



Universidad de San Carlos de Guatemala
Facultad de Ingeniería
Escuela de Estudios de Postgrado
Maestría en Ingeniería de Mantenimiento

**MONITOREO DEL ESTADO DE CONDICIÓN DEL MANTENIMIENTO DE LA DOSIS
ABSORBIDA DEL HAZ DE RADIACIÓN DE UN ACELERADOR LINEAL DE USO CLÍNICO
POR MEDIO DEL CÓDIGO DE PRÁCTICA TRS-398 (OIEA)**

Ing. Carlos Humberto Rodríguez

Asesorado por el MSc. Lic. Erick Estuardo Hernández García

Guatemala, enero de 2020

UNIVERSIDAD DE SAN CARLOS DE GUATEMALA



FACULTAD DE INGENIERÍA

**MONITOREO DEL ESTADO DE CONDICIÓN DEL MANTENIMIENTO DE LA DOSIS
ABSORBIDA DEL HAZ DE RADIACIÓN DE UN ACELERADOR LINEAL DE USO CLÍNICO
POR MEDIO DEL CÓDIGO DE PRÁCTICA TRS-398 (OIEA)**

TRABAJO DE GRADUACIÓN

PRESENTADO A LA JUNTA DIRECTIVA DE LA
FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA DE ESTUDIOS DE POSTGRADO
POR

ING. CARLOS HUMBERTO RODRÍGUEZ

ASESORADO POR EL MSC. LIC. ERICK ESTUARDO HERNÁNDEZ GARCÍA

AL CONFERÍRSELE EL TÍTULO DE

MAESTRO EN INGENIERÍA DE MANTENIMIENTO

GUATEMALA, ENERO DE 2020

UNIVERSIDAD DE SAN CARLOS DE GUATEMALA
FACULTAD DE INGENIERÍA



NÓMINA DE JUNTA DIRECTIVA

DECANA	Inga. Aurelia Anabela Cordova Estrada
VOCAL I	Ing. José Francisco Gómez Rivera
VOCAL II	Ing. Mario Renato Escobedo Martínez
VOCAL III	Ing. José Milton de León Bran
VOCAL IV	Br. Christian Moisés de la Cruz Leal
VOCAL V	Br. Kevin Armando Cruz Lorente
SECRETARIO	Ing. Hugo Humberto Rivera Pérez

TRIBUNAL QUE PRACTICÓ EL EXAMEN GENERAL PRIVADO

DECANA	Mtra. Inga. Aurelia Anabela Cordova Estrada
EXAMINADOR	MSc. Ing. Edgar Darío Alvarez Cotí
EXAMINADORA	MSc. Inga. Sandra Ninett Ramírez Flores
EXAMINADORA	Dra. Aura Marina Rodríguez Pérez
SECRETARIO	Mtro. Ing. Hugo Humberto Rivera Pérez

HONORABLE TRIBUNAL EXAMINADOR

En cumplimiento con los preceptos que establece la ley de la Universidad de San Carlos de Guatemala, presento a su consideración mi trabajo de graduación titulado:

**MONITOREO DEL ESTADO DE CONDICIÓN DEL MANTENIMIENTO DE LA DOSIS
ABSORBIDA DEL HAZ DE RADIACIÓN DE UN ACELERADOR LINEAL DE USO CLÍNICO
POR MEDIO DEL CÓDIGO DE PRÁCTICA TRS-398 (OIEA)**

Tema que me fuera asignado por la Dirección de la Escuela de Estudios de Postgrado, con fecha 20 de noviembre 2019.

Ing. Carlos Humberto Rodríguez



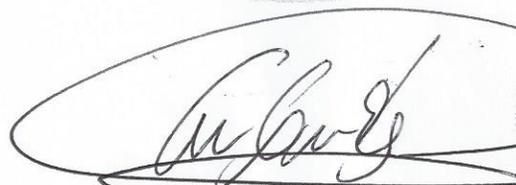
USAC
TRICENTENARIA
Universidad de San Carlos de Guatemala

Decanato
Facultad de Ingeniería
24189102 - 24189103

DTG. 007.2020

La Decana de la Facultad de Ingeniería de la Universidad de San Carlos de Guatemala, luego de conocer la aprobación por parte del Director de la Escuela de Estudios de Postgrado, al Trabajo de Graduación titulado: **MONITOREO DEL ESTADO DE CONDICIÓN DEL MANTENIMIENTO DE LA DOSIS ABSORBIDA DEL HAZ DE RADIACIÓN DE UN ACELERADOR LINEAL DE USO CLÍNICO POR MEDIO DEL CÓDIGO DE PRÁCTICA TRS-398 (OIEA)**, presentado por el **Ingeniero Carlos Humberto Rodríguez**, estudiante de la **Maestría en Artes en Ingeniería de Mantenimiento** y después de haber culminado las revisiones previas bajo la responsabilidad de las instancias correspondientes, autoriza la impresión del mismo.

IMPRÍMASE:


Inga. Anabela Cordova Estrada
Decana



Guatemala, enero de 2020

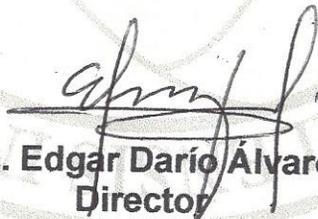
/gdech

EEPM-1167-2019

En mi calidad de Director de la Escuela de Estudios de Postgrado de la Facultad de Ingeniería de la Universidad de San Carlos de Guatemala, luego de conocer el dictamen y verificar la aprobación del Revisor y la aprobación del Área de Lingüística al Trabajo de Graduación titulado: **“MONITOREO DEL ESTADO DE CONDICIÓN DEL MANTENIMIENTO DE LA DOSIS ABSORBIDA DEL HAZ DE RADIACIÓN DE UN ACELERADOR LINEAL DE USO CLÍNICO POR MEDIO DEL CÓDIGO DE PRÁCTICA TRS-398 (OIEA)”** presentado por el Ingeniero Eléctrico **Carlos Humberto Rodríguez** quien se identifica con Carné **8812383**, correspondiente al programa de Maestría en Artes en Ingeniería de Mantenimiento; apruebo y autorizo el mismo.

Atentamente,

“Id y Enseñad a Todos”



Mtro. Ing. Edgar Darío Álvarez Cotí
Director
Escuela de Estudios de Postgrado
Facultad de Ingeniería
Universidad de San Carlos de Guatemala



Guatemala, noviembre de 2019

EEPM-1168-2019

Como Coordinador de la Maestría en Artes en Ingeniería de Mantenimiento doy el aval correspondiente para la aprobación del Trabajo de Graduación titulado: **“MONITOREO DEL ESTADO DE CONDICIÓN DEL MANTENIMIENTO DE LA DOSIS ABSORBIDA DEL HAZ DE RADIACIÓN DE UN ACELERADOR LINEAL DE USO CLÍNICO POR MEDIO DEL CÓDIGO DE PRÁCTICA TRS-398 (OIEA)”** presentado por el Ingeniero Eléctrico **Carlos Humberto Rodríguez** quien se identifica con Carné **8812383**.

Atentamente,

“Id y Enseñad a Todos”



Mtra. Inga. Sandra Ninett Ramírez Flores
Coordinadora de Maestría
Escuela de Estudios de Postgrado
Facultad de Ingeniería
Universidad de San Carlos de Guatemala



Guatemala, noviembre de 2019

Guatemala, noviembre de 2019

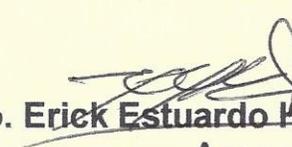
Maestro
Edgar Darío Álvarez Cotí
Director
Escuela de Estudios de Postgrado
USAC – Facultad de Ingeniería
Presente. -

Estimado Mtro. Álvarez:

En mi calidad como Asesor de la Ingeniero Eléctrico **Carlos Humberto Rodríguez** quien se identifica con Carné **8812383** procedo a dar el aval correspondiente para la aprobación de la Tesis de Graduación titulado: **“MONITOREO DEL ESTADO DE CONDICIÓN DEL MANTENIMIENTO DE LA DOSIS ABSORBIDA DEL HAZ DE RADIACIÓN DE UN ACELERADOR LINEAL DE USO CLÍNICO POR MEDIO DEL CÓDIGO DE PRÁCTICA TRS-398 (OIEA)”** quien se encuentra en el programa de Maestría en Artes en Ingeniería de Mantenimiento en la Escuela de Estudios de Postgrado de la Facultad de Ingeniería de la Universidad de San Carlos de Guatemala.

Atentamente,

“Id y Enseñad a Todos”


Mtro. Erick Estuardo Hernández García
Asesor
M.Sc. Lic. Erick Hernández
Físico Médico, Colegiado 3835
Registro de Físico Médico No 1, CIG

ACTO QUE DEDICO A:

Dios

Mi padre, mi amigo fiel.

Mi madre

Lesbia Raquel Rodríguez Lemus, gracias por darme todo.

Mi esposa

Claudia Patricia Roldán Catalán de Rodríguez, por demostrarme que con esfuerzo y dedicación en la vida las metas se pueden alcanzar.

Mi hija

María Alejandra Rodríguez Roldán, me ha enseñado a avanzar.

AGRADECIMIENTOS A:

Universidad de San Carlos de Guatemala Por ser una importante influencia en mi carrera.

Facultad de Ingeniería Gracias por prepararme en el conocimiento de ingeniería.

ÍNDICE GENERAL

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES	V
LISTA DE SÍMBOLOS	IX
GLOSARIO	XI
RESUMEN	XV
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA Y PREGUNTAS ORIENTADORAS.....	XVII
OBJETIVOS.....	XXIII
RESUMEN DEL MARCO METODOLÓGICO	XXV
INTRODUCCIÓN	XXIX
1. MARCO TEÓRICO.....	1
1.1. Mantenimiento	1
1.2. Radiación en radioterapia.....	3
1.2.1. Radioterapia	3
1.2.2. Importancia de la dosis suministrada por el acelerador lineal	4
1.3. Procedimientos de medición de dosis de radiación.....	5
1.3.1. IEC 60976 Características de funcionamiento – equipo eléctrico médico – acelerador de electrones médico.....	6
1.3.2. TRS-398. Determinación de la dosis absorbida en radioterapia con haces externos. Código de práctica internacional para la dosimetría basada en patrones de dosis absorbida en agua (OIEA)	10
1.3.3. TG-51 Código de práctica.....	13
1.4. Documento técnico TECDOC-1151 OIEA	14

1.5.	Acelerador lineal.....	15
1.5.1.	Características de la cámara de ionización sellada Kapton.....	21
1.5.2.	Sistema de control del acelerador lineal.....	23
1.6.	Equipo de medición.....	28
1.6.1.	Cámara de ionización externa.....	28
1.6.2.	Electrómetros	29
1.6.3.	QA BeamChecker Plus.....	30
1.7.	Requerimientos mecánicos para control del haz de radiación.....	32
1.8.	Consideraciones de seguridad ocupacional.....	34
2.	DESARROLLO DE LA INVESTIGACIÓN	35
2.1.	Desarrollo de verificación de haz externo de radiación en centro de radioterapia	35
2.2.	Características del equipo a realizar la medición	35
2.3.	Equipo mínimo requerido	36
2.4.	Verificación de mediciones.....	36
2.4.1.	Mediciones mecánicas	38
2.4.2.	Medición requerida para la energía de fotones	38
2.4.2.1.	Verificación dosimétrica.....	42
2.4.2.2.	Perfiles planitud y simetría	43
2.4.2.3.	Obtención de la dosis en profundidad	44
2.4.2.4.	Monitorear la presión y la temperatura.....	45
2.4.2.5.	Determinación del porcentaje de dosis en profundidad (PDD por sus siglas en inglés).....	46

2.4.2.6.	Caracterización del equipo de medición de monitoreo diario.....	47
3.	PRESENTACIÓN DE RESULTADOS.....	49
4.	DISCUSIÓN DE RESULTADOS	93
4.1	Determinar la dosis absorbida del haz externo de radiación de un acelerador lineal de uso clínico.....	99
4.2	Analizar los procedimientos y lineamientos, para el control de calidad y verificación del haz externo de radiación ionizante del acelerador lineal	99
4.3	Identificar los procedimientos de monitoreo de condición de la dosis absorbida de un haz de radiación ionizante externo del acelerador lineal.....	100
4.4	Monitorear estado de condición del mantenimiento de la dosis absorbida del haz de radiación de un acelerador lineal de uso clínico.	102
	CONCLUSIONES	103
	RECOMENDACIONES	105
	REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	107
	APÉNDICE.....	117
	ANEXOS	121

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES

FIGURAS

1.	Ejemplo de perfil de dosis absorbida en planitud, simetría y penumbra	8
2.	Curvas de isodosis	9
3.	Curva de dosis en profundidad.....	11
4.	Esquema de bloques simple de un acelerador lineal	17
5.	Acelerador lineal	19
6.	Esquema de acelerador lineal	20
7.	Cabezal de acelerador lineal Clinac 6 Ex.....	21
8.	Esquema de cámara de ionización Kapton	23
9.	Ángulo de ingreso del haz de radiación en el imán de flexión al incidir en la cámara de ionización.....	24
10.	Haz de radiación dentro del imán de flexión (<i>bendig magnet</i>).....	26
11.	Vista del haz de radiación en monitor, luego de su verificación por medio de cámara de ionización y electrómetro	27
12.	Diseño básico de una cámara de ionización cilíndrica tipo Farne	29
13.	Electrómetro en modo de retroalimentación.....	30
14.	<i>QA BeamChecker Plus</i>	31
15.	Diagrama de localización de cámaras de ionización	32
16.	Fantoma con medio de dispersión en agua, con movimientos de cámara de ionización mecánicos.....	37
17.	Verificación e instalación de brazos de movilización para la medición de perfiles.....	41

18.	Fantoma con medio de dispersión en agua y cámaras de ionización instaladas	42
19.	Proceso en pantalla de la verificación de perfiles del haz externo de radiación	44
20.	Verificación de temperatura	46
21.	Electrómetro y equipo de medición de dosis absorbida	47
22.	Placa radiográfica radiocrómica (no requiere revelado).....	54
23.	Verificación de isocentro en rotación de colimador	54
24.	Coincidencia de campo de luminoso contra haz radiante	55
25.	Perfil 10x10 a profundidad de 10 cm. en dirección X.....	57
26.	Perfil 10x10 a profundidad de 15 cm. en dirección X.....	58
27.	Perfil 10x10 a profundidad de 10 cm. en dirección Y	59
28.	Perfil 10x10 a profundidad de 15 cm. en dirección Y	60
29.	Perfil 20x20 a profundidad de 10 cm. en dirección X	61
30.	Perfil 20x20 a profundidad de 15 cm. en dirección X.....	62
31.	Perfil 30x30 a profundidad de 10 cm. en dirección X	63
32.	Perfil 30x30 a profundidad de 15 cm. en dirección X.....	64
33.	Perfil 30x30 a profundidad de 10 cm. en dirección Y	65
34.	Perfil 30x30 a profundidad de 15 cm. en dirección Y	66
35.	Perfiles en profundidad	67
36.	Perfiles a una profundidad de 100 mm	68
37.	Perfiles de planitud y simetría a diferentes profundidades	69
38.	Perfiles de planitud y simetría con diferente tamaño de campo	70
39.	Gráfica de dosis en profundidad para un campo de 10x10	78
40.	Valor del porcentaje de dosis en profundidad	79
41.	Porcentaje de dosis en Profundidad para un campo de 10 cm X 10 cm a una profundidad de 30 cm.....	80
42.	Porcentaje de dosis en profundidad campo 10 cm X 10 cm	81

43.	Porcentaje de dosis en profundidad campo de 20 cm X 20 cm energía 6 MV	82
44.	Ingreso de datos, obtenidos por medio de medición de parámetros del haz de radiación de acelerador lineal, en <i>QA BeamChecker Plus</i>	84
45.	Obtención de la dosis absorbida con corrección de presión y temperatura	87
46.	Porcentaje de dosis menor al 2 %.....	88
47.	Dosis absorbida	88
48.	Gráfica de temperatura presión y dosis absorbida	89
49.	Gráfico de constancia obtenida de los datos del <i>QA BeamCheaker Plus</i>	90
50.	Porcentaje de dosis absorbida dentro de los límites del 2 % para el monitoreo diario	91
51.	Gráfica extraída del <i>QA BeamCheaker Plus</i> de los meses octubre a febrero	92
52.	Esquema del proceso de solución en la verificación de la dosis absorbida	120

TABLAS

I.	Datos de equipos	45
II.	Parámetros dosimétricos del equipo según Varian Medical Systems ...	49
III.	Verificaciones mecánicas adaptadas de TECDOC 1151 (OIEA)	51
IV.	Datos de planitud y simetría de las figuras 26 a la 35.....	71
V.	Determinación de tasa de dosis del acelerador lineal obtenidos en condición de referencia	73
VI.	Mediciones y cálculos para la determinación de la dosis absorbida referido a TRS-398 OIEA	74
VII.	Lectura diaria de <i>QA BeamChecker Plus</i>	85
VIII.	Pruebas en aceleradores lineales, tomada de documento TECDOC-1151 OIEA.....	97

LISTA DE SÍMBOLOS

Símbolo	Significado
%	porcentaje
cGy	CentiGray
c	CentiGray
° C	Grados Centígrados (Celsius)
CCW	Counter Clockwise (sentido antihorario)
cm	Centímetros
cm²	Centímetros cuadrados
CW	Clockwise (sentido de las agujas del reloj)
dmax	Dosis máxima
Dm	Dosis en el punto a profundiad
Dmax	Máxima dosis absorbida
F	Planicidad (Flatness)
g	Gramos
grad	Grados
Gy	Gray
J	Joules
kg	Kilogramo
kV	Kilovoltio
MeV	Mega-electrón-voltio
MHz	Megahertz
mm	Milímetros
MU	<i>Monitor Units</i> (unidades monitor)
MV	Megavoltio

mV	MiliVoltio
TPR_{20/10}	Relación de dosis en profundidad 20 cm y 10 cm de profundidad.
Q	Calidad del haz
Rad	<i>Radiation Absorbed Dose</i> (dosis absorbida de radiación)
RF	Radio Frecuencia
s	Segundo
S	<i>Symmetry</i> (simetría)
V	Voltio
zmax	Profundidad máxima
zref	Profundidad de referencia

GLOSARIO

AAPM	Asociación Americana de Físicos Médicos
Calibración	Procedimiento para determinar los niveles de energía sin discrepancia, conforme a las especificaciones.
Dosimetría	Medición de la dosis de radiación ionizante.
Dosis absorbida	Magnitud dosimétrica fundamental (D), definida como $D=d\varepsilon/dm$, donde $d\varepsilon$ es un diferencial de la energía promedio depositada por la radiación ionizante en un elemento de masa dm .
ESTRO	Sociedad Europea de Radiología Terapéutica y Oncología
IAEA	International Atomic Energy Agency (Organismo Internacional de Energía Atómica OIEA)
Inspección	Actividad programada que es necesaria para asegurar que un equipo funciona correctamente.
Isocentro	Punto imaginario coincidente entre ejes de rotación del gantry, camilla y colimador en un acelerador lineal.
<i>Flatness</i>	Planicidad

Gray	Unidad de medida de la dosis absorbida, equivale a un Joule/Kilogramo.
Linac	Acelerador lineal.
MU	<i>Monitor Units</i> (unidades monitor)
OMS	Organización Mundial de la Salud
OPS	Organización Panamericana de la Salud
PDD	<i>Percentage Depth Dose</i> (porcentaje de dosis a profundidad)
Prueba de recepción	Inspección inicial que se realiza a un equipo médico antes de integrarlo al servicio.
Rad	<i>Radiation Absorbed Dose</i> (Dosis absorbida de radiación)
Radiación ionizante	Radiación electromagnética o corpuscular, con capacidad de ionizar átomos.
RF	Radio Frecuencia
Reparación	Proceso por el que se restaura la integridad, la seguridad o el funcionamiento de un dispositivo después de una avería.
SAD	<i>Source Axis Distance</i> (distancia fuente – eje o isocentro)

SCD	Source Calibration Distance (distancia fuente – punto de calibración)
SI	Sistema Internacional
SSD	Source to Surface Distance (distancia fuente superficie)

RESUMEN

El monitoreo de condición de la dosis de radiación de un acelerador lineal consiste en la evaluación de la dosis absoluta entregada por el equipo, para determinar si se encuentra en parámetros para cumplir con la dosis solicitada.

El propósito es garantizar un control de calidad del haz externo de radiación para tratamientos de cáncer. La metodología utilizada en el monitoreo de condición de dosis absorbida del acelerador lineal de un centro de radioterapia está determinada por medio del código de práctica TRS-398 (OIEA, 2005).

La determinación de la uniformidad del haz de radiación es una de varias características requeridas para que los rayos X de alta energía sean útiles en el tratamiento de radioterapia. La verificación de la uniformidad del haz de radiación en un plano perpendicular a la dirección de la guía de aceleración es importante para aceleradores lineales.

El equipo puede presentar cambios en la dosis absorbida o en parámetros de planitud y simetría, conlleva tener un monitoreo de condición para que no existan cambios repentinos, fuera de tolerancia.

El objetivo del monitoreo de condición de la dosis absorbida pretende evitar accidentes radiológicos en el tratamiento de la enfermedad, reflejando la condición del haz de radiación del equipo, para tener una garantía de calidad en el haz externo de radiación entregando en el tratamiento de pacientes.

El haz de radiación verificado por medio del código de práctica TRS-398, en este documento se encuentra dentro de las especificaciones determinadas

en tolerancia por medio del documento TECDOC 1151 OIEA dentro de la especificación del 2 %.

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA Y PREGUNTAS ORIENTADORAS

No tener un control de la dosis absorbida entregada por el acelerador lineal, puede llevar a un accidente/incidente radiológico, por un tratamiento entregado fuera de especificaciones.

El problema principal radica en llevar un control de calidad del haz de radiación. Debe de conocerse en todo momento la dosis absoluta entregada, que afecta directamente al usuario. Tener un control de la uniformidad del haz de radiación y sus características para que los rayos X de alta energía se encuentren en parámetros.

Un monitoreo de condición enfocado en la garantía de calidad del haz de radiación externo pretende mantener en especificaciones los tratamientos entregados.

Descripción del problema

El principal objetivo de un tratamiento de cáncer, definido por OMS (2007), es curar y prolongar la vida de los pacientes, garantizar la mejor calidad de vida posible. Un tratamiento eficaz es el que cura la enfermedad, prolonga la vida y mejora la calidad de vida restante tras la confirmación del diagnóstico.

La protección radiológica de radiaciones ionizantes tiene la verificación de los equipos de radiación ionizante. Pretende evitar accidentes/incidentes radiológicos en la aplicación de tratamientos de radioterapia a pacientes con cáncer.

La radiación no se ve ni se siente, se puede estar cerca de una fuente radiactiva y no saber que se está expuesto a ella. La exposición a la radiación de tratamiento de pacientes en un acelerador lineal lleva a cabo mediciones de monitoreo de condición diariamente para conocer la calidad del haz externo de radiación.

La uniformidad del haz de radiación es una de varias características requeridas para que los rayos X de alta energía sean útiles en el tratamiento de radioterapia. La verificación de la uniformidad del haz de radiación es particularmente importante para aceleradores lineales.

El haz de radiación ionizante fuera de especificaciones puede provocar un accidente radiológico en el tratamiento de radioterapia.

La AAPM, (2017), menciona pruebas de control de calidad para adaptarse a los patrones clínicos de uso del acelerador lineal. Seleccionando pruebas en el acelerador lineal relevantes para detectar errores, manteniendo la calidad del haz de radiación en beneficio y seguridad del paciente.

Pruebas de rendimiento de uso clínico, pruebas de control de calidad de dosis y pruebas de verificación después del mantenimiento, tanto correctivo como preventivo, son pruebas que establecen un monitoreo de control del equipo.

Determinar la dosis entregada por el acelerador lineal, basándose en normas dadas por organismos internacionales, entre ellas el TRS-398 OIEA, TG51 AAPM y el documento IAEA-TECDOC-1151, delimitará un plan de garantía de calidad enfocado a la dosis absorbida, dando un control del haz de radiación.

El acelerador lineal presenta diferente tipo de fallas, OIEA (2012). Entre las más importantes, las que varían el haz de radiación entregado, que modifica la dosis de radiación suministrada en tratamientos. La variación del haz externo de radiación entregado conlleva accidentes radiológicos.

De acuerdo con el monitoreo de condición por medio del código de práctica TRS-398 OIEA, se previenen posibles accidentes/incidentes radiológicos en la aplicación de tratamientos de radioterapia.

Diferentes criterios que el personal del departamento de física médica especifique, con respecto a la calibración del haz de radiación conlleva a la caracterización de la dosis en el acelerador lineal dentro de las normas y criterios.

Iliu, Dom & Bezak (2002), mencionan que debido a que hay diferentes modelos de acelerador lineal que producen múltiples energías de haz de radiación, el espectro de energía del haz de radiación cambia respecto al valor programado en el equipo. De acuerdo con la energía planificada para el tratamiento, es necesario realizar un monitoreo de condición de cada energía en el acelerador lineal.

Desviaciones inesperadas de cada energía producida por el acelerador lineal, detectadas preventivamente por medio del monitoreo de condición del haz de radiación; anuncia un posible incidente. Las desviaciones detectadas por el monitoreo de condición en la energía producida por el acelerador lineal permiten que el mantenimiento preventivo/correctivo se realice antes de la actuación de los enclavamientos de falla.

Able en su documento (2016), menciona que el monitoreo alerta al ingeniero y al físico médico de la condición del haz de radiación. Por medio del código de práctica TRS-398 OIEA, se analizará el haz de radiación obteniendo

datos para establecer los valores operativos y realizar un muestreo y monitoreo continuo del acelerador lineal.

La *IAEA & Ortiz*, en su documento (1998), exponen, desde el punto de vista de la seguridad, la radioterapia es una aplicación muy especial de la radiación porque los humanos se colocan directamente en un haz de radiación externo muy intenso.

Dosis de radiación muy altas son aplicadas intencionalmente para erradicar la enfermedad. No es posible colocar una barrera física entre la fuente de radiación y el paciente, ya que reduciría la dosis entregada.

Una sobredosis o una sub-dosis tienen una consecuencia grave en la aplicación del tratamiento de radioterapia.

El Consejo Superior Nuclear de Madrid (2017), expone una diferencia de dosis planificada y verificada, como referencia mayor del 10 % (por encima o por debajo) de la dosis total prescrita, provoca como resultado un accidente/incidente.

Pregunta central

¿Cómo se puede determinar la dosis absorbida del haz externo de radiación de un acelerador lineal de uso clínico en el monitoreo de mantenimiento?

Preguntas de investigación

1. ¿Cómo se puede determinar si la dosis absorbida del haz externo de radiación se encuentra dentro de las especificaciones para su aplicación?
2. ¿Qué procedimientos y lineamientos son necesarios para determinar la calidad y condiciones del haz de radiación?
3. ¿Qué procedimientos de monitoreo de condición de la dosis absorbida se necesita para verificar el haz de radiación del acelerador lineal en su mantenimiento?

OBJETIVOS

General

Monitorear el estado de condición del mantenimiento de la dosis absorbida del haz de radiación de un acelerador lineal de uso clínico.

Específicos

1. Determinar la dosis absorbida del haz externo de radiación, por medio del código de práctica TRS-398 (OIEA).
2. Analizar los procedimientos y lineamientos, para el control de calidad y verificación del haz externo de radiación ionizante del acelerador lineal.
3. Identificar los procedimientos de monitoreo de condición de la dosis absorbida de un haz de radiación ionizante externo del acelerador lineal.

RESUMEN DEL MARCO METODOLÓGICO

La evaluación y monitoreo de condición de dosis se realiza para un acelerador lineal, de baja energía Clinac 6 Ex, fabricado por la empresa Varian Medical Systems, instalado en un centro de radioterapia del departamento de Guatemala.

