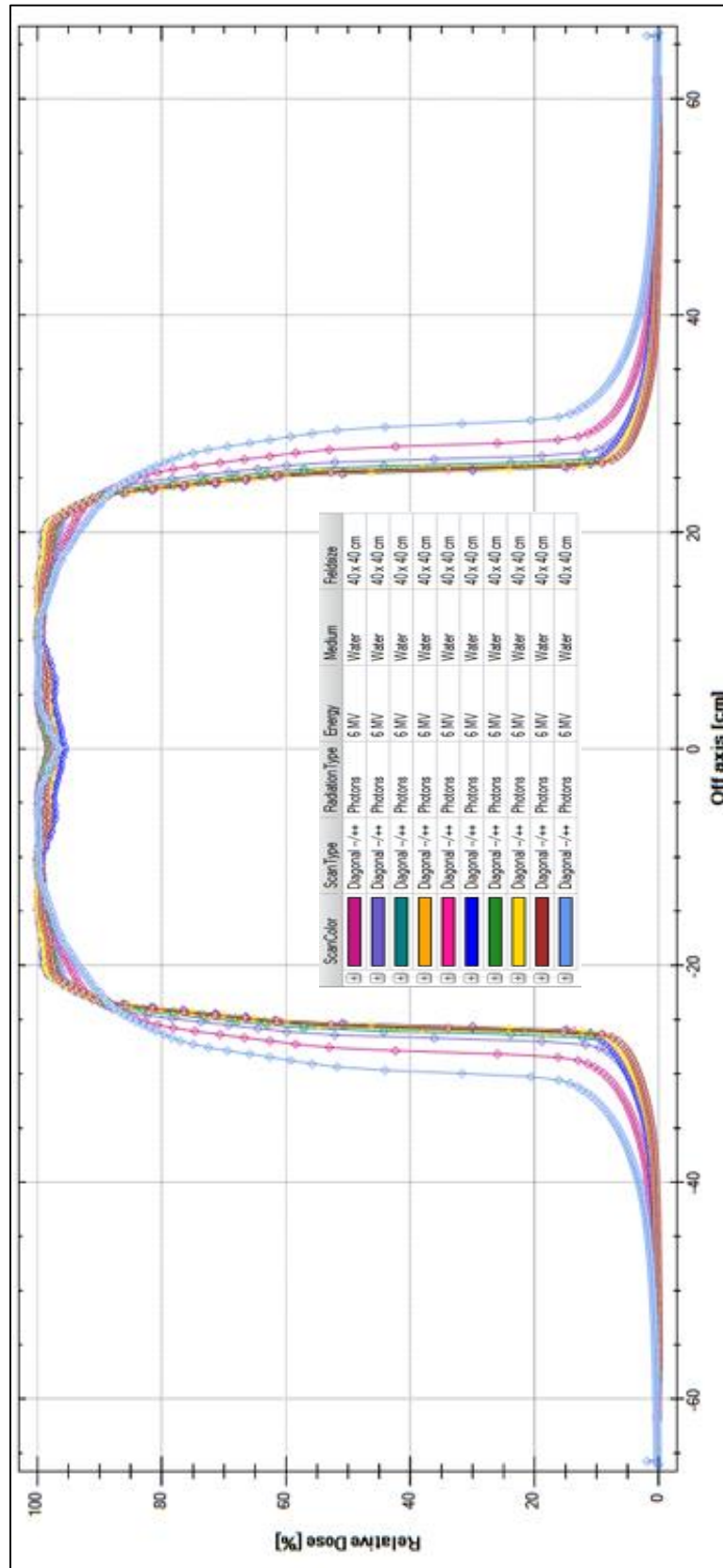


FIG. 3.4 Perfiles diagonales, campo más grande disponible (estos valores se encuentran normalizados).
Fuente HCAM

- Perfiles Diagonales con profundidades de 20.0, 30.0, 35.0 cm **Figura 3.5**

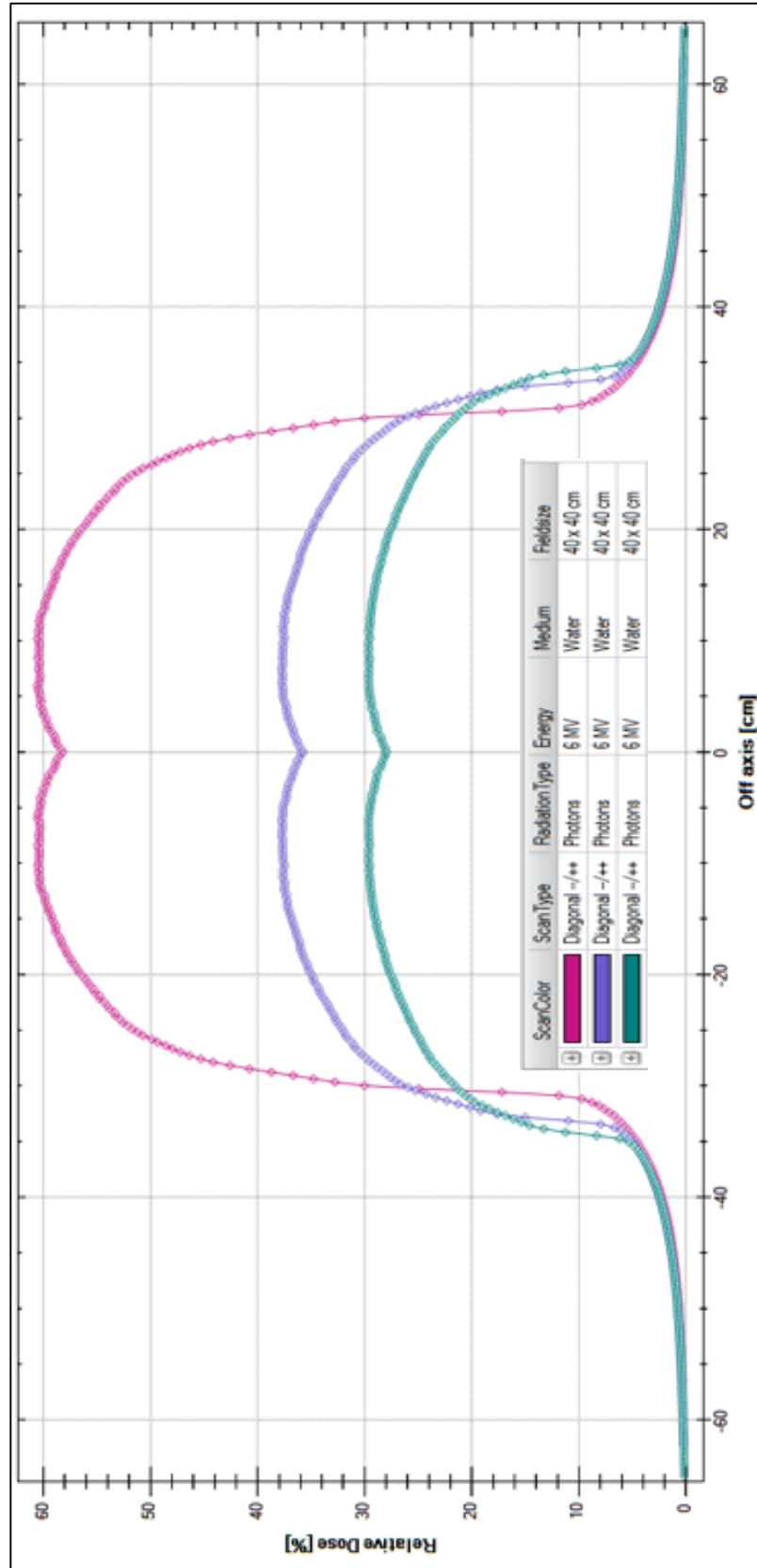


FIG. 3.5 Perfiles diagonales, tres profundidades. Fuente HCAM

- MLC, del eje central 5 cm a la izquierda y 5 cm a la derecha, profundidades de 1.6, 5.0, 10.0, 20.0 cm **Figura 3.6**

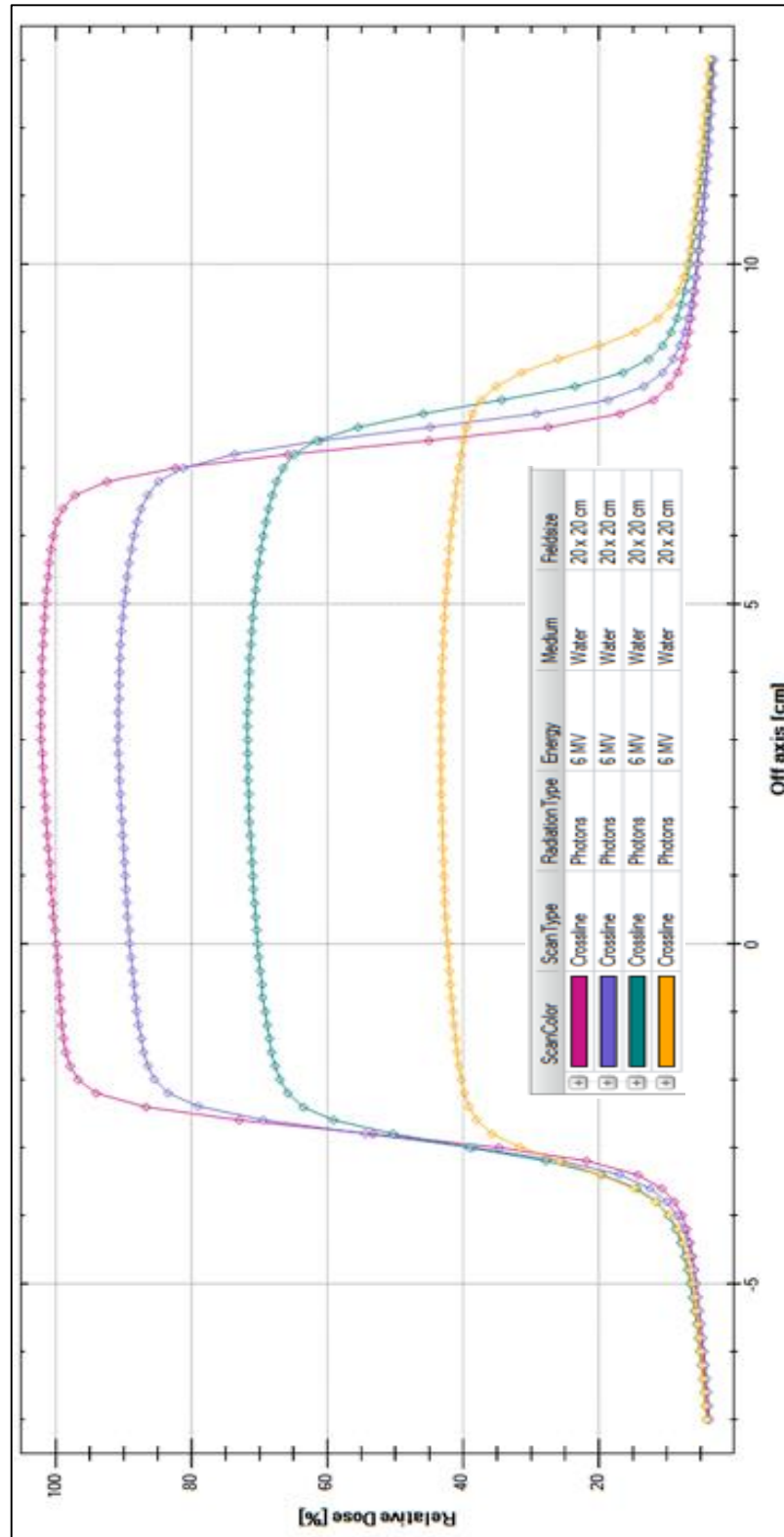


FIG. 3.6 MLC, cuatro profundidades. Fuente HCAM

- Perfiles, todos se tomaron a 6 profundidades: dmax, 5 cm, 10 cm, 20 cm, 30 cm, 35 cm.
Campo 5x5 cm. **Figura 3.7**