El diseño de la verificación se realiza en forma no experimental, mediante la evaluación in situ del estado del haz externo de radiación y la recolección de datos, de acuerdo con las mediciones realizadas.

El alcance de la investigación es de tipo descriptivo transversal, con base en fundamentos teóricos y experiencia previa de investigaciones. Se realiza la verificación de la dosis absorbida en el equipo, realizando sugerencias de acuerdo con lo especificado en los documentos de OIEA.

El enfoque del diseño de investigación es mantener un constante monitoreo preventivo de la dosis absoluta del haz de radiación, para la evaluación de errores o fallas que puedan presentarse y así, prevenir y evitar un suceso iniciador de un incidente/accidente en la seguridad y eficacia del tratamiento.

Da cumplimiento a la verificación de la dosis absorbida en la exposición a radiaciones ionizantes en la práctica médica.

De acuerdo con el procedimiento para realizar el muestreo y la verificación desarrollada, considerando los aspectos del protocolo TRS-398 OIEA, conforme a la normativa local.

Se abordarán mediciones cuantitativas, de acuerdo con las variables e indicadores (tras recolección de datos del haz de radiación, planitud y simetría, resultados de toma de datos con equipos de medición, por medio de fantoma, cámara de ionización y electrómetro).

Se recolectan cargas emitidas por el haz de radiación, como variable de medición de la dosis, siendo recolectadas por la cámara de ionización, obteniendo el valor por medio del electrómetro para determinar la dosis absorbida del equipo.

Las variables de presión y temperatura del ambiente son de carácter importante externas al acelerador, para el factor de corrección de la cámara de ionización externa.

La dosis absorbida será determinada por el factor de dosis en profundidad, basado en patrones de dosis absorbida en agua, por medio del código de práctica TRS- 398 OIEA (2005).

Se generan perfiles de planitud y simetría previo a la verificación de la dosis absorbida.

Los resultados se grafican para la presentación de los datos en nivel descriptivo, mostrando gráficos lineales, de distribución por medio de cajas y bigotes, mostrando el valor esperado aceptable comparado al valor registrado por los equipos de medición, ello para delimitar las conclusiones.

La revisión documental seleccionada, lectura y adecuación de literatura de experiencias previas en el tema de monitoreo de condición del haz de radiación de un acelerador lineal utilizado en tratamiento médico, de pacientes con cáncer.

La revisión documental incluye la teoría esencial para la caracterización de un haz de radiación, en un acelerador lineal.

El reconocimiento de equipo consistió en verificar las mediciones de aspectos mecánicos del acelerador lineal.

Después del reconocimiento e inspección de las verificaciones mecánicas, se procede a realizar una verificación del haz de radiación del acelerador lineal, utilizando fantoma de agua, y los equipos de medición. Según protocolo TRS-398 OIEA y documento técnico IAEA-TECDOC-1151.

Con la información recabada, se verifica si los valores se encuentran en la tolerancia adecuada.

De forma posterior a la recopilación de datos e inspección mecánica inicial, se realiza el ensayo de verificación del haz de radiación por medio del CRS software (por sus siglas, *Computer Radiation Scanner, Inc.*). Se consideran los aspectos de seguridad y protección radiológica, en el momento de proceder a la verificación, ya que el equipo genera el haz de radiación externa.

Con base en la información recabada, analizada y concluida, se procede a presentar en forma descriptiva la condición del haz externo de radiación para realizar la entrega al usuario.

INTRODUCCIÓN

El presente trabajo constituye una sistematización en la determinación de la dosis absorbida y el control de calidad del haz de radiación de un acelerador lineal, con el fin de evitar incidentes/accidentes en el tratamiento de pacientes con enfermedad de cáncer.

La ingeniería se ha involucrado en la cura o control de enfermedades del cáncer, tanto en diagnóstico como en su tratamiento. Podgorsak, refiere que la radioterapia, la quimioterapia y la cirugía son las tres principales modalidades usadas en el tratamiento del cáncer. La radioterapia usa la radiación ionizante (2005).

La tecnología en los tratamientos médicos va en crecimiento, surgiendo con ello el acelerador lineal, éste acelera electrones en una guía de onda, para producir haces de electrones o fotones, siendo entregados con una energía dada hacia el área a tratar.

El enfoque del diseño de investigación es mantener un constante monitoreo preventivo de la dosis absoluta del haz de radiación.

No tener un buen control del haz de radiación puede llevar a una mala práctica. Por ejemplo, un tratamiento que no llegue a curar por no tener una dosis adecuada, o dar una dosis muy alta al paciente tiene complicaciones médicas, lo que da la probabilidad de muerte. El control de la dosis absorbida repercute directamente en beneficio del tratamiento.

Al acelerador lineal, se le realizan mantenimientos preventivos y correctivos. Dentro del mantenimiento preventivo, de carácter estricto, está la inspección de la dosis de haz externo de radiación.

La inspección y el monitoreo tiene como objetivo tener un haz de radiación externo con calidad y en condiciones de operación dentro de los parámetros y tolerancias adecuados para su uso en radioterapia, evitando accidentes/incidentes, que repercuten en el tratamiento de pacientes.

Las normas de seguridad radiológica de OIEA (2012), tienen como objetivo fundamental, proteger a las personas y el medio ambiente contra los efectos nocivos de las radiaciones ionizantes. Un objetivo que debe alcanzarse sin limitar indebidamente la operación de instalaciones o la realización de actividades que generan riesgos radiológicos.

De la Vega Fernández (2015), expresa, los programas de garantía de control de calidad y el avance de la tecnología, tienen como objetivo, entregar con seguridad el tratamiento de los pacientes.

La importancia de implementar una verificación y monitoreo de condición de la constancia de la dosis absoluta del haz de radiación pretende, proporcionar un tratamiento con calidad, entregar la misma dosis que está planificada manteniéndola dentro de tolerancia.

La presente investigación se enfoca en el área de teleterapia con acelerador lineal, consiste en el monitoreo de la dosis absorbida del haz de radiación externo en el tratamiento de cáncer, entregado con seguridad.

El capítulo uno, contiene la fundamentación teórica de un acelerador lineal. En él se exponen principios de dosimetría de haces de radiación, necesarios para realizar las mediciones e interpretaciones.

Una breve descripción de las consideraciones en la seguridad ocupacional en el uso de radiaciones ionizantes.

El capítulo dos presenta los resultados alcanzados en la presente investigación, en la caracterización de haz externo de radiación, toma de datos del equipo a verificar y su análisis. Se presenta los resultados obtenidos conforme al estado del monitoreo de condición del haz externo de radiación y el resultado de la verificación.

En el capítulo tres, se realiza la presentación de resultados que es el análisis interno y externo de la investigación. La discusión de resultados se discute en el capítulo 4, el principal resultado es la dosis absorbida en 1%, obteniendo un valor por debajo del valor de tolerancia del 2% obtenido del documento TECDOC 1151 OIEA.

Con los perfiles de dosis se obtiene la planitud y simetría, la cual se encuentra en tolerancias menores a 3 %. La obtención de la curva de dosis en profundidad.

1. MARCO TEÓRICO

1.1. Mantenimiento

Con el fin de conservar los equipos en condiciones óptimas de funcionamiento con seguridad, se realizan actividades para prevenir daños o reparaciones antes que se produzca un evento fuera del funcionamiento normal del equipo.

La norma ISO 17359 (2003), define una guía general de monitoreo de condición y el diagnóstico de equipos. La prolongación de la vida útil de los equipos se puede lograr con un mantenimiento efectivo.

El mantenimiento de equipos médicos tiene dos principales categorías, inspección (monitoreo de condición) y mantenimiento preventivo y correctivo. El mantenimiento engloba las actividades programadas para asegurar el buen funcionamiento de los equipos.

Las inspecciones son procedimientos sencillos de verificación del funcionamiento y seguridad del equipo.

La OMS (2012) en su documento sobre mantenimiento de equipo médico, menciona que el mantenimiento preventivo de un equipo se compone de una serie de procedimientos (lubricaciones, limpieza, calibraciones y análisis de datos verificados), para minimizar el riesgo de fallo y asegurar la continua operación durante su tiempo de vida.

Las técnicas de mantenimiento VOSO (**V**er, **O**ír, **S**entir y **O**ler), el monitoreo de condición y el mantenimiento preventivo son actividades para garantizar el funcionamiento de los equipos entregando un resultado satisfactorio en el producto realizado.

Una falla de la máquina o equipo ocurre cuando la condición de cualquiera de sus componentes o funciones principales se degrada o exhibe un comportamiento anormal, presentando no disponibilidad, generando una condición de falla.

El centro de radioterapia requiere un mantenimiento continuo para el acelerador lineal; comprende aspectos de software y hardware del equipo. Una estrategia de mantenimiento es esencial para lograr un mínimo de interrupciones en los tratamientos.

Considerar tres líneas de mantenimiento, servicio interno (ingeniero de planta), soporte local (representante del proveedor) y soporte por parte del fabricante para reparaciones de carácter crítico.

Después de cada reparación o mantenimiento preventivo, un conjunto completo de medidas de control de calidad debe ser efectuado como monitoreo, para entregar un haz externo de radiación en condiciones óptimas.

El procedimiento de mantenimiento preventivo debe identificar la frecuencia del servicio y los elementos a ser revisados siguiendo las recomendaciones del fabricante.

Un contrato de servicios incluyendo mantenimiento preventivo es preferible, el fabricante proporciona piezas de repuesto y experiencia.

Los procedimientos escritos deben establecer quién está autorizado para trabajar en los diferentes componentes del sistema, reconociendo los peligros y

las posibles consecuencias asociados a diferentes subsistemas y fuentes radiactivas. Se debe utilizar la documentación y capacitación del fabricante.

En la práctica, es difícil para el personal local mantener la experiencia necesaria para reparar el equipo cuando los problemas ocurren con poca frecuencia.

Por razones de seguridad, luego de una reparación, ingeniería, el físico y el médico decidirán el alcance del control de calidad requerido.

Es necesario un suministro de piezas de repuesto adecuado para el equipo. El kit de partes sugerido por el fabricante debe de mantenerse en el centro.

Se debe prestar especial atención a la posibilidad y conveniencia de sustituir componentes obtenidos localmente. Puede ser rentable hacerlo, pero solo si los sustitutos son de calidad y compatibilidad.

1.2. Radiación en radioterapia

La radiación es usada en los tratamientos contra el cáncer. El tratamiento con radiación o terapia de rayo X, se conoce como radioterapia.

1.2.1. Radioterapia

Podgorsak (2005), exponen que la radioterapia es el uso de la radiación ionizante en el tratamiento médico de enfermedades, principalmente cáncer, pero también enfermedades no malignas.

El National Cancer Institute (NIH por sus siglas en inglés) (2016,p.1), expone la radioterapia como un “tratamiento del cáncer que usa altas dosis de

radiación para destruir células cancerosas y reducir tumores”. También le llama terapia de radiación.

La OMS, Borrás y OPS (1997, p.5), exponen la radioterapia “utiliza la energía de las radiaciones ionizantes para destruir tejidos tumorales”.

Radioterapia es uno de los tratamientos, en conjunto con cirugía y quimioterapia, aplicado a pacientes con diagnóstico de determinados tipos de cáncer. Su objetivo es uso de radiación ionizante para la eliminación de células cancerígenas.

Dentro de los tratamientos de radioterapia se encuentran:

- Braquiterapia: consiste en la colocación de material radiactivo directamente en el tumor, esto puede ser dentro o cercano al tumor. Permite entregar dosis más altas, en menor tiempo. Se utilizan fuentes radioactivas de pequeñas dimensiones (semillas). Según Podgorsak (2005)
- Teleterapia: El documento de Podgorsak expone que la teleterapia utiliza la radiación ionizante generada por un equipo situado a cierta distancia de la zona a tratar, esta modalidad contempla una amplia gama de equipos. Entre estos se encuentran las unidades de cobalto 60 y los aceleradores lineales de uso médico con fotones de alta energía o electrones. (2005)

Para el caso de este documento trataremos la teleterapia con acelerador lineal.

1.2.2. Importancia de la dosis suministrada por el acelerador lineal

La clave del éxito de un tratamiento con radiación ionizante es la distribución relativa de dosis absorbida suministrada al volumen tumoral, y la que llega al tejido sano circundante al volumen irradiado. El tejido sano debe de recibir el menor porcentaje de dosis limitado por las protecciones requeridas por el tratamiento.

La International Commission of Radiological Units (ICRU), (1976), establece que la dosis liberada en el volumen blanco y en los órganos de riesgo debería conocerse con una precisión al menos de 5 %.

Para conseguir esta precisión de dosis se necesitan controles de calidad del haz de radiación. Los parámetros caracterizados o verificados al recibir un equipo luego de un mantenimiento son parte de la protección radiológica de equipos emisores de radiación ionizante, para evitar accidentes/incidentes radiológicos en los tratamientos.

1.3. Procedimientos de medición de dosis de radiación

El control de calidad de la dosis absoluta de un haz de radiación producido por un acelerador lineal toma en cuenta las características del haz de radiación, entre ellas la simetría y la planicidad.

Existen varios procedimientos para la determinación de la dosis absoluta de un haz de radiación de un acelerador lineal elaborados por organismos internacionales, como lo son la OIEA y la AAPM y norma IEC.

Estos organismos proveen guías y recomendaciones para la medición de la dosis absoluta del haz de radiación, teniendo en cuenta los valores de tolerancia de la dosis de radiación.

Se exponen tres procedimientos en la verificación de dosis absorbida, uno por cada organismo internacional.

1.3.1. IEC 60976 Características de funcionamiento – equipo eléctrico médico – acelerador de electrones médico

La norma IEC 60976 (2007) (International Electrotechnical Commission, por sus siglas en inglés) define procedimientos de control de equipo para radioterapia, medicina nuclear y dosimetría de radiación.

Esta norma relaciona los métodos de verificación relacionados con las siguientes nuevas tecnologías:

- Técnica de creación del haz dinámico
 - Haz de radioterapia
 - Terapia de radiación de intensidad modulada (IMRT)
 - Radioterapia con imágenes guiadas (IGRT)
 - Cuñas de campos dinámicos
- Radioterapia estereotáxica (SRT)/Radiocirugía estereotáxica (SRS)
- Uso de dispositivos de imágenes electrónicas

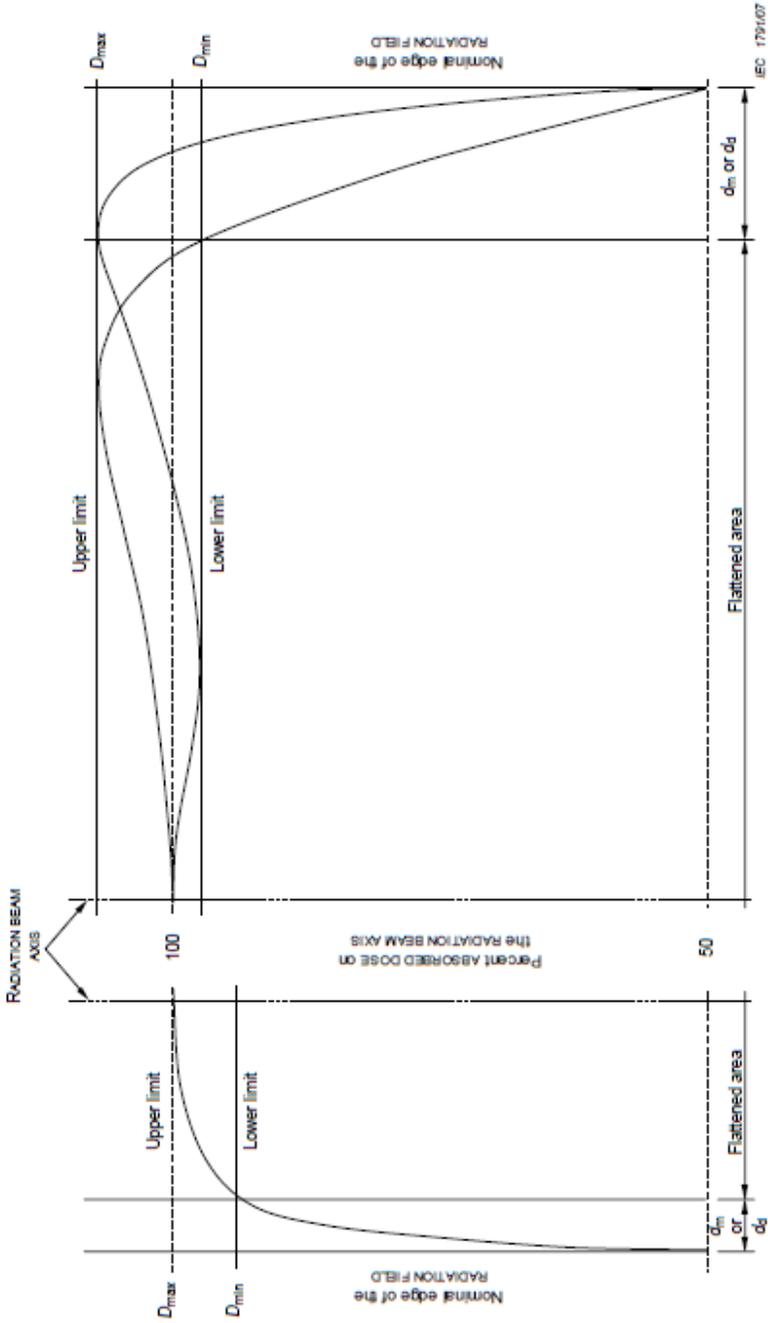
El documento norma el porcentaje de dosis absorbida a lo largo del eje del haz de radiación para el campo de 10 cm X10 cm y campos mayores, para cada valor de energía nominal. La profundidad de la dosis máxima en centímetros y la calidad de la penetración en centímetros.

La distribución de la dosis en profundidad a lo largo del eje del haz de radiación es medida en un fantoma de agua bajo los estándares de las condiciones de prueba.

La norma IEC (2007) presenta en su capítulo nueve la uniformidad de los campos de radiación, planicidad y simetría del campo. La penumbra del campo de radiación comprendida entre el 80% y el 20 % del punto de la dosis absorbida y la medición estándar en profundidad con un valor en milímetros.

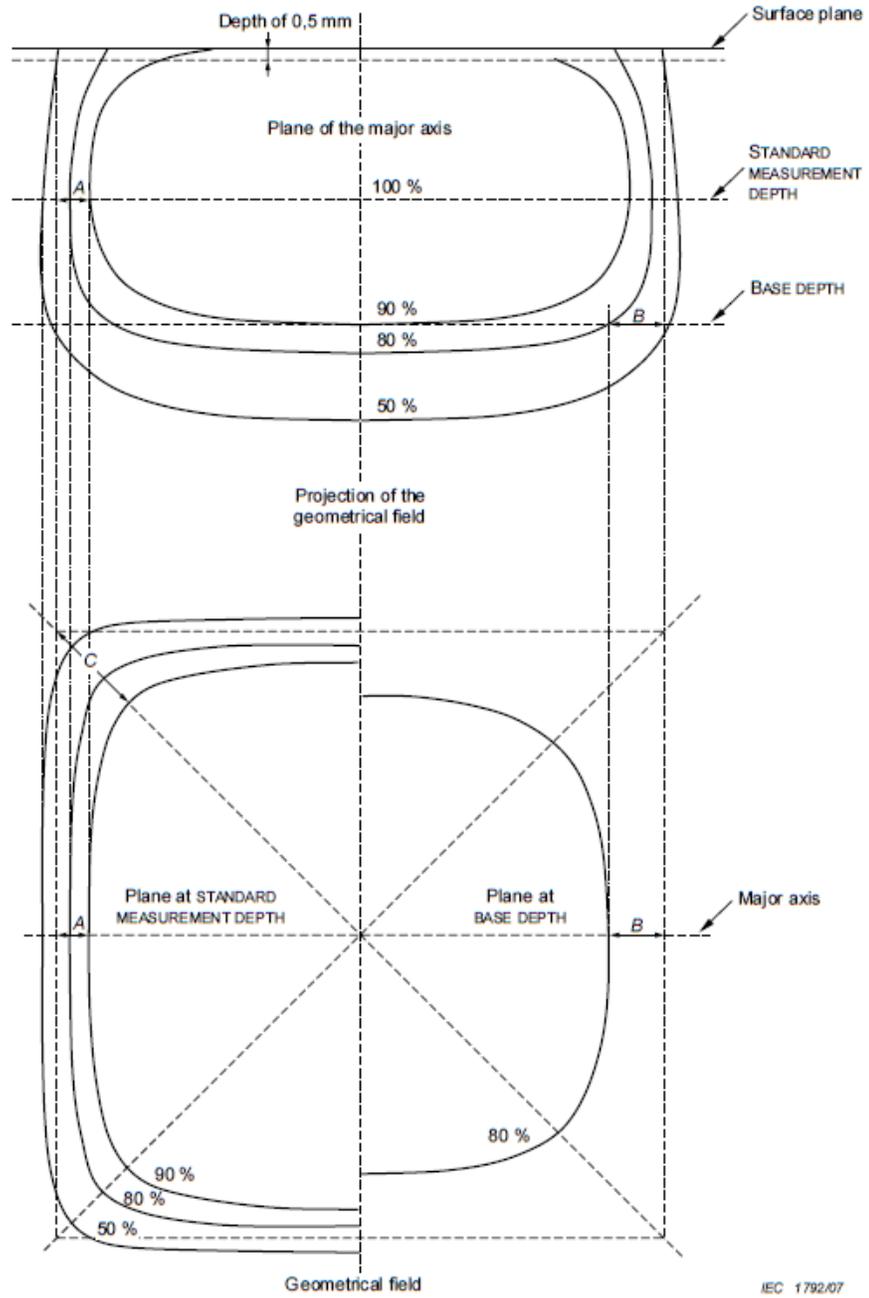
La figura 1, muestra los valores de dosis máxima, dosis mínima, el área de penumbra y los límites superior e inferior, para encontrar los valores de simetría y planicidad. Las curvas de isodosis se presentan en la figura 2.

Figura 1. **Ejemplo de perfil de dosis absorbida en planitud, simetría y penumbra**



Fuente: International Electrotechnical Commission. (2007). *Norma IEC 60976*.

Figura 2. **Curvas de isodosis**



Key

C is defined along the diagonal axes, for non-square RADIATION FIELDS and not along the bisector.

Fuente: International Electrotechnical Commission. (2007). *Norma IEC 60976*.

1.3.2. TRS-398. Determinación de la dosis absorbida en radioterapia con haces externos. Código de práctica internacional para la dosimetría basada en patrones de dosis absorbida en agua (OIEA)

El desarrollo de patrones primarios de dosis absorbida en agua para haces de fotones y electrones de alta energía y el perfeccionamiento de los conceptos aplicados a la dosimetría de las radiaciones ha posibilitado reducir la incertidumbre en la dosimetría de haces aplicada a radioterapia.

Con ello, es posible tener un sistema dosimétrico coherente, basado en patrones de dosis absorbida en agua.

En 1996, por recomendación del Comité Científico del Grupo Asesor del OIEA para la red OIEA-OMS de Laboratorios Secundarios de Calibraciones Dosimétricas (LSCD), elaboró un nuevo código de práctica internacional basado en patrones de dosis absorbida en agua. Este código es avalado por la Organización Mundial de la Salud (OMS), Organización Panamericana de la Salud (OPS) y la Sociedad Europea de Radiología Terapéutica y Oncología (ESTRO).

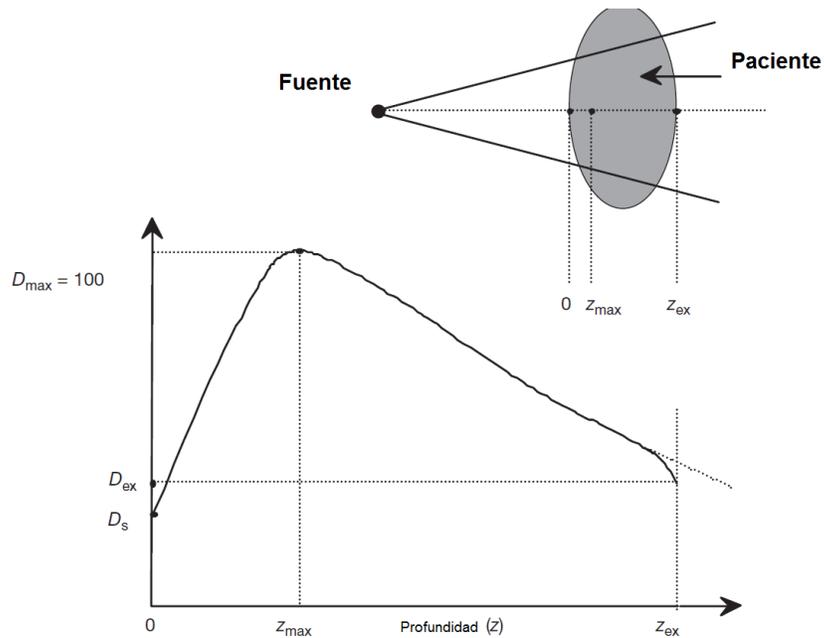
El código de práctica TRS-398 OIEA, proporciona la metodología para la determinación de la dosis absorbida en agua de haces de fotones de baja, media y alta energía, haces de electrones, haces de protones y haces de iones pesados empleados en radioterapia externa.

Erazo Caluqui (2015), expone que el protocolo se basa en la teoría de la cavidad de Spencer-Atix, dando una solución a la dosimetría utilizando cámaras de ionización tanto cilíndricas como paralelas.

En la figura 3, se muestra la dosis en profundidad a partir de un haz de fotones de entrada en la superficie del paciente D_s .

D_{ex} es la dosis en el lado de salida del haz. D_{max} es la dosis máxima, resultando en una curva de dosis de profundidad denominada, distribución porcentual de dosis (PDD).

Figura 3. **Curva de dosis en profundidad**



Fuente: Podgorsak & IAEA. (2005). *Radiation Oncology Physics: a Handbook for Teachers and Students*.

- Formalismo

La 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 las ecuaciones dadas por la OIEA es:

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

Donde:

(z_{ref}) : dosis absorbida en agua (Gy/UM) del haz de radiación en condiciones de referencia.

N_D , factor de calibración de la cámara en términos de dosis absorbida en agua de un haz de radiación de referencia (Cobalto – 60).

La lectura de la cámara M_{Qo} corregida en condiciones de referencia en laboratorio secundario de calibración, viene dada por:

$$M_Q = M_1 k_{TP} k_{elec} k_{pol} k_s$$

Donde:

M_1 : lectura del dosímetro en un voltaje V_1

k_{el} : factor de calibración del electrómetro

k_p : factor de corrección de polaridad de la cámara

k_{TP} : factor de corrección de temperatura y presión

De donde

$$k_{TP} = (273.2 + T) / (273.2 + T_0)$$

$$k_{pol} = |M_+| + |M_-| / 2M$$

Donde

M_+ : lectura del electrómetro con un voltaje de recolección negativo

M_- : lectura del electrómetro con un voltaje de recolección positivo

Es el factor de corrección por recombinación de iones:

$$k_s = a_0 + a_1(M_1M_2) + a_2(M_1M_2)^2$$

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 determinar 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} :

$$D_w(z_{max}) = 100 (z_{ref})/PDD(z_{ref})$$

Donde PDD (z_{ref}) es el porcentaje de dosis a profundidad en z_{ref} para un tamaño de campo 10 x 10 cm.

1.3.3. TG-51 Código de práctica

Es un protocolo para la dosimetría de referencia clínica de la radioterapia de haz externo usando haces de fotones con energías nominales entre ^{60}Co y 50 MV y haces de electrones con valores nominales de energías entre 4 y 50 MeV. Fue escrito por el *TaskGroup* 51 ~ TG-51, del comité de radioterapia de la Asociación Americana de Físicos en Medicina ~ AAPM y ha sido formalmente aprobado por la AAPM para uso clínico.

La AAPM (1991), expone usar cámaras de ionización con factores de calibración de dosis absorbida en agua que son trazables a las normas primarias nacionales, para la calidad del haz de radiación externo de uso clínico.

La dosis absorbida en agua en el punto de medición de la cámara de ionización colocada bajo referencia es el factor de conversión de calidad para determinar el valor absoluto.

El componente de fotones de PDD (dosis porcentual de profundidad), a 10 cm de profundidad para un tamaño de campo de 10x10 cm².

Toda la dosimetría de referencia clínica, según la AAPM (1984) se realiza en un fantoma de agua. La profundidad de referencia para fines de calibración es de 10 cm para fotones.

1.4. Documento técnico TECDOC-1151 OIEA

La Organización Internacional de Estandarización define Garantía de Calidad como “Todas las acciones planificadas y sistemáticas necesarias para garantizar de forma inequívoca que una estructura, sistema o componente se comporta satisfactoriamente” (ISO-6215-1980).

El protocolo de garantía de calidad en radioterapia surge inicialmente como una componente básica en el “Mejoramiento de la Garantía de Calidad en Radioterapia” del Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA), exponiendo en diferentes idiomas el documento técnico TECDOC-1151 mencionando los “Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: Protocolo de control de calidad”, (OIEA)

Es preciso mencionar que los niveles de tolerancia están orientados a asegurar una elevada calidad en los tratamientos de radioterapia. En caso de desviaciones excesivas de los niveles dados en este documento, se recomienda restringir la utilización del equipo a aquellos tipos de tratamientos donde la influencia de estas desviaciones sea mínima.

1.5. Acelerador lineal

Un acelerador lineal (*LINAC*, *Linear Accelerator*, por sus siglas en inglés) produce partículas aceleradas usando campo electromagnético. El acelerador lineal de RF (radiofrecuencia) es una estructura periódica dividida en celdas que contienen ondas senoidales variables de campo electromagnético.

ACR-RSNA (2018), menciona que el acelerador lineal genera un haz de rayos X de alta y baja energía, utilizados en las áreas de investigación y medicina. Respecto al área médica, se utiliza para inhibir el crecimiento de células cancerosas, sin dañar áreas circundantes de tejido sano.

Los sistemas de seguridad con que dispone tienen que ser verificados rigurosamente, para asegurar que no se emita una dosis fuera de la tolerancia.

En la figura 4, se muestra un esquema de bloques de los sistemas que conforman un acelerador lineal. Cada componente es importante para la generación de un haz de radiación.

En la guía de onda se enfoca el haz de radiación con los magnetos de enfoque, manteniendo el haz de radiación lineal.

Componentes del acelerador lineal:

- Modulador, en su interior, se encuentran las fuentes de baja tensión del equipo en voltaje de corriente continua (24 V, 12 V y 5 V). Se encarga de proveer el voltaje necesario para el transformador de pulsos, por medio de la fuente de alta tensión en corriente continua, se genera el tren de pulsos de PFN (*Pulse Formar Network*, por sus siglas en inglés).

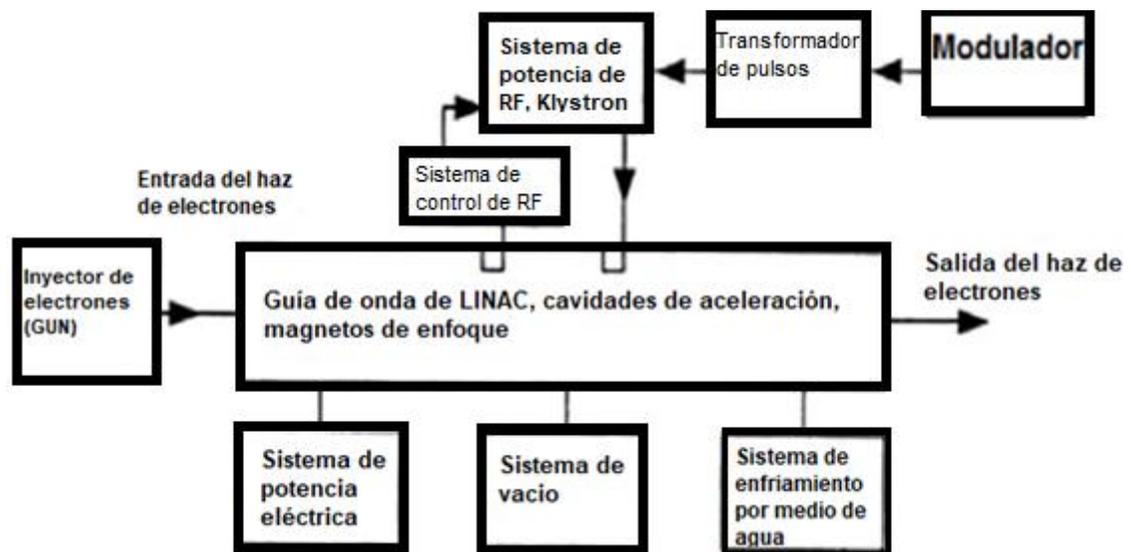
- Sistema de vacío, provee el ultra vacío de 6 micro torr, a la guía aceleradora, Klistrón y el inyector de electrones (*GUN* por sus siglas en inglés).
- Sistema de enfriamiento, provee la temperatura de trabajo del acelerador lineal.
- Stand, dispone de las fuentes de voltaje del *Klystrón* o *Magnetron*, dependiendo del tipo de acelerador lineal, de baja energía o alta energía. La fuente de energía del magneto de flexión (*bending magnet*) para el equipo de alta energía.
El gas SF6 (hexafluoruro de azufre) para evitar arcos eléctricos en la guía de onda de radiofrecuencia.
El sistema de enfriamiento mantiene la temperatura de operación del acelerador lineal bombeando agua a 40 grados centígrados.
- Gantry, se encuentra la guía aceleradora y su fuente de potencia, el imán de flexión, el colimador y los filtros de planicidad.
Está balanceado para mantener su posición al momento de girar sobre su eje.
- Camilla, componente para movilizar e inmovilizar al paciente durante su tratamiento.

Dependiendo de la energía del acelerador lineal, utiliza *klystrón* o *magnetron*.

- *Klystrón*, transmisor de microondas de alta potencia. Transmite las microondas hacia la guía aceleradora, por medio de una guía de onda. Recibe la radio frecuencia del sistema de control de frecuencia. La frecuencia emitida por el control de frecuencia es de 2.856 Ghz, en alta energía. Es un amplificador tríodo de alta frecuencia.
- *Magnetron*, definido como tubo de electrones.

Recibe una alimentación de microondas de 2.996 Ghz del sistema de control de frecuencia. Provee las microondas a la guía aceleradora de un equipo de baja energía.

Figura 4. Esquema de bloques simple de un acelerador lineal



Fuente: elaboración propia.

Actualmente, los aceleradores lineales utilizan microondas en el rango de 2.856 GHz en alta energía y 2.996 Ghz en baja energía. Las microondas son las frecuencias de radio más altas empleadas para aplicaciones de comunicación, detección, navegación y médicas.

Rosenzweig (2003) Expone, el uso de radio frecuencia (RF) y la realización de ondas electromagnéticas en cavidades metálicas, crean un campo eléctrico fuerte que permite a las partículas cargadas tomar la energía necesaria.

El objetivo fundamental de un acelerador lineal basado en microondas, en una unidad de tratamiento de radioterapia, es producir haces de alta energía sin necesidad de generar un voltaje de la misma magnitud que la energía requerida.

En el documento de AAPM (1984) menciona, la alta energía del haz se logra al acelerar los electrones, lanzados desde un inyector de electrones (GUN) a un campo de radiofrecuencia (RF) de microondas de alta potencia en una estructura aceleradora sintonizada.

La estructura de aceleración de los electrones o guía de aceleración es una pila de cavidades cilíndricas metálicas con un orificio axial de cavidad a cavidad, a través del cual, se direcciona un haz de electrones compuesto por un campo eléctrico, desde el inyector de electrones hasta el imán de flexión. Los electrones obtienen energía adicional del campo eléctrico en la cavidad cuando pasan a través de cavidades sucesivas.

Los electrones obtienen energía de la onda electromagnética a medida que pasan por la estructura de aceleración y salen a una velocidad que se aproxima a la velocidad de la luz.

El haz se posiciona y se enfoca durante su tránsito, a través de la guía aceleradora por campos magnéticos creados por conjuntos de bobinas fijas establecidas a lo largo de la longitud de la guía de onda aceleradora.

La energía final está determinada por el nivel de potencia de RF, la corriente del haz de electrones y la energía de inyección en la guía de onda de aceleración y por el diseño de la guía de onda.

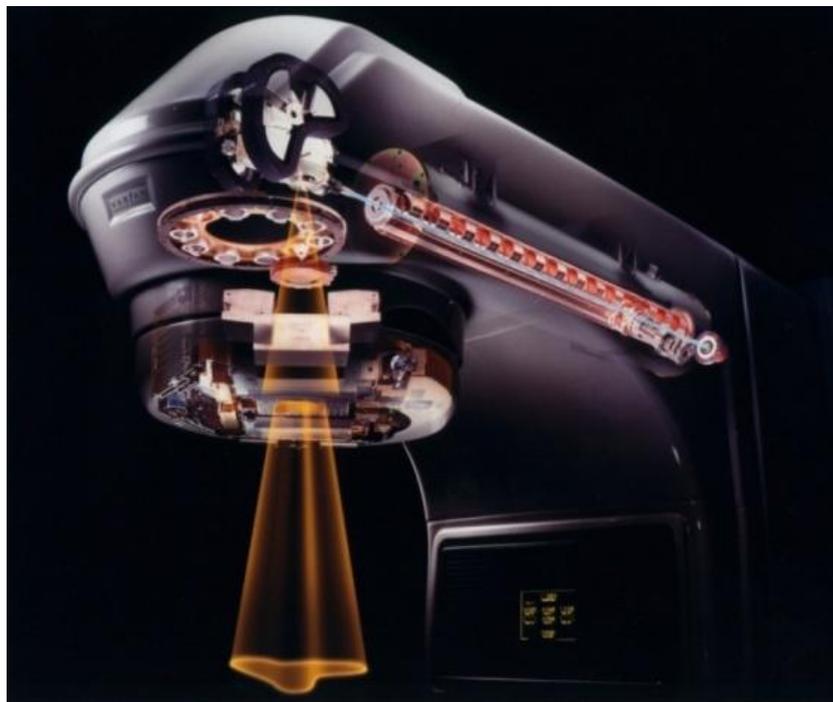
En la figura 6, se muestra un esquema de un acelerador lineal, en el cual se describen los diferentes dispositivos que lo componen. Adicional en la figura

5, se muestra el esquema de un acelerador lineal marca Varian, en el proceso de generación del haz de radiación ionizante.

El haz de radiación se desplaza en la guía de onda por medio de una onda electromagnética con componentes de campo eléctrico y magnético.

Mantener el haz de radiación centrado, conlleva disponer de fuentes de flexión o centrado. Las fuentes de flexión son de carácter magnético, con lo cual se varía el campo magnético para mantener centrado el haz de radiación.

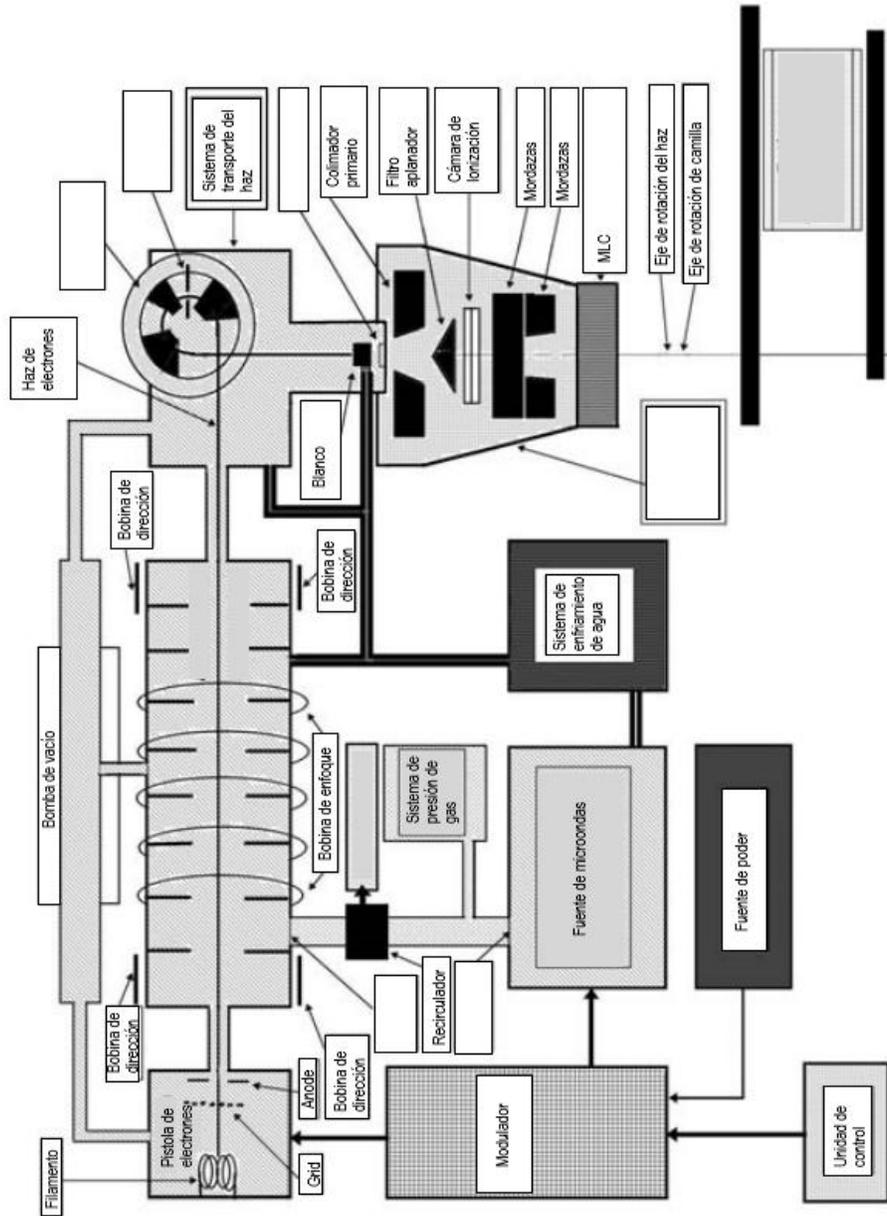
Figura 5. **Acelerador lineal**



Fuente: Varian, M.S., Purwar, A., Johnson, S., & Potter, R. (2016). *Performance characteristics of Kapton sealed ion chambers.*

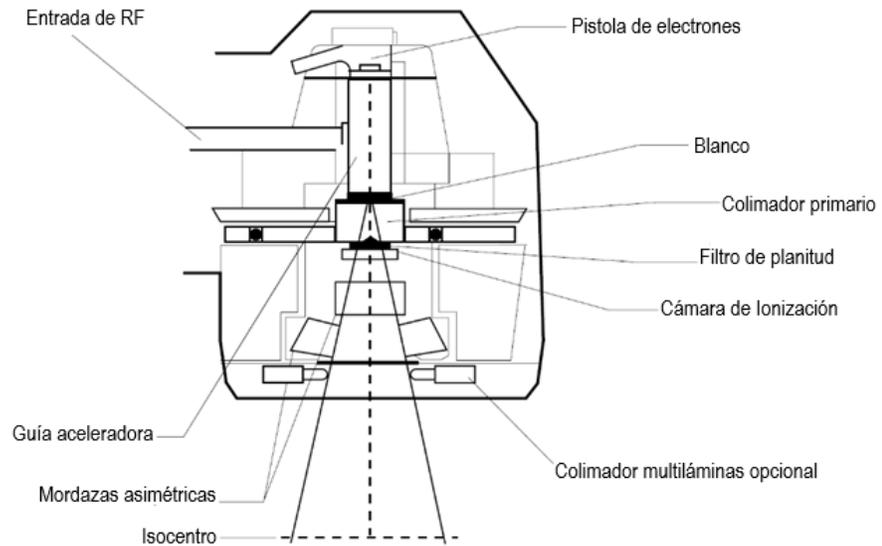
En la figura 6 se aprecia el acelerador de alta energía, distinguiéndose la guía aceleradora. La figura 7 muestra un cabezal de acelerador lineal de baja energía, se puede apreciar los colimadores.

Figura 6. Esquema de acelerador lineal



Fuente: Podgorsak & IAEA. (2005). *Radiation Oncology Physics: a Handbook for Teachers and Students*.

Figura 7. **Cabezal de acelerador lineal Clinac 6 Ex**



Fuente: Podgorsak & IAEA. (2005). *Radiation Oncology Physics: a Handbook for Teachers and Students*.

1.5.1. Características de la cámara de ionización sellada Kapton

La publicación de Varian y Purwar, Johnsen & Potter, (2016), detalla las características de funcionamiento de la cámara de ionización, interna del acelerador lineal, Kapton. La cámara de ionización Kapton monitorea el haz de radiación en el tratamiento de radioterapia en condición clínica.

El acelerador entrega al momento de irradiar, unidades monitor (MU por sus siglas en inglés *Monitor Unit*), estas unidades son utilizadas para calibrar el haz de radiación en términos de dosis absorbida. La relación de dosis absorbida y las unidades monitor entregadas por el equipo es $100 \text{ MU} = 1 \text{ Gy}$ de donde $1 \text{ MU} = 1 \text{ cGys}$.

La cámara de ionización Kapton contiene una cámara de ionización redundante dual con la capacidad para detectar un error de distribución del haz básico, como la simetría y la planitud, medida por el equipo y visualizada en el monitor de consola.

Trabaja capturando la carga de ionización del electrón de paso, cuando se irradia un volumen de gas (en este caso aire), entre dos electrodos. Un campo eléctrico causa que los electrones y los iones formados por la radiación se muevan hacia las placas cargadas de manera opuesta.

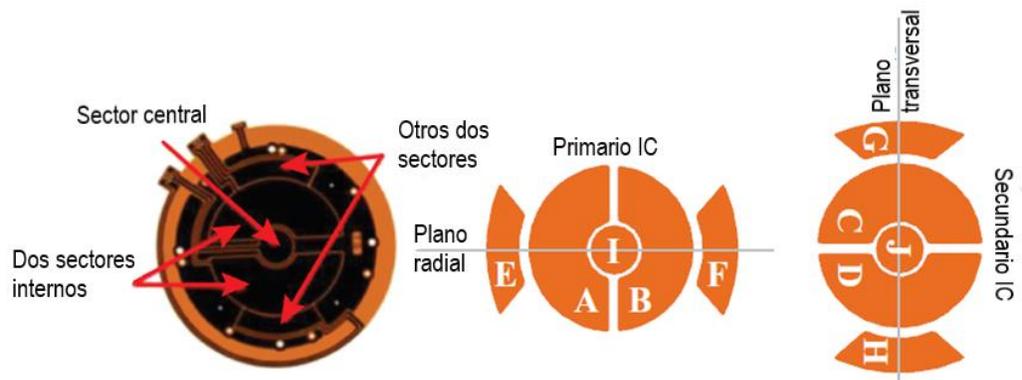
Contiene dos volúmenes sellados independientemente llenos de aire a una presión superior a la presión atmosférica. El sellado asegura que el número de moléculas de gas en el interior se mantenga constante, esto la hace independiente de la temperatura y la presión externa, por lo tanto, la respuesta a la calibración de la cámara de iones permanece constante a pesar de los cambios ambientales en la temperatura y la presión.

Las correcciones de temperatura y presión en los protocolos de calibración de dosimetría no son necesarias, debido a su forma de construcción de la cámara de ionización Kapton.

Los volúmenes de las dos cámaras están separados uno del otro, siendo independientes. Están determinados por MU1 y MU2 y desplegaría una alarma si la desviación entre las dos es más del 5 %.

En la figura 8, se muestra el diseño interno de una cámara de ionización tipo Kapton.

Figura 8. Esquema de cámara de ionización Kapton



Fuente: *Varian, Purwar, Johsen & Potter. (2016). Performance characteristics of Kapton sealed ion chambers.*

1.5.2. Sistema de control del acelerador lineal

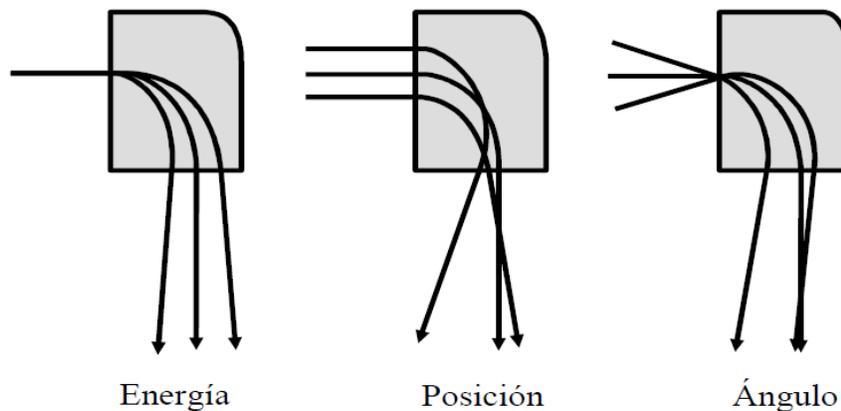
El (Varian Medical Systems, 2011), boletín técnico de *Varian Medical Systems* (2011), menciona que el acelerador lineal dispone de varios sistemas de control, uno de ellos, un circuito electrónico que compara en promedio la salida del haz de radiación en el blanco u objetivo (targuet), con los datos recabados con la cámara de iones radiales. Un cambio en la tasa de dosis afectará ambas señales proporcionalmente.

De la Vega Fernández (2015) muestra en la figura 9, el ángulo de ingreso al objetivo o blanco es más amplio, el resultado será menos fotones incidiendo o llegando a la cámara de ionización del equipo. Si el valor disminuye el sistema de control disparará un error en su detección.

La cámara de ionización de un acelerador lineal de alta energía está construida con varias placas o electrodos, cuyas áreas se pueden dividir en sectores, para dos propósitos diferentes de monitoreo:

- Dosimetría de rayos X y los haces de tratamiento de electrones
- Monitoreo de la intensidad y distribución del campo de radiación

Figura 9. **Ángulo de ingreso del haz de radiación en el imán de flexión al incidir en la cámara de ionización**



Fuente: De la Vega Fernández. (2015). *Caracterización y control de calidad de la energía de los haces de electrones empleados en radioterapia*.

El documento de *Varian Medical Systems* (2011), juntamente con el boletín técnico CTB GE-681 (2016), detalla las directrices de calidad del haz de radiación.

- El exceso de asimetría del plano radial se disparará si el valor absoluto de la señal "A - B" supera los 3.6V (representando 1.8% de simetría de haz).
- El exceso de asimetría del plano transversal se disparará si el valor absoluto de la señal "C - D" supera los 3.6 V.
- Si la energía del haz es demasiado alta o demasiado baja en 1.9% y no se puede corregir, dentro de los cambios que efectúe el sistema de

control, desplegará una alarma en el monitor de consola del acelerador lineal, produciendo bloqueos en el sistema de calibración del equipo.

El sistema de control verifica los circuitos de retroalimentación para dirigir el haz de radiación, a través de la guía aceleradora, imán de deflexión (*Bending Magnet*), y sobre el objetivo o blanco (target) para asegurar la planitud y simetría del haz de radiación.

La cámara de ionización del equipo proporciona dos salidas de datos independientes para el monitor de dosimetría dual. Consta de placas paralelas, una polarizada y dos de recolección, esta última dividida en cuatro sectores colectores que definen cuatro volúmenes distintos de recolección de datos.

La línea central del haz de radiación de electrones a través de la guía aceleradora y el imán de flexión establece el ángulo de orientación de las placas recolectoras semicirculares respecto a la placa recolectora radial y los planos de coordenadas transversales.

Las placas semicirculares A y B, mostradas en la figura 8, proporcionan señales relacionadas con el plano radial, sus señales son de carácter primario para proporcionar una indicación de estado de tasa de dosis y de dosis integrada para el canal MU1 mostrado en la consola.

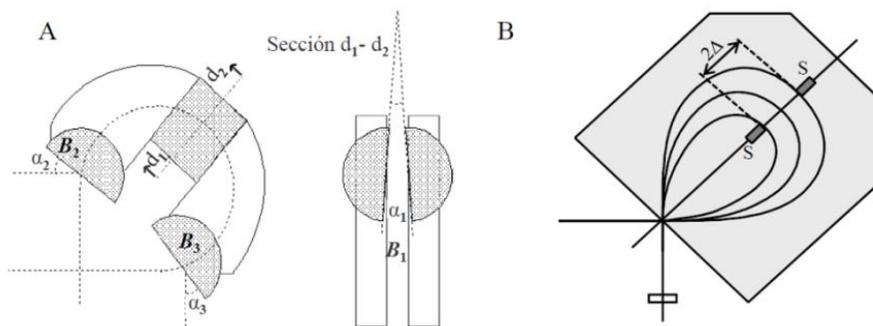
Del mismo modo, Varian y Purwar, Johnsen & Potter (2016), menciona las placas semicirculares C y D están orientadas para proporcionar señales relacionadas con el plano transversal, que alimentan el canal MU2.

Varian Medical Systems (2016) menciona que los dos canales de dosis son completamente independientes. El segundo canal con respecto al primero tiene un retraso constante de 40 unidades monitor.

En la figura 10, De la Vega Fernández (2015), muestra un haz de radiación pasando por las bobinas de flexión de ángulo transversal y radial, para luego llegar a la cámara de ionización visible en el esquema de la figura 10B.

En la figura 11, se muestra un haz de radiación con un porcentaje de variación en planitud y simetría.

Figura 10. **Haz de radiación dentro del imán de flexión (*bendig magnet*)**



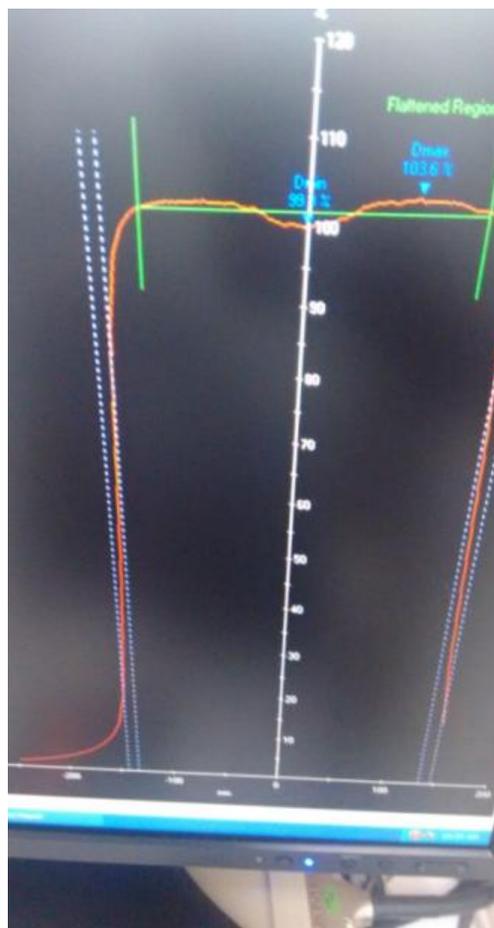
Fuente: De la Vega Fernández. (2015). *Caracterización y control de calidad de la energía de los haces de electrones empleados en radioterapia.*

La figura 11a, muestra un haz de radiación fuera de tolerancia en planitud y simetría. Con el procedimiento correctivo, el haz de radiación fue centrado y llevado nuevamente a la tolerancia mostrado en la figura 11 inciso b.