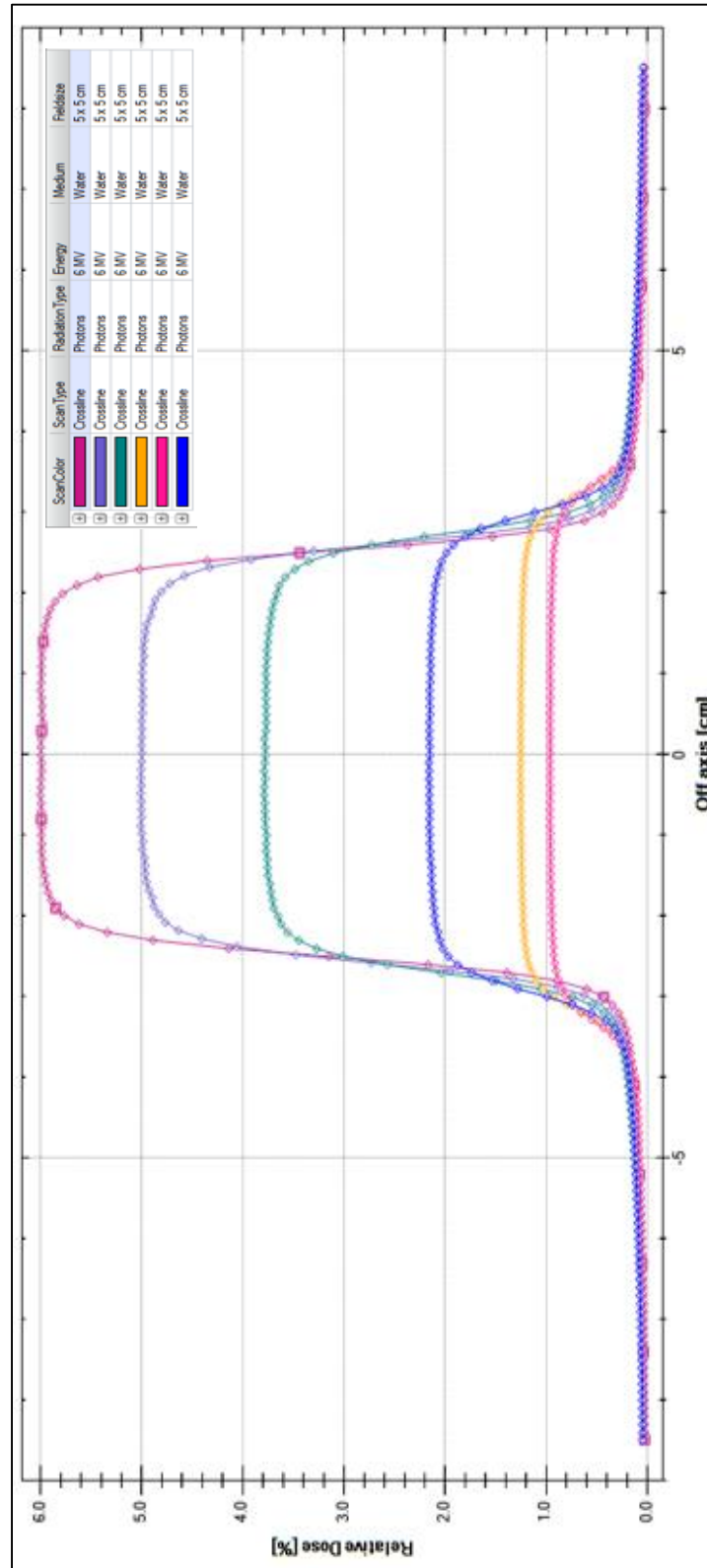


FIG. 3.7 Perfiles, tamaño de campo 5x5 cm. Fuente HCAM

- Perfiles, campo 10 x 10 cm. **Figura 3.8**

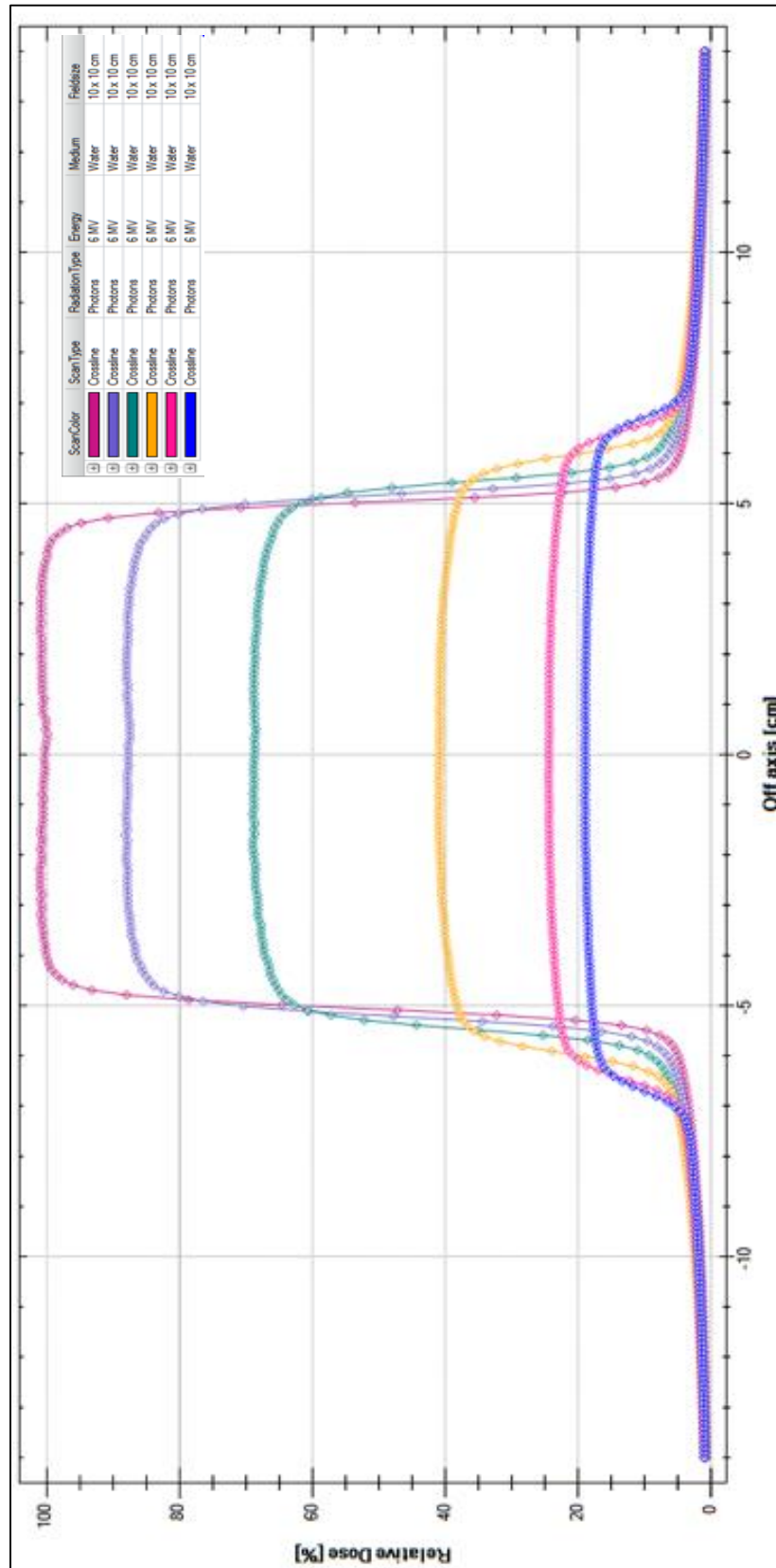


FIG. 3.8 Perfiles, campo 10x10. Fuente HCAM

- Perfiles, campo 15 x 15 cm. **Figura 3.9**

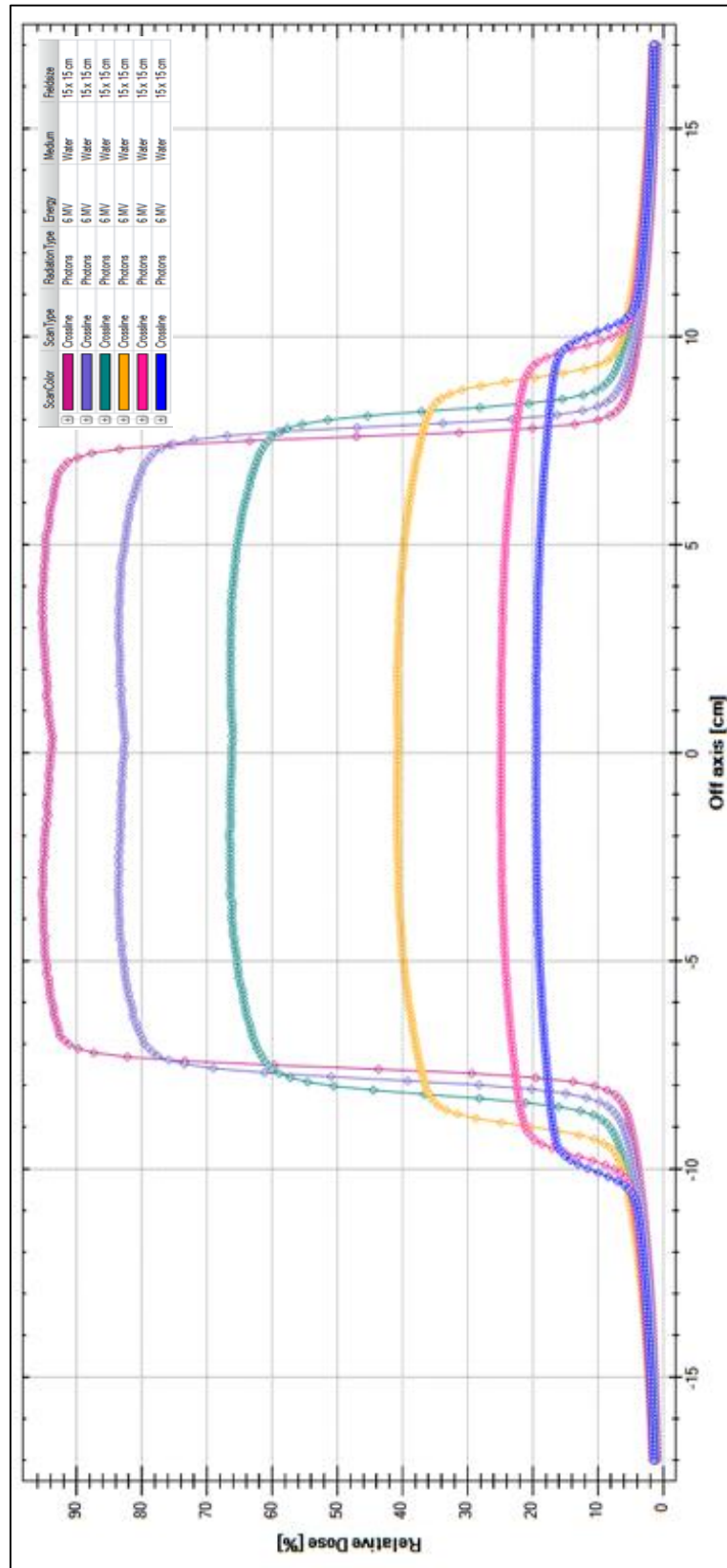


FIG. 3.9 Perfiles, campo 15x15 cm. Fuente HCAM

- Perfiles, campo 20 x 20 cm. **Figura 3.10**

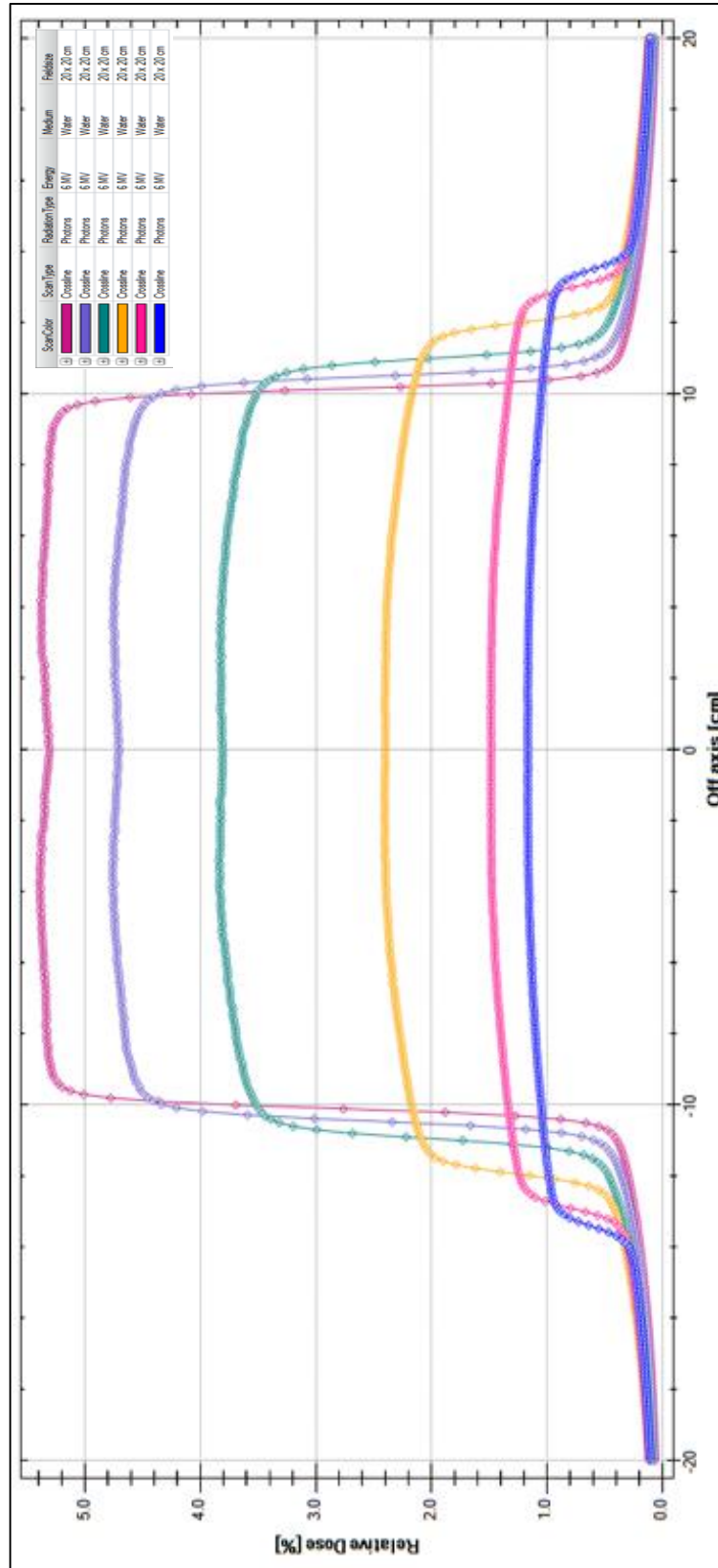


FIG. 3.10 Perfiles, campo 20x20 cm. Fuente HCAM

- Perfiles, campo 25 x 25 cm. **Figura 3.11**

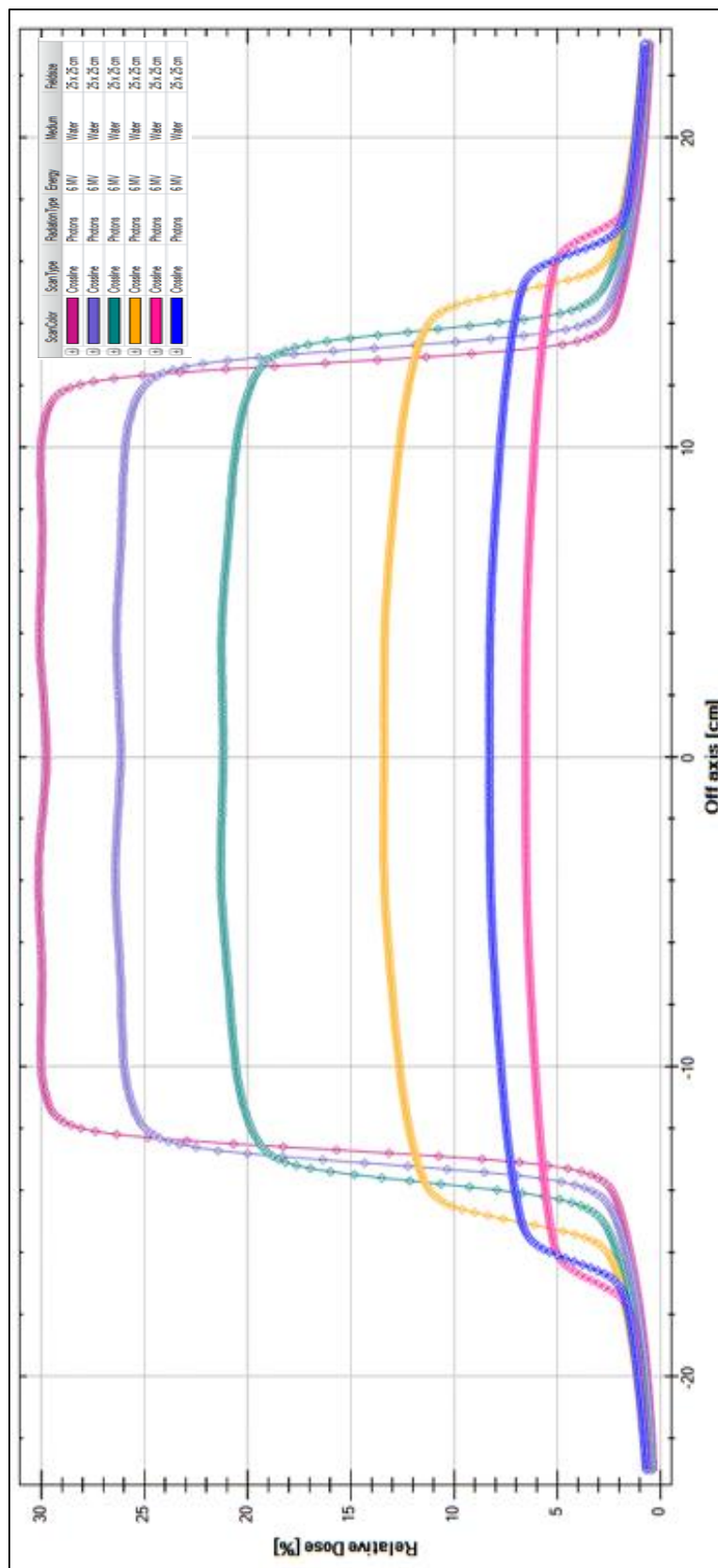


FIG. 3.12 Perfiles, campo 25x25 cm. Fuente HCAM

- Perfiles, campo 30 x 30 cm. **Figura 3.13**

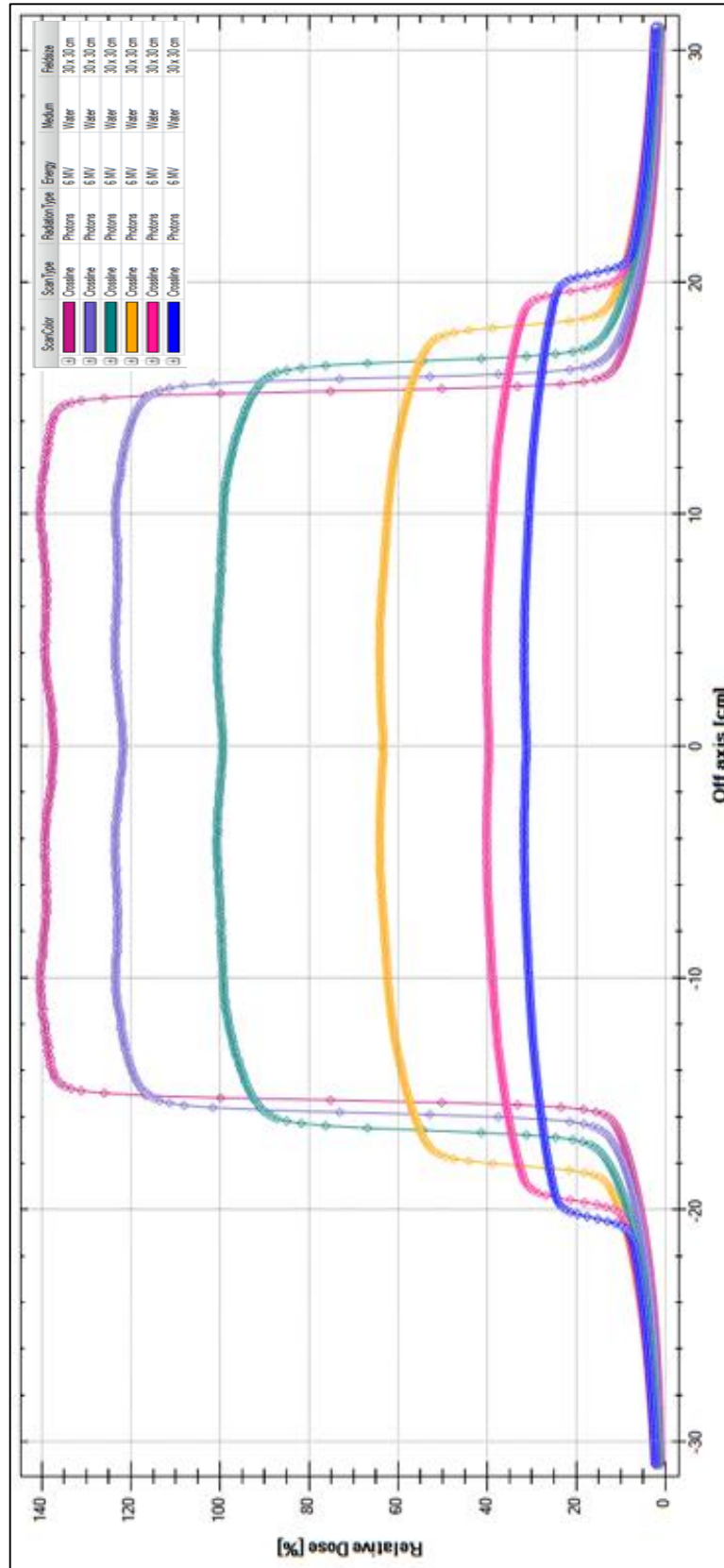


FIG. 3.13 Perfiles, campo 30 x 30 cm. Fuente HCAM

- Perfiles, Campo 35 x 35 cm. **Figura 3.14**

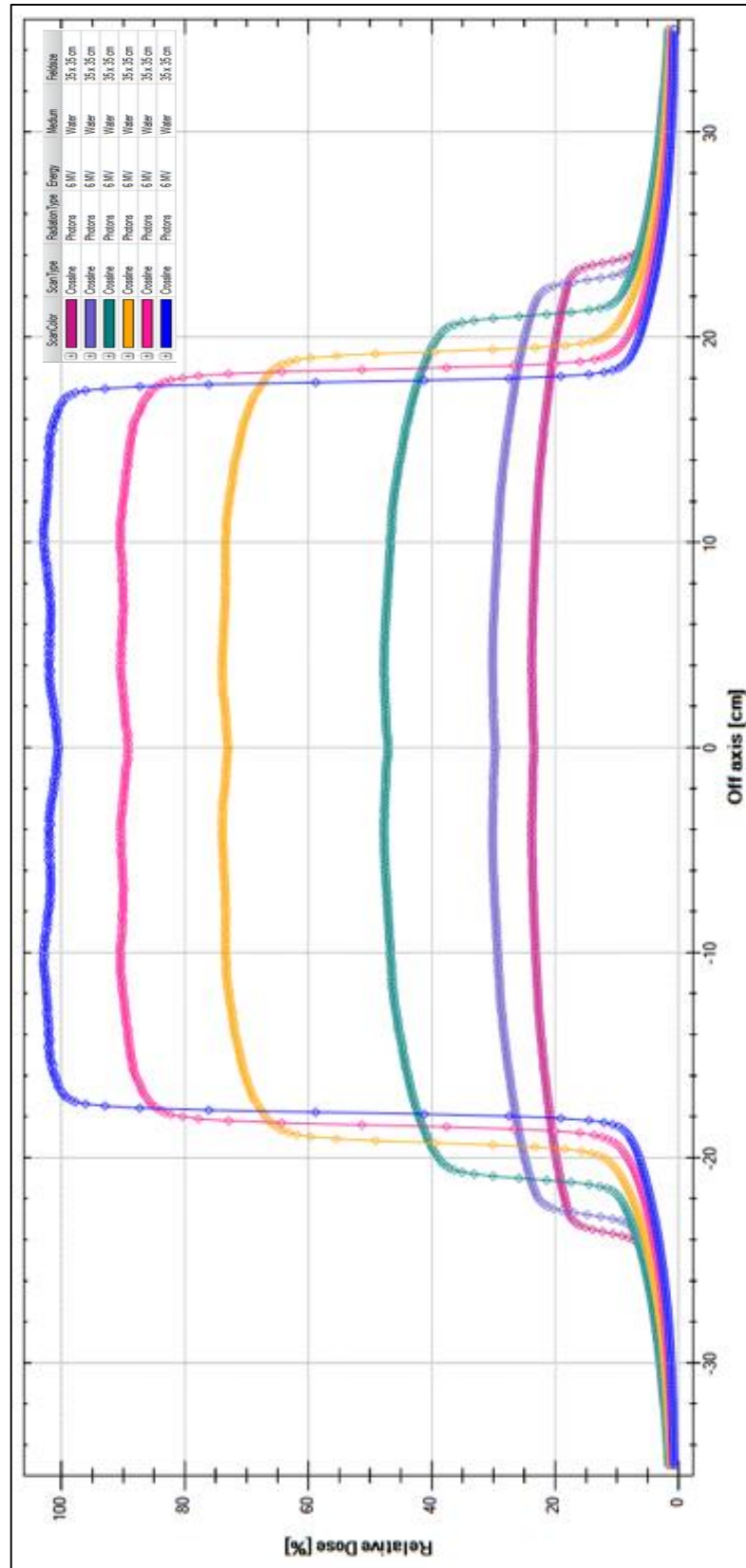


FIG. 3.14 Perfiles, campo 35 x 35 cm. Fuente HCAM

- Perfiles, Campo 40 x 40 cm. **Figura 3.15**

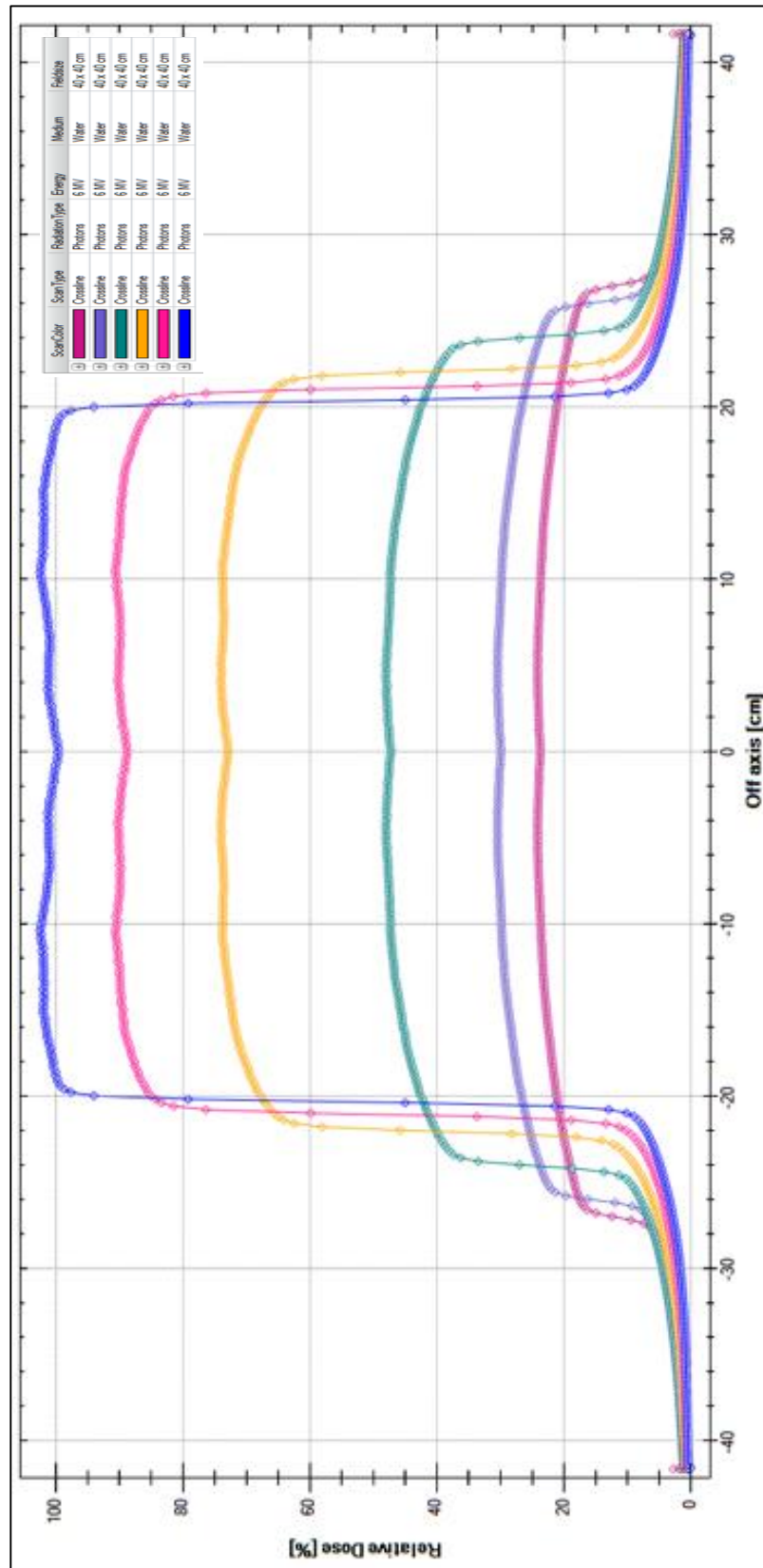


FIG. 3.15 Perfiles, máximo tamaño de campo. Fuente HCAM

- Perfil con Cuña, las profundidades fueron: dmax, 5 cm, 10 cm, 20 cm.
Campo 10 x 10 cm. **Figura 3.16**

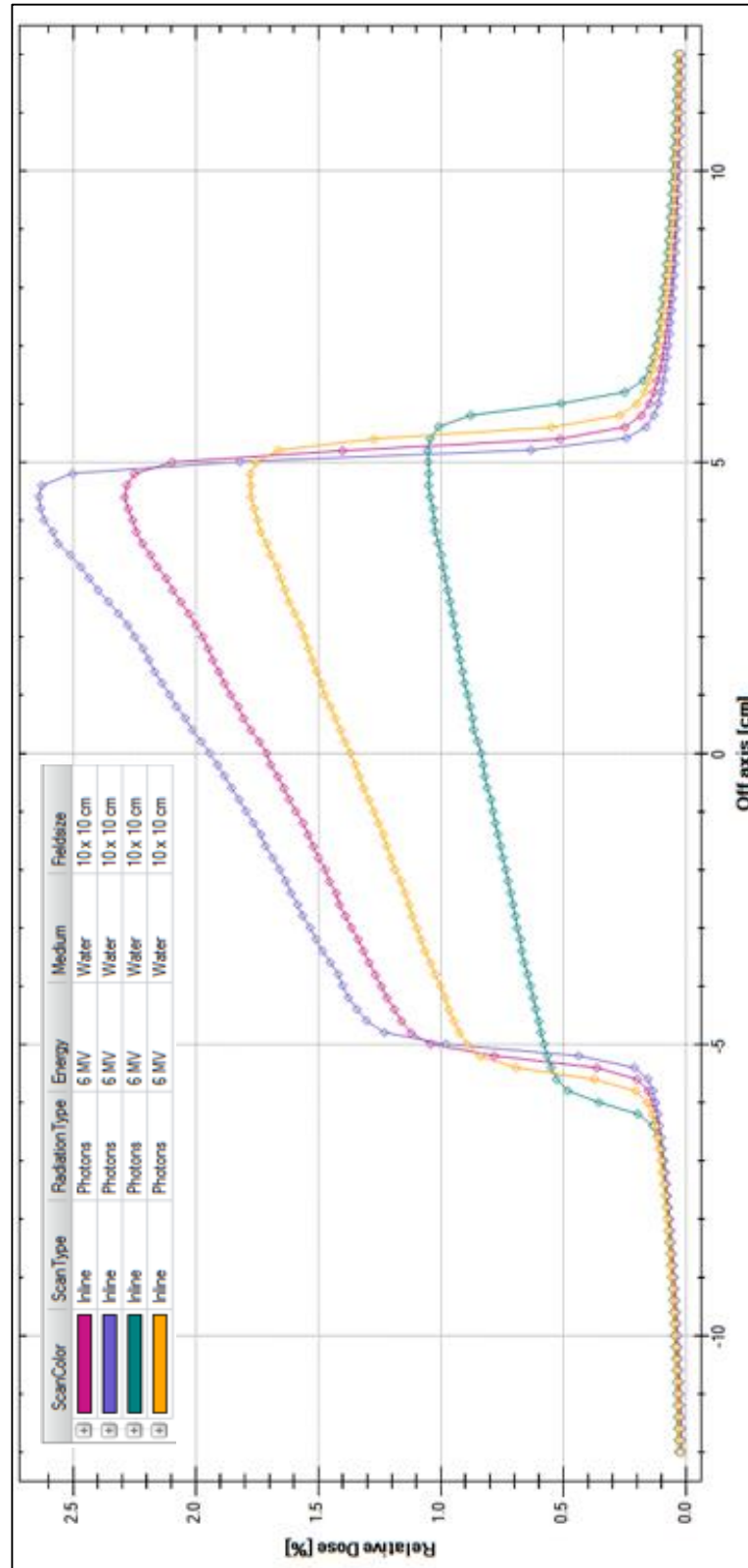


FIG. 3.16 Perfil con cuña, campo 10x10. Fuente HCAM

- Perfil con Cuña, campo 20 x 20 cm. **Figura 3.17**

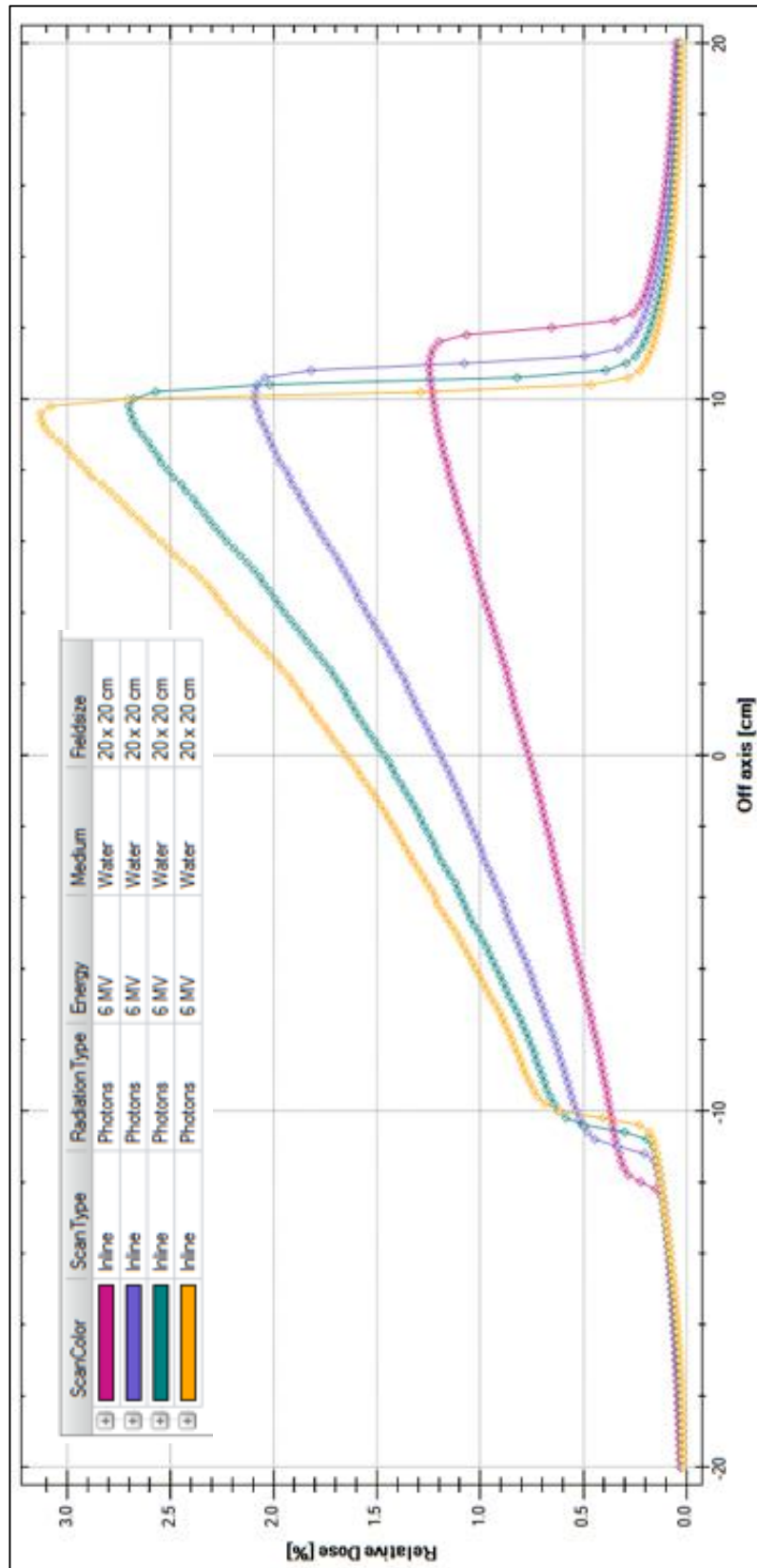


FIG. 3.17 Perfiles con cuña, campo 20x20 cm. Fuente HCAM

- Perfiles con Cuña, campo 30 x 30 cm. **Figura 3.18**

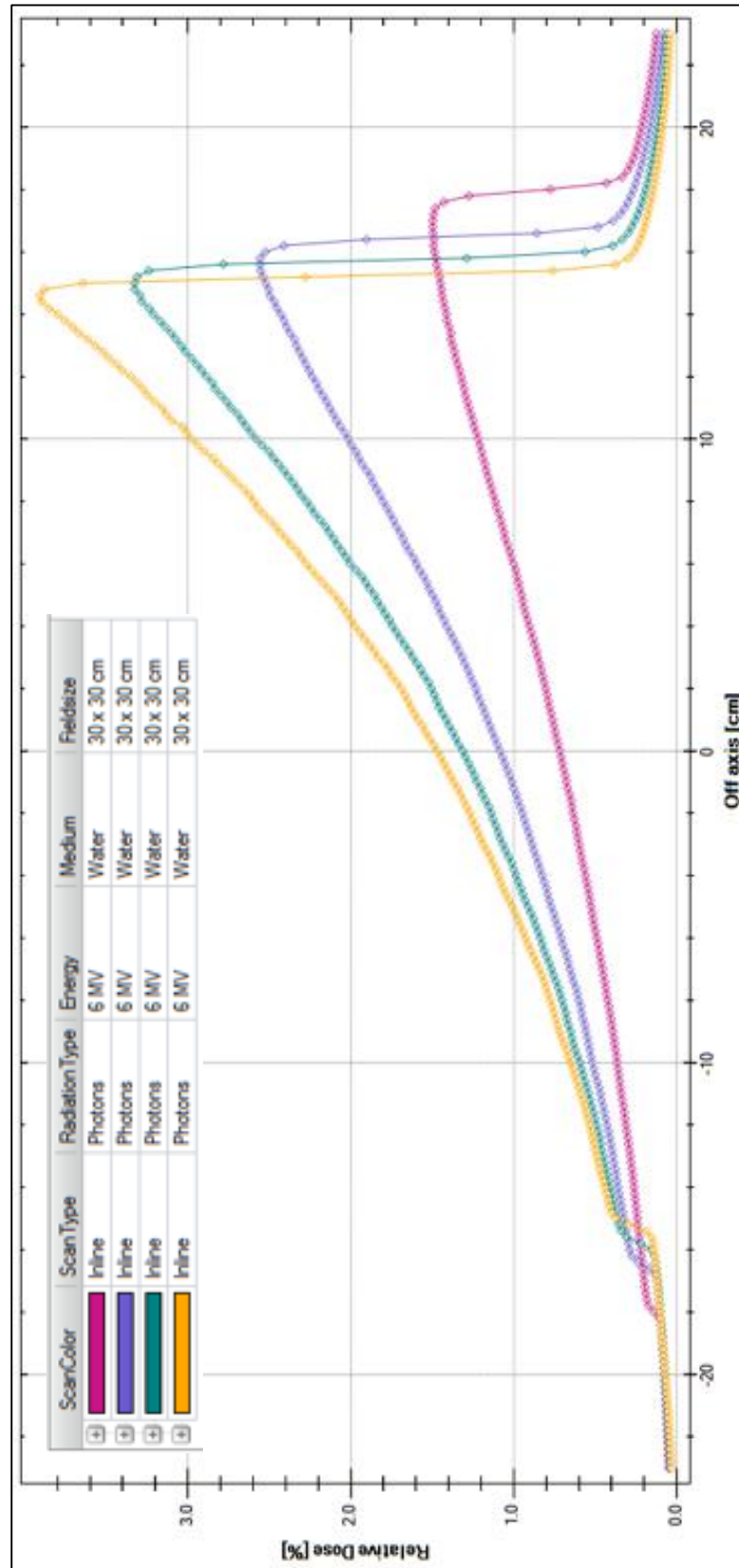


FIG. 3.18 Perfiles con cuña, campo 30x30 cm. Fuente HCAM

3.2.1.2 Non Scanned Data Obtenidos

Los siguientes valores son los Non Scanned data calculados manualmente según las ecuaciones descritas en el Capítulo I.

Se tuvo en cuenta las siguientes condiciones de medida: SSD: 100 cm, Profundidad de Referencia: 10 cm, Distancia Fuente – Detector: 110 cm.

- Calidad del haz

Tabla 3.1 TPR y valores de calibración de dosis 6MV. Fuente: HCAM

TPR	
D20/D10	0,688
dmax	
1,6 cm	
Calibración de la dosis	
(Absolute Calibration data)	
Dosis a d _{máx}	1 cGy/UM
Dosis a 10 cm de profundidad	0,6805 cGy/UM

- Factor de dispersión total TSCF

Tabla 3.2 Factores de Dispersión Total 6MV. Fuente HCAM

Campo a superficie (cm²)	Campo proyectado a 110 cm	TSCF
3x3	3,3	0,8504
4x4	4,4	0,8834
5x5	5,5	0,9090
6x6	6,6	0,9343
8x8	8,8	0,9728
10x10	11	1,0000
12x12	13,2	1,0281
15x15	16,5	1,0573
20x20	22	1,0982
25x25	27,5	1,1225
30x30	33	1,1454

35x35	38,5	1,1580
37x37	40,7	1,1611
40x40	44	1,1635

- Factor de cuña WF

Tabla 3.3 Factores de Cuña 6MV. Fuente: HCAM

Campo (cm ²)	WF
5x5	0,2770
7x7	0,2769
10x10	0,2800
12x12	0,2820
15x15	0,2850
20x20	0,2898
30x30	0,2951

- Factor de Fantoma PSCF y Factor de Colimador CSF

Para el factor de fantoma, el manual de modelado de XiO (Modeling Guide 4.64) brinda una tabla **Tabla 2.1** en la que se puede obtener el factor de dispersión de fantoma automáticamente a partir de la calidad del haz Q que se define como: $TPR_{20,10}$ lo cual es el cociente entre la dosis absorbida a una profundidad de 20 cm y la dosis absorbida a una profundidad de 10 cm en un fantoma de agua. El factor de fantoma interpolando el valor del $TPR_{20,10}$ (0.688) será entonces:

Tabla 3.4 Factores de dispersión de fantoma 6MV. Fuente: Tesista

Campo a Superficie (cm ²)	Campo Proyectado a 110 cm	PSCF
4x4	4,4	0,9142
5x5	5,5	0,9310
7x7	7,7	0,9639
10x10	11	1,0000
12x12	13,2	1,0178
15x15	16,5	1,0380
20x20	22	1,0625
25x25	27,5	1,0853

30x30	33	1,0994
35x35	38,5	1,1098
40x40	44	1,1882

Tabla 3.5 Factor de colimador 6MV. Fuente: Tesista

PSCF	TSCF	CSF
0,9142	0,8504	0,9302
0,931	0,9090	0,9763
0,9639	0,9535	0,9892
1.0000	1.0000	1.0000
1,0178	1,0281	1,0101
1,038	1,0573	1,0185
1,0625	1,0982	1,0336
1,0853	1,1225	1,0342
1,0994	1,1454	1,0418
1,1098	1,1580	1,0434
1,1882	1,1635	0,9792

3.2.2 RESULTADOS OBTENIDOS E INGRESADOS AL SISTEMA DE PLANIFICACIÓN PARA FOTONES DE 15 MV

3.2.2.1 Scanned data obtenidos

Datos recolectados según la guía Beam Data Collect List, y los valores de d_{max} tomados a partir del PDD son: para campo abierto $d_{max} = 2.40$ cm y para campo con cuña $d_{max} = 1.62$ cm

- PDDs Campos abiertos. **Figura 3.19**

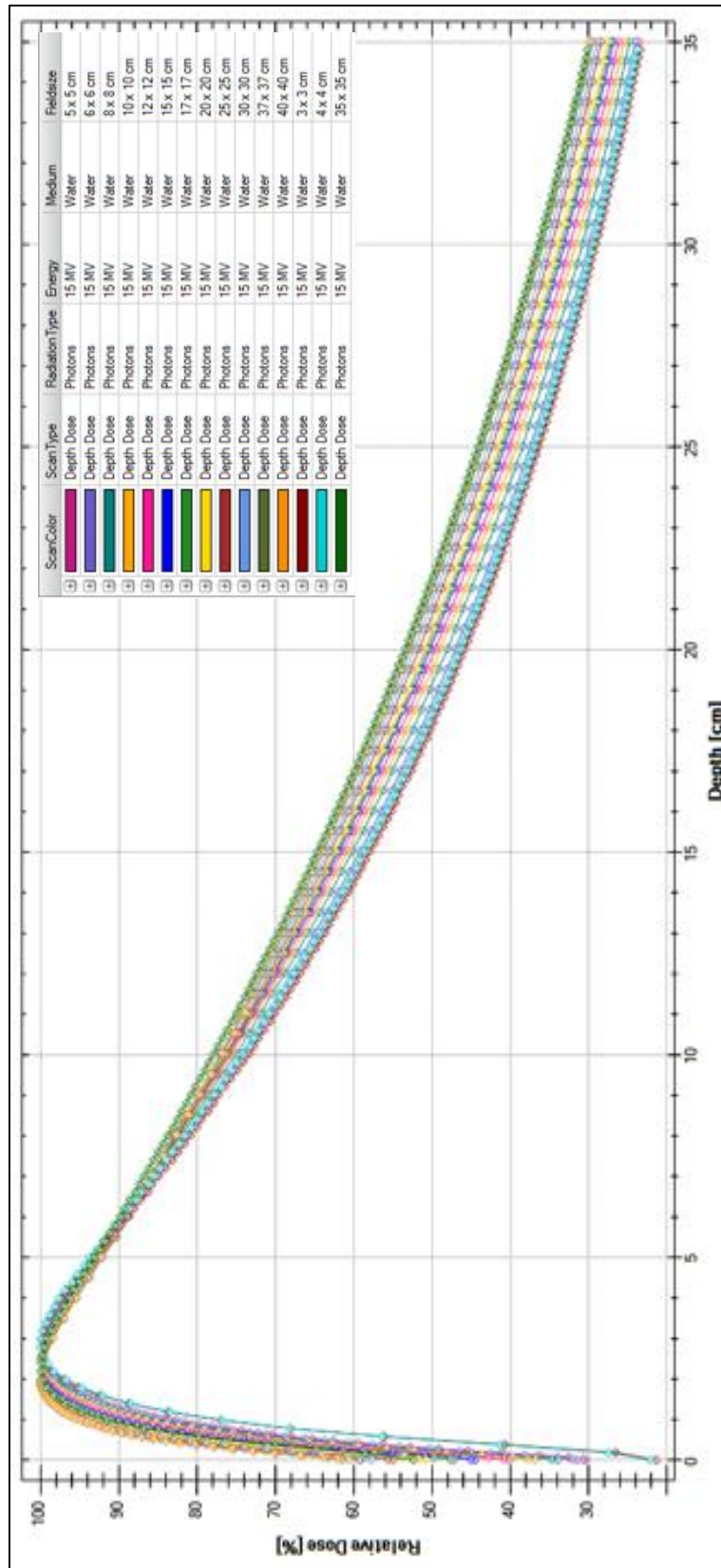


FIG. 3.19 PDDs con campo abierto. Fuente HCAM

- PDDs Campo con cuña. **Figura 3.20**

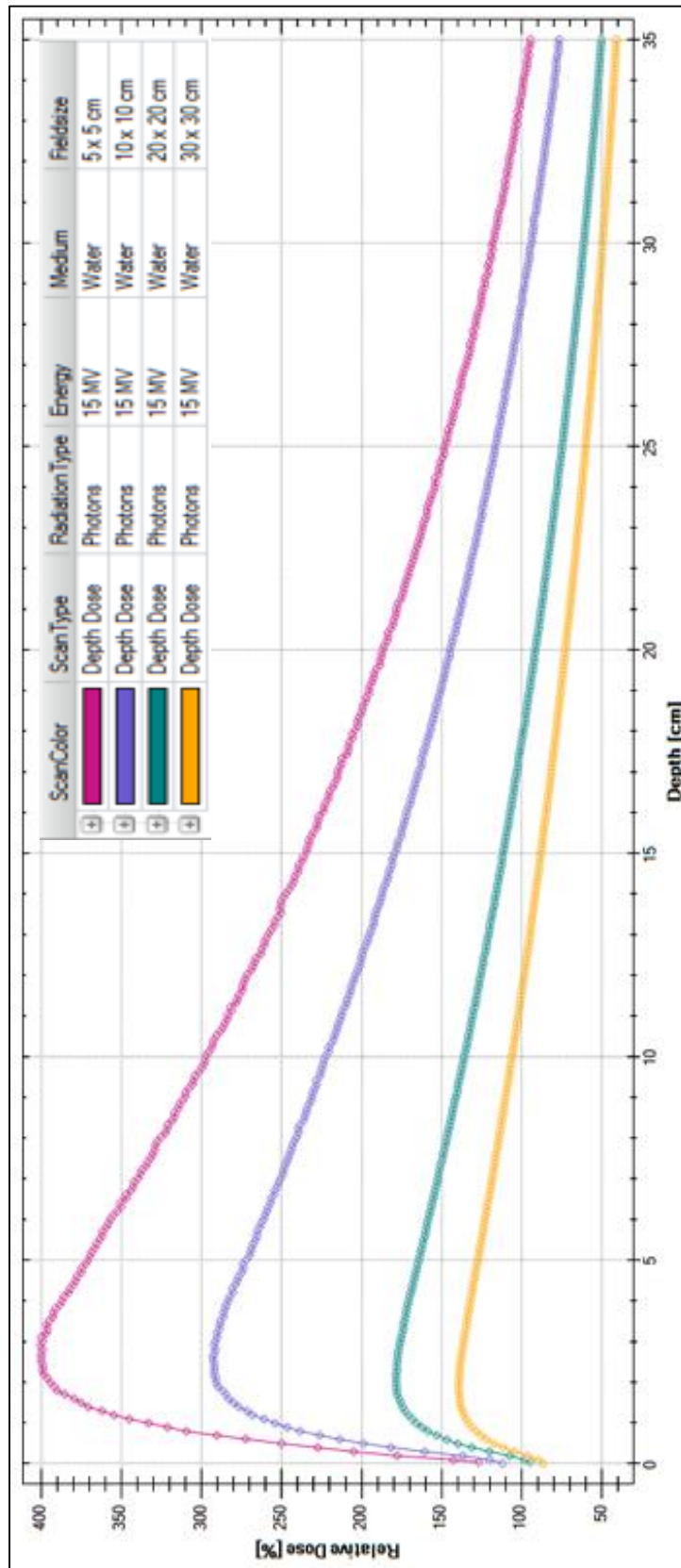


FIG. 3.20 PDDs con cuña. Fuente HCAM

▪ Perfiles Diagonales **Figura 3.21**

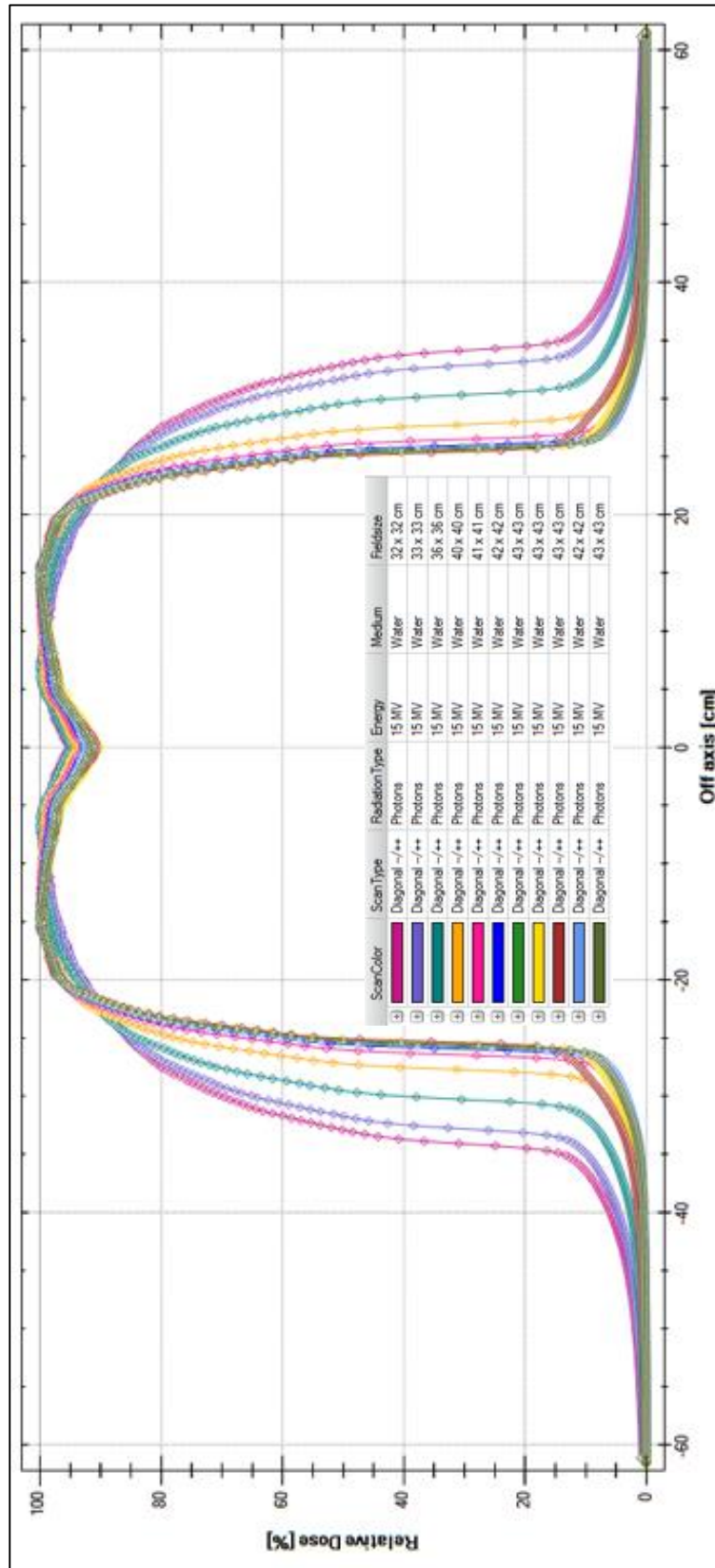


FIG. 3.21Perfiles Diagonales. Fuente HCAM

- MLC Sólo Diafragmas **Figura 3.22**

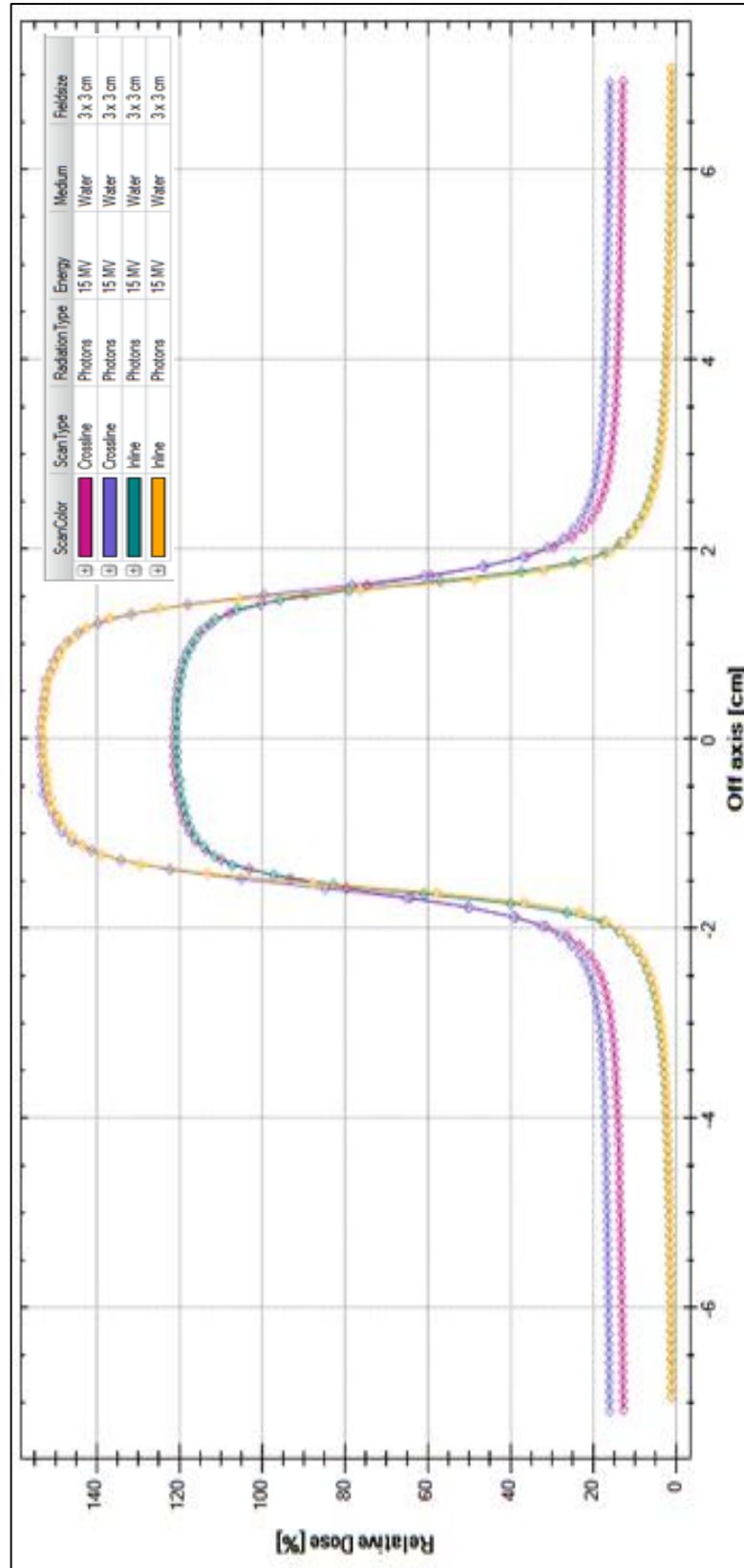


FIG. 3.22 Datos de MLC con el campo limitado por diafragmas.

Fuente HCAM

▪ MLC Figura. 3.23

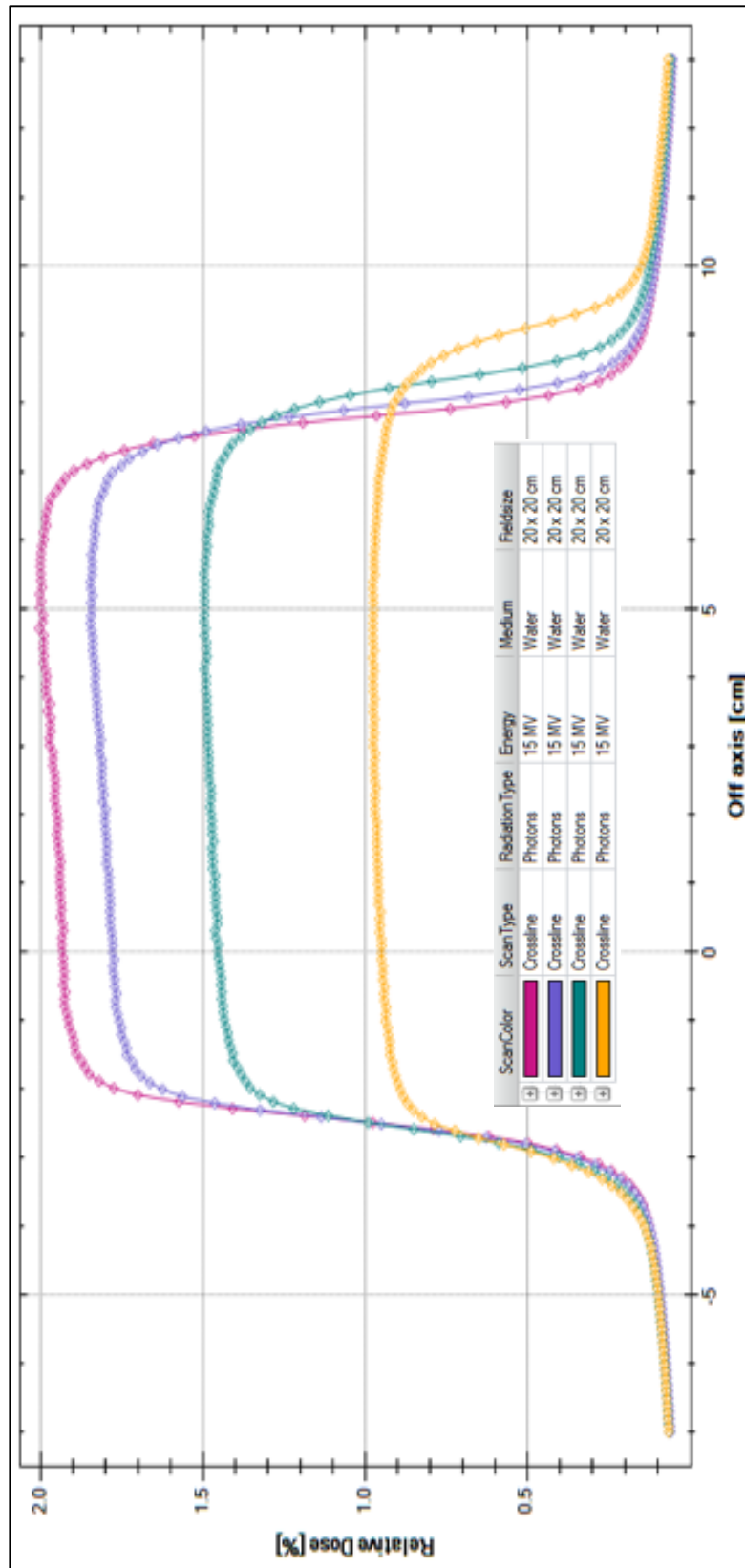


FIG. 3.23 Datos de MLC. Fuente HCAM

- Perfiles, todos los perfiles se tomaron a cinco profundidades: d_{max} , 5 cm, 10 cm, 20 cm, 30 cm Campo 5 x 5 cm. **Figura 3.24**