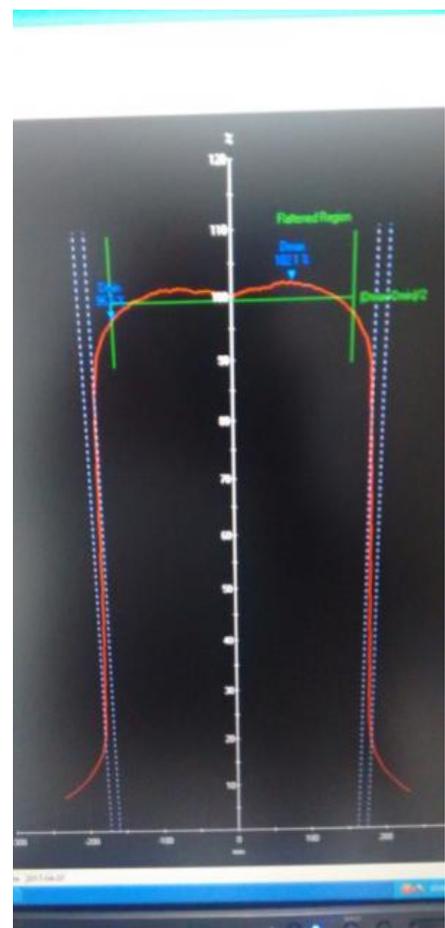
En aceleradores lineales de alta energía, dos grupos de cuatro bobinas se utilizan para direccionar el haz de radiación, un sistema de servo-alimentación utiliza señales de los sectores de la cámara de iones para controlar y limitar el desplazamiento lateral (posición) y la divergencia angular (ángulo) del haz de electrones en las direcciones radial y transversal.

En Varian y Purwar, Johnsen & Potter (2016), la cámara de ionización de un acelerador lineal de alta energía tiene placas adicionales con señales periféricas E y F. La diferencia (E – F) alimenta la dirección de posición radial. Las bobinas de dirección de posición radial controlan el componente radial de los laterales del desplazamiento del haz de electrones.

Figura 11. **Vista del haz de radiación en monitor, luego de su verificación por medio de cámara de ionización y electrómetro**



(a)



(b)

Fuente: fotografía de la medición realizada en centro de radioterapia, en procedimiento de calibración de dosis, monitor de equipo de medición.

1.6. Equipo de medición

El equipo de medición para la verificación de la dosis del haz de radiación se compone de cámara de ionización, electrómetro, fantoma, barómetro y termómetro. El electrómetro y la cámara de ionización son intercomparados con el laboratorio secundario de dosimetría, para su calibración.

1.6.1. Cámara de ionización externa

Podgorsak y IAEA (2005), define que las cámaras de ionización se utilizan en radioterapia para la determinación de la dosis de radiación. La determinación de dosis en referencia y condiciones de irradiación, también se denomina calibración del haz de radiación.

Básicamente es una cavidad llena de gas rodeada por una capa conductiva que tiene un electrodo colector. La capa y el electrodo colector están separados para reducir la corriente de fuga cuando un voltaje de polarización se aplica a la cámara.

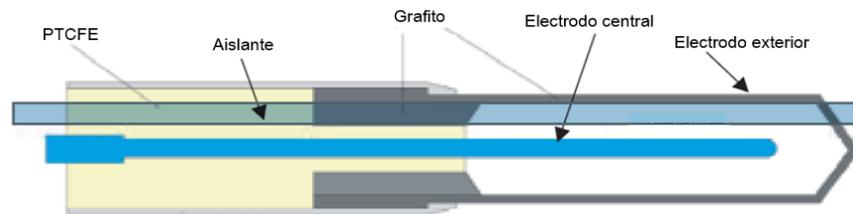
Un electrodo de protección en la cámara es usualmente provisto, para reducir aún más las fugas de la cámara, intercepta la corriente de fuga y permite que fluya a tierra.

También garantiza una uniformidad del campo, mejorando el volumen activo o sensible de la cámara, con ventajas resultantes en la recolección de carga.

Mediciones con cámaras de ionización al aire libre requieren la medición de temperatura y presión para tener en cuenta el cambio en la masa de aire en el volumen de la cámara.

Erazo Caluqui (2015), expone factores de corrección para cámaras de ionización en dosimetría.

Figura 12. **Diseño básico de una cámara de ionización cilíndrica tipo Farne**



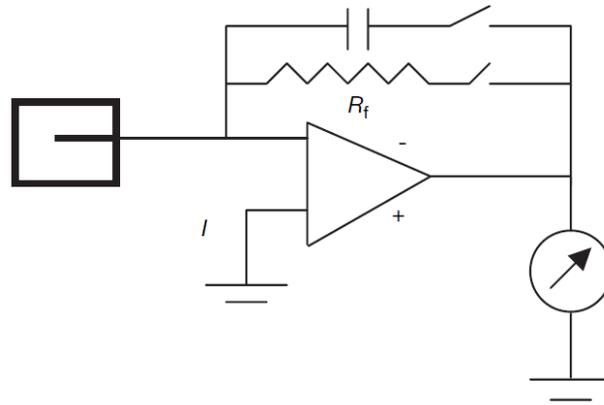
Fuente: Podgorsak & IAEA. (2005). *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*.

Existen tres tipos de cámara de ionización, la plano-paralela, cilíndricas y de extrapolación. Siendo utilizadas las cilíndricas en la medición de radiación de haces de fotones y en haz de electrones la plano-paralela.

1.6.2. Electrómetros

Podgorsak & IAEA (2005), describen los electrómetros como dispositivos para medir pequeñas corrientes, del orden de 10^{-9} A o menos. La polarización del electrómetro puede ser bipolar y unipolar. Los bipolares tienen ambas polaridades, positiva y negativa. Los unipolares solo una polaridad en la señal de entrada.

Figura 13. **Electrómetro en modo de retroalimentación**



Fuente: Podgorsak & IAEA. (2005). *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*

1.6.3. QA BeamChecker Plus

Equipo de medición para pruebas de control de calidad de dosis diaria de acelerador lineal, QA *BeamChecker Plus* Versión 2.2.X de *Standard Imaging*, con software de comunicación QA *BeamChecker Plus* (2010).

De acuerdo con el manual de operación proporcionado por *Standard Imaging*, consta de una unidad de detección con 8 cámaras de ionización de placas paralelas.

Almacena una imagen de la constancia, planitud y simetría del haz de radiación actual, generando un indicador.

El equipo de medición mostrado en la figura 14, realiza corrección de temperatura y presión, con las lecturas de las cámaras de ionización central, derecha, izquierda y con los canales dinámicos, arriba, derecha, abajo, centro e inferior.

Figura 14. **QA BeamChecker Plus**



Fuente: Standar Imaging. (2010). *Manual de QA BeamChecker Plus*

$$M_{corr} = M_{raw} \times \left[\frac{273.15 + T(^{\circ}\text{C})}{295.15} \times \frac{760}{P(\text{Torr})} \right] \quad (1)$$

M_{corr} : lectura corregida de la cámara apropiada.

M_{raw} : lectura no corregida de la cámara apropiada

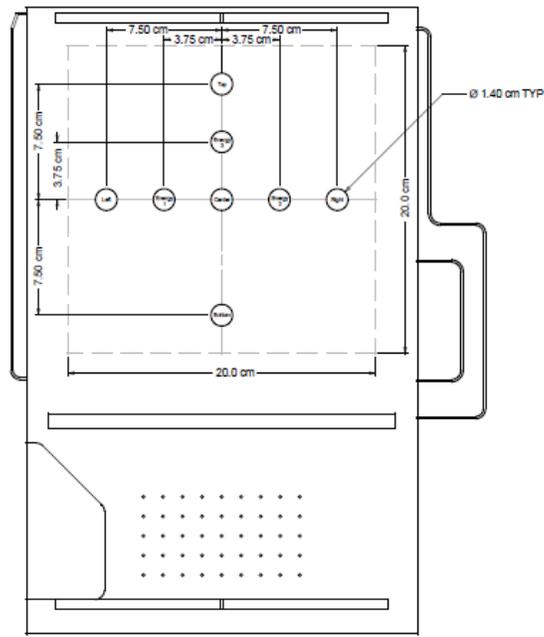
T: temperatura en ° C medida por el sensor interno

P: presión en Torr medida por el sensor interno

En la fórmula 1, se muestra la relación de la temperatura y la presión con respecto a las lecturas realizadas por el QA BeamChecker Plus.

La figura 15, muestra la localización de las cámaras de ionización en el equipo de medición.

Figura 15. Diagrama de localización de cámaras de ionización



Fuente: Standar Imaging. (2010). *Manual de QA BeamCheaquer Plus*.

1.7. Requerimientos mecánicos para control del haz de radiación

De acuerdo con el documento IAEA-TECDOC-1151 de la OIEA (2000), los requerimientos mecánicos deben de revisarse antes de una verificación de haz de radiación.

El lugar de impacto del haz de radiación depende entre otros factores de los requisitos mecánicos:

- Isocentro mecánico.
- Eje de rotación de tabla de tratamiento (camilla).

- Eje de rotación de gantry.
- Eje de rotación de colimador.
- Luz de campo.
- Conformación mecánica del campo de verificación.
- Alineación del colimador en el ángulo de rotación sobre su eje (cruce de coordenadas [x,y]).
- Ángulo de rotación del gantry sobre su eje con respecto al haz de radiación.
- Luz de campo incidente con el campo mecánico y el campo de radiación.
- Indicador de distancia, distancia fuente superficie de isocentro.

Para monitorear el estado de condición del haz de radiación, es necesario realizar medición de las dimensiones de tamaños de campo, respecto a la luz de campo, y coincidente con el campo radiante.

Isocentro, es el centro de rotación del gantry, el colimador y la camilla, teniendo éste el punto coincidente. Es de importancia, ya que el tratamiento del paciente, gira respecto a los ejes de rotación de los componentes del equipo.

La virtual luz de campo y el centro del filtro de aplanamiento deben de estar en el eje de rotación del colimador, se requiere que el campo radiante y el campo lumínico coincidan.

Las mordazas del colimador deben de moverse simétricamente con respecto al eje de rotación del colimador en el isocentro.

El haz de radiación debe de estar perpendicular al eje de rotación del gantry.

Requisitos de un control de calidad del equipo definido según documento IAEA-TECDOC-1151 de OIEA (2000).

- Mecánico: El eje del colimador se define como la línea perpendicular al plano final, y pasa por el punto central del plano, radial transversal (x,y).
- Geométrico: define geoméricamente el eje del haz, el centro de la fuente de radiación debe de colocarse en el eje del colimador.
El eje del colimador debe de coincidir con el eje del haz de radiación y con el centro del filtro aplanador del haz de radiación.
- Dosimétrico: Es un sistema alineado correctamente a los tres ejes (gantry, camilla y colimador). Dosiméricamente el haz de radiación debe de ser simétrico.

1.8. Consideraciones de seguridad ocupacional

Conforme al Acuerdo Ministerial No. 178-2006, el Departamento de Protección y Seguridad Radiológica de la Dirección General de Energía, se limitan áreas de movimiento y comportamiento de las personas dentro de instalaciones que utilizan radiación ionizante.

“Ley para el control, uso y aplicación de radioisótopos y radiaciones Ionizantes – Decreto Ley 11-86 Congreso de la República de Guatemala” (1986). Tiene por objeto controlar, supervisar y fiscalizar todas las actividades relacionadas con el uso de radioisótopos y las radiaciones ionizantes en sus diversos campos de aplicación, a fin de proteger la salud, los bienes y el ambiente de los habitantes de la República, así como los bienes del Estado.

2. DESARROLLO DE LA INVESTIGACIÓN

2.1. Desarrollo de verificación de haz externo de radiación en centro de radioterapia

La visita de medición de dosis al acelerador lineal se realiza al equipo utilizado como base para la investigación.

Lectura de manuales y publicaciones técnicas para la obtención de conocimientos y especificaciones, en la operación del equipo, lineamientos de seguridad radiológica y la caracterización de la dosis absoluta del haz de radiación en aceleradores lineales por medio del protocolo de caracterización de la dosis absoluta en agua TRS-398 OIEA.

De acuerdo con el documento TECDOC 1151 OIEA y las especificaciones técnicas del fabricante, mostradas en la tabla I, se obtienen los parámetros de tolerancia del equipo a monitorear.

La verificación necesita de métodos y de sistemas de medida adaptados a fin de obtener resultados con una buena precisión de los estándares y verificaciones de calidad y seguridad de los tratamientos, con el objetivo de garantizar la distribución de la dosis entregada. Es importante y crucial la elección del detector apropiado para las medidas dosimétricas.

2.2. Características del equipo a realizar la medición

Modelo: Clinac 6 eX
Fabricante: Varian Medical Systems
Energía: Fotones 6 MV

2.3. Equipo mínimo requerido

- Acelerador lineal
- Cámara de ionización tipo Farmer, Extradin modelo A12, calibrada en un Laboratorio secundario estándar de dosimetría
- 2 cables de extensión de 10 mts. de largo
- Electrómetro
- Fantoma de agua para calibración y verificación de 50x50x40 cm³.
- Fantoma de plástico, de material equivalente a agua, con placas de espesores: 1 mm, 2 mm, 5 mm, 10 mm, 20 mm y 50 mm.
- Barómetro, escala mínima 1hPa o 0.5 mmHg a 101.3 hPa o 760 mmHg.
- Termómetro, escala mínima 5⁰ centígrados hasta 50 °C.
- Analizador de campo de radiación para medida de curvas de isodosis, tanque de agua de 50x50x40 cm³. Con mecanismo motorizado para el movimiento vertical y horizontal de instrumentos de medición, se utiliza sistema CRS 3D BeamScanner o PTW
- Instrumento de chequeo del isocentro mecánico y de ubicación de láser.
- QA BeamChecker Plus matriz de diodos para controles diarios de planicidad del haz
- Nivel de agua de precisión
- Detector Geiger de campo

2.4. Verificación de mediciones

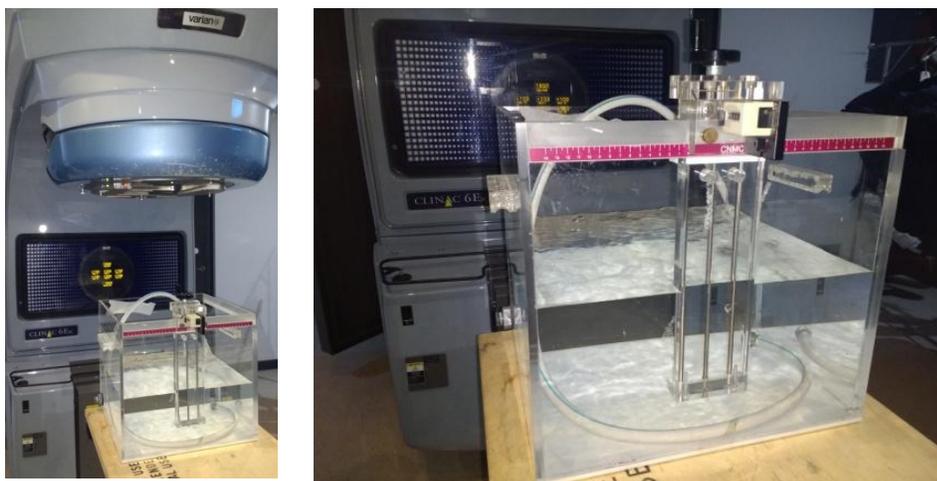
La verificación de dosis del haz de radiación del acelerador lineal de baja o alta energía, dependiendo de su configuración, se realiza por medio de la caracterización de los haces de fotones y electrones de las energías suministradas por el equipo, en este caso fotones de 6 MV.

Dos tipos de mediciones se realizan:

- Mediciones de verificación mecánica en el punto isocentro.
- Mediciones dosimétricas realizadas por medio del escaneo de exploración de haz externo de radiación.

El isocentro de radiación está determinado principalmente por la intersección de los tres ejes de rotación: el eje de rotación del colimador, el eje de rotación del gantry, y el eje de rotación de la camilla de tratamiento

Figura 16. **Fantoma con medio de dispersión en agua, con movimientos de cámara de ionización mecánicos**



Fuente: fotografía tomada en verificación de dosis absorbida de un acelerador lineal.

En la figura 16 se muestra un fantoma con medio de dispersión en agua para la verificación de la dosis absorbida a profundidad.

2.4.1. Mediciones mecánicas

Las mediciones mecánicas se realizan utilizando un nivel de agua, regla, vernier y hoja milimetrada. En las mediciones dosimétricas de escaneo se utilizó un fantoma con medio de dispersión de agua, formado por un tanque de paredes plásticas transparentes lleno de agua, electrómetro y cámara de ionización.

Verificación de la seguridad mecánica del sistema:

- Verificar los movimientos y posiciones de los ejes mecánicos de gantry, colimador y camilla
- Indicador óptico de distancia (telemetro)
- Indicador de ángulo de gantry
- Indicador de tamaño de campo de colimador
- Movimiento de mordazas del colimador
- Coincidencia de la luz de tamaño de campo con el campo radiante
- Verificación de isocentro
- Campos abiertos (10x10, 20x20, 30x30, 40x40)

2.4.2. Medición requerida para la energía de fotones

A partir del protocolo para la determinación de la dosis absorbida, como lo es el TRS-398 OIEA.

Se debe de tomar en cuenta:

- Dependencia de presión y temperatura del detector
- Dependencia con la polaridad
- Sensibilidad y resolución espacial

- Dependencia con la energía
- Dependencia con la tasa de dosis
- Velocidad de respuesta

La verificación del equipo de medición es de suma importancia, se realizan pruebas, en el caso de los detectores, determinación de corriente de fuga y repetividad.

Medición de corriente de fuga, según el TRS-398 OIEA, la corriente de fuga debe medirse antes de la irradiación, y debe de ser muy pequeña en comparación con la corriente obtenida durante la irradiación (menor del 0.1 %).

No debería de utilizarse cámaras de ionización con corrientes de fuga mayores al 1 %, o corriente de fuga variable en el tiempo, según OIEA (2005).

La verificación de la estabilidad de la tasa de dosis en sus diferentes niveles, y la estabilidad de unidades monitor (UM).

Para la caracterización del haz de fotones 6 MV se obtienen perfiles de dosis en dirección longitudinal, y transversal al haz de radiación.

En la caracterización de los haces de fotones se hizo uso de:

- Sistema de escaneo automático 3D (fantoma)
- Detectores (cámara de ionización)

El sistema de escaneo (fantoma), es un tanque de plástico lleno de agua, con dimensiones de 50 x 50 x 40 cm, con ejes que movilizan el detector para la exploración del haz externo de radiación en los 3 ejes.

Las dimensiones del fantoma con medio de dispersión en agua, 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 30 cm para la medición de la dosis en profundidad.

Se colocan en la parte superior del fantoma ejes mecánicos, (x,z) o (y,z) según la medición efectuada, con movimientos por medio de servomotores.

El posicionamiento del fantoma, en el acelerador lineal es clave para asegurar la calidad de los datos. Debe de tomarse en cuenta, la nivelación correcta de los brazos de escaneo, debido a que es punto crítico en la adquisición de perfiles a profundidades mayores de la profundidad máxima de dosis. Un eje mecánico con desnivel puede provocar un cambio en la planitud y simetría, que de un falso dato negativo.

Alineación de los ejes de exploración, el eje x se alinea con la dirección *cross-plane* (derecha izquierda) y el eje "y" en la dirección *in-plane* (gantry-camilla), realizado con inspección visual.

Antes de llenar el tanque con agua, se colocó 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.

La determinación del nivel de superficie se da en la superficie del agua del fantoma, determinando en (0,0,0), ubicado en el isocentro (distancia fuente superficie) del equipo, con ayuda del telemetro del acelerador lineal (indicador óptico de posición de altura), la retícula de *cross-hair* (cruce de cabellos, o cruz de retícula) y los láseres de posicionamiento.

Para iniciar el escaneo se realizó un control de calidad que confirme los desplazamientos del brazo en los ejes de movimiento del detector observando que sean correctos y acordes.

La linealidad y precisión de los movimientos en los tres ejes, trata de evitar histéresis en los movimientos, que no se obstruyan por cables u otro material.

El detector utilizado en la verificación del haz de radiación es una cámara de ionización plano-paralela, tipo Farmer. La cámara de ionización, debe de nivelarse con la superficie, en todas las caras del fantoma, alineándolo a los ejes (x,y,z).

La velocidad de escaneo se selecciona de manera que la exploración tenga mayor precisión, si se minimizan las distorsiones u ondulaciones producidas por el movimiento en la superficie del agua. A mayor velocidad mayor ruido en los datos adquiridos, pudiendo obtener una profundidad variable.

Figura 17. **Verificación e instalación de brazos de movilización para la medición de perfiles**



Fuente: fotografía tomada en proceso de medición de haz externo de radiación.

Figura 18. **Fantoma con medio de dispersión en agua y cámaras de ionización instaladas**



Fuente: fotografía tomada en procedimiento de medición de perfiles, para la verificación de haz externo de radiación de acelerador lineal.

2.4.2.1. Verificación dosimétrica

La verificación dosimétrica, luego de obtener los parámetros mecánicos se compone de:

- Perfiles de simetría y planitud
- PDD (dosis en profundidad) para varios tamaños de campo
- Dosis absoluta

Se dividieron las mediciones necesarias para la verificación dosimétrica en dos categorías:

- Los datos escaneados con el equipo para la medición y verificación de planitud y simetría con la cámara de ionización en el fantoma con medio de dispersión de agua, de acuerdo a documento TECDOC 1151 OIEA.
- Determinar la dosis absoluta utilizando el código de práctica TRS-398 OIEA.

Los perfiles y el porcentaje de dosis en profundidad (PDDs) deben medirse en configuración de campo abierto.

Para realizar las mediciones de perfiles (PDDs, transversales y longitudinales) se usó un detector de referencia ubicado en la parte externa de la superficie del agua juntamente con el detector de exploración (sin que haga sombra con el detector de exploración) para obtener valores de dosis normalizados.

Orientaciones: del eje objetivo del inyector de electrones del linac (en línea) al colimador (Radial) y en la dirección perpendicular a la (línea de cruce) de la guía aceleradora (transversal).

2.4.2.2. Perfiles planitud y simetría

Al proceder con el procedimiento, se inicia a realizar un escáner del haz externo de radiación, para la obtención de los perfiles en profundidad para campos de $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

Se utiliza el software CRS (Computerized Radiation Scanners, Inc.), se realizarán escáner para tamaños de campos requeridos, $10 \times 10 \text{ cm}^2$, $20 \times 20 \text{ cm}^2$,

30x30 cm², en profundidades de 10 y 15 cms, en los ejes X (radial) y Y (transversal). En la figura 19 se muestra el monitor de computadora mostrando un perfil luego de realizar un escáner del haz de radiación.

Figura 19. **Proceso en pantalla de la verificación de perfiles del haz externo de radiación**



Fuente: fotografía tomada en pantalla de computadora del equipo de medición.

2.4.2.3. Obtención de la dosis en profundidad

Utilizado el equipo de medición para realizar la verificación de la dosis en profundidad mostrado en la tabla I.

Tabla I. **Datos de equipos**

Acelerador lineal Clinac 6 Ex	
Equipo	CRS scanner
Medio dispersor	Agua
Cámara de Ionización	Exradin A-12
Electrómetro	Capintec
DFS	100 cms
Tamaño de campo	10x10 cms ²
Profundidad	10 cm

Fuente: elaboración propia.

La determinación de dosis absoluta del acelerador se realiza siguiendo el protocolo TRS-398 propuesto por la OIEA. Las condiciones de medida para el cálculo de la dosis fueron: distancia fuente superficie (SSD) 100 cm, profundidad 10 cm, con el detector ubicado en el eje central del haz de radiación y medio de dispersión agua. El detector utilizado fue una cámara de ionización tipo Farmer Exradin A-12 conectada directamente al electrómetro.

2.4.2.4. Monitorear la presión y la temperatura

Para la medición de dosis absoluta el protocolo TRS-398 OIEA indica controlar la presión atmosférica y la temperatura del agua del fantoma.

La temperatura del agua del fantoma, debe estar en equilibrio con la temperatura ambiente antes de iniciar las mediciones.

Figura 20. **Verificación de temperatura**



Fuente: fotografía tomada en verificación de dosis absorbida de acelerador lineal.

2.4.2.5. Determinación del porcentaje de dosis en profundidad (PDD por sus siglas en inglés)

Luego de la obtención de los perfiles se procede a la determinación de la dosis absorbida del haz de radiación.

La dosis absorbida se calcula de acuerdo con el protocolo TRS-398 OIEA, el equipo de medición con instrumental dosimétrico: electrómetro Capintec, cámara de ionización y software CRS.

En la figura 21, se muestra el instrumental utilizado en la verificación de la dosis en profundidad.

Figura 21. **Electrómetro y equipo de medición de dosis absorbida**



Fuente: elaboración propia.

2.4.2.6. Caracterización del equipo de medición de monitoreo diario

Los valores obtenidos con el fantoma con medio de dispersión de agua, como los son dosis absoluta, se utilizan en la caracterización del medidor QA BeamChecker Plus para el monitoreo de condición de la dosis absoluta diariamente.

La medición diaria con el equipo de monitoreo de condición da un mayor control de la dosis absorbida del haz externo de radiación entregado por el equipo de manera rápida y confiable.

En general, los datos escaneados incluyen el porcentaje de dosis de profundidad (PDD), los perfiles en planitud y simetría y la dosis absorbida, necesarios para el comisionamiento de la herramienta de monitoreo de condición, caracterizando con las medidas obtenidas.

Para las mediciones diarias se elige un tamaño de campo cuadrado de 20x20 cm².

3. PRESENTACIÓN DE RESULTADOS

Los resultados obtenidos de la verificación del equipo tienen que validarse con los datos del fabricante y los parámetros dados por el documento técnico TECDOC 1151 de OIEA.

Tabla II. **Parámetros dosimétricos del equipo según Varian Medical Systems**

	Energía (MV)	Dmax (cm)	Dosis @10 cm ¹	Planicidad	Simetría	Taza de dosis (MU/Min)
Poder	6	1.6±0.15	67±1.0	±2.5% or ±3.0%	1.5%	100-400
Rendimiento	6	1.6±0.15	67±1.0	±2.5% or ±3.0%	1.5%	100-600

Fuente: Varian Medical Systems. (2016). *Unique specifications*.

En la tabla II se especifica los parámetros dosimétricos con las siguientes observaciones por el fabricante Varian Medical Systems (2016)

- Describe la profundidad del máximo de dosis D_{max} aplicada a un campo de 10x10 cm² a una distancia fuente superficie DFS de 100 cm.
- Planitud (*flatness*) la define como la variación máxima de la dosis media entregada dentro del 80 % de ancho máximo, medido en isocentro a una profundidad de 10 cm en agua.

La media es el promedio de los puntos máximos y mínimos dentro de la región central del 80 %. Para la energía de 6MV, la especificación de ±2,5 % se aplica a los ejes radial y transversal de todos los tamaños de

campo cuadrado de 20x20 cm² a 40x40 cm², ambos inclusive. La especificación de $\pm 3,0\%$ de variación del máximo y mínimo, como es mostrado en la figura 1, se aplica tanto a los ejes radiales y transversales de todos los tamaños de campo cuadrado de 10x10 cm² a 20x20 cm².

- La simetría (*Simmetry*) la define como la diferencia máxima entre la dosis de rayos X entregada a dos puntos que son equidistantes y simétricos sobre el eje central y dentro de la región 80 % en isocentro, a una profundidad de 10 cm en agua.

Esta especificación se aplica a los ejes radiales y transversales de todos los tamaños de campo cuadrado de 10x10 cm² a 40x40 cm².

- La tasa de dosis para la edición *Power* mostrada en la tabla I, tiene cuatro pasos fijos de 100 MU/minuto a 400 MU/minuto. La edición *performance* tiene seis pasos fijos de 100 MU/minuto a 600 MU/minuto. Un "MU" es nominalmente un centiGray entregado a un material equivalente en tejido en la profundidad D_{Max} y la distancia fuente superficie (SSD) de 100 cm, con un tamaño de campo de 10x10 cm².

- Resultados de la verificación mecánica

En la tabla III, se presentan las verificaciones mecánicas del colimador, gantry, camilla de tratamiento y sistemas de seguridad, referido a los datos de tolerancia adaptados del documento TECDOC 1151 OIEA. el cual informa el criterio de verificación mecánica.