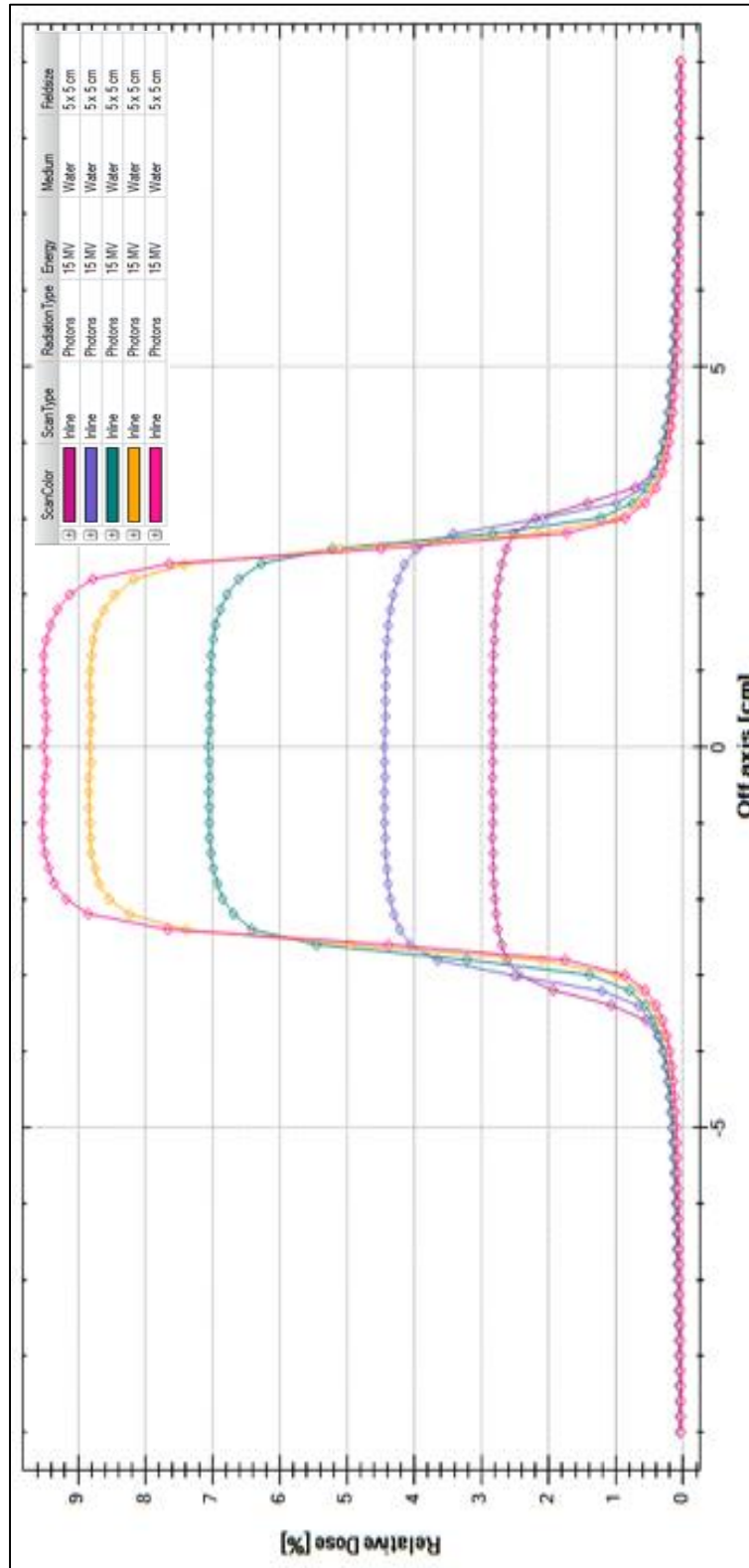


FIG. 3.24 Perfiles, campo 5x5 cm. Fuente HCAM

- Perfiles, Campo 10 x 10 cm. **Figura 3.25**

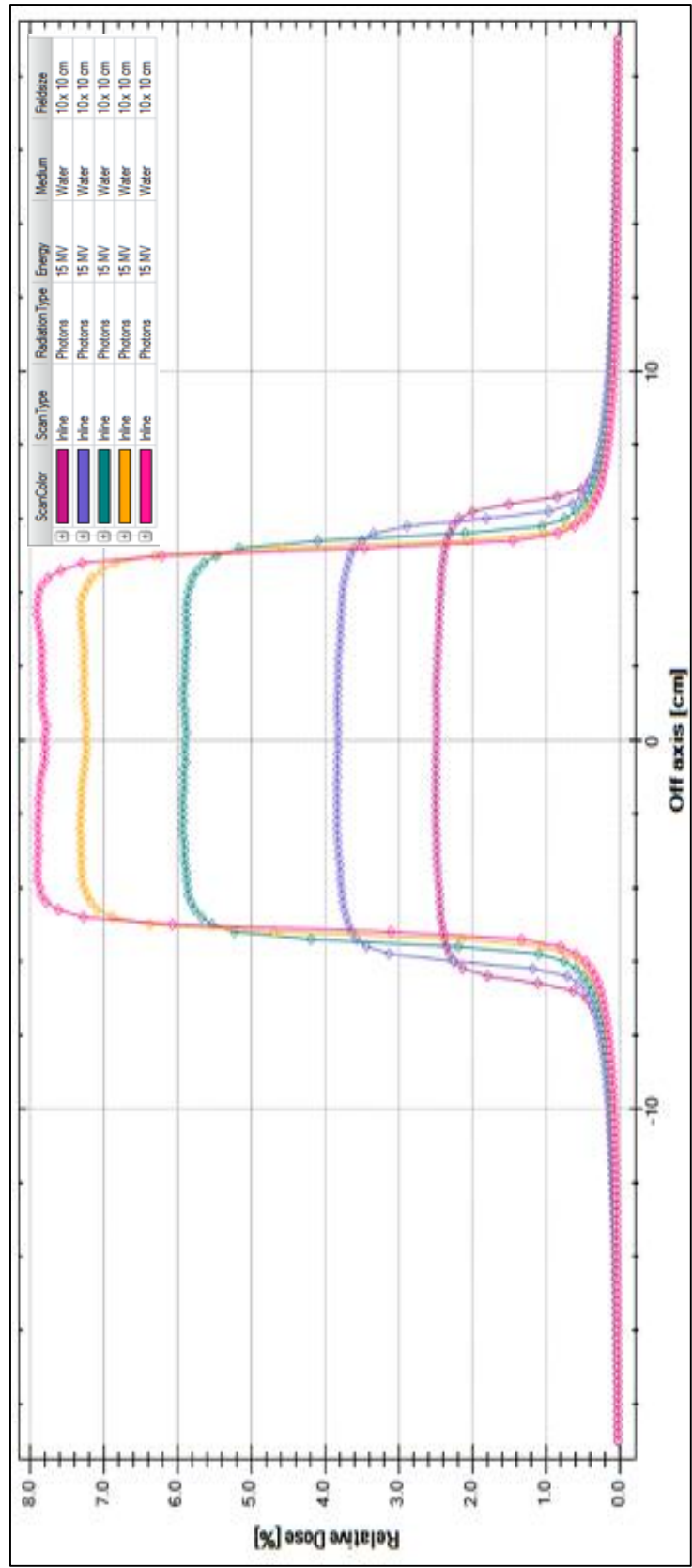


FIG. 3.25 Perfiles, campo 10x10 cm. Fuente HCAM

- Perfiles, campo 15 x 15 cm. **Figura 3.26**

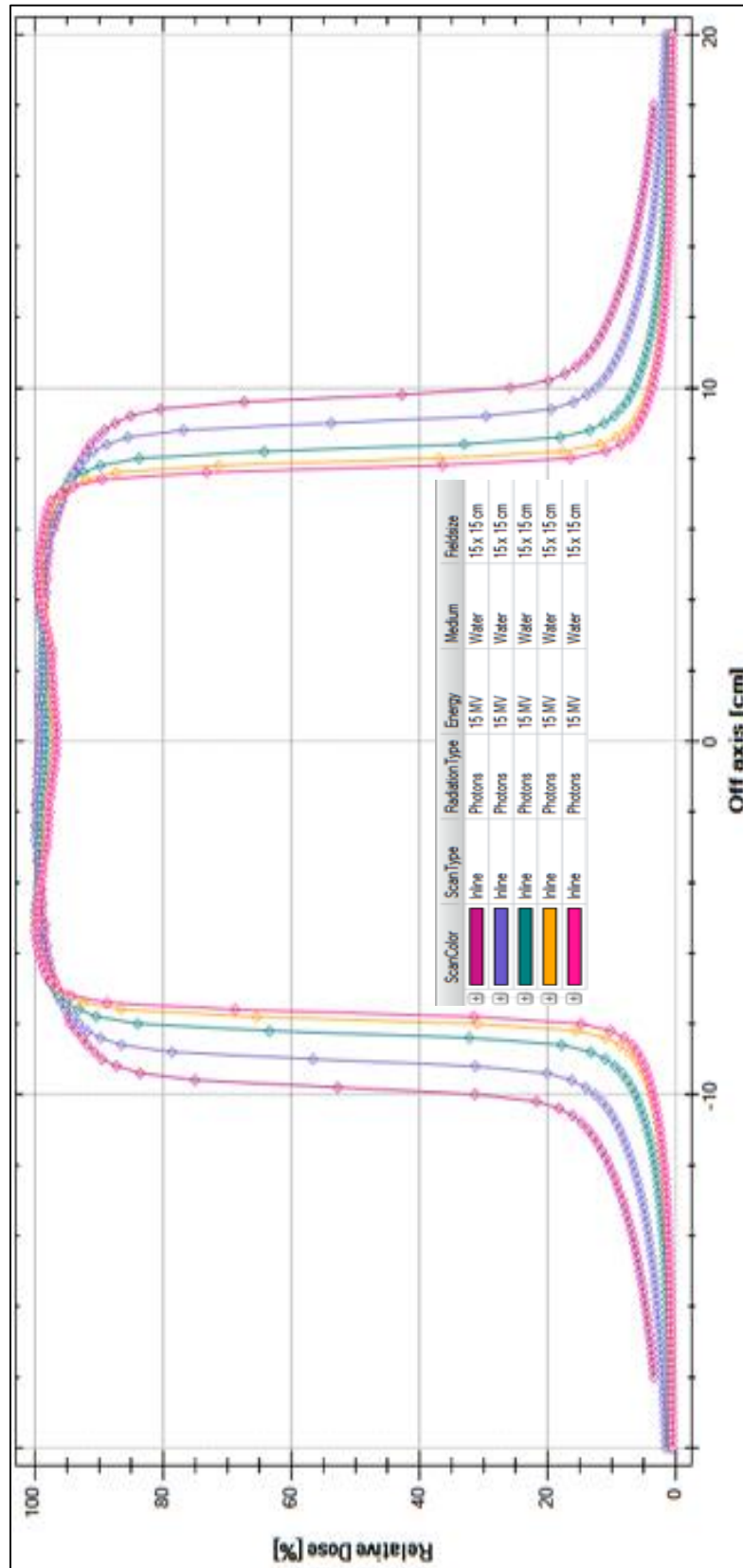


FIG. 3.26 Perfiles, campo 15 x 15 cm. Fuente HCAM

- Perfiles, campo 20 x 20 cm. **Figura 3.27**

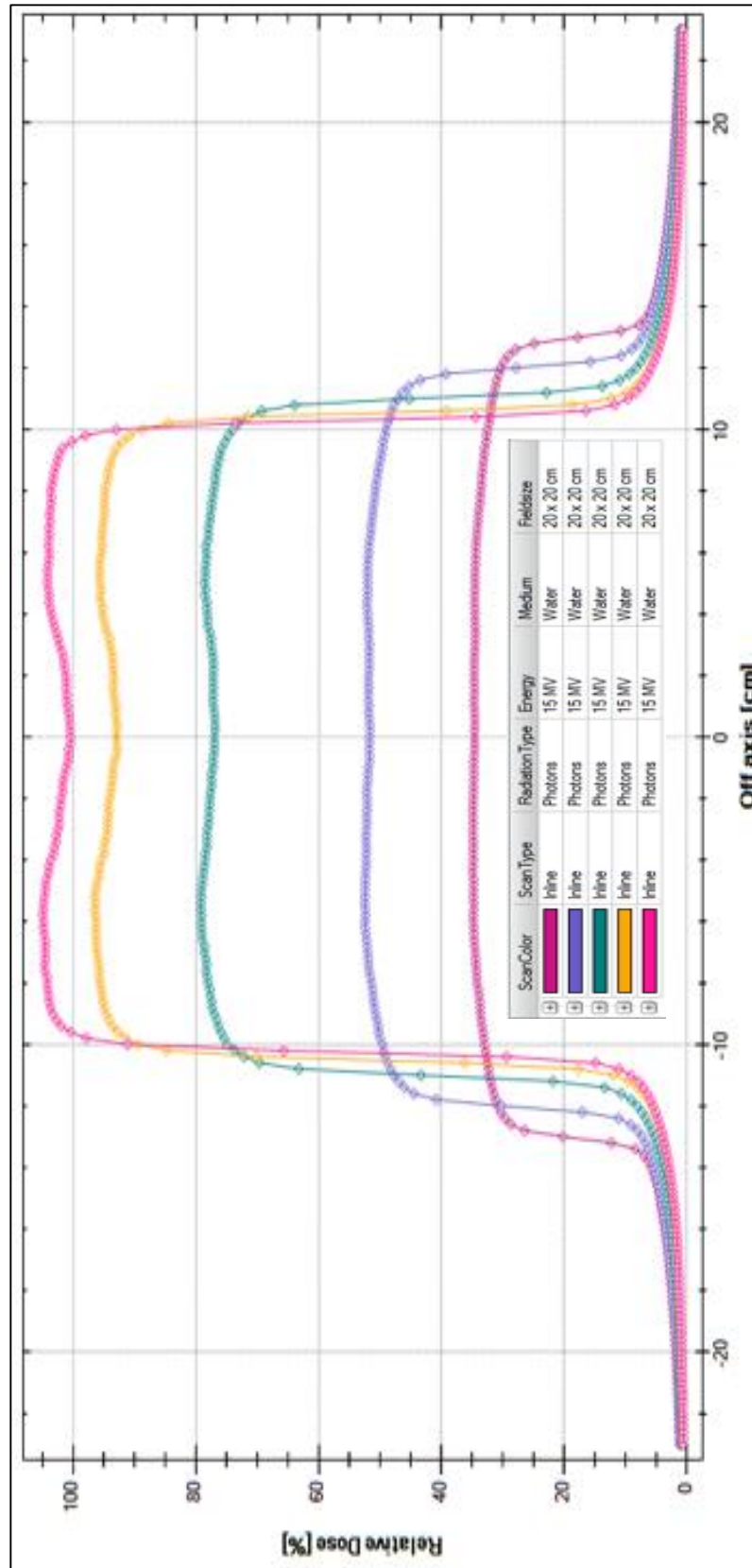


FIG. 3.27 Perfiles, campo 20 x 20 cm. Fuente HCAM

- Perfiles, campo 25 x 25 cm. **Figura 3.28**

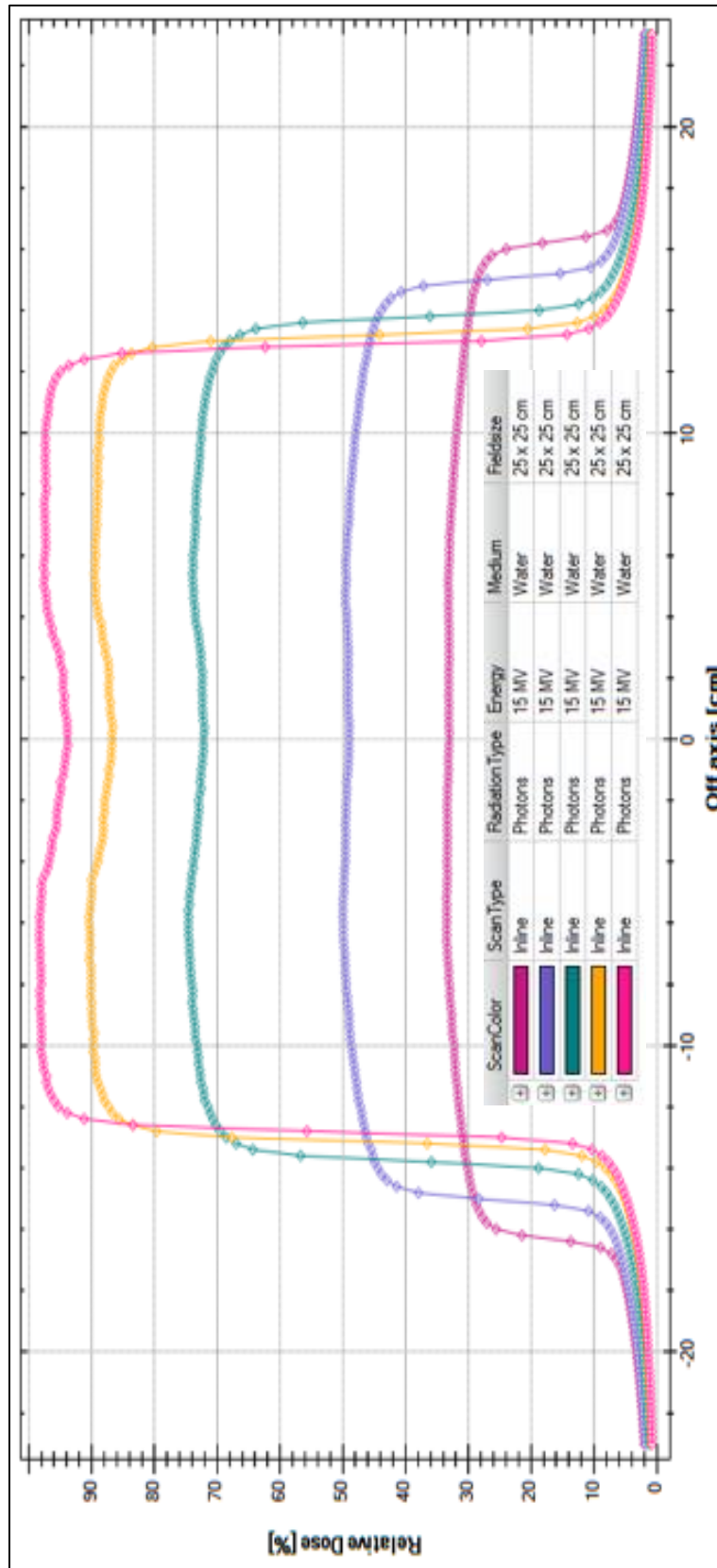


FIG. 3.28 Perfiles, campo 25x25 cm. Fuente HCAM

- Perfiles, campo 30 x 30 cm. **Figura 3.29**

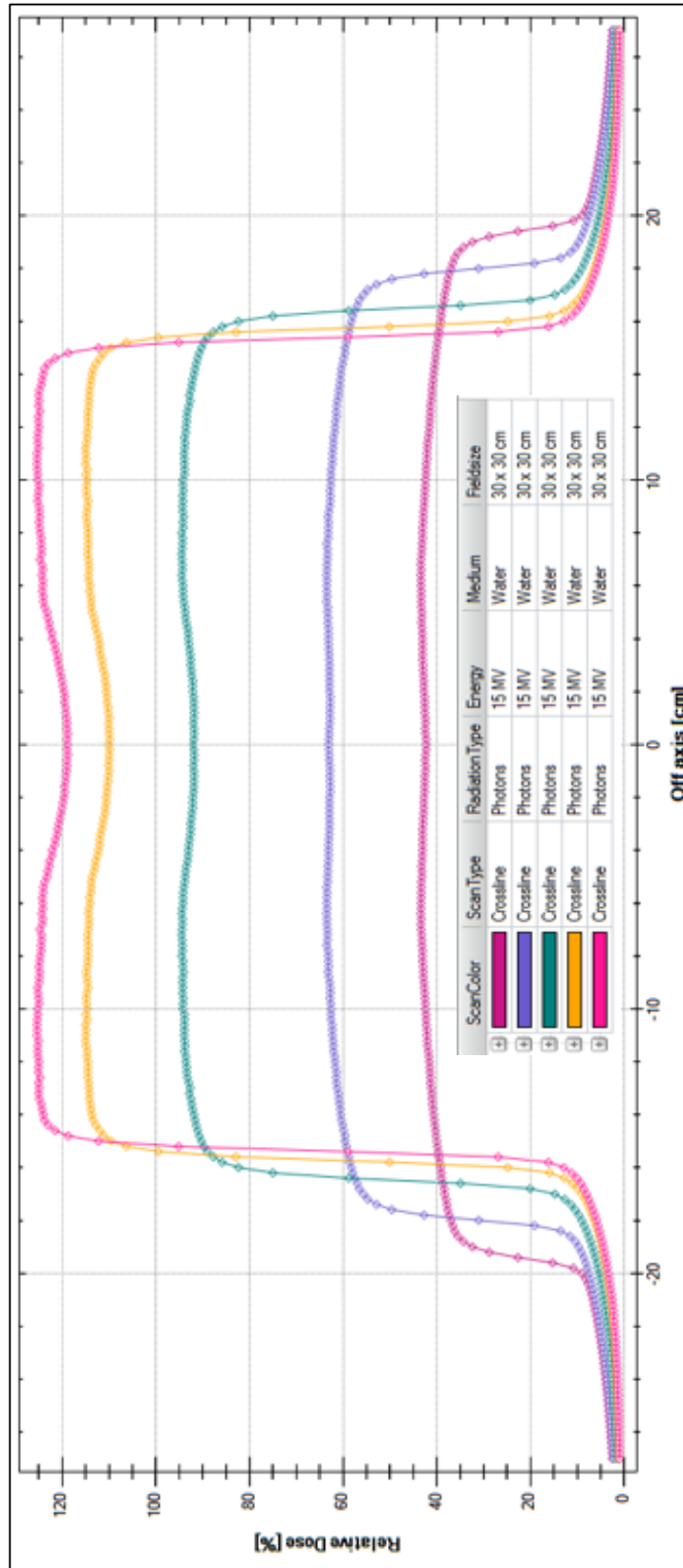


FIG. 3.29 Perfiles, campo 30x30 cm. Fuente HCAM

- Perfiles, campo 35 x 35 cm. **Figura 3.30**

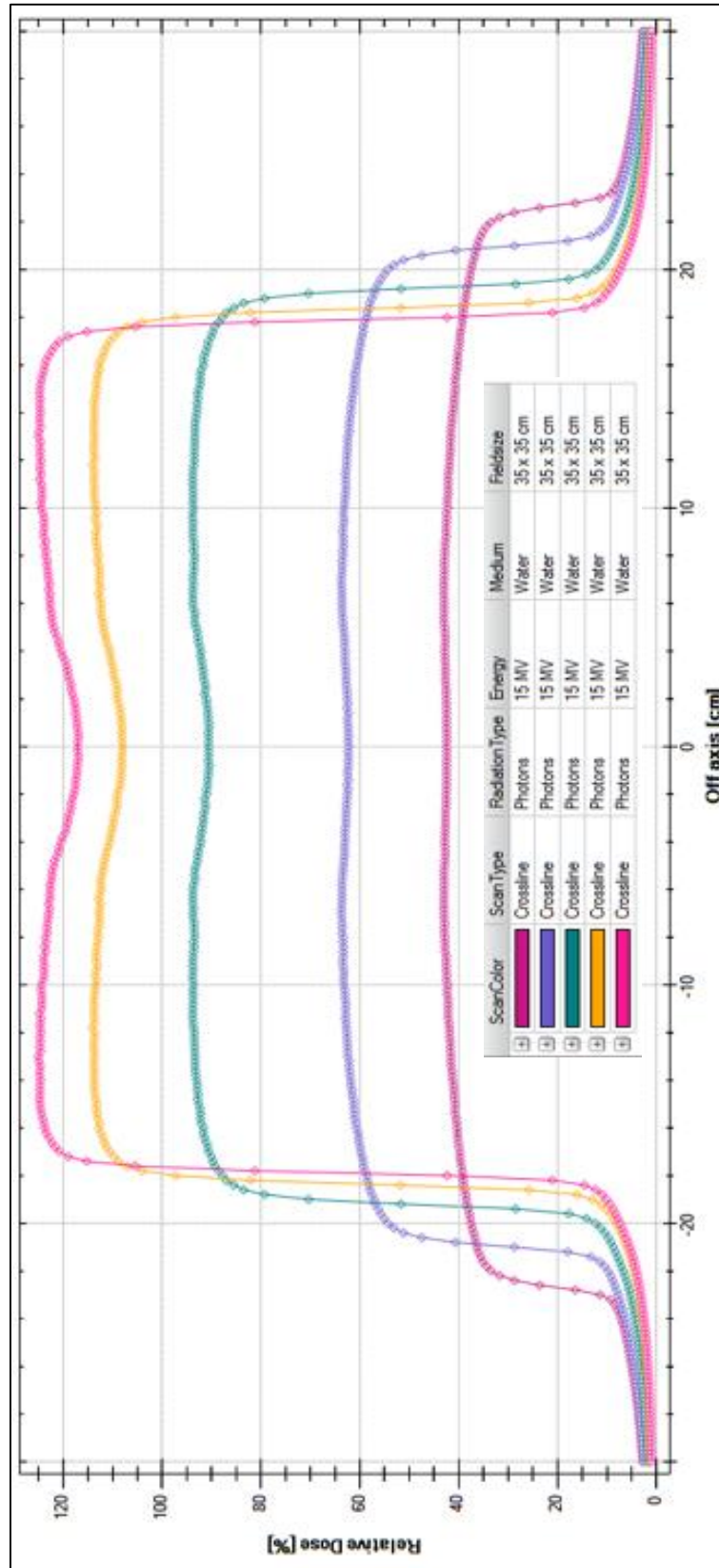


FIG. 3.30 Perfiles, campo 35x35 cm. Fuente HCAM

- Perfiles, campo 40 x 40 cm. **Figura. 3.31**

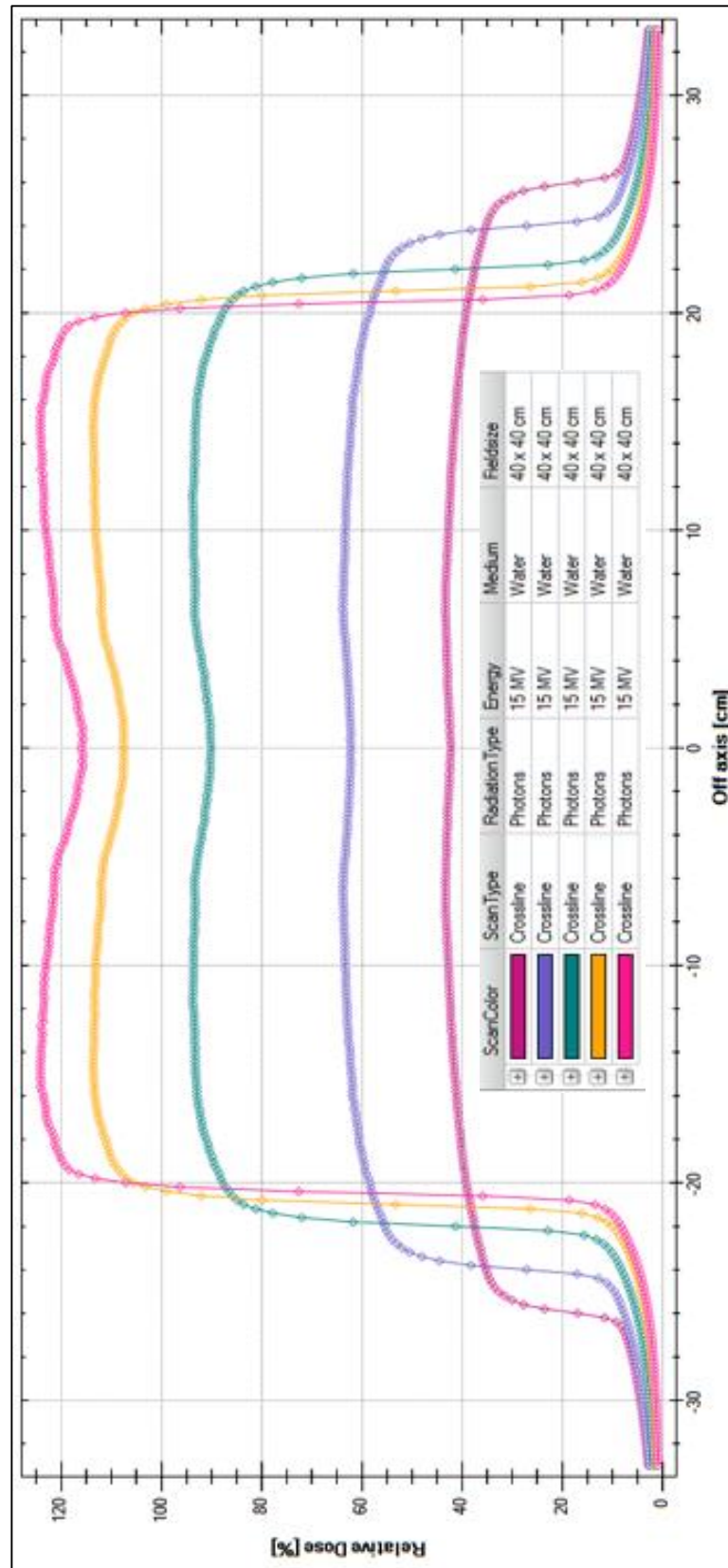


FIG. 3.31 Perfiles, campo 40x40 cm. Fuente HCAM

- Perfiles con Cuña, las profundidades fueron: dmax, 5 cm, 10 cm, 20 cm.
Campo 10 x 10 cm. **Figura 3.32**

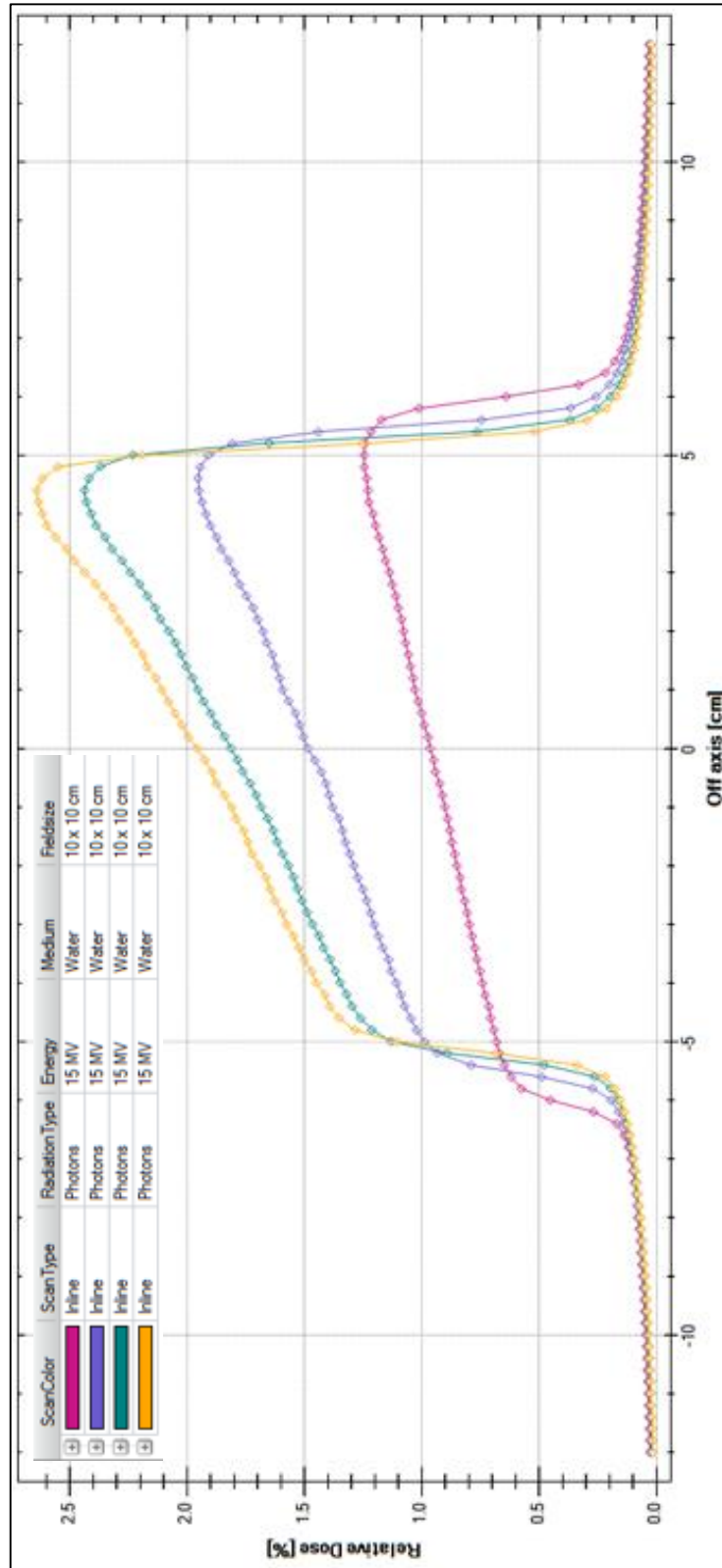


FIG. 3.32 Perfiles con cuña, campo 10x10 cm. Fuente HCAM

- Perfiles con Cuña, campo 20 x 20 cm. **Figura 3.33**

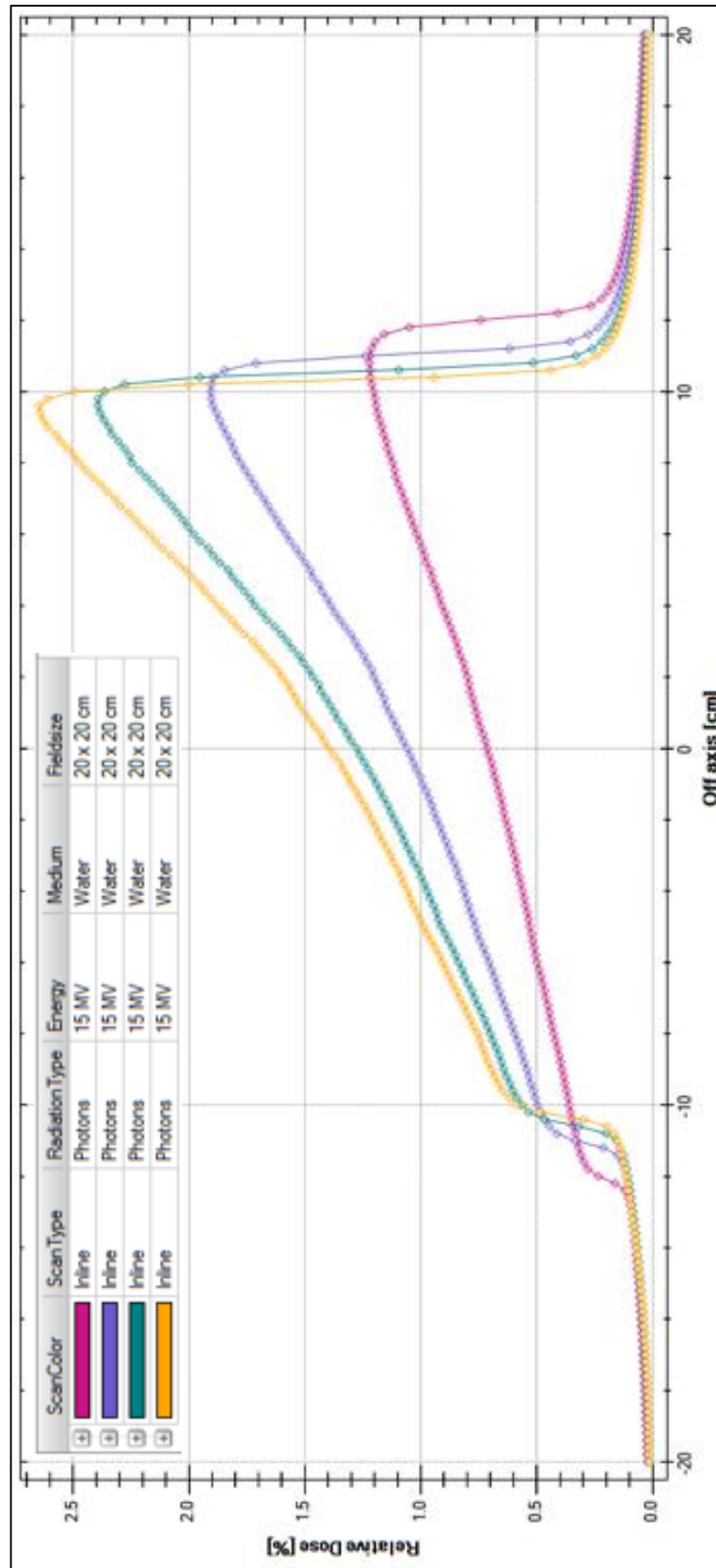


FIG. 3.33 Perfiles con cuña, campo 20x20 cm. Fuente HCAM

- Perfiles con Cuña, campo 30 x 30 cm. **Figura 3.34**

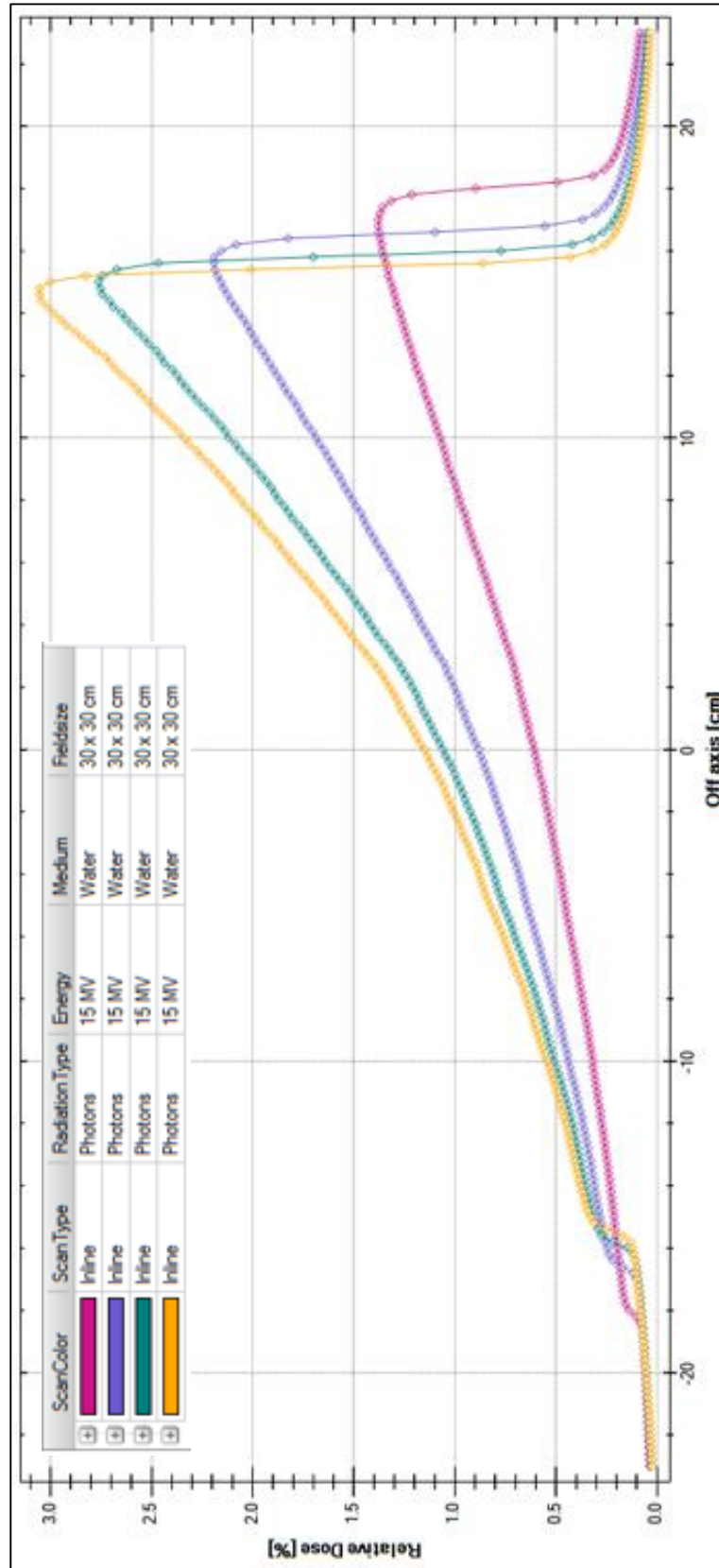


FIG. 3.34 Perfiles con cuña, campo 30x30 cm. Fuente HCAM

3.2.2.2 Non Scanned Data obtenidos

Al igual que para fotones de 6 MV los Non Scanned Data fueron calculados manualmente usando las ecuaciones del Capítulo I

Se tuvo en cuenta las siguientes condiciones de medida: SSD: 100 cm, Profundidad de Referencia: 10 cm, Distancia Fuente – Detector: 110 cm.

- Calidad del haz

Tabla 3.6 TPR y valores de calibración 15MV. Fuente: HCAM

TPR	
D20/D10	0,76006
dmax	
2,48 cm	
Calibración de la dosis	
(Absolute calibration data)	
Dosis a d _{máx}	1 cGy/UM
Dosis a 10 cm de profundidad	0,75496 cGy/UM

- Factor de dispersión total TSCF

Tabla 3.7 Factores de dispersión total 15 MV. Fuente: HCAM

Campo a superficie (cm²)	Campo proyectado a 110 cm	TSCP
3x3	3,3	0,8641
4x4	4,4	0,9052
5x5	5,5	0,9271
6x6	6,6	0,9474
8x8	8,8	0,9772
10x10	11	1,0000
12x12	13,2	1,0188
15x15	16,5	1,0391
20x20	22	1,0661
25x25	27,5	1,0814
30x30	33	1,0958

35x35	38,5	1,1041
37x37	40,7	1,1066
40x40	44	1,1071

- Factor de Cuña

Tabla 3.8 Factores de Cuña 15 MV. Fuente: HCAM

Campo (cm ²)	WF
5x5	0,2777
7x7	0,2809
10x10	0,2862
12x12	0,2893
15x15	0,2932
20x20	0,2997
30x30	0,3055

- Factor de Fantoma PSCF y Factor de Colimador CSF

El factor de fantoma al igual que para 6 MV se lo obtuvo de la **Tabla 2.1** a partir de la calidad del haz y el tamaño de campo proyectado tenemos:

Tabla 3.9 Factores de dispersión de fantoma 15 MV. Fuente: Tesista

Campo a la Superficie (cm ²)	Campo Proyectado a 110 cm	PSCF
4x4	4,4	0,9320
5x5	5,5	0,9510
7x7	7,7	0,9760
10x10	11	1,000
12x12	13,2	1,0110
15x15	16,5	1,0250
20x20	22	1,0410
25x25	27,5	1,0525
30x30	33	1,0640
35x35	38,5	1,0700
40x40	44	1,0760

Tabla 3.10 Factores de Colimador 15 MV. Fuente: Tesista

PSCF	TSCF	CSF
0,9320	0,9052	0,97124
0,9510	0,9271	0,97486
0,9760	0,9623	0,98596
1,0000	1,0000	1,0000
1,0110	1,0188	1,00771
1,0250	1,0391	1,01375
1,0410	1,0661	1,02411
1,0525	1,0814	1,02745
1,0640	1,0958	1,02988
1,0700	1,1041	1,03186
1,0760	1,1071	1,02890

3.3 RESULTADO DE LA CALIBRACIÓN EN DOSIS ABSOLUTA DEL ACELERADOR PARA AMBAS ENERGÍAS DE FOTONES UTILIZANDO EL REPORTE DE LA IAEA TRS – 398

Tabla 3.11 Resultados de Calibración de Dosis. Fuente: Tesista

Energía	D/MU Calculada	Error	Tolerancia	Aceptado
6MV	1,0016 cGy/MU	0,16%	2%	si
15MV	1,0034 cGy/MU	0,34%	2%	si

3.4 RESULTADO DE LA VERIFICACIÓN DE UNIDADES MONITOR

Tabla 3.12 Resultados de verificación de unidades monitor. Fuente: Tesista

6 MV Abierto									
Técnica	Profundidad d	SSD	Tamaño de Campo	MU	Dosis en TPS	Dosis Calculada	Variación	Tolerancia	Aceptación
Fija	10 cm	100	10 x 10 cm	147	100 cGy	100,17 cGy	0,17%	0,50%	si
Isocéntrica	5 cm	95	10 x 10 cm	210	200 cGy	199,48 cGy	0,26%	0,50%	si
6 MV Cuña									
Técnica	Profundidad d	SSD	Tamaño de Campo	MU (abierto/cuña)	Dosis en TPS	Dosis Calculada	Variación	Tolerancia	Aceptación