Tabla III. Verificaciones mecánicas adaptadas de TECDOC 1151 (OIEA)

Centro de Radioterapia	
Valores de Referencia	
Completado por:	Carlos Rodríguez
	Fecha: 1/13/2019

Especificaciones del Equipo

A General

Lugar **Centro de radioterapia**

Serial # **XXX.XX**

B Scala del Equipo

Varian **X** IEC

C Configuración de Energía

			Dmax
X1	6	MV	1.5
X2	NA	MV	NA
Electrón 1	NA	MeV	
Electrón 2	NA	MeV	
Electrón 3	NA	MeV	

Cm

D Configuración de Colimador

Maximum Field Size **40** Cm

	Yes	No
Upper Jaw Independiente	x	
Lower Jaw Independiente	x	

Valor (cm)		
Max Upper Jaw Retraído	20	
Max Lower Jaw Retraído	-20	

Distancia Fuente-Bandeja **61** Cm

E Ángulos de Camilla

	180	90	270
GANTRY	X		
IZQUIERDA			x
DERECHA		x	

F Gantry

Neutral		CW	CCW
180	Increase		X

G Colimador

Neutral		CW	CCW
180	Increase	X	

	49.2	57.2	
--	-------------	-------------	--

Distancia Fuente cuña

Continuación tabla III.

		Movimientos Mecánicos y Óptica		CRITERIO	
		SAT		UNSAT	
A	Condiciones generales				
1	Luces de consola y medidores	x	All On		
2	Dispositivos de consola y visualización	x	All On		
3	Condiciones del Bunker (aire acondicionado, etc.)	x	OK		
4	Luces y señales de espera de haz de radiación	x	Operational		
5	Manuales de operación	x	Existente		
6	Procedimiento de emergencia		Existente		
B	Chequeos mecánicos				
1	Movimientos remotos	x	Operational		
2	Rotación Gantry	x	Oper & Smooth		
3	Rotación de colimador	x	Oper & Smooth		
4	Upper jaw	x	Oper & Smooth		
5	Lower jaw	x	Oper & Smooth		
6	Camilla Arriba/Abajo	x	Oper & Smooth		
7	Camilla In/Out Manual	x	Oper & Smooth		
8	Table In/Out Remote	x	Oper & Smooth		
9	Camilla Derecha/Izquierda Manual	x	Oper & Smooth		
C	Movimientos Max Runouts				
		Readings			
1	Gantry limit switch CW	354.9	x	355+/- 1 deg	
2	Gantry limit switch CCW	2.4	x	2.5 +/- 1 deg	
3	Collimator limit switch CW	345.1	x	345 +/- 1 deg	
4	Collimator limit switch CCW	14.9	x	15 +/- 1 deg	
5	Upper jaw max. field size	40.3	x	40 +/- .5 cm	
6	Lower jaw max. field size	40.4	x	40 +/- .5 cm	
7	Table limit CW	275	x	275+/- 1deg	
8	Table Limit CCW	85	X	85+/- deg	
				CRITERIA	
		SAT		UNSAT	
E	Isocentro mecánico				
1	Estabilidad del colimador en el centro del cross-hair (distancia medida por efecto en el centro)				
a	Coll. 90 deg	x	+/- 1 mm		
b	Coll. 0/180 deg	x	+/- 1 mm		
c	Coll. 270 deg	x	+/- 1 mm		
2	Rotación del Gantry				

Continuación tabla III.

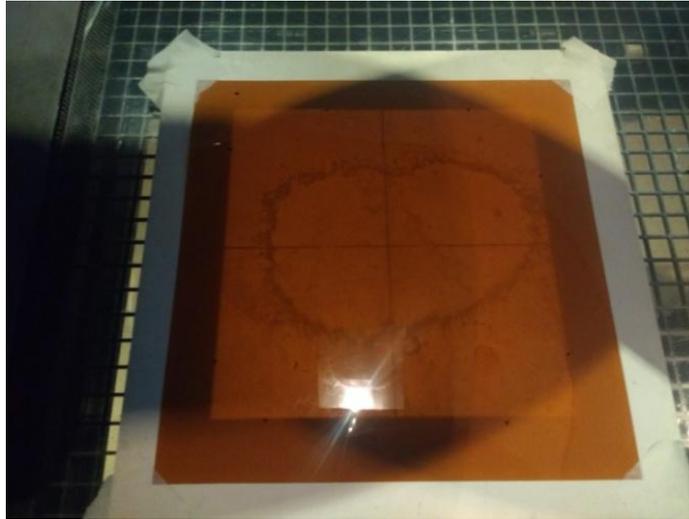
		(distances measured from effect. center)			
a	Gantry 180 deg	X		+/- 1 mm	
b	Gantry 90 deg	X		+/- 1 mm	
c	Gantry 0 deg	X		+/- 1 mm	
d	Gantry 270 deg	X		+/- 1 mm	
e	Gantry 360 deg	X		+/- 1 mm	
3	Rotación de camilla				
	Camilla 90 deg CCW			+/- 1 mm	X
	Camilla 60 deg CCW	X		+/- 1 mm	
	Camilla 30 deg CCW	X		+/- 1 mm	
	Camilla 0 deg	X		+/- 1 mm	
	Camilla 30 deg CW	X		+/- 1 mm	
	Camilla 60 deg CW	X		+/- 1 mm	
	Camilla 90 deg CW			+/- 1 mm	X
F	Indicador de distancia óptico	Readings			
1	100 cm	100.0	X	+/- 1mm	
2	80 cm	80.2	X	+/- 2mm	
3	90 cm	90.2	X	+/- 2mm	
4	110 cm	110.0	X	+/- 2mm	

Fuente: elaboración propia.

- Verificación de haz luminoso contra haz radiante

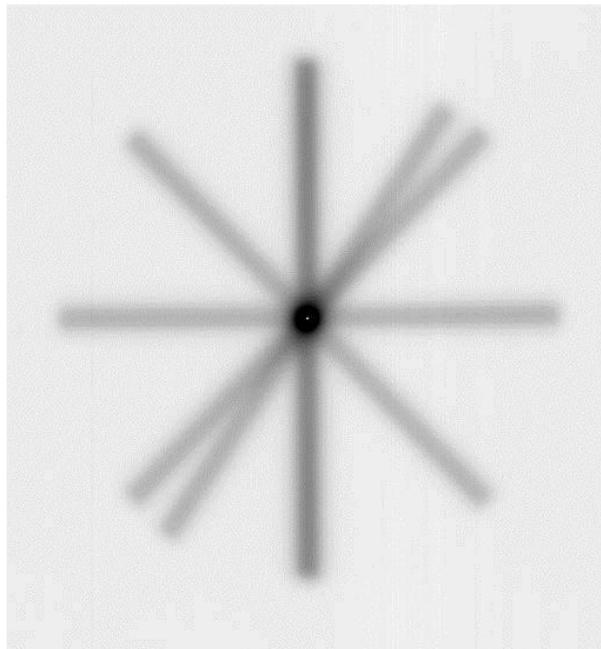
A partir del protocolo para la determinación de la dosis absorbida, como lo es el TRS-398 OIEA. En las figuras 22 a 24, se muestra la verificación de haz luminoso contra haz radiante y la verificación de rotación del colimador con el centro del haz de radiación, realizado con placa radiográfica radiocrómica.

Figura 22. **Placa radiográfica radiocrómica (no requiere revelado)**



Fuente: elaboración propia, se expone en acelerador lineal Clinac 6 eX.

Figura 23. **Verificación de isocentro en rotación de colimador**

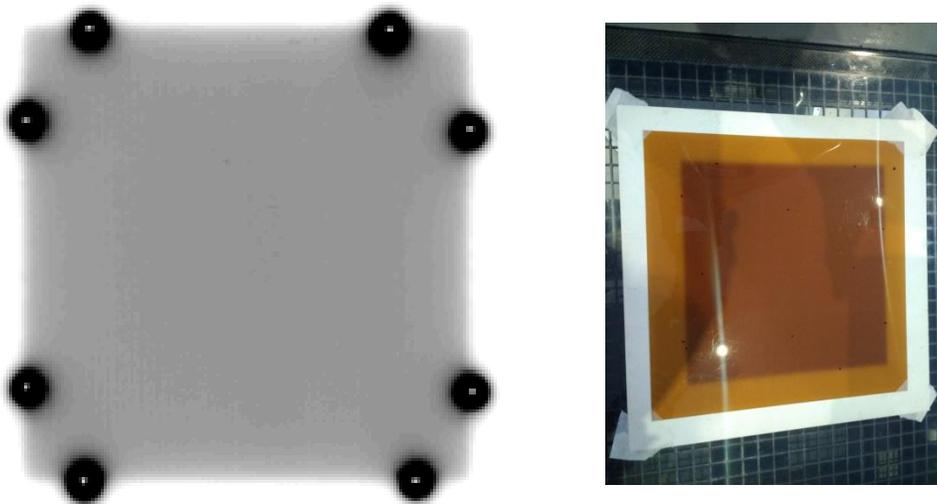


Fuente: elaboración propia, con energía 6MV en acelerador lineal Clinac 6eX, 2 UM.

La imagen de la figura 23 muestra diferentes campos de 0.3 mm de grueso y 20 cm de largo en diferentes ángulos de colimador, (90, 45, 180, 220, 225) para determinar la rotación del colimador sobre el isocentro.

La figura 24 muestra la imagen radiográfica del haz radiante, comparada con la imagen del haz luminoso perforado en las esquinas, para verificar su coincidencia.

Figura 24. **Coincidencia de campo de luminoso contra haz radiante**



Fuente: elaboración propia, en acelerador lineal Clinac 6 eX, con energía 6ex, 2 UM.

3.1. Resultados de verificación de perfiles de planitud y simetría

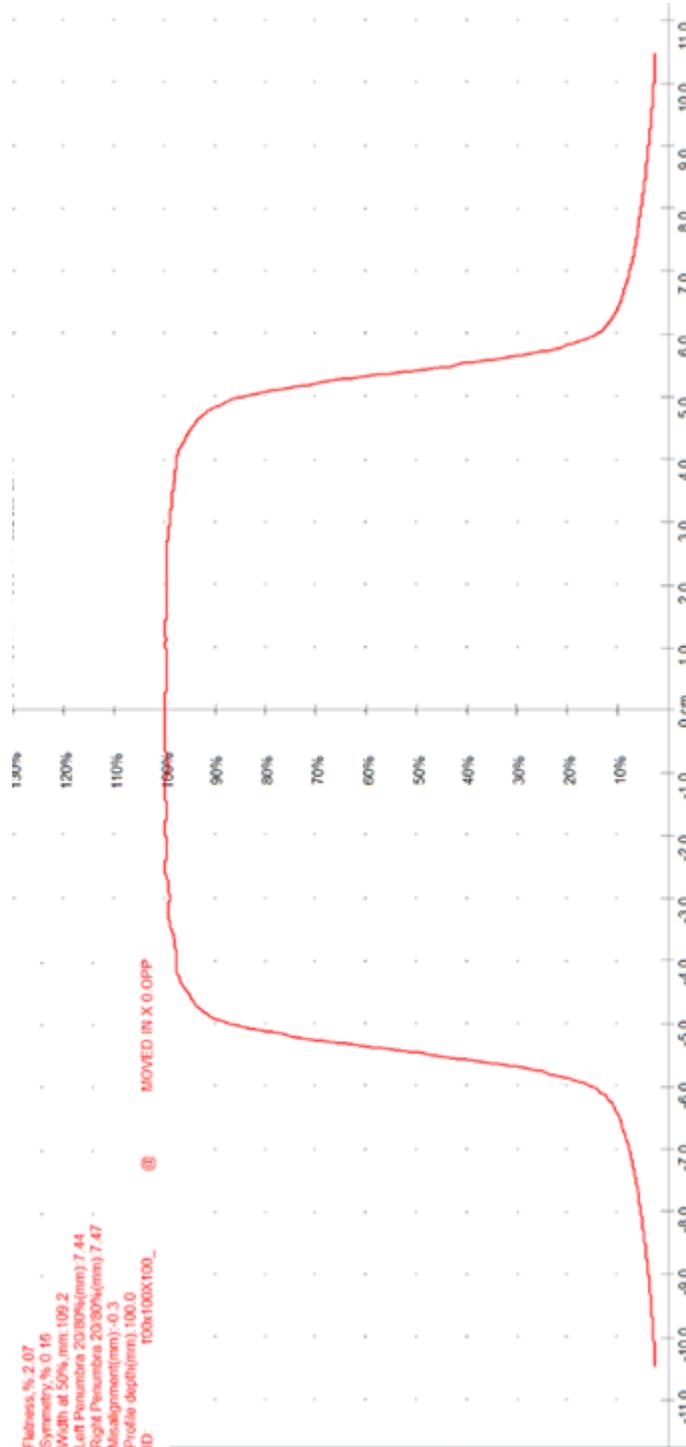
En las figuras 25 a la 38 se muestran los resultados obtenidos del escaneo de perfiles de planitud y simetría para un haz de radiación de 6 MV, en medio de dispersión de agua.

En las figuras 35 a la 37, se pueden apreciar perfiles con diferentes profundidades y sus valores mostrados.

En la figura 38 se observa una comparación de perfiles para dos tamaños de campo.

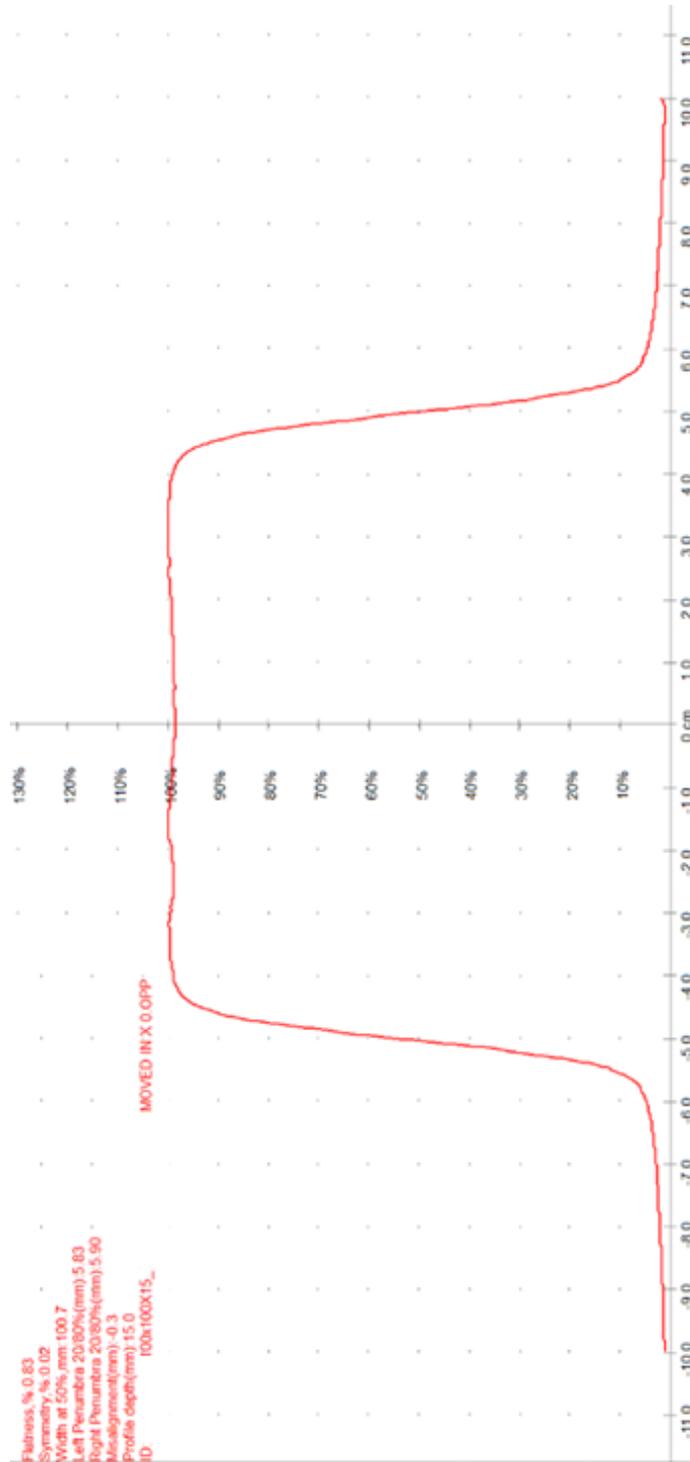
Los resultados del escáner en las figuras 35 a la 38, de los tamaños de campos, $10 \times 10 \text{ cm}^2$, $20 \times 20 \text{ cm}^2$, $30 \times 30 \text{ cm}^2$, en profundidades de 10 y 15 cms, en los ejes X (radial) y Y (transversal).

Figura 25. Perfil 10x10 a profundidad de 10 cm. en dirección X



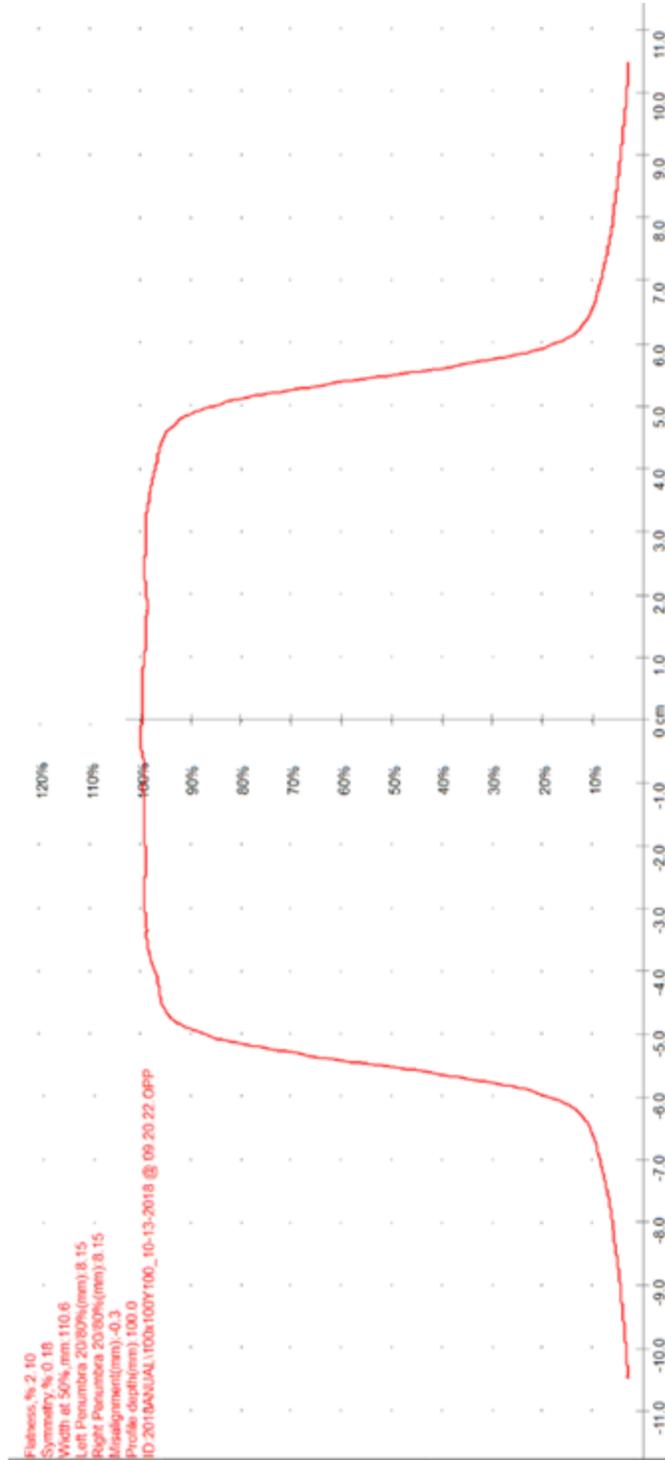
Fuente: elaboración propia, empleando *CRS Scanner*.

Figura 26. Perfil 10x10 a profundidad de 15 cm. en dirección X



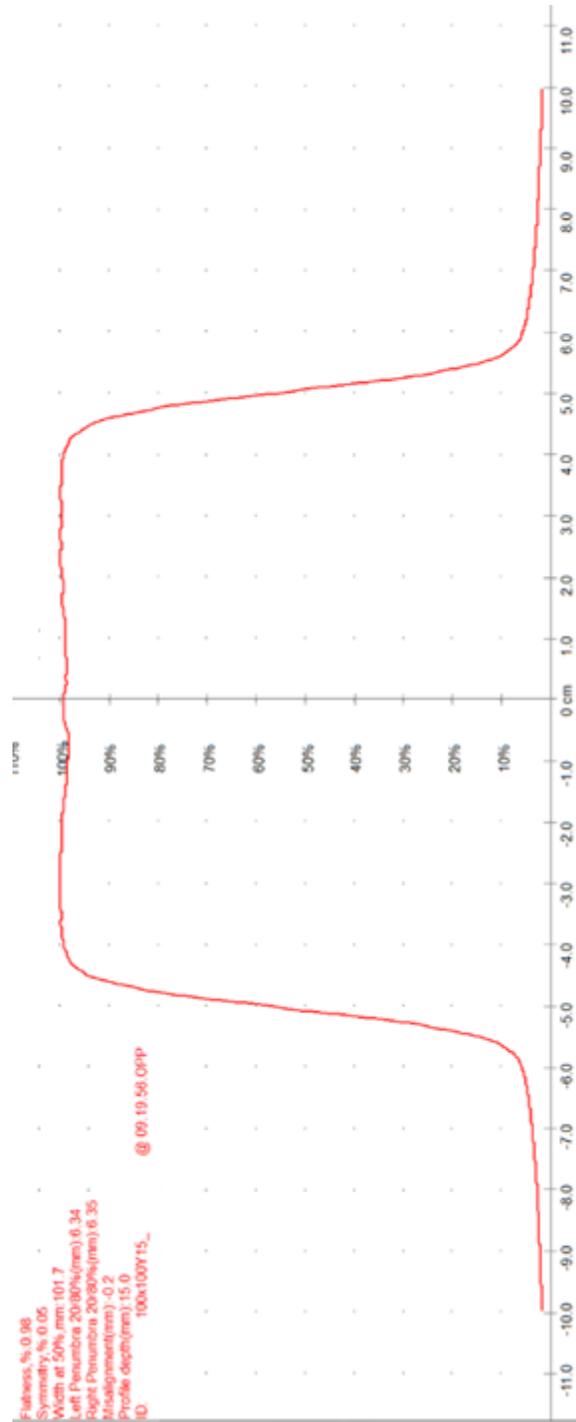
Fuente: elaboración propia, empleando *CRS Scanner*.

Figura 27. Perfil 10x10 a profundidad de 10 cm. en dirección Y



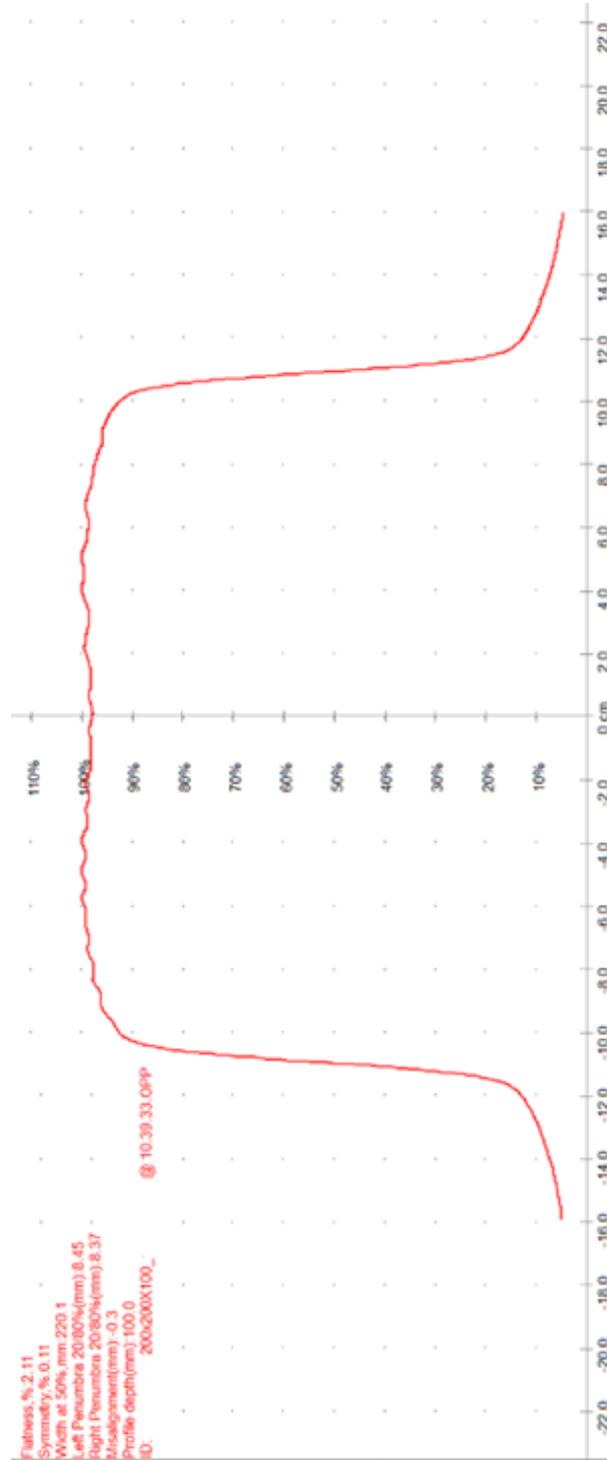
Fuente: elaboración propia, empleando *CRS Scanner*.

Figura 28. Perfil 10x10 a profundidad de 15 cm. en dirección Y



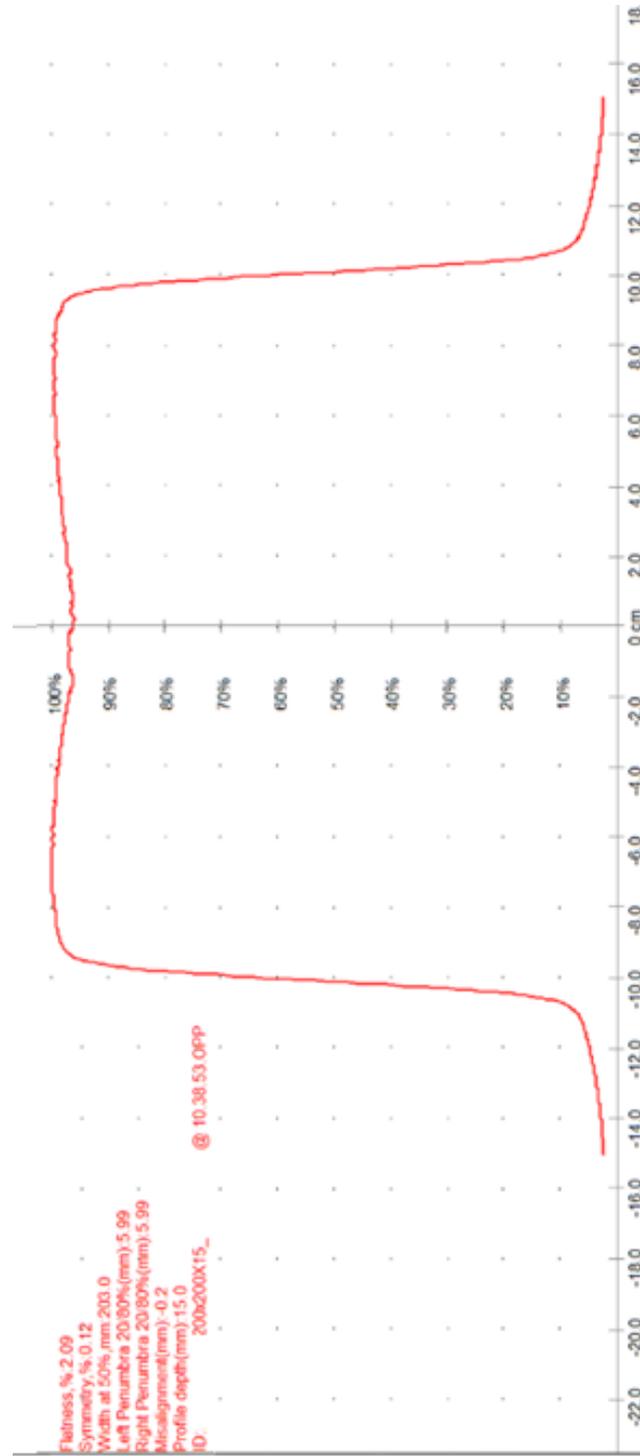
Fuente: elaboración propia, empleando *CRS Scanner*.