Fija	10 cm	100	10 x 10 cm	98/175	100 cGy	100,45 cGy	0,45%	2%	si
Isocéntrica	5 cm	95	10 x 10 cm	140/254	200 cGy	199,35 cGy	0,35%	2%	si
15 MV Abierto									
Técnica	Profundidad d	SSD	Tamaño de Campo	MU	Dosis en TPS	Dosis Calculada	Variación	Tolerancia	Aceptación
Fija	10 cm	100	10 x 10 cm	133	100 cGy	99,5 cGy	0,50%	0,50%	si
Isocéntrica	10 cm	90	10 x 10 cm	220	200 cGy	200,9 cGy	0,45%	0,50%	si
15 MV Cuña									
Técnica	Profundidad d	SSD	Tamaño de Campo	MU (abierto/cuña)	Dosis en TPS	Dosis Calculada	Variación	Tolerancia	Aceptación
Fija	10 cm	100	10 x 10 cm	88/155	100 cGy	99,8 cGy	0,20%	2%	si
Isocéntrica	10 cm	90	10 x 10 cm	147/258	200 cGy	203,71 cGy	1,82%	2%	si

3.5 DISCUSIÓN

Los valores obtenidos para 6 y 15 MV como se observan en las gráficas no tienen mucha variación en cuanto a la forma de los PDDs o Perfiles, ya que la radiación se comporta de igual manera independientemente de la energía siempre y cuando esta sea en órdenes de los Megavoltios.

Al observar las gráficas de PDDs, nos podemos dar cuenta que la dosis de radiación crece a medida que el detector se va acercando a la superficie hasta llegar a un punto de dosis

máxima d_{max} , el cual es un valor de referencia tomado para realizar varios calculos de los datos non – scanned. Tambien es notable darse cuenta que en un punto la dosis aumenta si el tamaño de campo lo hace, por eso es evidente que el punto máximo de dosis de cada tamaño de campo sea diferente.

Los perfiles de dosis, al ser transversales, se encuentran limitados por las mandíbulas en el caso de que el escaneo se realice en dirección in – plane, y por el MLC en el caso de que el escaneo sea cross – plane por lo que la forma de estos depende directamente del tamaño de campo. Claramente se observan las estructuras de los perfiles: Meseta, Penumbra y región fuera del campo. La región de meseta es la que nos provee los valores de planicidad y simetría del haz, por lo que si esta región tiene alguna discontinuidad el escaneo deberá repetirse y si el problema persiste, se deberá hacer un ajuste en la máquina.

Para el caso de los PDDs campos escaneados con cuña, esta simplemente atenúa los rayos X, siendo mayor la dosis en un punto con un campo abierto que con cuña en el mismo. En el caso de los perfiles es diferente, al estar la cuña en dirección cross – plane, tenemos como resultado un perfil que nos muestra la forma estructural de la cuña la cual tiene un región de alto y una región de bajo gradiente.

Al trabajar con varias lecturas en los diferentes voltajes y polaridades para la calibración en dosis absoluta del equipo y en la verificación de las unidades monitor del mismo, nos aseguramos de tomar los valores más estables para realizar los calculos de los factores de corrección utilizados en el protocolo TRS - 398 por lo que los márgenes de error obtenidos son bajos y el acelerador quedó plenamente calibrado para su uso clínico con pacientes.

CAPÍTULO IV

4. CONCLUSIONES

La disponibilidad de un completo sistema de dosimetría, la guía Beam Data Collect List de la CMS, la norma TRS – 398 y TRS – 430 permitieron comisionar el Acelerador Lineal Digital de Alta Energía *Elekta Synergy* para Rayos X del departamento de Radioterapia de Hospital Carlos Andrade Marín.

El error entre la dosis medida directamente en el equipo con una cámara de ionización y la dosis de radiación calculada por el Sistema de Planificación se encuentra dentro de los valores de tolerancia del protocolo TRS – 430 por lo que el comisionamiento se realizó exitosamente.

La utilización de valores medios de las lecturas de los diferentes voltajes y polaridades del electrómetro utilizadas para la calibración de la dosis absoluta del acelerador lineal y la verificación de las unidades monitor del mismo, aseguran que los márgenes de error obtenidos sean mínimos y el acelerador quede correctamente calibrado para su uso clínico con pacientes.

Las distribuciones de la dosis en PDDs y Perfiles para fotones de 6 MV y 15 MV, presentan poca variación en su forma, por lo que se puede concluir que la radiación proveniente del acelerador no presenta fluctuaciones considerables que pueden afectar los resultados finales ingresados al Sistema de Planificación.

Las mediciones de PDDs, Perfiles y Factores efectuadas en campos abiertos y con cuña permiten la caracterización física de los haces de radiación provenientes del acelerador lineal.

BIBLIOGRAFÍA

1. **ATTIX, F. H.**, *Introduction To Radiological Physics and Radiation Dosimetry.*, United States Of America: John Wiley and Sons Inc., 1986 pp: 160 - 368
2. **BUSHONG, S. C.**, *Manual de Radiología para Técnicos.*, 8va Ed., Madrid - España., Elsevier., 2007., pp: 145 – 170
3. **CUNNINGHAM, H. J.**, *The Physics of Radiology.*, 1era Ed., Illinois - Estados Unidos., Charles C. Thomas Publisher., 1985., pp: 115 - 124
4. **CUNNINGHAM, J. R.**, *keynote Adress: Development of Computer Algorithms for Radiation Therapy Treatment Planning.* Radiol. Oncol. Biol. Phys., 1987., pp: 168 - 214
5. **ESCOBAR, J.**, *Apunte de Radioterapia.*, Buenos Aires - Argentina., 1era Ed., Universidad Nacional de San Juan., 2010., pp: 8 – 32

6. **GRIESSBACH, I., y Otros.**, *Dosimetric Characteristics of a new Unshielded Silicon Diode and its Application in Clinical Photon and Electron Beams* *Med. Phys* 32., 2005., pp: 10 - 23
7. **HENDEE, W. R., y Otros.**, *Radiation Therapy Physics.*, 1era Ed., Missouri - Estados Unidos., John Wiley & Sons., 2012., pp: 211 - 324
8. **HOSKIN, P.**, *External Beam Therapy.*, 2da Ed., Oxford - Estados Unidos., Oxford University Press. 2012., pp: 315 - 413
9. **HUMPHRIES, L. J., y Otros.**, *Advances in Radiation Oncology Physics Dosimetry Treatment Planning, Brachytherapy: Medical Physics Monograph No. 19.*, New York - Estados Unidos., American Institute of Physics. 1992., pp: 12 - 121
10. **JHONS, H. E., y Otros.**, *The Physics of Radiology.* Illinois - Estados Unidos., Thomas - Springfield. 1984., pp: 25 - 218
11. **KHAN, F.**, *The Physics of Radiation Therapy.*, 4ta Ed., Baltimore - Estados Unidos., Lippincott, Williams and Wilkins., 2003., pp: 59 - 178
12. **KHAN, F. M., y Otros.**, *Treatment Planning in Radiation Oncology.*, 1era Ed., Baltimore - Estados Unidos., Lippincott, Williams and Wilkins., 1998., pp: 112 - 229

13. **KNOLL, G. F.**, *Radiation Detection and Measurement*, 4ta Ed., New York - Estados Unidos., John Wile & Sons., 2010., pp: 161 – 365

14. **MACKIE, T. R., y Otros.**, *A Convolution Method of Calculating Dose for 15 MV X Rays Med. Phys 47.*, 1995., pp: 15 - 32

15. **METCALFE, P., y Otros.**, *The Physics of Radiotherapy X-Rays from Linear Accelerator*. 1era Ed., Wisconsin - Estados Unidos., Medical Physics Publishing., 1997., pp: 127 - 215

16. **PODGORSK, E. B.**, *Radiation Physics for Medical Physicist*. 1era Ed., Berlín - Alemania., Springer., 2006., pp: 110 - 165

17. **RICKNER, G.**, *Silicon Diodes as Detectors in Relative Dosimetry of Photon, Electron and Proton Radiation Fields*. Uppsala Universitet., 1983., pp: 8 - 15

18. **RICKNER, G, y Otros.**, *General Specifications for Silicon Semiconductors for Use in Radiation Dosymetry Phys. Med. Biol. 32.*, 1987., pp: 1109 - 1117

19. **WILLIAMS, J. R., y Otros.**, *Radiotherapy Physics in Practice.*, 2da Ed., New York - Estados Unidos., Oxford University Press., 1993., pp: 72 - 144

20. **AUSTRIA., INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY (IAEA).**,
*Commissioning and Quality Assurance in Computerized Planning System for
Radiation Treatment of Cancer TRS - 430.* Viena - Austria., IAEA., 2004., pp:
206 - 208
21. **AUSTRIA., INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY (IAEA).**,
*Determinacion de la Dosis Absorbida en Radioterapia con Haces Externos
TRS - 398.* Viena - Austria., IAEA., 2005., pp: 76 - 96
22. **AUSTRIA., INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY (IAEA).**,
Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students. Viena
- Austria., IAEA Library Cataloguing in Publication Data., 2005., pp: 77 –
387
23. **ESTADOS UNIDOS., AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN
MEDICINE (AAPM).**, *Accelerator Beam Data Commissioning, Equipment
and Producers Report TG – 106.* 2008., pp: 4189 - 4207
24. **ESTADOS UNIDOS., INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION
UNITS AND MEASUREMENTS (ICRU).**, *Quantities and units in
Radiation Protection Dosimetry Report N. 51.* Mariland - Estados Unidos.,
1979., pp: 4 - 8
25. **ESTADOS UNIDOS., INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION
UNITS AND MEASUREMENTS (ICRU).**, *Radiation Quantities and Units
Report No. 33.* Washington DC - Estados Unidos., 1980., pp: 25 - 57.

26. **ESTADOS UNIDOS., INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS (ICRU).**, *Tissue Subtitles in Radiation Dosimetry and Measurements Report No. 44.*, Maryland - Estados Unidos., Bethesda., 1989., pp: 6 - 24
27. **ESTADOS UNIDOS., INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS (ICRU).**, *Use of Computers in External Beam Radiotherapy Procedures with High-Energy Photons and Electrons Report No. 42.*, Maryland - Estados Unidos., Bethesda MD., 1987., pp: 18 - 35
28. **GREAT BRITAIN. BRITISH JOURNAL OF RADIOLOGY.**, *Central Axis Depth Dose Data for Use in Radiotherapy Suppl 25.*, 1era Ed., Great Britain., 1996., pp: 30 - 59
29. **SUECIA., COMPUTERIZED MEDICAL SYSTEMS.**, *Beam Data Collect List (XiO).*, 1era Ed., Estocolmo - Suecia., CMS Elekta., 2006., pp: 1 - 4
30. **SUECIA., COMPUTERIZED MEDICAL SYSTEMS.**, *XiO Beam Modeling Guide 4.64.*, 1era Ed., Estocolmo Suecia., CMS Elekta., 2006., pp: 26 - 78
31. **SUECIA., COMPUTERIZED MEDICAL SYSTEMS.**, *Guía de Usuario Version 4.60.*, Estocolmo - Suecia., Elekta CMS Software., 2012. pp: 13 - 29

32. **GARCÍA, U.**, *Evaluacion del Algoritmo de Clarkson del Sistema de Planificacion XiO en el servicio de Radioterapia del Hospital General de las Fuerzas Armadas.*, Facultad de Ciencias., Escuela Politécnica Nacional., Quito - Ecuador., **TESIS.**, 2011 pp: 3 - 12
33. **PALLAROSO YELA, M. A.**, *Control de calidad del sistema de planificación Eclipse en haces de fotones para el departamento de radioterapia Solón Espinosa A. Solca Nucleo de Quito.*, Facultad de Ciencias., Escuela Politécnica Nacional., Quito - Ecuador., **TESIS.**, 2011., pp: 20 - 22
34. **PRODUCCIÓN DE RAYOS X CARACTERÍSTICOS**
<http://acdc.sav.us.es/cna/index.php/noticiasyevenos/notasprensa/554-42014>


2013/12/28

ANEXOS

ANEXO A

FACTORES DE CALIBRACIÓN Y ESPECIFICACIONES TÉCNICAS DE LOS DETECTORES

1. Cámara de ionización Plana – Paralela



Calibration Certificate

Calibration laboratory for ionising radiation quantities	Calibration mark
	011697
	05-13

Object : Ionization chamber

Manufacturer : IBA Dosimetry, Germany

Type : PPC05

Serial number : 791

Beam quality : Co-60

Absorbed dose to water calibration factor : $N_{D,w} = 5.824 \times 10^8 \text{ Gy/C}$

Measurement uncertainty : $U = 2.2 \%$

Reference conditions : $T_0: 20.0 \text{ }^\circ\text{C}$ $p_0: 101.325 \text{ kPa}$ R.H.: 50 %

The reported expanded uncertainty is based on a standard uncertainty multiplied by a coverage factor $k = 2$, which for a normal distribution provides a level of confidence of approximately 95%.
The secondary standard of this laboratory is traceable to the PTB in Braunschweig (German Federal Institute of Physics and Metrology).
Calibration reported in this certificate was carried out in accordance with the procedures described in the IAEA TRS 398 Code of Practice.

Measuring conditions:

Phantom size :	30 cm × 30 cm × 30 cm
Phantom material :	water
Source to phantom surface distance (SSD) :	100 cm
Field size at the phantom surface :	10 cm × 10 cm
Depth in phantom of the reference point of the chamber :	5 g cm ⁻²
Reference point of the IC :	on the inner surface of the window at its centre
Chamber orientation :	the beam axis perpendicular to the chamber axis

If the chamber stem has a mark, the mark is oriented towards the radiation source

Waterproof sleeve (PMMA) : NO

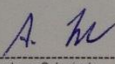
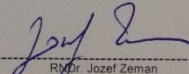
Sleeve Serial Number : -

Polarizing potential of collecting (central) electrode : 300 V

Dose rate : 0.4 Gy min⁻¹

Recombination correction coefficient (k_r) with standard uncertainty: 1.000 ± 0.1%

Polarity correction has not been applied.

Date of calibration	Calibration approved by	Calibration performed by
01.05.2013	 Andreas Schmiech	 RNDr. Jozef Zeman

Calibration certificate without signature is not valid. This calibration certificate may not be reproduced other than in full.

IBA Dosimetry GmbH | Bahnhofstraße 5 | 35093 Schwarzenbruck | Deutschland | Tel. + 49 9128 607 0 | Fax. + 49 9128 607 10 | TP M004 001-172-103-10

Registre/Ges. Nummer, HR B 4262 | WEEE-Reg. Nr. DE 65960409 | Geschäftsführer: Olivier Legrain, Rob Plompen

info@iba-dosimetry.com | www.iba-dosimetry.com

3. Technical Specifications

3.1. Materials

Part	Material	Characteristic
Outer electrode	Shonka (C-552)	$\rho = 1.76 \text{ g/cm}^3$
Inner electrode	PEEK graphitized	$\rho = 1.32 \text{ g/cm}^3$

3.2. Connector and cable

Part	Type	Length
Connector type	TNC triaxial	
Cable length		1.4 m
Connecting cable length		30 m

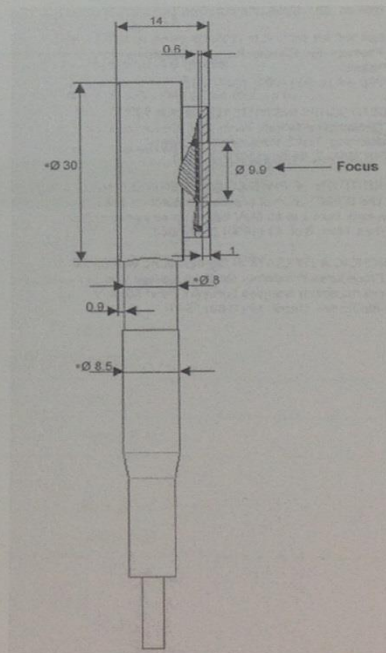
3.3. Active dimensions

Part	Dimension
Sensitive volume (nominal)	46.0 mm ³
Cylinder height	0.6 mm
Outer electrode (front window)	
Diameter	20.0 mm
Thickness	1.0 mm (0.176 g/cm ²)
Front window thickness	1.0 mm
Diameter of inner electrode	9.9 mm
Guard ring	
Diameter	17.8 mm
Width	3.4 mm

3.4. Outer dimensions

Part	Dimension
Chamber body	
Outside diameter	30.0 mm
Thickness	14.0 mm
Stem	
Outside diameter	8,5 mm
Length	38.0 mm
Build-up cap	
Outer diameter	30.0 mm
Thickness	2.0 mm (0.236 g/cm ²)

3.5. Mechanical Drawing



3.6. Reference point

The reference point in water is 1 mm below the outer surface (midpoint of the inner surface of the front window).

The reference point with build-up cap Co-60 is 3.0 mm below the outer surface of the cap.

3.7. Operational Data

Performance test according to IEC 60731.

Item	Characteristic
Polarizing voltage	± 300 V (max +500V)
Sensitivity	2×10^{-9} C / Gy
Leakage current	$\pm 5 \times 10^{-16}$ A
Cable irradiation	$\leq 10^{-15}$ A * Gy ⁻¹ * cm ⁻¹
Polarity effect (5 MeV, z=0.5*R _p)	≤ 1.9 % (IEC: ± 500 V); ≤ 1.2 % (± 300 V)
Chamber orientation ($\leq 10^\circ$)	$\leq \pm 1$ %
Stabilization time	$\leq \pm 0.5$ %
Pre-irradiation	10 Gy

3.8. Radiation Quality

Stability	Waiting time
Electrons	2 – 50 MeV
Photons	⁶⁰ Co – 50 MV
Field size	≥ 4 cm x 4 cm
Dose rate	
Minimum dose rate	50 μ Gy/s
Maximum dose rate (Ion collection efficiency = 99% at +300V)	
Continuous irradiation	3 kGy/s
Pulsed irradiation	15 Gy/pulse

3.9. Calibration factors

The calibration factors and the calibration conditions are described in the calibration certificate.

3.10. Operational conditions

Condition	Range
Ambient temperature	+15°C - +40°C
Relative humidity	20% to 80%, but below 20 g/m ³
Atmospheric pressure	750 hPa - 1050 hPa

3.11. Dose1 Therapy Dosimeter with PPC05

3.11.1. Dose1 entries

Creating a new Sensor

Basic Data | Extended Data

Chamber Type: parallel-plate, vert/ed

Thickness of Active Volume (TAV): [Diagram]

Beam Direction: [Diagram]

Center Electrode (CE): [Diagram]

Chamber Wall (CHW): [Diagram]

Guard Electrode (GE): [Diagram]

Diameter of Active Volume (DAV): [Diagram]

Chamber Wall Material (1 Line): Shonka C552 [1.8 g/ccm]

Chamber Wall Material (2 Line): H: 2.5,C: 50.0 O: 5.5,F: 46.5,Si: 0.5

CHW-Density: 176 mg/cm³cm

Center Electrode Material: PEEK graphitized [1.32 g/ccm]

Diameter of active volume (DAV): 9.9 mm

Thickness of active volume (TAV): 0.6 mm

Active Volume: 0.05 ccm

Reference Point: 1.0 mm below the outer surface

OK Cancel

3.11.2. Available Ranges with Dose1

The following conditions apply for PPC05 with the Dose1 reference class dosimeter.

Input	Min. dose (*)	Max. dose rate (**)
0 – 10 nA	40 mGy	600 Gy/min
0 – 2 μ A	4 Gy	60 Gy/min

*: for $\pm 0.5\%$ uncertainty according to IEC 60731; **: maximum dose rate without saturation

The resolution of the displayed values is better than 0.25 % of the selected input range.

2. Cámara de ionización cilíndrica tipo Farmer



Calibration Certificate

	011628
Calibration laboratory for ionising radiation quantities	Calibration mark 04-13

Object : Ionization chamber

Manufacturer : IBA Dosimetry, Germany

Type : FC65-G

Serial number : 2691

Beam quality : **Co-60**

Absorbed dose to water calibration factor : **$N_{D,w} = 4.831 \times 10^7 \text{ Gy/C}$**

Measurement uncertainty : **$U = 2.2 \%$**

Reference conditions : T_0 : 20.0 °C p_0 : 101.325 kPa R.H.: 50 %

The reported expanded uncertainty is based on a standard uncertainty multiplied by a coverage factor $k = 2$, which for a normal distribution provides a level of confidence of approximately 95%.

The secondary standard of this laboratory is traceable to the PTB in Braunschweig (German Federal Institute of Physics and Metrology).

Calibration reported in this certificate was carried out in accordance with the procedures described in the IAEA TRS 398 Code of Practice.

Measuring conditions:

Phantom size :	30 cm × 30 cm × 30 cm
Phantom material :	water
Source to phantom surface distance (SSD) :	100 cm
Field size at the phantom surface :	10 cm × 10 cm
Depth in phantom of the reference point of the chamber :	5 g cm ⁻²
Reference point of the IC :	on the chamber axis at the centre of the cavity volume
Chamber orientation :	the beam axis perpendicular to the chamber axis
<small>If the chamber stem has a mark, the mark is oriented towards the radiation source</small>	
Waterproof sleeve (PMMA) :	NO
Sleeve Serial Number:	-
Polarizing potential of collecting (central) electrode :	300 V
Dose rate :	0.4 Gy min ⁻¹
Recombination correction coefficient (k_s) with standard uncertainty:	1.000 ± 0.1%
Polarity correction has not been applied.	

Date of calibration	Calibration approved by	Calibration performed by
16.04.2013	 ----- Dipl. Ing. Pavol Prbylsky	 ----- Andreas Schmiech

Calibration certificate without signature is not valid. This calibration certificate may not be reproduced other than in full.

TP WGL 001-1/2/02-10

IBA Dosimetry GmbH | Behnhofstraße 5 | 90592 Schwarzenbruck | Deutschland | Tel.: +49 9128 607 0 | Fax: +49 9128 607 10
 Register-GHz. Nürnberg, HR B 4262 | WZLF-Reg. Nr. DE 05960409 | Geschäftsführer: Oliver Legrain, Rob. Plompen
 info@iba-dosimetry.com | www.iba-dosimetry.com

3. Technical Specifications

3.1. Materials

Part	Material	Characteristic
Outer electrode	Graphite	$\rho = 1.8 \text{ g/cm}^3$
Inner electrode	Aluminum	$\rho = 2.7 \text{ g/cm}^3$
Chamber stem	Aluminum	$\rho = 2.7 \text{ g/cm}^3$
Build-up cap	POM (CH ₂ O)	$\rho = 1.4 \text{ g/cm}^3$
Waterproof sleeve	Silicon	
Life time dose		>170 kGy

3.2. Connector and cable

Part	Type	Length
Connector type	TNC triaxial	
Cable length		Approx. 1.5 m

3.3. Dimensions

Outer dimensions

Part	Dimension
Outer electrode, outside diameter	7.1 mm
Chamber stem diameter, outside diameter	8.6 mm
Chamber stem length	64 mm
Cable entry, outside diameter	12.7 mm
Total length	129 mm
Build-up cap diameter	15.0 mm
Build-up cap, length	94.0 mm

Inner dimensions

Part	Dimension
Active volume	0.65 cm ³
Total active length	23 mm
Cylinder length	20 mm
Inner diameter of outer electrode	6.2 mm
Diameter of inner electrode	1.0 mm
Length of inner electrode	20.5 mm
Wall thickness of build-up cap	3.9 mm (550 mg/cm ³)

3.4. Reference point

The reference point without build-up cap is 13 mm from the distal end of the chamber thimble.

The reference point with build-up cap (i.e. the geometrical center of the active volume) is 17 mm from the distal end of the chamber thimble.

3.5. Orientation in the radiation field

The FC65-G is designed for positioning of the axis perpendicular to the central beam, or at the mark of the central beam, proximal to source

3.6. Operational characteristics

Item	Characteristic
Polarizing voltage	± 300 V (max ± 500 V)
Maximum leakage	± 2 x 10 ⁻¹⁴ A
Typical leakage	± 4 x 10 ⁻¹⁵ A
Guard potential	± 300 V (max ± 500 V)
Polarity effect in ⁶⁰ Co	< 0.2 %
Sensitivity	approx. 21 x 10 ⁻⁹ C/Gy

3.7. Operational conditions for Absolute Dosimetry

Condition	Range
Dose rate	1 mGy/min – 51 Gy/min
Field size (diameter)	3 cm – 14 cm
Beam direction (perpendicular to the chamber axis)	
Inclination of chamber axis	± 15°
Rotation of chamber axis	0° - 360°
Ambient temperature	+10°C - +40°C
Relative humidity range	30% - 75%
Atmospheric pressure	900 hPa – 1100 hPa

3.8. Stability

Stability	Waiting time
Change in polarity of high voltage	< 3 min exposure
Change in ambient temperature	2 min/°C


3.9. Calibration factors

The calibration factors and the calibration conditions are described in the calibration certificate.

3.10. Application Range

Energy / Radiation quality	Range
X-ray beams, absorbed dose rate / dose to water	150 kV (HVL = 0.8 mm Cu) – 25 MV Beam quality correction factors for energies between ⁶⁰ Co and 25 MV specified as given in IAEA TRS 398.
X-ray beams, air kerma rate / kerma	70 kV (HVL = 0.11 mm Cu) – 25 MV
Electron beams	R(50) = 4 cm – 10 cm

3. Cámara de ionización cilíndrica



Calibration Certificate

	011947
Calibration laboratory for ionising radiation quantities	Calibration mark 07-13

Object : Ionization chamber

Manufacturer : IBA Dosimetry, Germany

Type : CC13

Serial number : 12396

Beam quality : **Co-60**

Absorbed dose to water calibration factor : $N_{D,w} = 2.641 \times 10^8 \text{ Gy/C}$

Measurement uncertainty : **$U = 2.2 \%$**

Reference conditions : T_0 : 20.0 °C p_0 : 101.325 kPa R.H.: 50 %

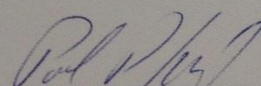
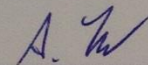
The reported expanded uncertainty is based on a standard uncertainty multiplied by a coverage factor $k = 2$, which for a normal distribution provides a level of confidence of approximately 95%.

The secondary standard of this laboratory is traceable to the PTB in Braunschweig (German Federal Institute of Physics and Metrology).

Calibration reported in this certificate was carried out in accordance with the procedures described in the IAEA TRS 398 Code of Practice.

Measuring conditions:

Phantom size :	30 cm × 30 cm × 30 cm	
Phantom material :		water
Source to phantom surface distance (SSD) :		100 cm
Field size at the phantom surface :		10 cm × 10 cm
Depth in phantom of the reference point of the chamber :		5 g cm ⁻²
Reference point of the IC :	on the chamber axis at the centre of the cavity volume	
Chamber orientation :	the beam axis perpendicular to the chamber axis	
If the chamber stem has a mark, the mark is oriented towards the radiation source		
Waterproof sleeve (PMMA) :		NO
Sleeve Serial Number:		-
Polarizing potential of collecting (central) electrode :		300 V
Dose rate :		0.4 Gy min ⁻¹
Recombination correction coefficient (k_r) with standard uncertainty:		1.000 ± 0.1%
Polarity correction has not been applied.		

Date of calibration	Calibration approved by	Calibration performed by
02.07.2013	 ----- Dipl. Ing. Pavol Pribylsky	 ----- Andreas Schmiech

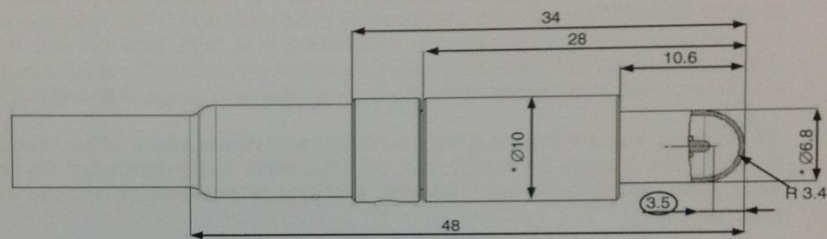
Calibration certificate without signature is not valid. This calibration certificate may not be reproduced other than in full.

TP.WIDL.001.1/2/02.10

IBA Dosimetry GmbH | Bahnhofstraße 5 | 30692 Schwarzenbruck | Deutschland | Tel.: +49 9128 607 0 | Fax.: +49 9128 607 10 |
 Register-Ger. Nürnberg, HR B 4263 | WEEE-Reg.-Nr. DE 65980409 | Geschäftsführer: Olivier Legrain, Rob Piompen |
 info@iba-dosimetry.com | www.iba-dosimetry.com

2 Technical Data

- Application**
- absolute and relative dosimetry of photon and electron beams in radiotherapy,
 - measurements in air, in solid phantoms or in water phantoms,
 - standard chamber for clinical use in water phantoms.
- Features**
- air ionization chamber, vented through waterproof silicon sleeve,
 - designed for axial or lateral beam entrance,
 - waterproof and fully guarded,
 - PTB approved (15.101 / 97.01)
 - supplied with individual factory calibration certificate and user's guide.



* add 0.2 mm for tolerance if you intend to make adapters.
dimensions in mm.

Material	outer electrode inner electrode chamber stem	Shonka C552 (1.76 g/cm ³) Shonka C552 (1.76 g/cm ³) PEEK (1.32 g/cm ³)
Inner Dimensions	active volume (nominal) total active length cylinder length inner diameter of cylinder wall thickness diameter of inner electrode length of inner electrode	0.13 cm ³ 5.8 mm 2.8 mm 6.0 mm 0.4 mm (70 mg/cm ²) 1.0 mm 3.3 mm
Cable & Connector	connector type cable length	TNC triaxial connector 1.40 m
Operational Data	leakage current sensitivity (nominal) polarizing voltage reference point w/o build-up cap (i.e. geometrical center of active volume)	< ± 4 x 10 ⁻¹⁵ A 3.8 x 10 ⁻⁹ C/Gy ± 300 V 3.5 mm from the distal end of the chamber (encircled value)

3 Operational Characteristics and Conditions

Quantity	Value
Polarizing voltage	± 300 V (max. ± 500 V)
Max. leakage	$\pm 2 \times 10^{-14}$ A
Typical leakage	$\pm 4 \times 10^{-15}$ A
Guard potential	± 300 V (max. ± 500 V)
Polarity effect in Co-60	< 0.1 % (± 300 V)
Sensitivity (nominal)	3.8×10^{-9} C/Gy
Reference point in water	3.5 mm from the distal end of the chamber
(*) Ambient temperature	+ 10 °C to + 40 °C
(*) Relative humidity	30% to 75%
(*) Atmospheric pressure	900 to 1100 hPa
(*) Dose rate	1 mGy / min to 51 Gy / min
(*) Field size (diameter)	3 cm to 14 cm
(*) Beam direction (perpendicular to chamber axis)	inclination of chamber axis: $\pm 15^\circ$ rotation of chamber axis: 0 to 360 °

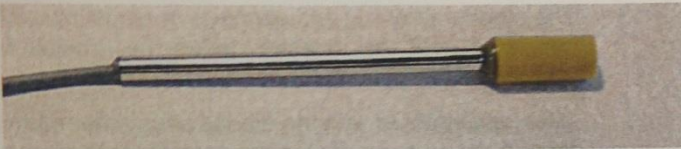
(*) = for absolute dosimetry only, according to domestic PTB pattern test requirements.