Figura 29. Perfil 20x20 a profundidad de 10 cm. en dirección X



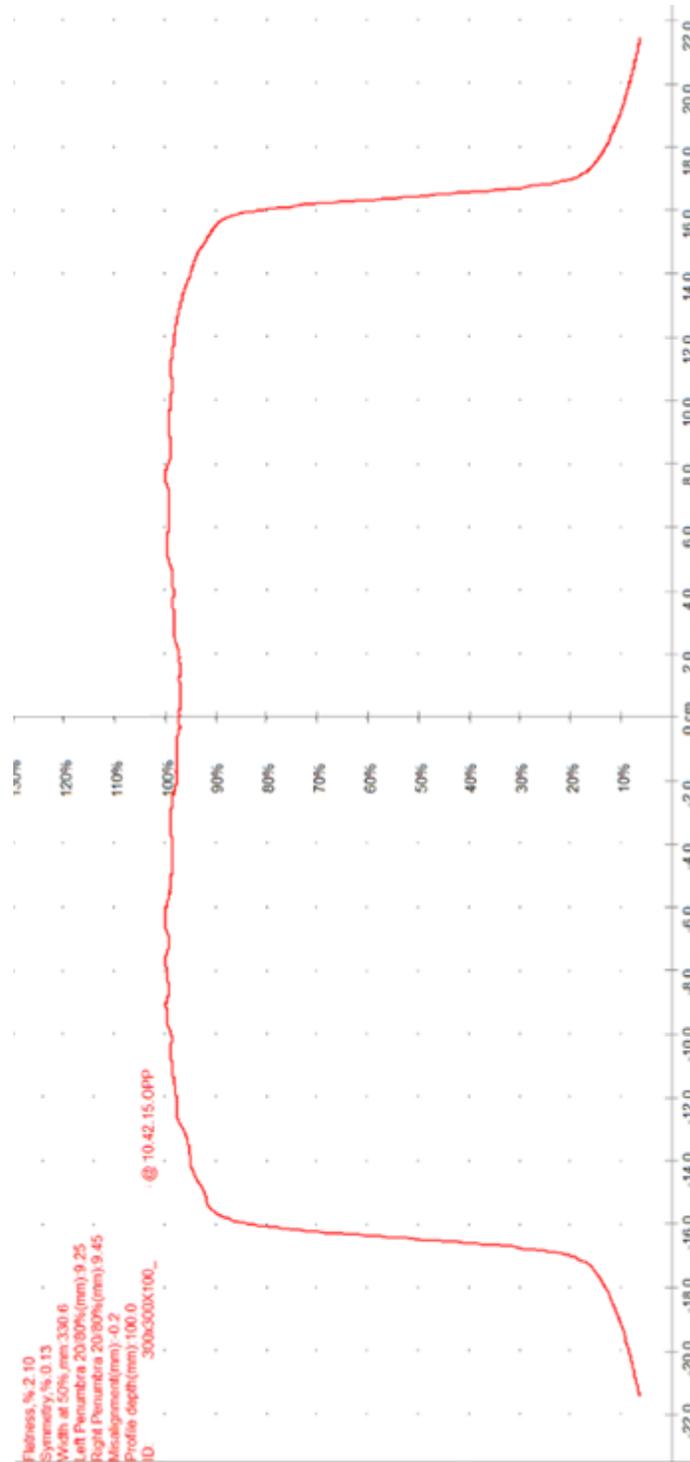
Fuente: elaboración propia, empleando *CRS Scanner*.

Figura 30. Perfil 20x20 a profundidad de 15 cm. en dirección X



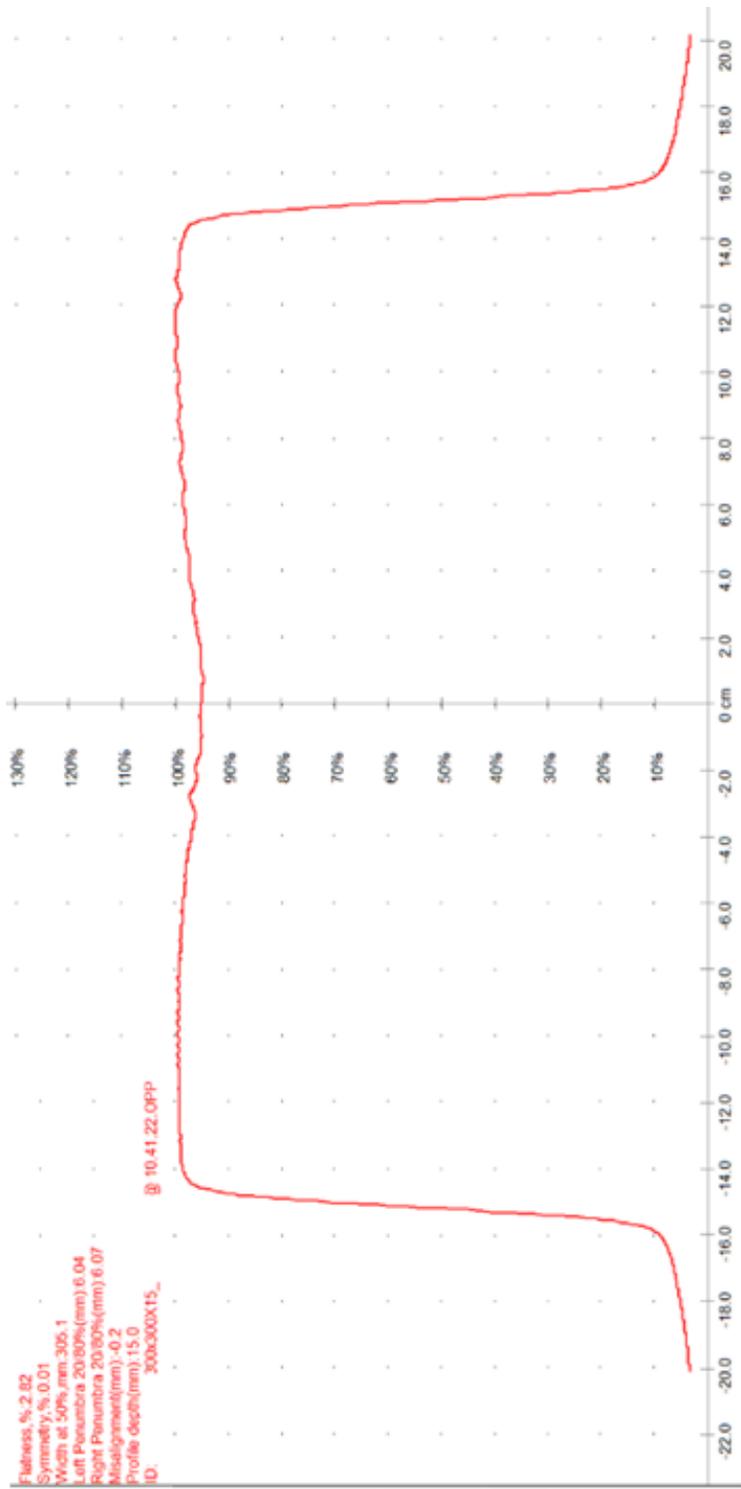
Fuente: elaboración propia, empleando *CRS Scanner*.

Figura 31. Perfil 30x30 a profundidad de 10 cm. en dirección X



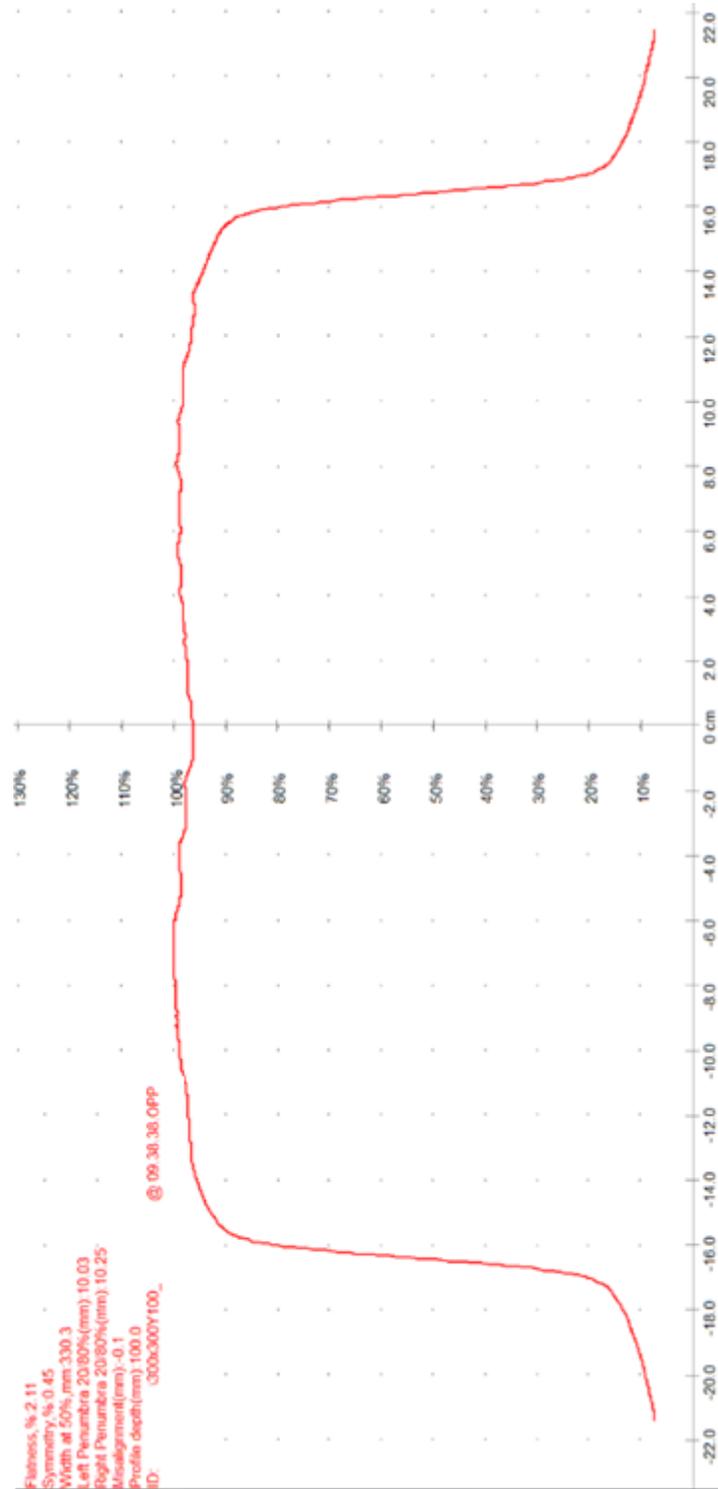
Fuente: elaboración propia, empleando *CRS Scanner*.

Figura 32. Perfil 30x30 a profundidad de 15 cm. en dirección X



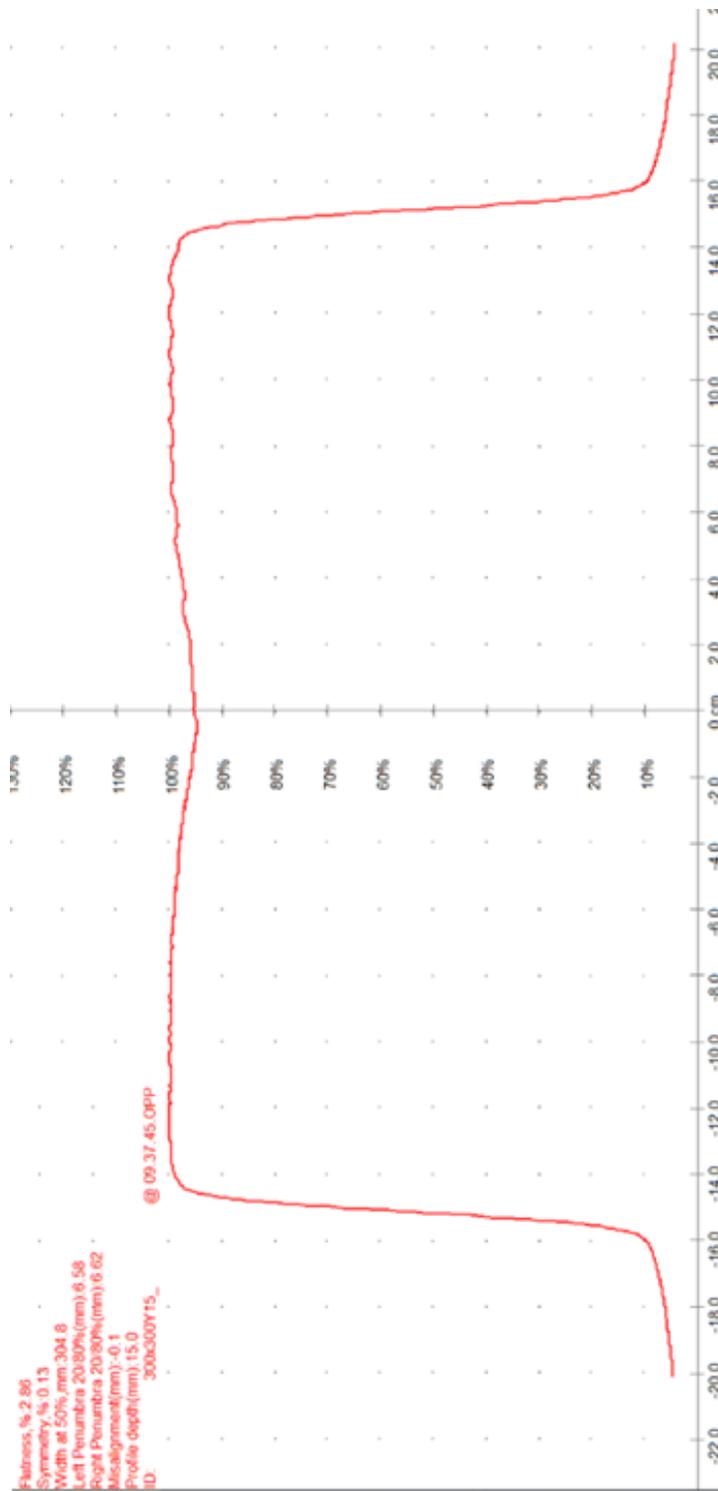
Fuente: elaboración propia, empleando *CRS Scanner*.

Figura 33. Perfil 30x30 a profundidad de 10 cm. en dirección Y



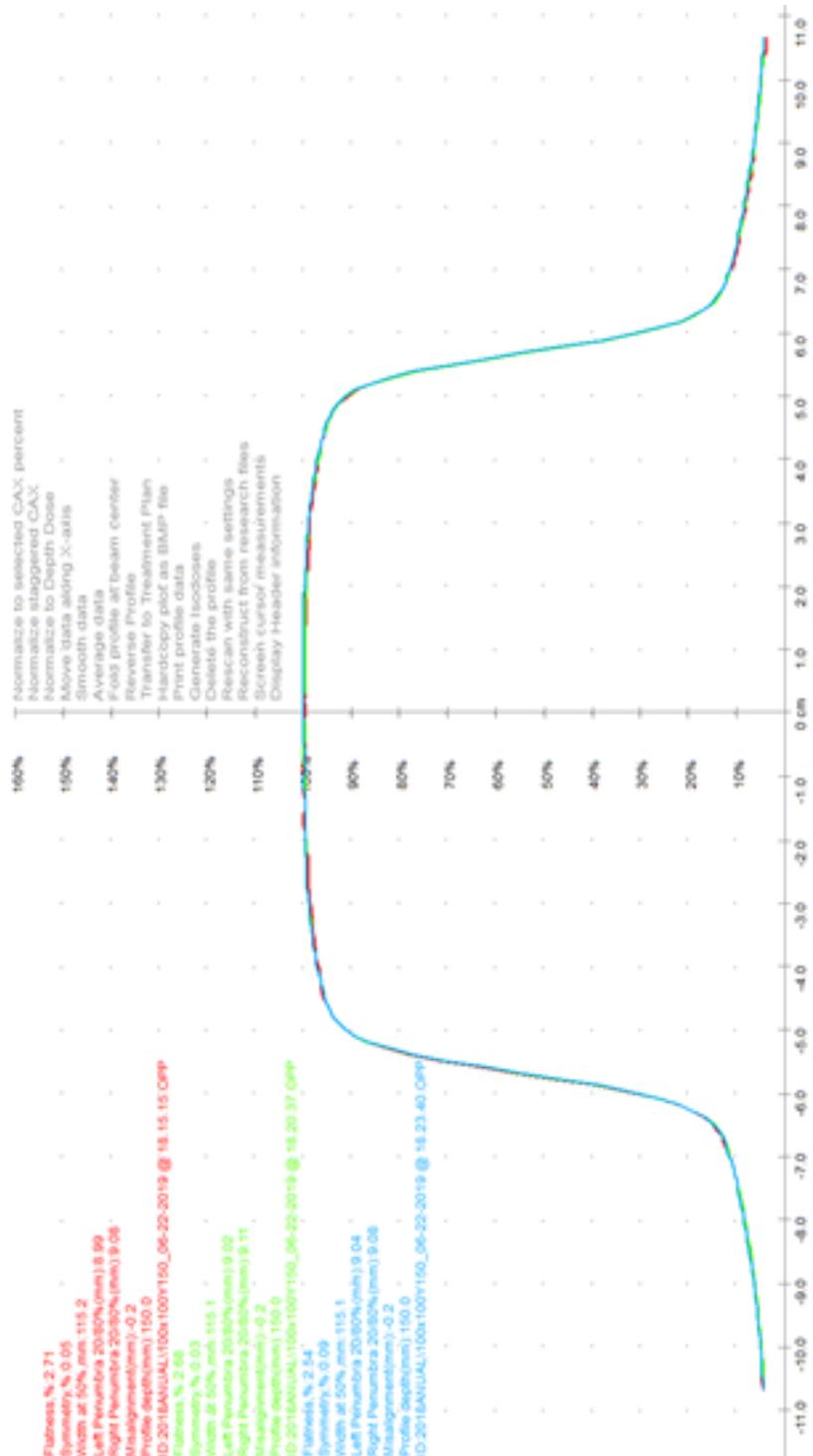
Fuente: elaboración propia, empleando *CRS Scanner*.

Figura 34. Perfil 30x30 a profundidad de 15 cm. en dirección Y



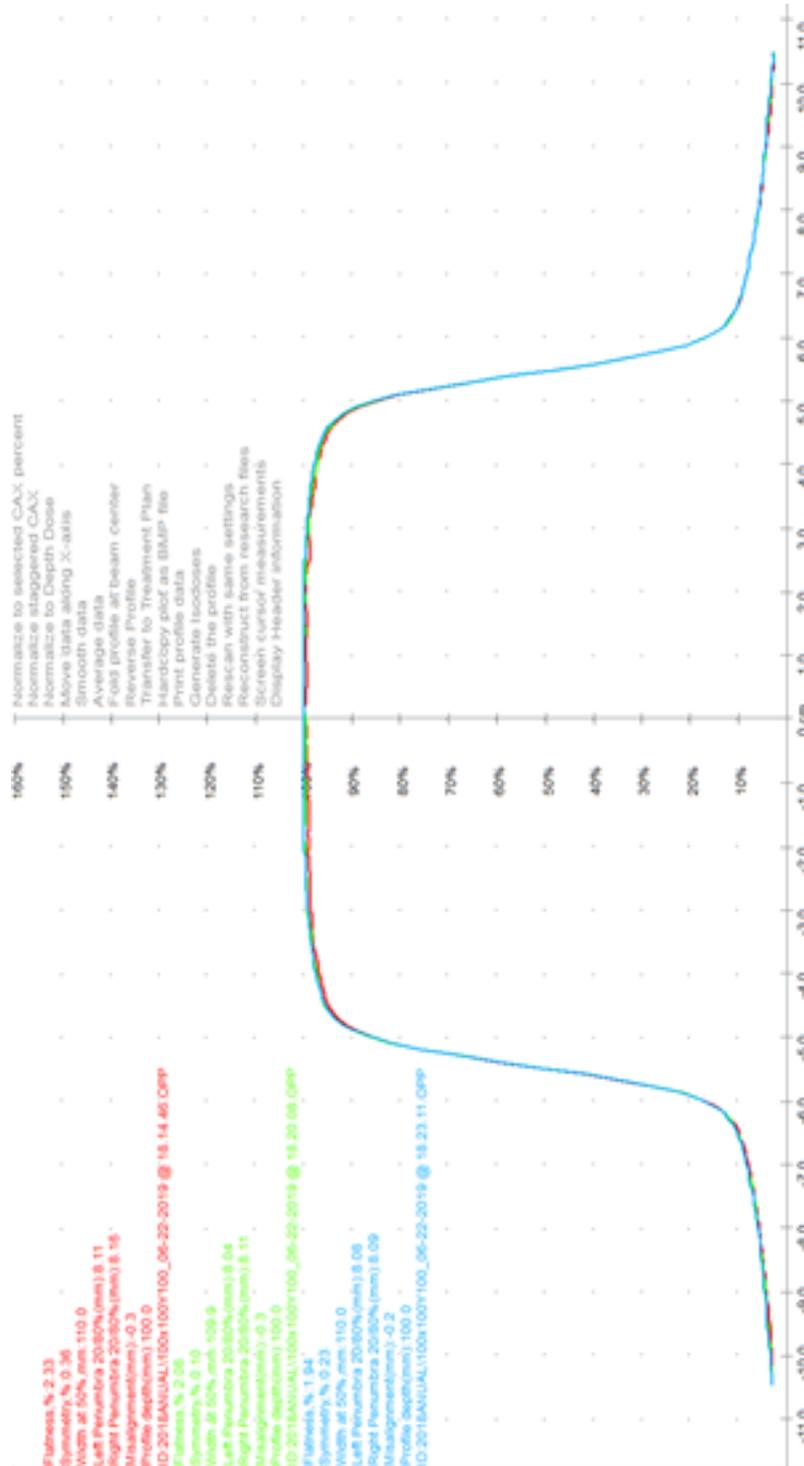
Fuente: elaboración propia, empleando *CRS Scanner*.

Figura 35. Perfiles en profundidad



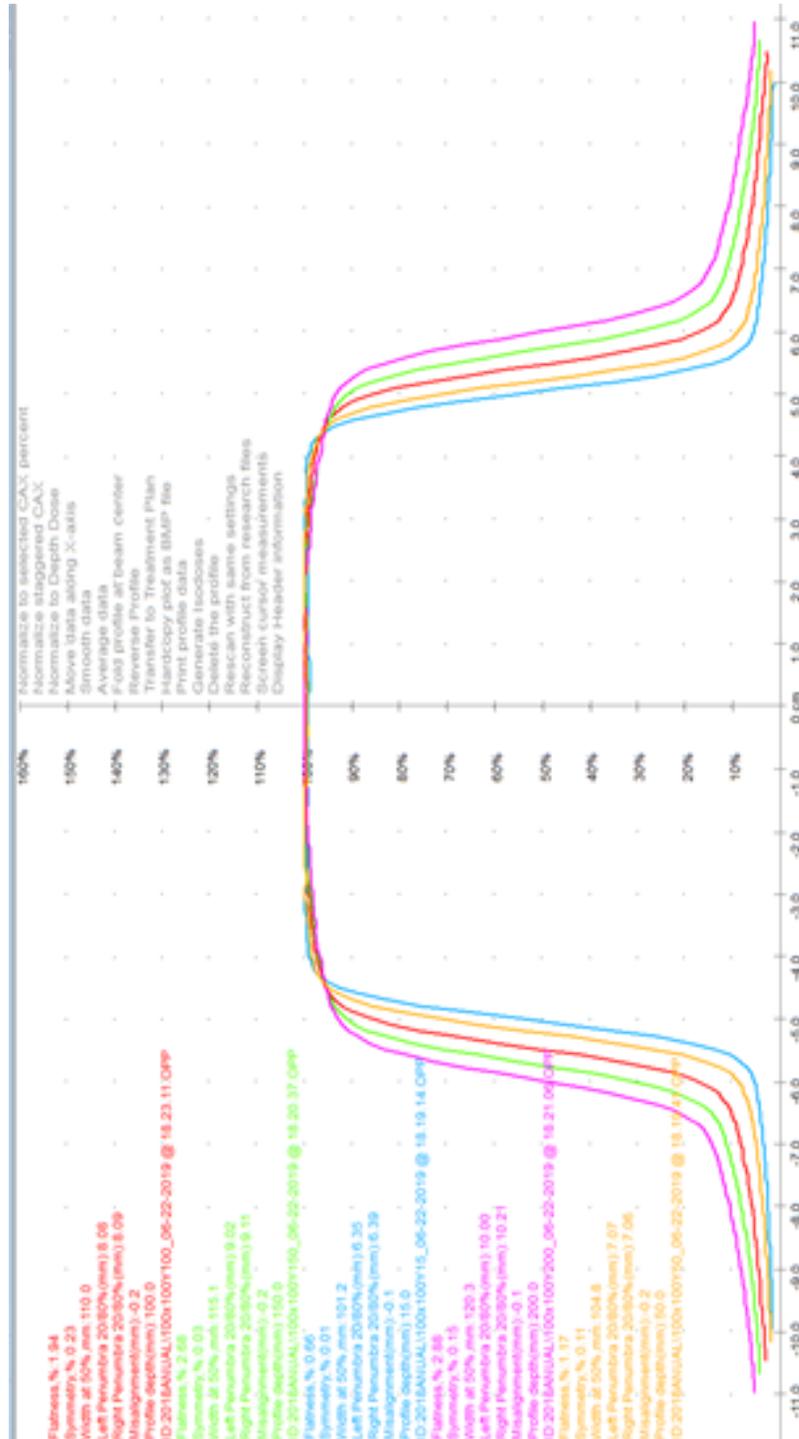
Fuente: elaboración propia, empleando CRS Scanner.

Figura 36. Perfiles a una profundidad de 100 mm



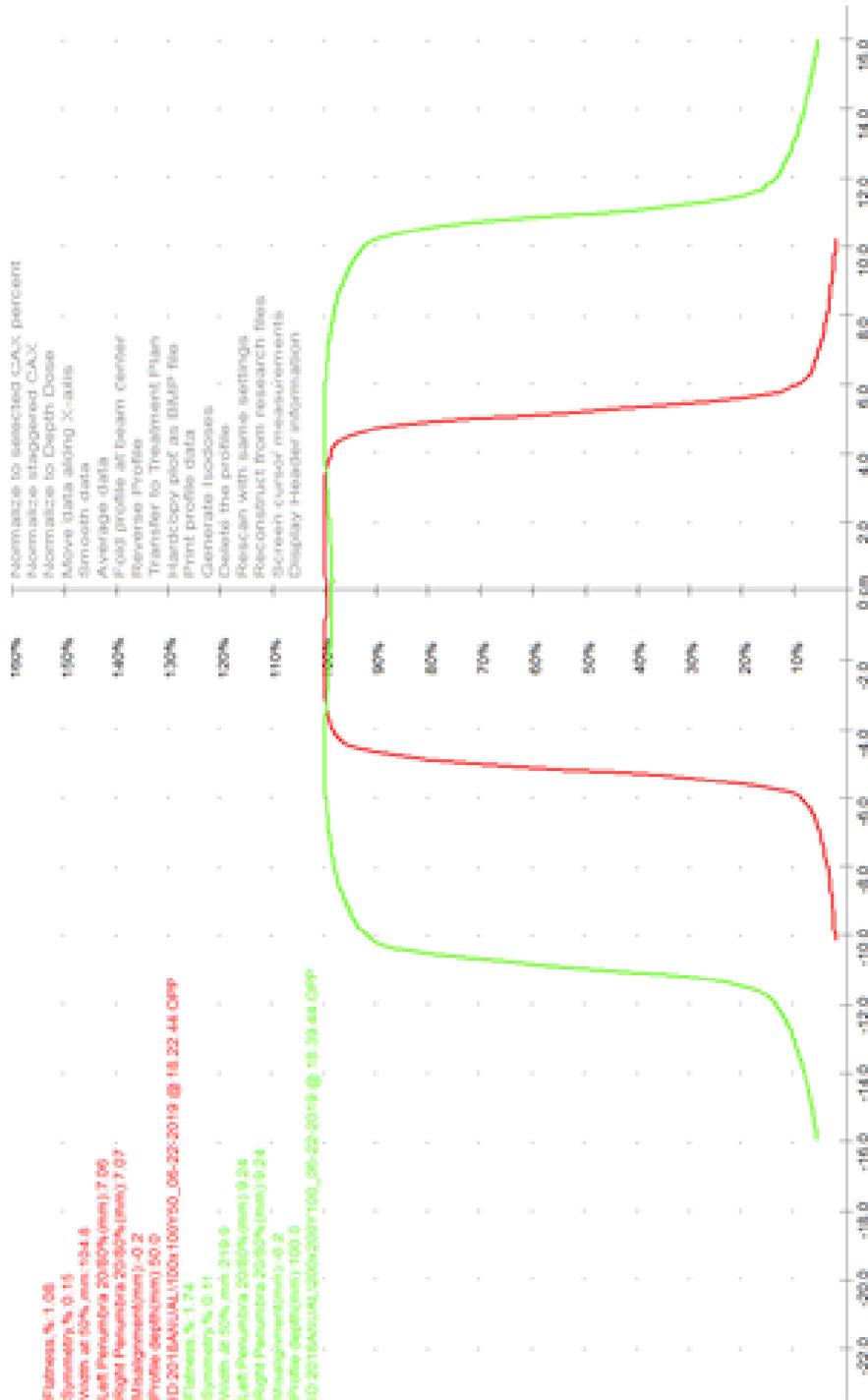
Fuente: elaboración propia, empleando CRS Scanner.

Figura 37. Perfiles de planitud y simetría a diferentes profundidades



Fuente: elaboración propia, empleando CRS Scanner.

Figura 38. **Perfiles de planitud y simetría con diferente tamaño de campo**



Fuente: elaboración propia, empleando CRS Scanner.

Tabla IV. **Datos de planitud y simetría de las figuras 26 a la 35**

Campo dirección del plano	Profundidad cms	(% Flatness) Planitud	(% Symetry) Simetría
10x10 en plano X	10	2,07	0,16
10x10 en plano X	15	0,83	0,02
10x10 en plano Y	10	2,1	0,18
10X10 en plano Y	15	0,98	0,05
20X20 en plano X	10	2,11	0,11
20X20 en plano X	15	2,09	0,12
20X20 en plano Y	10	2,26	0,56
20X20 en plano Y	15	2,16	0,06
30X30 en plano X	10	2,1	0,13
30X30 en plano X	15	2,82	0,01
30X30 en plano Y	10	2,11	0,45
30X30 en plano Y	15	2,86	0,13

Fuente: elaboración propia, tomado de los datos de CRS software, con acelerador lineal Clinac 6 eX.

Los perfiles en las figuras de la 25 a la figura 34 muestran el análisis de la planitud y simetría del haz de radiación.

En la tabla IV, se muestran los resultados del porcentaje de planitud y simetría de las figuras 25 a 34.

El fabricante en tabla I especifica para planitud de 3% y simetría 2% para una profundidad de 10 cm.

- Obtención de la dosis en profundidad

Utilizado el equipo de medición mostrado en la tabla I, los datos del fabricante en la tabla II y los datos de planitud y simetría de la tabla IV.

Los resultados de la determinación de dosis absoluta del acelerador se realizan siguiendo el protocolo TRS-398 propuesto por la OIEA, en condiciones de medida para el cálculo: distancia fuente superficie (SSD) 100 cm, profundidad 10 cm, con el detector ubicado en el eje central del haz de radiación y medio de dispersión agua. El detector utilizado fue una cámara de ionización tipo Farmer Exradin A-12 conectada directamente al electrómetro.

- Monitorear la presión y la temperatura

Se verifican los valores de presión y temperatura del bunker:

Datos obtenidos en fecha diciembre 2018

Presión = 853 hpa

Temperatura = 22° C

- Determinación del porcentaje de dosis en profundidad

La dosis absorbida se calcula de acuerdo con el protocolo TRS-398 OIEA, en la tabla V, se muestran los datos obtenidos luego de la medición con

instrumental dosimétrico: electrómetro Capintec, cámara de ionización y software CRS en diferentes fechas como historial.

Los datos mostrados en la tabla V se refieren a los datos obtenidos por medio del protocolo TRS-398 OIEA, procedimiento elegido.

Tabla V. Determinación de tasa de dosis del acelerador lineal obtenidos en condición de referencia

Presión Hpa	Temperatura °C	Promedio de lectura del equipo de medición 10 cm profundidad	Corrección de presión y temperatura	Dosis Absorbida con corrección de presión y temperatura	Dosis Absorbida sin corrección de presión y temperatura
857	22	11.762	1.1901	0.9946	0.8357
853	22	11.77	1.1957	0.9999	0.8363
852	23	11.75	1.2011	1.0028	0.8348
854	24.3	11.648	1.2036	0.9961	0.8276
852	24.5	11.64	1.2072	0.9984	0.8270
853	23.5	11.53	1.2018	0.9845	0.8192
853	24	11.604	1.2038	0.9925	0.8245
853	24	11.6	1.2038	0.9921	0.8242
850	21	11.896	1.1958	1.0107	0.8452
856	22	11.72	1.1915	0.9922	0.8327

Fuente: elaboración propia, utilizando equipo de medición, cámara de ionización y electrómetro.

Los datos obtenidos en la verificación de dosis absorbida en medio de dispersión de agua a una profundidad de 10 cms, se aprecian en la tabla VI luego de los cálculos de acuerdo con el protocolo TRS-398 OIEA.

Es de suma importancia el factor de calibración de la cámara de ionización obtenido por medio de un laboratorio secundario de dosimetría.

Tabla VI. **Mediciones y cálculos para la determinación de la dosis absorbida referido a TRS-398 OIEA**

Centro de radioterapia

FECHA: 26/1/2019

Objetivo: Determinación de dosis Absorbida con cámara tipo farmerExradin A12, en el haz de fotones 6 MV en equipo VarianClinac 6eX

Equipo Instrumental

Tipo	Marca	Modelo	#Number	Factor de calibración (cGy/nC)	Laboratorio	N_{DWQ_0} (cGy/nC)	N_{DWQ_0} (cGy/nC) en conjunto
Electrómetro	Capintec	192	141397	Calibración	Universidad de Wisconsin	1.006	4.8057
Farmer	Exradin	A12	21643	Calibración	Universidad de Wisconsin	4.78E-07	

Maniquí: Cuba con agua

Termómetro

Barómetro

Condiciones de Referencia:

DFS:	100cm
TC:	10x10
Prof:	10cm
UM	100
DR	400

Cámara ionización de Referencia

					Exradin A12	
	NDW (cGy/nC)	Fecha	k_{pol}	k_s	k_{Q_0}	
	4.8057	15-Dec-18	1.0017	0.9985	0.9948	
6MV	CONTROL				Tabla TRS398	
K_{Q_0}						
TPR2010:	0.678			TPR20_10		k_{Q_0}
P=	854			0.50		1.001
T=	21			0.53		1.001
F(P,T)=	1.1905			0.56	1.000	OIEA (interpolación lineal):

Continuación tabla VI.

		DFS:100 cm	DFS:100 cm
Lecturas (20cm) DFS:100 (-150)	Lecturas (10cm) DFS:100 (300)	Lecturas (10cm) DFS:100 (-300)	Lecturas (10cm) DFS:100 (150)
6.87	12.01	12.05	11.98
6.88	12.01	12.05	11.98
6.87	12.01	12.05	11.98
6.87	12.01	12.05	11.98

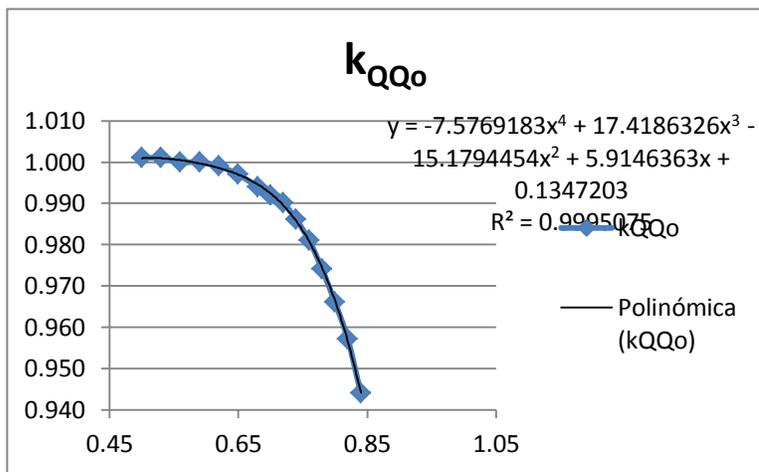
0.59	1.000	A	B
0.62	0.999	-0.1	1.062
0.65	0.997	0.678	0.9942
0.68	0.994	Planilla OIEA	0.9942
0.70	0.992		OK
0.72	0.990		
0.74	0.986		
0.76	0.981		
0.78	0.974		
0.80	0.966		
0.82	0.957		
0.84	0.944		

Promedio	6.873	12.010	12.050	11.980
SD	0.005	0.000	0.000	0.000
SD/Prom%	0.07	0.00	0.00	0.00

Dosis (100)	68.36	DIF%:
Carpeta:	67.49	1.3
PDD	67.49	

Cámara Exradin A12 No. 21643

6MV	
P=	857
T=	22
F(P,T)=	1.190



100UM	Lecturas (pC)
-300	Escala low
12.05	
12.05	
12.05	
12.05	

D20/10ref	0.57
------------------	------

Continuación tabla VI.

12.05		%error	0.3915
12.050	Kpol	1.0017	Ks
	D20/10	0.5722	ks cálculo de 150/300
NDW*kpol* Dosis (100UM ks= farmer)/LectA1SL*F(P,T)			1.0033
LectA1*F(P,T)	0.0143 (Producto con la lectura en nC por eso 44163 está dividido por 1000)		TPR20/10
			85.390
			TPR20/10 ajuste de %
			0.6745

NDW*kpol	cGy/n
*ks	4766.02 C

RESUME		
N de Dosis Absorbida	Dosis Absorbida	0.0102 Gy/UM
	% Dosis Absorbida	1.0190
	% Error	1.9036

Factor de calibración para la cámara : **Exradin A12 # 21647 en conjunto con Electrómetro Capintec SN 141397**

Calidad del Haz: TPR20_10:0.678

Energía Nominal	Calidad del Haz	ND_w $q(cGy/nC)$
6MV	0.678	4.766

Nota: el factor incluye kpol y ks para esa calidad del haz y ese conjunto cámara-electrómetro

Fuente: elaboración propia, con instrumental de medición, acelerador lineal Clinac 6 eX, energía 6 MV.

El factor que determina la calidad del haz TPR_{20,10} para el haz de radiación de 6MV con un campo 10x10cm y a una distancia fuente superficie de 100cm como lo recomienda el Protocolo OIEA TRS-398, mostrado en la tabla V.

Se utiliza la ecuación

$$TPR_{20;10} = 1,2661 PDD_{20;10}^{-0,0595}$$

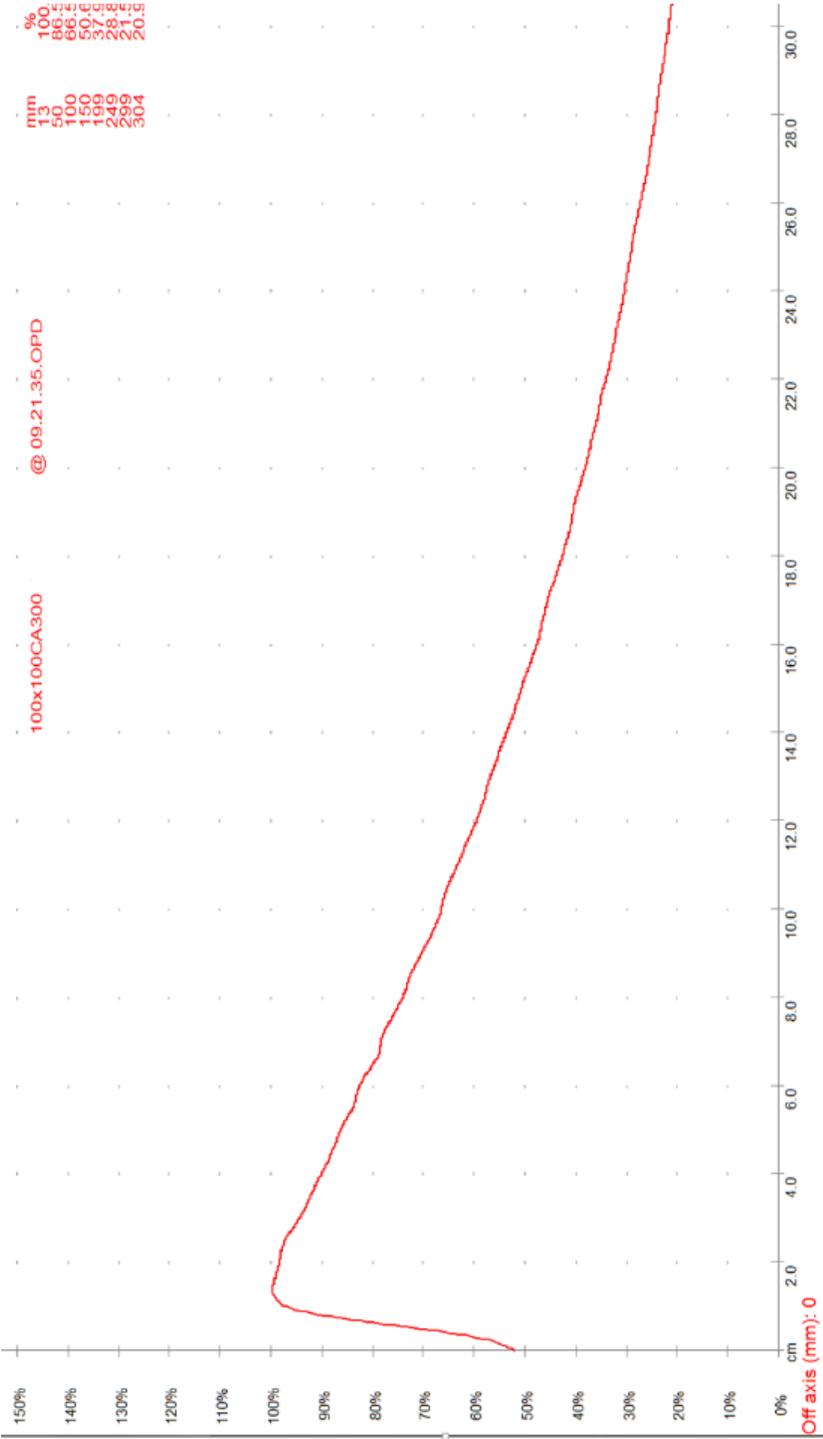
Con el escáner CRS, se obtiene la gráfica de dosis en profundidad, mostrada en la figura 39. La curva normaliza al máximo de dosis en profundidad para la energía de 6MV.

En donde el factor de $PDD_{20;10}$ es a razón de la dosis de profundidad de 20 y 10 cm en la curva de dosis en profundidad con distancia fuente superficie 100 cm. Por lo que se interpolaron los datos para encontrar la dosis a esas profundidades.

En la figura 39 se puede encontrar el valor de la dosis en profundidad con el software del CRS scanner, donde $PDD_{(10cm)}$ es el porcentaje de dosis a profundidad en 10 cm para un tamaño de campo 10 x10 cm.

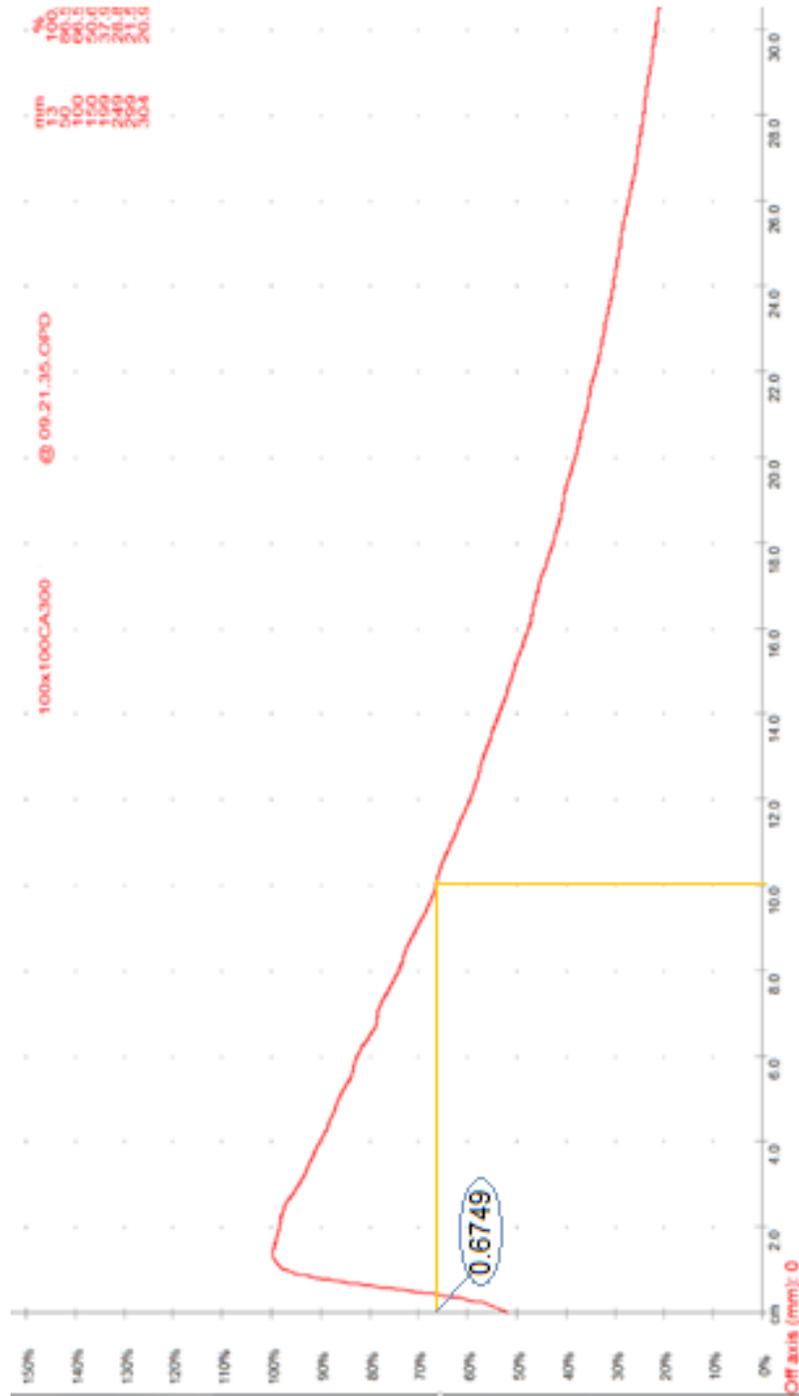
El valor $TPR_{20;10}$ es encontrado al aplicar la fórmula anterior de donde se obtiene 0.6745.

Figura 39. Gráfica de dosis en profundidad para un campo de 10x10



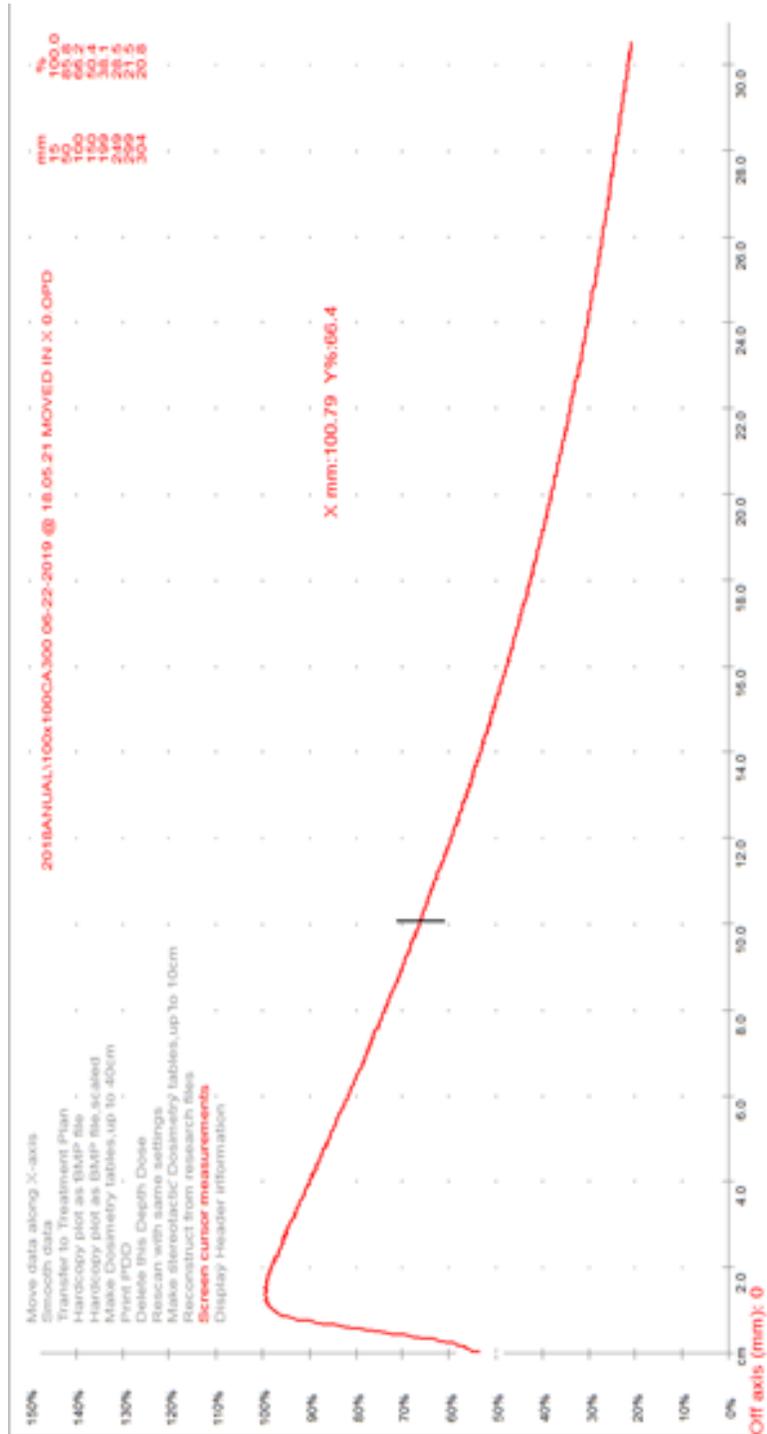
Fuente: elaboración propia, empleando CRS Scanner.

Figura 40. Valor del porcentaje de dosis en profundidad



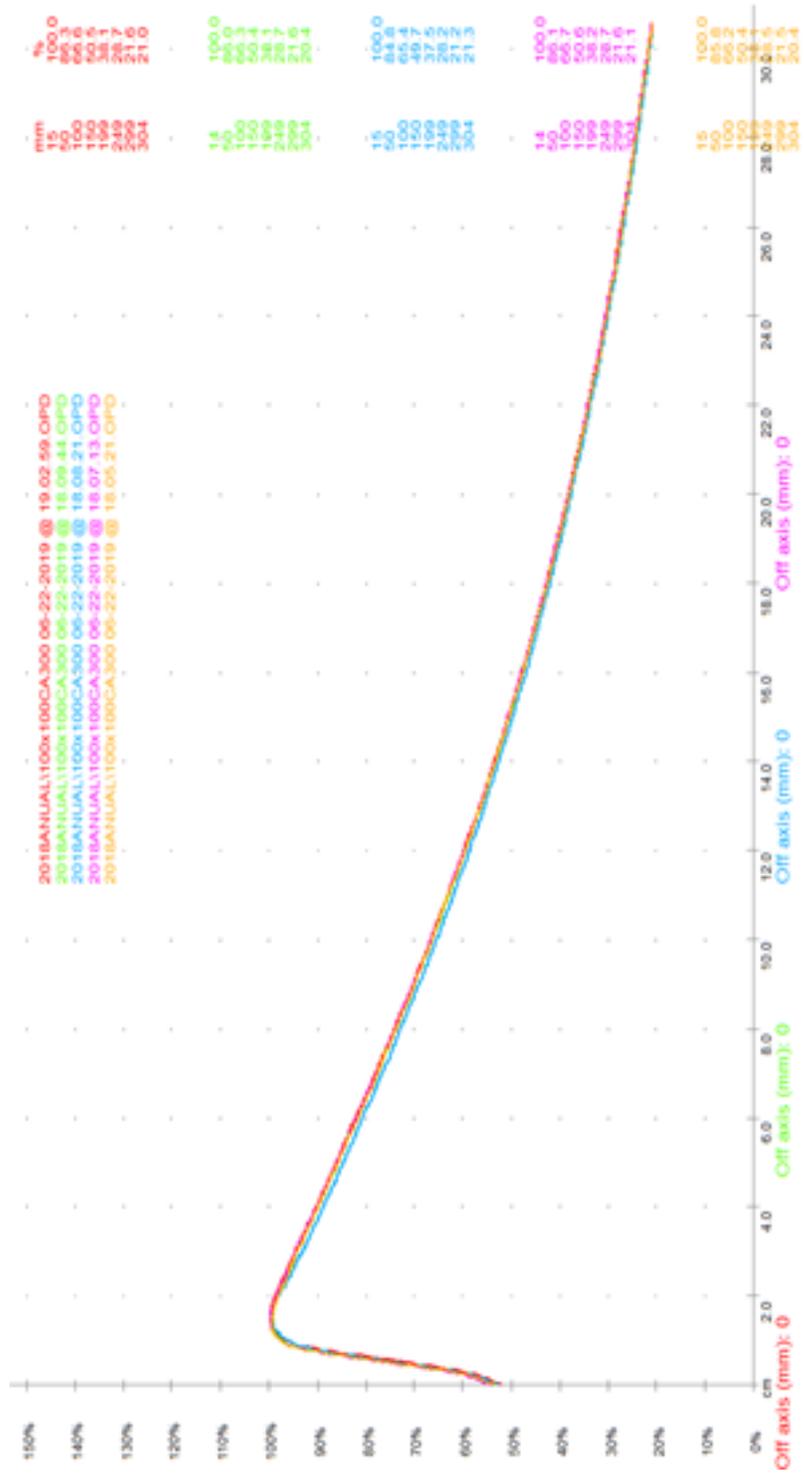
Fuente: elaboración propia, con instrumental de medición y software CRS Scanner, en acelerador lineal Clinac 6 eX.