Stability	Waiting Time
Change in polarity of high voltage	< 3 min exposure
Change in ambient temperature	2 min / °C

Radiation Quality	Application Range
Photons (low energy)	100 kV to Co-60
Photons (high energy)	Co-60 to 50 MV
Electrons	4 MeV to 50 MeV for absolute dosimetry not below 10 MeV

4. Diodo semiconductor para haces de fotones


PFD^{3G} Photon Field Detector



Item	Value
Stem material	Stainless steel
Enclosure material	ABS and epoxy
Position of measurement point	Indicated by a cross-hair at the top of the detector
Effective measurement point	< 0.9 mm from surface The actual value is measured individually and stated in the detector certificate.
Chip size (mm)	2.5 x 2.5 x 0.5
Active area diameter (mm)	2.0
Active area thickness (mm)	0.06

5. Diodo semiconductor de referencia

RFD^{3G} Reference Field Detector



The reference detector is used only to obtain a reference signal for relative field measurements. By calculating the quotient of the field and the reference signals, the effect of the variations in the accelerator output is eliminated.

Item	Value
Enclosure material	ABS and epoxy
Measurement point	Indicated by a white dot on the detector
Chip size (mm)	2.5 x 2.5 x 0.5
Active area diameter (mm)	2.0
Active area thickness (mm)	0.06

6. Electrómetro Dose 1

(a) Coeficiente de calibración del Amperaje

Report No. EDM23807

University of Wisconsin - Madison
Department of Medical Physics
Accredited Dosimetry Calibration Laboratory

Electrometer Measurement Data

Calibration Completed: 14/AUG/2013 Report Date: 14/AUG/2013

<u>Electrometer</u> IBA Model: IBA DOSE 1 S/N: 14508	<u>Electrometer Settings</u> Input Range : Low, High Prefix : Nano
---	--

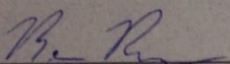
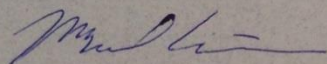
HV Bias (Guard voltage with respect to connector out shell)

+150 : +150.5 V	-150 : -150.5 V
+300 : +301.1 V	-300 : -301.0 V

Ampere Calibration Coefficients

Scale	Range	Linearity	Calibration	Coefficient
Charge Low	0.02 to 145 nA	+/- 0.06 %	1.000	nA/Rdg
Charge High	2 to 995 nA	+/- 0.04 %	1.000	nA/Rdg

Calibration Uncertainty: 0.2 %. Refer to the appendix for a description of reported calibration coefficients.
Environmental Conditions: T=22.9 °C, P=98.35 kPa, RH=25%. Calibration Protocol: E.4.2

 Benjamin R. Palmer, B.S. Staff Physicist Accredited Dosimetry Calibration Laboratory	 Accredited Dosimetry Calibration Laboratory Advisory Committee Member or Designee
---	--

(b) Coeficiente de calibración de Carga

Report No. EDM23807

University of Wisconsin - Madison
Department of Medical Physics
Accredited Dosimetry Calibration Laboratory

Electrometer Measurement Data

Calibration Completed: 14/AUG/2013

Report Date: 14/AUG/2013

Electrometer

IBA
Model: IBA DOSE 1
S/N: 14508

Electrometer Settings

Input Range : Low, High
Prefix : Nano

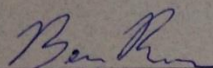
HV Bias (Guard voltage with respect to connector out shell)

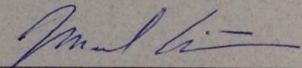
+150 : +150.5 V -150 : -150.5 V
+300 : +301.1 V -300 : -301.0 V

Charge Calibration Coefficients

Scale	Zero-Drift	Leakage	Range	Linearity	Calibration	Coefficient
Charge Low			0.1 to 1000 nC	+/- 0.04 %	1.001	nC/Rdg
Charge High			10 to 10,000 nC	+/- 0.08 %	1.000	nC/Rdg

Calibration Uncertainty: 0.2 %. Refer to the appendix for a description of reported calibration coefficients.
Environmental Conditions: T=22.9 °C, P=98.35 kPa, RH=25%. Calibration Protocol: E.4.2


Benjamin R. Palmer, B.S.
Staff Physicist
Accredited Dosimetry Calibration Laboratory


Accredited Dosimetry Calibration Laboratory
Advisory Committee Member or Designee

ANEXO B

1) HOJAS DE TRABAJO DE LA CALIBRACIÓN DEL EQUIPO PARA FOTONES DE 6 MV (PROTOCOLO TRS – 398)

Determinación de dosis absorbida en agua en un haz de fotones de alta energy;ia					
Usuario	William Espinoza/Javier Arias			Fecha:	Noviembre 2013
1. Unidad de tratamiento y condiciones de referencia para la determinación de $D_{w,Q}$					
Acelerador:	Synergy		Potencia nominal del Ac:	6	MV
Tasa de dosis nominal:	600UM/min		Cal. del haz, Q ($TPR_{20,10}$):	0,688	
Maniquí de referencia:	agua		Geometría:	SSD	
Tamaño de campo de referencia:	10x10	cm x cm	Distancia de ref.:	100	cm
Profundidad de referencia Z_{ref} :	10,0	g cm ⁻²			
2. Cámara de ionización y electrómetro					
Modelo de la Cámara:	FC65 G		Serial No.:	2690	
Pared de la cámara material:	Grafito		thickness:	0,068	g cm ⁻²
Camisa impermeable material:	Silicón		thickness:		g cm ⁻²
Ventana de maniquí material:			thickness:		g cm ⁻²
Factor de calibración en dosis absorbida en agua^a			4,816 cGy/C		
Calidad de calibración Q_0 :	Co-60		Profundidad de calibración:	5	g cm ⁻²
Si Q_0 es un haz de fotones, dar $TPR_{20,10}$:					
Cond. De referencia de calibración					
P_0 :	101,3	kPa	T_0 :	20,0	°C
			Rel. humidity:	50	%
Tensión de colección V_f :	300	V			
			Polaridad en calibración:	+ve	
			Polaridad del usuario:	-ve	
Laboratorio de Calibración:	iba		Fecha:	16 abril 2013	
Modelo del electrómetro:	iba dose 1		No Serie:	13971	
Calib. separately from chamber:	Si		Rango Fijado:	bajo	
Si es afirmativo, lab. de calibración:	iba		Date:	10 de abril del 2013	
3. Dosimetry reading ^b and correction for influence quantities					
Lectura no corregida del dosímetro en V_f y polaridad de usuario:				30,8925	nC
Unidades monitor correspondientes:				300	UM
Cociente entre la lectura del dosímetro y las unidades monitor:			$M_f =$	0,10297	
(i) Presión:	72,6	kPa	Temp:	20.2	°C
			Hum. Relat.(si se conoce)	50	%
$k_{T,P} = \frac{(273.2 + T) P_0}{(273.2 + T_0) P} = 1,3926$					

- (ii) Factor de calibración del electrómetro k_{elec} : **1,001**
- (iii) Corrección por polarid. ^d Lect en +V_i: M_+ = **30,89** rdg at -V_i: M_- = **30,77**

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} = \mathbf{0,998}$$

- (iv) Corrección por recombinación (método de las dos tensiones)

Tensiones de colección: V_1 (normal) = **-300** V V_2 (reducida) = **-150** V

Lecturas en cada ^e V: M_1 = **30,89** M_2 = **30,82**

Haz tipo:

Pulsado

Cociente de tensiones V_1 / V_2 = **2** Cociente de las lecturas. M_1 / M_2 = **1,002**

a_0 = 2,3370 a_1 = -3,6360 a_2 = 2,2990

$$k_z = a_0 + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2} \right)^2 = \mathbf{1,0025} \quad \text{fig}$$

Lectura corregida del dosímetro en la tensión V_i :

$$M_Q = M_1 k_{TP} k_{elec} k_{pol} k_z = \mathbf{0,1436}$$

4. Dosis absorbida en agua en la profundidad de referencia, z_{ref}

Factor de calidad por la calidad del haz del usuario Q: **0,9938**

$$D_{w,Q}(z_{ref}) = M_Q N_{D,w,Q} k_{Q,Q_0} = \mathbf{0,6837} \quad \text{Gy / UM}$$

5. Tasa de dosis absorbida en agua en la profundidad de referencia del máximo de dosis, z_{max}

Profundidad del máximo de dosis: z_{max} = **1.6** g cm⁻²

- (i) Geometría SSD

Porcentaje de dosis a profundidad en z_{ref} para tamaño de campo 10x10cm x cm

$$PDD(z_{ref} = 10 \text{ g cm}^{-2}) = \mathbf{68 \%}$$

Calibración del monitor en dosis absorbida en z_{max}

$$D_{w,Q}(z_{max}) = 100 D_{w,Q}(z_{ref}) / PDD(z_{ref}) = \mathbf{1.0108} \quad \text{cGy / MU}$$

2) HOJAS DE TRABAJO DE LA CALIBRACIÓN DEL EQUIPO PARA FOTONES DE 15 MV (PROTOCOLO TRS – 398)

Determinación de dosis absorbida en agua en un haz de fotones de alta energía					
Usuario	William Espinoza/Javier Arias		Fecha:	Noviembre 2013	
1. Unidad de tratamiento y condiciones de referencia para la determinación de $D_{w,Q}$					
Acelerador:	Synergy				
Tasa de dosis nominal:	600UM/min		Potencia nominal del Ac:	15	MV
Maniquí de referencia:	agua		Cal. del haz, Q ($TPR_{20,10}$):	0,7558	
Tamaño de campo de referencia:	10x10	cm x cm	Geometría:	SSD	
Profundidad de referencia Z_{ref} :	10,0	g cm ⁻²	Distancia de ref.:	100	cm
2. Cámara de ionización y electrómetro					
Modelo de la Cámara:	FC65 G		Serial No.:	2690	
Pared de la cámara	material:	Grafito	thickness:	0,068	g cm ⁻²
Camisa impermeable	material:	Silicón	thickness:		g cm ⁻²
Ventana de maniquí	material:		thickness:		g cm ⁻²
Factor de calibración en dosis absorbida en agua^a			4,816 cGy/C		
Calidad de calibración Q_0 :	Co-60		Profundidad de calibración:	5	g cm ⁻²
Si Q_0 es un haz de fotones, dar $TPR_{20,10}$:					
Cond. De referencia de calibración					
P_0 :	101,3	kPa	T_0 :	20,0	°C
			Rel. humidity:	50	%
Tensión de colección V_f :	300	V			
			Polaridad en calibración:	+ve	
			Polaridad del usuario:	-ve	
Laboratorio de Calibración:	iba		Fecha:	16 abril 2013	
Modelo del electrómetro:	iba dose 1		No Serie:	13971	
Calib. separately from chamber:	Si		Rango Fijado:	bajo	
Si es afirmativo, lab. de calibración:	iba		Date:	10 de abril del 2013	
3. Dosimetry reading^b and correction for influence quantities					
Lectura no corregida del dosímetro en V_f y polaridad de usuario:				34.94	nC
Unidades monitor correspondientes:				300	UM
Cociente entre la lectura del dosímetro y las unidades monitor:			$M_f =$	0,14646	
(i) Presión:	72,6	kPa	Temp:	20.2	°C
			Hum. Relat.(si se conoce)	50	%
$k_{T,P} = \frac{(273.2 + T) P_0}{(273.2 + T_0) P} = 1,3926$					

(ii) Factor de calibración del electrómetro k_{elec} : **1,001**

(iii) Corrección por polarid. ^d Lect en +V_i: M_+ = **34.94** rdg at -V_i: M_- = **34.83**

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} = \mathbf{0,9984}$$

(iv) Corrección por recombinación (método de las dos tensiones)

Tensiones de colección: V_1 (normal) = **-300** V V_2 (reducida) = **-150** V

Lecturas en cada ^e V: M_1 = **34.94** M_2 = **34.87**

Haz tipo: Pulsado
 Cociente de tensiones V_1 / V_2 = **2** Cociente de las lecturas. M_1 / M_2 = **1,002**
 a_0 = 2,3370 a_1 = -3,6360 a_2 = 2,2990

$$k_s = a_0 + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2} \right)^2 = \mathbf{1,0028} \quad f.g$$

Lectura corregida del dosimetro en la tensión V_i:

$$M_Q = M_1 k_{TP} k_{elec} k_{pol} k_s = \mathbf{0,2044}$$

4. Dosis absorbida en agua en la profundidad de referencia, z_{ref}

Factor de calidad por la calidad del haz del usuario Q: **0,981**

$$D_{w,Q}(z_{ref}) = M_Q N_{D,w,Q} k_{Q,Q_0} = \mathbf{0.8784} \quad \text{Gy / UM}$$

5. Tasa de dosis absorbida en agua en la profundidad de referencia del máximo de dosis, z_{max}

Profundidad del máximo de dosis: z_{max} = **2.48** g cm⁻²

(i) Geometría SSD

Porcentaje de dosis a profundidad en z_{ref} para tamaño de campo 10x10cm x cm

$$PDD(z_{ref} = 10 \text{ g cm}^{-2}) = \mathbf{75.6 \%}$$

Calibración del monitor en dosis absorbida en z_{max}

$$D_{w,Q}(z_{max}) = 100 D_{w,Q}(z_{ref}) / PDD(z_{ref}) = \mathbf{1.0158} \quad \text{cGy / MU}$$

ANEXO C

1) TABLA DE PDDs MEDIDOS EN CAMPOS ABIERTOS DE 6 MV

Fieldsize:	3 x 3	4 x 4	5 x 5	8 x 8	10 x 10	12 x 12	15 x 15	17 x 17	20 x 20	25 x 25	30 x 30	35 x 35	40 x 40
Coordenada [mm]													
0		36,49	28,33	34,95	41	45	46	49,5	50	55,21	57	60,4	61,5
10	93,48	93,63	97,14	97,49	97,04	97,48	97,75	98,22	97,1	97,68	99,14	99,47	99,12
20	99,59	99,59	99,26	99,01	99,19	99,17	98,89	98,89	99,31	99,23	98,73	98,59	98,68
30	95,21	95,69	94,72	95,01	95,31	95,44	95,24	95,28	95,93	96	95,38	95,12	95,19
40	90,11	90,58	90,01	90,75	91,16	91,46	91,41	91,53	92,12	92,28	91,79	91,76	91,74
50	85,04	85,84	85,49	86,53	87,05	87,43	87,58	87,71	88,54	88,72	88,38	88,22	88,39
60	80,17	81,1	80,91	82,28	83,06	83,46	83,76	84,03	84,82	85,19	84,88	84,83	85,02
70	75,58	76,6	76,52	78,16	79,14	79,61	80,06	80,37	81,28	81,73	81,47	81,44	81,69
80	71,32	72,29	72,48	74,26	75,28	76,09	76,44	76,8	77,79	78,33	78,15	78,17	78,49
90	67,11	68,21	68,39	70,45	71,69	72,35	72,92	73,4	74,44	75,07	74,91	75,07	75,34
100	63,27	64,44	64,61	66,82	68,04	68,81	69,59	69,99	71,16	71,86	71,77	71,92	72,22
110	59,56	60,71	61,01	63,34	64,64	65,52	66,32	66,82	67,97	68,76	68,72	68,87	69,2
120	56,18	57,31	57,63	59,99	61,33	62,26	63,11	63,69	64,9	65,74	65,77	66,01	66,38
130	52,94	54,02	54,45	56,89	58,19	59,19	60,15	60,67	61,94	62,85	62,93	63,23	63,52
140	49,88	50,92	51,4	53,78	55,27	56,28	57,23	57,85	59,1	60,07	60,18	60,49	60,86
150	47,07	48,11	48,52	50,94	52,41	53,38	54,43	55,05	56,36	57,39	57,52	57,86	58,23
160	44,32	45,37	45,88	48,3	49,74	50,72	51,85	52,5	53,75	54,81	55,01	55,39	55,85
170	41,86	42,83	43,3	45,71	47,22	48,22	49,31	50,04	51,26	52,3	52,58	52,95	53,36
180	39,45	40,44	40,93	43,33	44,68	45,78	46,92	47,57	48,83	49,96	50,21	50,63	51,15
190	37,29	38,22	38,67	40,97	42,38	43,43	44,63	45,26	46,51	47,7	47,99	48,41	48,88
200	35,21	36,09	36,56	38,82	40,21	41,24	42,43	43,12	44,35	45,48	45,83	46,27	46,73
210	33,22	34,13	34,53	36,78	38,16	39,22	40,29	40,99	42,23	43,4	43,79	44,2	44,69
220	31,39	32,27	32,73	34,86	36,19	37,2	38,4	39,06	40,28	41,4	41,79	42,24	42,75

230	29,68	30,5	30,82	33	34,27	35,31	36,43	37,14	38,37	39,51	39,88	40,39	40,78
240	28,08	28,82	29,21	31,31	32,57	33,55	34,69	35,36	36,54	37,69	38,1	38,57	39,04
250	26,52	27,26	27,65	29,61	30,87	31,82	32,94	33,6	34,79	35,89	36,34	36,85	37,3
260	25,12	25,76	26,21	28,18	29,34	30,29	31,38	32,01	33,14	34,27	34,74	35,23	35,69
270	23,75	24,41	24,81	26,64	27,81	28,74	29,8	30,46	31,62	32,7	33,11	33,68	34,09
280	22,45	23,09	23,46	25,27	26,4	27,32	28,38	29,01	30,11	31,2	31,63	32,11	32,6
290	21,24	21,87	22,24	24	25,08	25,93	26,96	27,64	28,68	29,75	30,19	30,69	31,11
300	20,15	20,71	21,06	22,74	23,78	24,65	25,67	26,26	27,31	28,36	28,8	29,3	29,75
310	19,04	19,63	19,97	21,6	22,61	23,47	24,41	24,98	26,02	27,04	27,49	27,98	28,44
320	18,05	18,6	18,88	20,49	21,46	22,26	23,24	23,78	24,8	25,79	26,24	26,74	27,15
330	17,11	17,62	17,92	19,42	20,4	21,19	22,11	22,63	23,6	24,59	25,05	25,55	25,95
340	16,21	16,71	17,01	18,45	19,36	20,14	21,04	21,55	22,49	23,42	23,91	24,36	24,77
350			16,13	17,53	18,41	19,15	20,01	20,54			22,82	23,3	23,7

2) TABLA DE PDDs MEDIDOS EN CAMPOS CON CUÑA DE 6 MV

Fieldsize:	5 x 5	8 x 8	10 x 10	12 x 12	15 x 15	17 x 17	20 x 20	25 x 25	30 x 30
Coordenada [mm]:									
0	31,69	42,83	50,26	52,36	55,52	57,62	60,78	64,5	68,23
10	93,93	95,5	96,55	96,85	97,31	97,61	98,07	98,5	98,92
20	100	99,66	99,44	99,36	99,25	99,17	99,05	98,95	98,85
30	96,63	95,97	95,54	95,54	95,55	95,56	95,56	95,55	95,53
40	91,94	91,85	91,79	91,82	91,86	91,89	91,93	91,93	91,92
50	87,48	87,65	87,75	87,82	87,93	88	88,1	88,39	88,69
60	83,61	83,75	83,84	84	84,23	84,39	84,63	84,92	85,21
70	79,34	79,84	80,17	80,41	80,76	81	81,36	81,68	82
80	75,1	75,94	76,5	76,78	77,22	77,5	77,94	78,3	78,67
90	71,32	72,31	72,97	73,31	73,83	74,17	74,68	75,13	75,58
100	67,87	68,88	69,54	69,93	70,51	70,9	71,48	72,04	72,61

110	64,24	65,45	66,25	66,71	67,41	67,87	68,57	69,13	69,7
120	60,88	62,17	63,02	63,53	64,3	64,81	65,58	66,27	66,96
130	57,57	59,01	59,98	60,52	61,35	61,9	62,72	63,41	64,1
140	54,81	56,27	57,24	57,8	58,62	59,18	60,01	60,76	61,52
150	51,95	53,39	54,36	54,96	55,85	56,45	57,35	58,17	58,99
160	48,98	50,59	51,67	52,3	53,25	53,88	54,82	55,65	56,47
170	46,43	48,08	49,18	49,82	50,78	51,42	52,39	53,29	54,19
180	44,05	45,69	46,77	47,43	48,42	49,08	50,07	50,97	51,87
190	41,69	43,38	44,51	45,16	46,14	46,79	47,76	48,7	49,64
200	39,45	41,14	42,27	42,97	44,01	44,7	45,74	46,66	47,57
210	37,41	39,07	40,18	40,86	41,87	42,55	43,57	44,58	45,59
220	35,66	37,15	38,15	38,86	39,93	40,65	41,72	42,71	43,7
230	33,79	35,39	36,45	37,12	38,12	38,78	39,78	40,8	41,82
240	32,03	33,58	34,6	35,28	36,29	36,97	37,98	38,98	39,97
250	30,32	31,83	32,84	33,52	34,55	35,23	36,25	37,24	38,23
260	28,81	30,26	31,22	31,92	32,96	33,66	34,71	35,68	36,65
270	27,29	28,72	29,67	30,36	31,39	32,08	33,1	34,07	35,03
280	25,97	27,37	28,29	28,96	29,96	30,63	31,63	32,6	33,58
290	24,6	25,95	26,85	27,52	28,53	29,2	30,21	31,15	32,09
300	23,31	24,66	25,57	26,22	27,2	27,85	28,83	29,8	30,76
310	22,21	23,49	24,35	24,97	25,9	26,52	27,45	28,43	29,41
320	21,09	22,32	23,14	23,77	24,71	25,33	26,27	27,18	28,1
330	20,05	21,23	22,01	22,62	23,53	24,14	25,05	25,94	26,84
340	18,98	20,15	20,93	21,52	22,42	23,01	23,91	24,81	25,71
350	18,07	19,22	19,98	20,55	21,41	21,99	22,85	23,71	24,56

3) TABLA DE PDDs MEDIDOS EN CAMPOS ABIERTOS DE 15 MV

Fieldsize:	3 x 3	4 x 4	5 x 5	8 x 8	10 x 10	12 x 12	15 x 15	17 x 17	20 x 20	25 x 25	30 x 30	35 x 35	40 x 40
Coordenada [mm]:													
0	21,38	22,15	30,32	33,92	36,85	40,15	44,51	47,23	50,83	54,99	57,75	52,4	60,63
10	77,6	77,35	83,31	85,6	87,13	88,74	90,42	91,45	93,12	94,11	94,87	91,81	95,17
20	97,13	96,78	97,98	98,61	99,01	99,36	99,74	99,79	100	99,99	99,95	99,74	99,99
30	99,95	99,95	99,84	99,73	99,58	99,63	99,34	99,11	98,88	98,53	98,5	99,14	98,42
40	97,42	97,71	97,15	96,9	96,92	96,59	96,44	96,19	95,82	95,48	95,47	96,24	95,56
50	93,31	93,79	93,19	93,28	93,15	93,2	92,74	92,73	92,56	92,14	92,19	93,15	92,33
60	88,97	89,74	89,16	89,45	89,53	89,53	89,42	89,23	89,19	88,72	89,01	89,91	89,08
70	84,96	85,5	85,21	85,69	85,96	86,08	85,93	85,92	85,7	85,51	85,75	86,82	86,04
80	80,93	81,61	81,46	82,13	82,41	82,5	82,59	82,54	82,4	82,42	82,8	83,8	82,83
90	77,33	77,91	77,72	78,6	78,97	79,28	79,32	79,34	79,38	79,46	79,7	80,83	79,98
100	73,41	74,24	74,19	75,07	75,63	75,87	76,27	76,23	76,36	76,43	76,85	77,95	76,92
110	70,16	70,87	70,72	71,97	72,55	72,82	73,17	73,25	73,41	73,54	73,97	75,11	74,66
120	66,88	67,68	67,48	68,86	69,53	69,75	70,15	70,38	70,51	70,76	71,2	72,44	72,02
130	63,72	64,45	64,45	65,87	66,43	66,9	67,34	67,63	67,84	68,13	68,52	69,74	69,36
140	60,7	61,53	61,47	62,97	63,68	64,15	64,57	64,92	65,1	65,53	65,96	67,18	66,81
150	58	58,71	58,63	60,24	60,83	61,44	61,93	62,23	62,54	63,01	63,45	64,74	64,32
160	55,23	55,9	56	57,6	58,27	58,89	59,47	59,78	60,07	60,6	61,06	62,3	61,95
170	52,66	53,38	53,43	55,1	55,79	56,44	57,08	57,39	57,72	58,22	58,73	59,98	59,64
180	50,27	51,02	51,01	52,5	53,35	54,13	54,76	54,97	55,42	55,94	56,52	57,74	57,44
190	48,01	48,66	48,68	50,31	51,14	51,82	52,38	52,8	53,09	53,82	54,37	55,54	55,34
200	45,82	46,38	46,5	48,05	48,98	49,6	50,31	50,7	51,01	51,69	52,32	53,47	53,24
210	43,78	44,3	44,33	46,07	46,77	47,53	48,28	48,63	49,05	49,69	50,26	51,49	51,24
220	41,78	42,34	42,4	44,01	44,8	45,62	46,34	46,66	47,08	47,76	48,36	49,56	49,32
230	39,94	40,46	40,48	42,08	42,92	43,62	44,38	44,77	45,11	45,91	46,45	47,72	47,46
240	38,12	38,63	38,74	40,24	41,06	41,85	42,56	42,94	43,41	44,16	44,67	45,86	45,66
250	36,39	36,99	36,93	38,45	39,25	40,08	40,82	41,22	41,62	42,33	42,86	44,11	43,96

260	34,78	35,3	35,33	36,84	37,68	38,45	39,13	39,6	39,98	40,72	41,35	42,48	42,27
270	33,33	33,76	33,8	35,24	36,03	36,76	37,51	37,93	38,31	39,08	39,64	40,86	40,64
280	31,8	32,31	32,33	33,76	34,49	35,23	36,02	36,41	36,85	37,63	38,19	39,3	39,18
290	30,43	30,85	30,83	32,23	33,09	33,78	34,57	34,97	35,41	36,06	36,68	37,84	37,7
300	29,08	29,44	29,47	30,8	31,65	32,38	33,12	33,55	33,96	34,73	35,28	36,38	36,26
310	27,8	28,23	28,26	29,49	30,28	31,04	31,76	32,14	32,62	33,36	33,93	35	34,88
320	26,63	26,97	26,97	28,24	29,01	29,73	30,44	30,86	31,23	32,11	32,53	33,67	33,59
330	25,44	25,8	25,87	27,06	27,78	28,52	29,2	29,65	29,99	30,79	31,31	32,37	32,31
340	24,35	24,7	24,72	25,91	26,59	27,26	28,01	28,4	28,81	29,57	30,07	31,1	31,1
350			23,62	24,82	25,49	26,19	26,89	27,24	27,67	28,41	28,89		29,95

4) TABLA DE PDDs MEDIDOS PARA CAMPOS CON CUÑA DE 15 MV

Fieldsize:	5 x 5	8 x 8	10 x 10	12 x 12	15 x 15	17 x 17	20 x 20	25 x 25	30 x 30
Coordenada [mm]:									
0			50,36						81,54
10	112,41	113,5	114,5	115,5	117,41	119	122,13	123,71	125,74
20	132,77	131,7	130,7	130,8	130,88	130,98	131,17	131,21	131,26
30	134,37	132,5	130,9	130,7	130,31	129,98	129,33	128,92	128,38
40	130,23	128,7	127,3	127,1	126,63	126,25	125,51	124,95	124,25
50	124,76	123,4	122,3	122,1	121,69	121,36	120,73	120,43	120,06
60	120,12	118,7	117,4	117,3	117,05	116,85	116,45	116,26	116,01
70	114,36	113,5	112,7	112,6	112,42	112,3	112,05	111,88	111,67
80	109,61	108,9	108,3	108,3	108,17	108,09	107,92	107,83	107,72
90	104,47	104,2	103,9	103,9	103,94	103,94	103,93	103,97	104,01
100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
110	95,44	95,53	95,61	95,69	95,82	95,93	96,16	96,27	96,41
120	91,44	91,54	91,63	91,74	91,93	92,09	92,41	92,58	92,81
130	86,9	87,34	87,73	87,87	88,14	88,37	88,81	89,08	89,42

140	83,24	83,73	84,16	84,31	84,6	84,84	85,32	85,75	86,3
150	78,97	79,84	80,62	80,83	81,22	81,56	82,21	82,56	83
160	75,56	76,48	77,31	77,53	77,93	78,28	78,95	79,37	79,9
170	72,28	73,17	73,95	74,19	74,63	75	75,74	76,26	76,93
180	68,88	69,82	70,66	70,96	71,52	72	72,94	73,43	74,07
190	65,76	66,78	67,7	68,01	68,58	69,06	70,02	70,62	71,39
200	62,83	64,08	65,19	65,48	66,02	66,48	67,39	67,89	68,53
210	59,97	61,14	62,18	62,5	63,09	63,59	64,58	65,21	66,02
220	57,11	58,41	59,57	59,91	60,55	61,08	62,13	62,71	63,44
230	54,54	55,88	57,08	57,43	58,09	58,64	59,74	60,37	61,18
240	51,95	53,37	54,63	54,97	55,6	56,13	57,17	57,93	58,9
250	49,86	51,22	52,44	52,79	53,46	54,02	55,12	55,81	56,69
260	47,44	48,89	50,18	50,54	51,22	51,79	52,92	53,63	54,54
270	45,44	46,84	48,09	48,46	49,14	49,72	50,87	51,57	52,47
280	43,37	44,85	46,16	46,52	47,18	47,75	48,86	49,55	50,44
290	41,48	42,96	44,28	44,62	45,25	45,78	46,83	47,6	48,58
300	39,79	41,07	42,2	42,57	43,27	43,85	45	45,78	46,77
310	37,82	39,32	40,65	41,01	41,67	42,24	43,35	44,1	45,05
320	36,29	37,66	38,87	39,24	39,92	40,5	41,64	42,38	43,34
330	34,82	36,23	37,49	37,83	38,45	38,98	40,02	40,81	41,82
340	33,34	34,64	35,8	36,17	36,85	37,42	38,55	39,24	40,13
350	31,82	33,21	34,45	34,8	35,45	36	37,08	37,77	38,64

ANEXO D

1) TABLA DE PERFILES DE DOSIS PARA CAMPO ABIERTO 10 X 10 cm 6 MV

Depth:	15.2 mm	50 mm	100 mm	200 mm	300 mm	350 mm
Coordenada [mm]:						
-140	0,69	0,79	0,97	1,13	1,08	1
-130	0,83	0,93	1,16	1,34	1,26	1,16
-120	1	1,11	1,39	1,64	1,49	1,36
-110	1,23	1,36	1,71	1,98	1,79	1,62
-100	1,54	1,72	2,17	2,47	2,15	1,92
-90	1,96	2,21	2,79	3,08	2,63	2,35
-80	2,55	2,93	3,7	3,93	3,27	2,89
-70	3,38	4,03	5,09	5,27	4,97	5,68
-60	4,95	6,64	9,22	19,72	20,79	16,86
-50	62,83	71,23	62,55	38,29	23,02	17,99
-40	100,08	86,62	67,21	39,61	23,62	18,41
-30	100,82	87,74	68,2	40,49	24,13	18,7
-20	100,72	88,04	68,8	40,75	24,33	18,88
-10	100,66	87,95	68,86	40,91	24,37	18,98
0	100,23	87,73	68,77	40,92	24,46	18,94
10	100,61	87,77	68,75	40,81	24,38	18,92
20	100,85	87,95	68,7	40,76	24,32	18,83
30	100,93	87,61	68,18	40,33	24,11	18,66
40	99,98	86,36	67	39,49	23,62	18,36
50	55,73	69	61,73	38,19	22,99	17,89
60	4,73	6,35	8,6	19,43	20,79	16,88
70	3,27	3,92	5,01	5,22	4,81	5,59
80	2,46	2,85	3,62	3,89	3,25	2,88
90	1,9	2,17	2,75	3,03	2,62	2,35
100	1,48	1,68	2,13	2,42	2,14	1,93
110	1,19	1,34	1,69	1,98	1,8	1,61
120	0,97	1,09	1,37	1,63	1,49	1,36
130	0,81	0,9	1,13	1,35	1,28	1,16

**2) TABLA DE PERFILES DE DOSIS PARA CAMPO 10 X 10 cm CON
CUÑA 6 MV**

Depth:	16.2 mm	50 mm	100 mm	200 mm
Coordenada [mm]:				
-120	0,02	0,02	0,03	0,03
-110	0,02	0,03	0,03	0,04
-100	0,03	0,04	0,04	0,05
-90	0,05	0,05	0,06	0,06
-80	0,07	0,07	0,08	0,08
-70	0,09	0,09	0,1	0,1
-60	0,12	0,14	0,16	0,35
-50	0,97	1,04	0,89	0,58
-40	1,4	1,24	1	0,64
-30	1,53	1,36	1,1	0,69
-20	1,66	1,47	1,19	0,74
-10	1,79	1,59	1,27	0,79
0	1,94	1,71	1,37	0,84
10	2,11	1,86	1,48	0,89
20	2,25	1,97	1,56	0,94
30	2,43	2,12	1,65	0,98
40	2,62	2,26	1,75	1,03
50	1,84	2,09	1,75	1,05
60	0,11	0,15	0,2	0,52
70	0,07	0,09	0,11	0,12
80	0,05	0,06	0,08	0,09
90	0,04	0,05	0,06	0,07
100	0,03	0,03	0,04	0,05
110	0,02	0,03	0,04	0,04

3) TABLA DE PERFILES DE DOSIS PARA CAMPO ABIERTO

10 X 10 cm 15 MV

Depth:	28 mm	50 mm	100 mm	200 mm	300 mm
Coordinate [mm]:					
-190	0,02	0,02	0,03	0,03	0,03
-180	0,03	0,03	0,03	0,04	0,04
-170	0,03	0,03	0,03	0,04	0,04
-160	0,03	0,03	0,04	0,05	0,05
-150	0,04	0,04	0,05	0,06	0,06
-140	0,04	0,04	0,05	0,06	0,07
-130	0,05	0,05	0,06	0,08	0,08
-120	0,05	0,06	0,07	0,09	0,1
-110	0,06	0,07	0,09	0,12	0,12
-100	0,08	0,09	0,11	0,15	0,15
-90	0,11	0,11	0,15	0,2	0,19
-80	0,15	0,16	0,21	0,27	0,26
-70	0,24	0,25	0,33	0,41	0,46
-60	0,47	0,55	0,76	2,26	2,25
-50	6,07	6,38	5,54	3,69	2,41
-40	7,87	7,27	5,86	3,78	2,46
-30	7,89	7,32	5,91	3,82	2,49
-20	7,89	7,32	5,93	3,84	2,5
-10	7,86	7,28	5,92	3,83	2,5
0	7,81	7,24	5,9	3,83	2,5
10	7,84	7,27	5,92	3,83	2,49
20	7,85	7,28	5,9	3,82	2,48
30	7,88	7,3	5,88	3,79	2,46
40	7,88	7,27	5,86	3,76	2,43
50	6,16	6,32	5,47	3,66	2,39
60	0,49	0,56	0,75	1,83	2,19
70	0,25	0,26	0,34	0,4	0,42
80	0,16	0,17	0,22	0,27	0,26
90	0,11	0,12	0,16	0,2	0,19
100	0,08	0,09	0,12	0,15	0,15
110	0,07	0,07	0,09	0,12	0,12
120	0,05	0,06	0,07	0,09	0,1
130	0,05	0,05	0,06	0,08	0,08
140	0,04	0,04	0,05	0,06	0,07
150	0,04	0,04	0,04	0,06	0,06
160	0,03	0,03	0,04	0,05	0,05

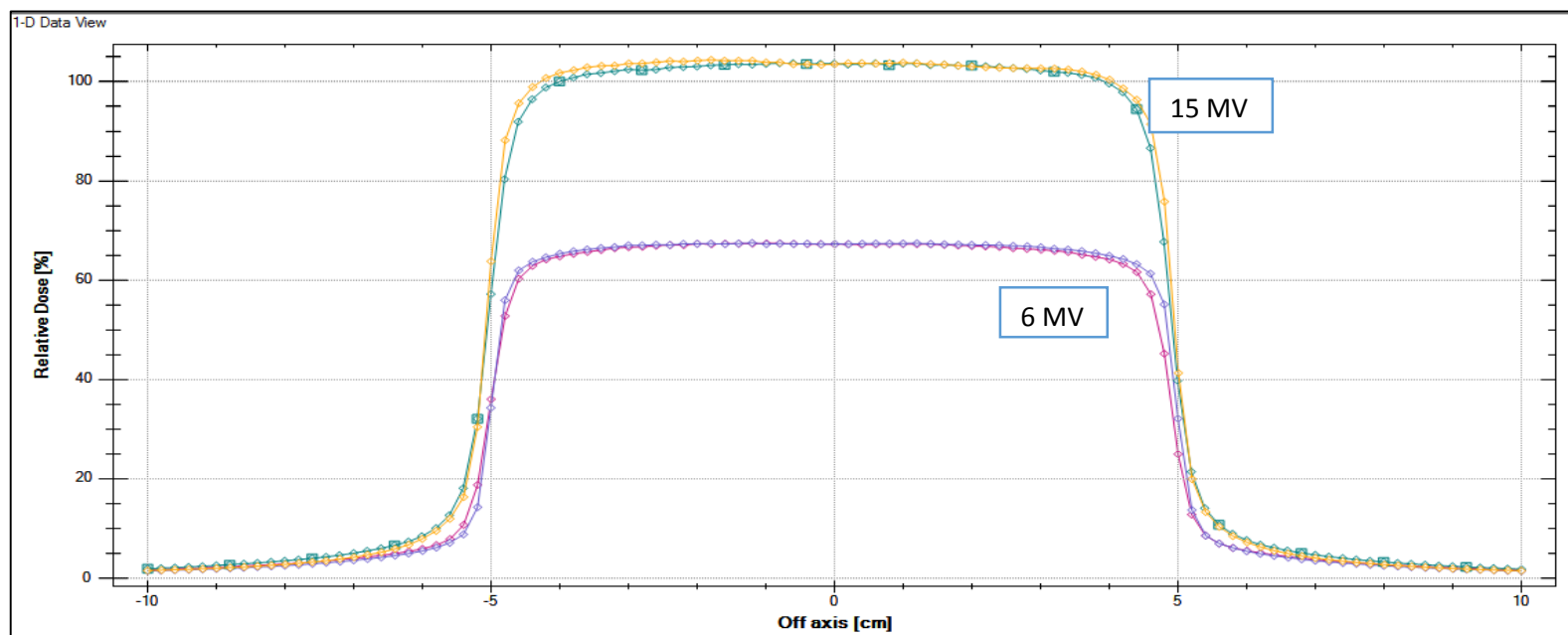
170	0,03	0,03	0,03	0,04	0,04
180	0,03	0,03	0,03	0,04	0,04
190	0,02	0,02	0,03	0,03	0,03

**4) TABLA DE PERFILES DE DOSIS PARA CAMPO CON CUÑA
10 X 10 cm 15 MV**

Depth:	28 mm	50 mm	100 mm	200 mm
Coordenada [mm]:				
-120	0,02	0,02	0,02	0,03
-110	0,03	0,03	0,03	0,04
-100	0,04	0,04	0,04	0,05
-90	0,05	0,05	0,06	0,06
-80	0,07	0,07	0,08	0,08
-70	0,1	0,1	0,11	0,11
-60	0,16	0,16	0,19	0,45
-50	1,11	1,13	0,99	0,68
-40	1,45	1,35	1,11	0,74
-30	1,58	1,47	1,2	0,8
-20	1,69	1,57	1,29	0,85
-10	1,81	1,69	1,38	0,9
0	1,96	1,81	1,49	0,97
10	2,11	1,96	1,59	1,03
20	2,25	2,08	1,68	1,08
30	2,44	2,24	1,8	1,14
40	2,62	2,41	1,92	1,21
50	2,19	2,23	1,91	1,25
60	0,17	0,2	0,26	0,64
70	0,09	0,1	0,12	0,13
80	0,06	0,06	0,08	0,09
90	0,04	0,05	0,06	0,07
100	0,03	0,03	0,04	0,05
110	0,03	0,03	0,03	0,04

ANEXO E

VERIFICACIÓN DE VALORES DE PLANICIDAD Y SIMETRÍA EN PERFILES PARA HACES DE FOTONES DE 6 Y 15 MV CON TAMAÑO DE CAMPO 10 X 10 cm



Scan color	Scan type	Radiation type	Flatness	Symmetry	Penumbra	Center	Deviation
Pink	Crossline	Photons	104.6 %	100.9 %	0.56 cm - 0.53 cm	-0.06 cm	4.2 %
Purple	Inline	Photons	103.9 %	100.7 %	0.41 cm - 0.40 cm	-0.01 cm	3.5 %
Green	Crossline	Photons	103.9 %	100.4 %	0.61 cm - 0.58 cm	-0.07 cm	3.7 %
Orange	Inline	Photons	103.7 %	101.3 %	0.50 cm - 0.48 cm	-0.06 cm	2.7 %

ANEXO F

PROCEDIMIENTOS PARA LA REALIZACIÓN DE CONTROLES DE CALIDAD DE ACELERADORES LINEALES PARA VERIFICAR LA REPRODUCIBILIDAD DE LOS PARÁMETROS OBTENIDOS EN EL COMISIONAMIENTO

D.4 Formulario para el control DIARIO del acelerador

Equipo: _____

Prueba *	Día														
Seguridad	-	--	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Test luces de consola															
Luces en puerta															
Luces de irradiación en consola															
Sistemas de visualización															
Sistema de parada de Emergencia	-	--	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Puerta															
Consola															
Sistema anti-colisión															
Programación	-	--	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Interrupción por UM															
Verificación de ambas monitoras															
Mecánicos															
Movimiento del brazo															
Movimiento del colimador															
Movimiento del cabezal															
Movimientos de camilla															
Telémetro															
Láseres															
Tamaño de campo															
Centrado del retículo															
Dosimétricos															
Cte. Fotones MV															
Cte. Fotones MV															
Cte. Electrones MeV															
Cte. Electrones MeV															
Cte. Electrones MeV															
Cte. Electrones MeV															
Realizado por (Iniciales del Técnico):															
Revisado por (Iniciales del Físico) ^b:															
Observaciones															

^a En todos los casos colocar S cuando todo funciona correctamente o esta en tolerancia. En controles dosimétricos anotar el valor correspondiente y entre paréntesis el % de diferencia con la referencia establecida.

^b Semanalmente, o cuando se reporten problemas.

D.5 Formulario para el control MENSUAL del acelerador

EQUIPO: _____ FECHA: ____ / ____ / ____

• SEGURIDAD

1. Control de códigos de conos :

Cono	Código	
6×6	_____	<input type="checkbox"/>
10×10	_____	<input type="checkbox"/>
15×15	_____	<input type="checkbox"/>
20×20	_____	<input type="checkbox"/>
25×25	_____	<input type="checkbox"/>

2. Control de códigos de cuñas:

Cuña	Posición	
15°	IN	<input type="checkbox"/>
	OUT	<input type="checkbox"/>
30°	IN	<input type="checkbox"/>
	OUT	<input type="checkbox"/>
45°	IN	<input type="checkbox"/>
	OUT	<input type="checkbox"/>
60°	IN	<input type="checkbox"/>
	OUT	<input type="checkbox"/>

Observaciones: _____

• ASPECTOS MECANICOS:

1. Indicadores angulares del brazo:

Nivel	Indicador luminoso consola	Indicador luminoso equipo	Indicador mecánico
0°			
90°			
180°			
270°			

2. Indicadores angulares del colimador:

Nivel	Indicador luminoso consola	Indicador luminoso equipo	Indicador mecánico
0°			
90°			
-90° (270°)			

3. Isocentro mecánico

diámetro: _____ mm

4. Centrado del retículo:

desplazamiento: _____ mm

5. Coincidencia de bordes del campo:

desplazamiento: _____ mm

6. Tamaños de campo:

Campo [cm×cm] (nominal)	Indicador equipo		Indicador consola		Medición	
	largo	ancho	largo	ancho	largo	ancho
5×5						
10×10						
15×15						
20×20						
30×30						

7. Verticalidad de camilla:

rango: _____ desplazamiento: _____ mm

8. Isocentro de camilla:

desplazamiento: _____ mm

9. Telémetro:

rango: _____ desplazamiento: _____ mm

10. Coincidencia de campo de luz-radiación:

w50% (FWHM) : _____ mm diferencia: _____ mm

desplazamiento del centro del campo: _____ mm

11. Coincidencia del puntero mecánico con el telémetro óptico:

diferencia: _____ mm

12. Láser de techo: _____

13. Láser Lateral (270°): _____ Láser Lateral (90°): _____

Observaciones: _____

• DOSIMETRICOS:

HACES DE FOTONES

- Energía Nominal: _____
Dosis de Referencia Medida: _____ Gy/UM _____ %¹⁴
Calidad (PDD 20/10): _____ %²¹
Simetría: _____ % _____ %¹⁵
Planitud: _____ % _____ %²²
- Energía Nominal: _____
Dosis de Referencia Medida: _____ Gy/UM _____ %²¹
Calidad (PDD 20/10): _____ %²¹
Simetría: _____ % _____ %²²
Planitud: _____ % _____ %²²

Fuente: IAEA – TECDOC – 1151

D.6 Formulario para el control ANUAL del acelerador

FECHA: ___ / ___ / ___

EQUIPO: _____

- **SEGURIDAD**

1. Enclavamientos (de acuerdo a especificaciones de fabricante controlar los sistemas de advertencias, límites para alarmas, etc.):

- **ASPECTOS MECANICOS**

1. Rotación del colimador	diámetro:	_____ mm
2. Rotación del brazo	diámetro:	_____ mm
3. Rotación de la camilla	diámetro:	_____ mm
4. Coincidencia de los tres ejes de rotación	diámetro:	_____ mm
5. Verticalidad de la camilla	desplazamiento:	_____ mm

- **ASPECTOS DOSIMETRICOS**

1. Isocentro Radiante		
Rotación del colimador, mandíbulas superiores cerradas	diámetro:	_____ mm
Rotación del colimador, mandíbulas inferiores cerradas	diámetro:	_____ mm
Rotación del brazo	diámetro:	_____ mm
Rotación de la camilla	diámetro:	_____ mm
Coincidencia entre isocentro radiante y mecánico	desplazamiento:	_____ mm

2. Factores de Campo

a) Fotones: _____ MV

Tamaño	Factor de Campo	Discrep.%
5 × 5		
15 × 15		
20 × 20		
30 × 30		

b) Fotones: _____ MV

Tamaño	Factor de Campo	Discrep.%
5 × 5		
15 × 15		
20 × 20		
30 × 30		

c) Electrones:

Factor de Cono	___ MeV	% ^a	___ MeV	% ^a	___ MeV	% ^a	___ MeV	% ^a	___ MeV	% ^a
4x4										
6x6										
15x15										
20x20										
25x25										

^a Expresar aquí las discrepancias del parámetro medido respecto a su valor en el estado de referencia inicial.

3. Factores de transmisión de accesorios

a) Cuañas:

	Factor de cuaña	Discrep. %
Cuaña		
Cuaña		
Cuaña		
Cuaña		
Cuaña		
Cuaña		

b) Bandejas porta-bloqueos:

	Factor de bandeja	Discrep. %
Bandeja		
Bandeja		
Bandeja		
Bandeja		

4. Factores sobre el eje

a) Fotones: _____ MV

Campo→ Prof	PDD						TMR (TPR)					
	10 × 10	% ^a	15 × 15	% ^a	20 × 20	% ^a	10 × 10	% ^a	15 × 15	% ^a	20 × 20	% ^a
5 cm												
10 cm												
20 cm												

Nota: Repetir para todas las calidades de fotones

b) Electrones: _____ MeV

Cono→ Prof	PDD					
	6 × 6	% ^a	10 × 10	% ^a	20 × 20	% ^a
cm						
cm						
cm						

Nota: Repetir para todas las calidades de electrones

^a Expresar aquí las discrepancias del parámetro medido respecto a su valor en el estado de referencia inicial.

5. Constancia de la dosis de referencia y parámetros fuera del eje (simetría y planitud) con el ángulo del brazo.

a) Brazo en posición vertical y hacia abajo (0°).

	Fotones		Electrones		
	MV	MV	MeV	MeV	MeV
Dosis de Referencia	____ (____%)	____ (____%)	____ (____%)	____ (____%)	____ (____%)
Simetría:	____%	____%	____%	____%	____%
Planitud:	____%	____%	____%	____%	____%

(Nota: Repetir la tabla anterior para 90°, 180° y 270° del brazo)

6. Control de las cámaras monitoras

	Fotones		Electrones		
	MV	MV	MeV	MeV	MeV
Factor de calibración	____ (____%)	____ (____%)	____ (____%)	____ (____%)	____ (____%)
Reproducibilidad	____%	____%	____%	____%	____%
Linealidad	____%	____%	____%	____%	____%
Variación con tasa:					
Mínima tasa	____% ^a	____% ^a	____% ^a	____% ^a	____% ^a
Usual tasa	____%	____%	____%	____%	____%
Máxima tasa	____% ^a	____% ^a	____% ^a	____% ^a	____% ^a

^a Variación relativa de la respuesta de las cámaras monitoras respecto a la tasa de dosis usual.

Realizado por: _____

Fuente: IAEA – TECDOC – 1151

ANEXO G

ACELERADOR LINEAL DIGITAL DE ALTA ENERGÍA *ELEKTA SYNERGY* DEL HOSPITAL CARLOS ANDRADE MARÍN