Figura 41. **Porcentaje de dosis en Profundidad para un campo de 10 cm X 10 cm a una profundidad de 30 cm**



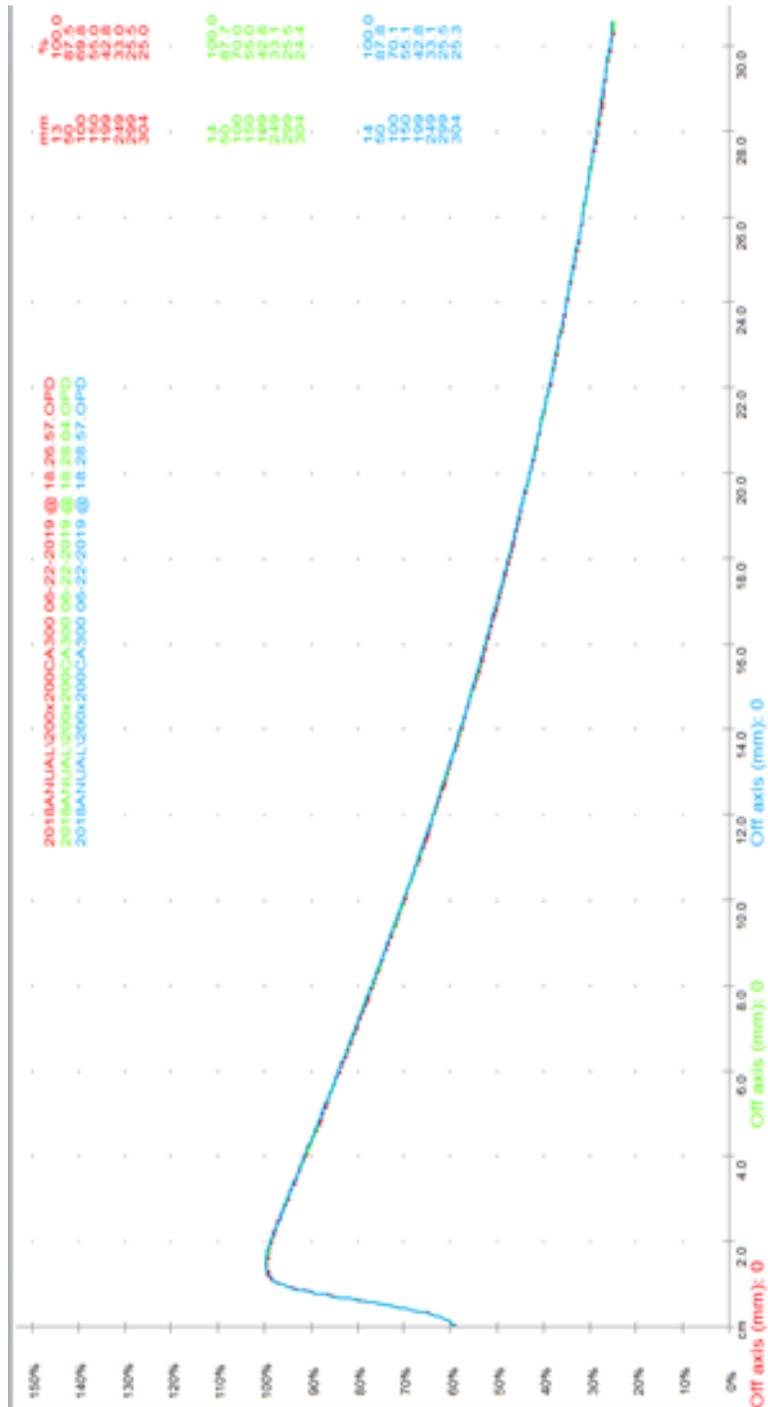
Fuente: elaboración propia, empleando CRS Scanner.

Figura 42. **Porcentaje de dosis en profundidad campo 10 cm X 10 cm**



Fuente: elaboración propia, empleando CRS Scanner.

Figura 43. **Porcentaje de dosis en profundidad campo de 20 cm X 20 cm energía 6 MV**



Fuente: elaboración propia, empleando CRS Scanner.

3.2. Caracterización del equipo de medición de monitoreo diario

Para las mediciones diarias se elige un tamaño de campo cuadrado de 20x20 cm².

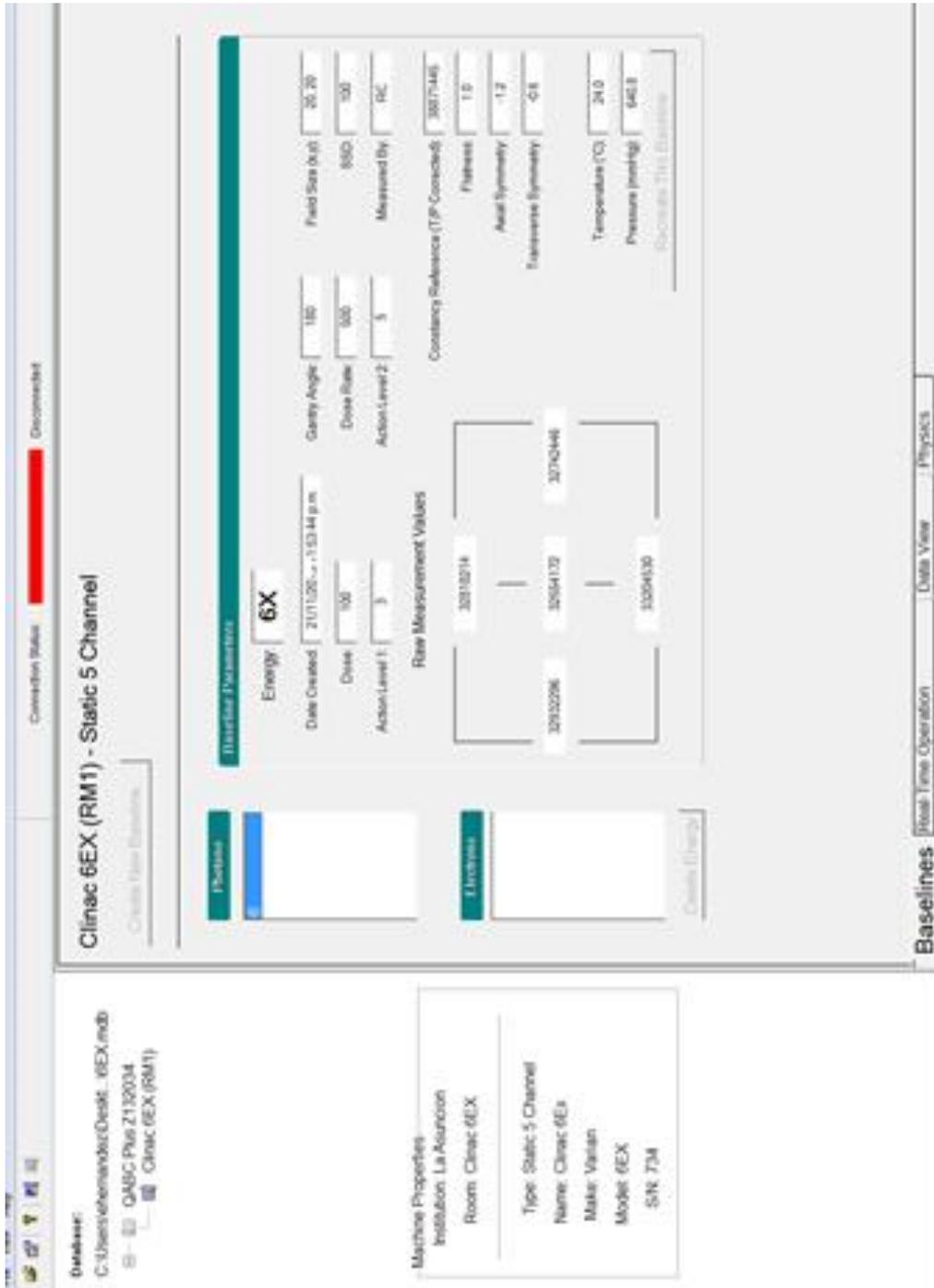
El equipo QA BeamChecker Plus entrega las lecturas presentadas en la tabla VI.

En la tabla VII muestran datos obtenidos en la medición diaria de octubre 2018 a febrero 2019, incluyen la constancia de la dosis absorbida (constancy), la simetría (AXSym), la simetría transversal (TRSym) y la planicidad (Flatness).

La medición se realiza con un campo de 20x20 cm² a distancia fuente superficie (100 cm).

En la figura 44 se muestra la pantalla de configuración del equipo de medición con los resultados obtenidos durante la determinación de la dosis absorbida.

Figura 44. Ingreso de datos, obtenidos por medio de medición de parámetros del haz de radiación de acelerador lineal, en QA *BeamChecker Plus*



Fuente: imagen tomada de software de QA BeamChecker Plus, Standar Imaging, Inc.

Tabla VII. Lectura diaria de *QA BeamChecker Plus*

Date	Time	Constancy	AXSym	TRSym	Flatness
05-oct-18	06:36:02	2.0	-0.2	0.5	0.3
08-oct-18	06:57:29	2.1	-0.3	0.4	0.3
09-oct-18	07:18:26	2.1	-0.1	0.3	0.3
11-oct-18	07:51:08	245.0	0.1	0.5	0.3
11-oct-18	07:52:05	2.1	-0.0	0.5	0.3
12-oct-18	06:36:22	245.4	-0.2	0.4	0.3
12-oct-18	06:38:11	2.0	-0.2	0.4	0.3
15-oct-18	07:08:48	2.3	-0.1	0.3	0.3
16-oct-18	07:05:04	2.2	-0.2	0.3	0.3
17-oct-18	07:10:52	2.1	-0.2	0.4	0.3
18-oct-18	07:13:10	2.0	-0.2	0.3	0.3
19-oct-18	06:36:31	2.1	-0.3	0.4	0.3
23-oct-18	07:19:01	45.5	-0.1	0.4	0.3
23-oct-18	07:19:01	45.5	-0.1	0.4	0.3
24-oct-18	06:41:15	2.1	-0.2	0.4	0.3
25-oct-18	06:31:53	2.2	-0.2	0.5	0.3
26-oct-18	06:26:35	2.2	-0.2	0.4	0.3
29-oct-18	06:42:18	2.2	-0.2	0.6	0.3
29-oct-18	17:54:18	1.4	-0.2	0.4	0.4
29-oct-18	17:55:00	1.3	-0.2	0.4	0.4
29-oct-18	17:55:55	1.3	-0.2	0.4	0.4
29-oct-18	18:05:05	1.5	-0.1	0.4	0.4
30-oct-18	06:15:39	1.9	-0.2	0.4	0.3
31-oct-18	06:33:23	2.1	-0.1	0.5	0.3
02-nov-18	06:32:10	2.1	-0.1	0.6	0.3
05-nov-18	06:45:14	2.2	-0.1	0.4	0.3
06-nov-18	07:59:31	2.3	-0.2	0.4	0.3
07-nov-18	06:46:40	2.3	-0.1	0.6	0.3
08-nov-18	06:52:06	2.1	-0.2	0.4	0.3
12-nov-18	06:44:04	2.2	-0.2	0.4	0.3
13-nov-18	06:38:52	2.2	-0.1	0.5	0.3
14-nov-18	06:46:47	2.2	-0.1	0.5	0.3
15-nov-18	06:35:28	2.1	-0.1	0.4	0.3
16-nov-18	06:33:59	2.2	-0.1	0.4	0.3
19-nov-18	07:09:22	2.3	-0.1	0.4	0.3
20-nov-18	06:43:25	2.2	-0.2	0.6	0.3
21-nov-18	06:35:13	2.3	-0.2	0.6	0.3
22-nov-18	06:47:09	2.2	-0.2	0.4	0.3
23-nov-18	06:42:22	2.3	-0.2	0.6	0.3
26-nov-18	07:01:10	2.4	-0.3	0.5	0.3
27-nov-18	06:38:56	2.3	-0.2	0.5	0.3
28-nov-18	06:49:14	2.3	-0.1	0.5	0.3
29-nov-18	06:42:47	2.3	-0.2	0.5	0.3
30-nov-18	06:40:32	2.3	-0.2	0.6	0.3
03-dic-18	06:40:26	2.3	-0.1	0.5	0.3
04-dic-18	06:43:17	2.4	-0.2	0.4	0.3
05-dic-18	07:09:45	2.3	-0.1	0.5	0.3
06-dic-18	06:43:23	2.2	-0.3	0.4	0.3
07-dic-18	06:56:52	2.3	-0.1	0.5	0.3
10-dic-18	06:41:34	2.3	-0.1	0.5	0.3

Continuación tabla VII.

Date Time	Constancy	AXSym	TRSym	Flatness
10-dic-18 06:41:34	2.3	-0.1	0.5	0.3
11-dic-18 06:55:33	2.3	-0.2	0.6	0.3
12-dic-18 06:39:30	2.3	-0.1	0.5	0.3
13-dic-18 06:45:56	2.3	-0.2	0.5	0.3
14-dic-18 06:44:35	2.3	-0.1	0.5	0.3
17-dic-18 06:47:32	2.3	-0.2	0.5	0.3
18-dic-18 07:07:17	2.3	-0.1	0.4	0.3
19-dic-18 06:50:11	2.5	-0.2	0.5	0.3
20-dic-18 06:54:10	2.5	-0.1	0.4	0.3
21-dic-18 07:12:13	2.3	-0.2	0.4	0.3
26-dic-18 07:10:52	2.4	0.0	0.4	0.3
27-dic-18 07:05:32	2.6	-0.0	0.2	0.2
28-dic-18 07:17:23	2.5	-0.2	0.4	0.3
29-dic-18 05:44:34	2.5	-0.0	0.5	0.3
02-ene-19 06:51:16	2.5	-0.3	0.4	0.3
03-ene-19 06:46:38	2.6	-0.1	0.6	0.3
04-ene-19 06:48:18	2.5	-0.1	0.6	0.2
05-ene-19 05:41:03	2.5	-0.2	0.4	0.3
07-ene-19 06:40:48	2.5	-0.3	0.4	0.3
08-ene-19 06:45:10	2.6	-0.1	0.5	0.3
09-ene-19 06:47:39	2.6	-0.1	0.4	0.3
10-ene-19 06:40:02	2.5	-0.2	0.4	0.3
11-ene-19 08:16:01	2.6	-0.1	0.4	0.3
14-ene-19 06:38:16	2.6	-0.1	0.5	0.2
15-ene-19 06:55:21	2.5	-0.3	0.4	0.3
16-ene-19 06:31:34	2.6	-0.2	0.6	0.3
17-ene-19 06:32:38	2.6	-0.1	0.6	0.3
18-ene-19 06:35:37	2.5	-0.1	0.6	0.3
21-ene-19 06:53:20	2.5	-0.2	0.6	0.3
22-ene-19 06:54:47	2.4	-0.3	0.4	0.3
23-ene-19 06:31:25	2.6	-0.2	0.4	0.3
24-ene-19 06:34:41	2.6	-0.2	0.4	0.3
25-ene-19 06:40:20	2.7	-0.1	0.5	0.3
28-ene-19 07:01:46	2.5	0.1	0.4	0.2
29-ene-19 06:55:41	2.6	-0.2	0.5	0.3
30-ene-19 07:36:16	2.7	-0.1	0.5	0.3
31-ene-19 06:45:34	2.6	-0.3	0.6	0.3
01-feb-19 06:27:50	2.7	-0.1	0.4	0.3
04-feb-19 06:52:58	2.6	-0.3	0.4	0.3
05-feb-19 06:56:20	2.6	-0.1	0.4	0.3
06-feb-19 06:45:46	2.6	-0.1	0.4	0.3
07-feb-19 06:48:53	2.5	-0.1	0.4	0.3
08-feb-19 06:51:07	2.6	-0.2	0.6	0.3
11-feb-19 06:44:00	2.5	-0.2	0.4	0.3
12-feb-19 06:48:07	2.6	-0.3	0.4	0.3
13-feb-19 06:47:42	2.6	-0.3	0.6	0.3
14-feb-19 06:41:54	2.6	-0.3	0.6	0.3
15-feb-19 06:43:10	2.6	-0.3	0.4	0.3
18-feb-19 06:53:16	2.8	-0.1	0.7	0.2
19-feb-19 06:47:18	2.7	-0.2	0.5	0.3
19-feb-19 10:08:18	2.7	-0.2	0.3	0.3
20-feb-19 06:45:21	2.7	-0.3	0.4	0.3
21-feb-19 06:47:56	2.6	-0.3	0.3	0.3

Fuente: elaboración propia, empleando QA BeamChecker Plus.

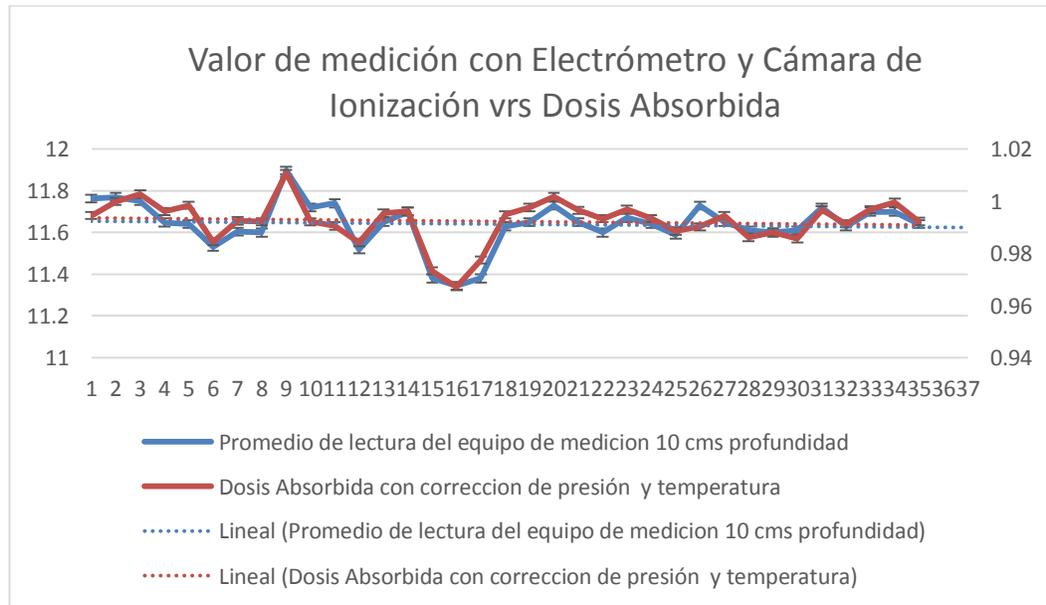
- Presentación de resultados del equipo de verificación diaria

Las tolerancias se encuentran de acuerdo con los parámetros del fabricante en la tabla II y los valores de tolerancia del documento TECDOC 1151 OIEA.

LA OIEA presenta tolerancias de 2 % en referencia mensual y anual de dosis absorbida, y una tolerancia de 3% en medición diaria en la constancia de referencia.

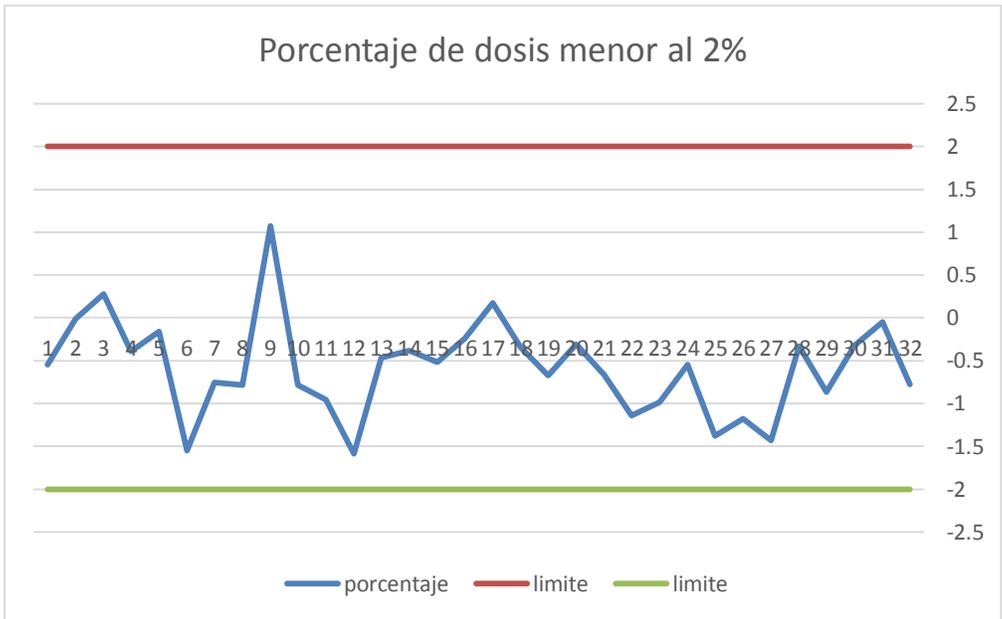
El valor de tolerancia de parámetros de planitud y simeteria en el documento TECDOC 1151 OIEA, lo refiere a los valores del fabricante no variando de un 2 % de los valores de instalación.

Figura 45. **Obtención de la dosis absorbida con corrección de presión y temperatura**



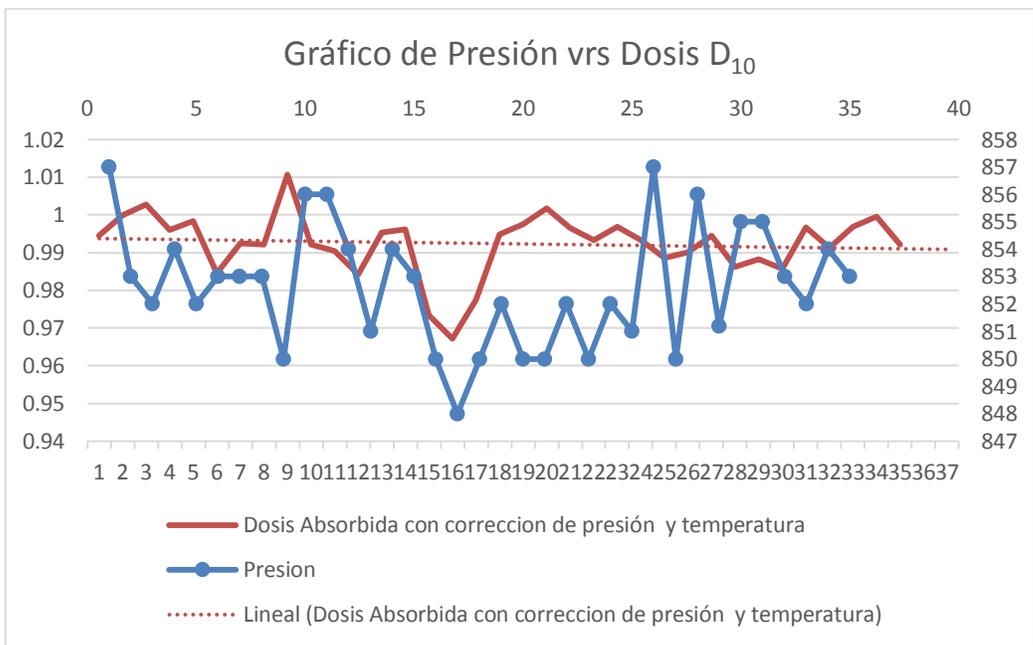
Fuente: elaboración propia.

Figura 46. **Porcentaje de dosis menor al 2 %**



Fuente: elaboración propia.

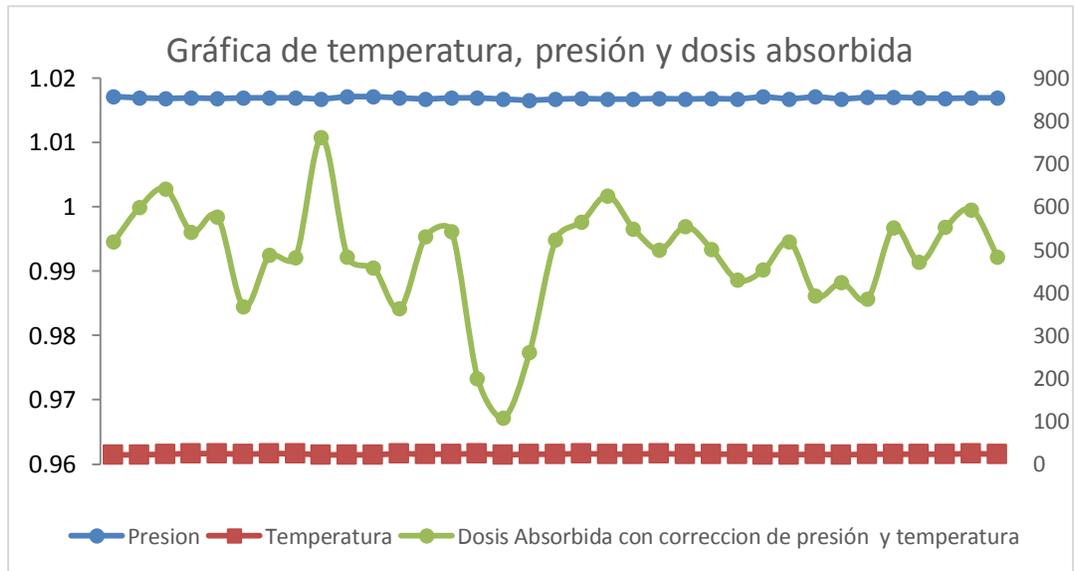
Figura 47. **Dosis absorbida**



Fuente: elaboración propia.

Gráfica 46 de presión y dosis absorbida con corrección y temperatura y la correspondiente linealidad de la dosis manteniéndose entre 1 y 0.96 por ciento.

Figura 48. **Gráfica de temperatura presión y dosis absorbida**



Fuente: elaboración propia.

El valor de presión y temperatura influye en la dosis absorbida, ya que si se presenta una variación o mala lectura de presión y temperatura puede variar el resultado.

En la gráfica 47, se verifica el valor de la dosis absorbida con los valores de tolerancia del $\pm 2\%$, notando que se mantiene dentro de un margen de 1 a -1.5% .

3.3. Monitoreo de dosis diaria

El QA *BeamChecker* Plus entrega una gráfica de los datos obtenidos diariamente desde octubre 2018 a febrero 2019, tal como lo muestra la figura 33, obteniendo que la constancia de la dosis no varía.

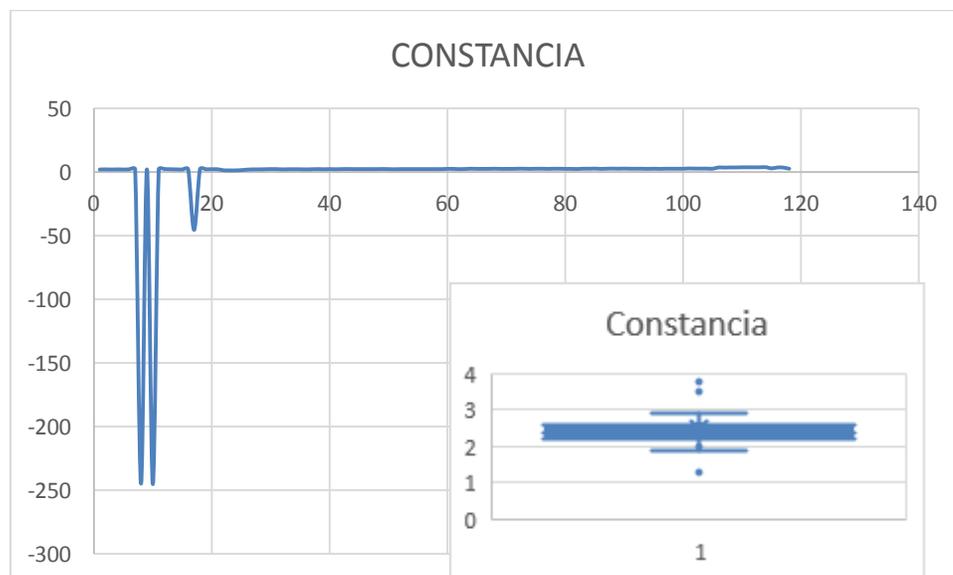
En la figura 50 se aprecian picos fuera de tolerancia los días 11,12 y 23 de octubre, mostrados en la tabla VII en color rojo, en la gráfica refieren valores fuera de tolerancia, dados por una mala colocación del equipo, fuera de isocentro.

La tolerancia de la constancia de dosis absorbida para una medición diaria se especifica en 3% de acuerdo al documento TECDOC 1151 OIEA.

Es importante mantener la reproductividad de la colocación de la herramienta de medición para obtener resultados.

Al elaborar la gráfica de constancia de los datos obtenidos con el QA *BeamChecker Plus* mostrada en la figura 50 se observan los picos fuera de tolerancia por una mala colocación del equipo de monitoreo diario.

Figura 49. **Gráfico de constancia obtenida de los datos del QA BeamCheaker Plus**

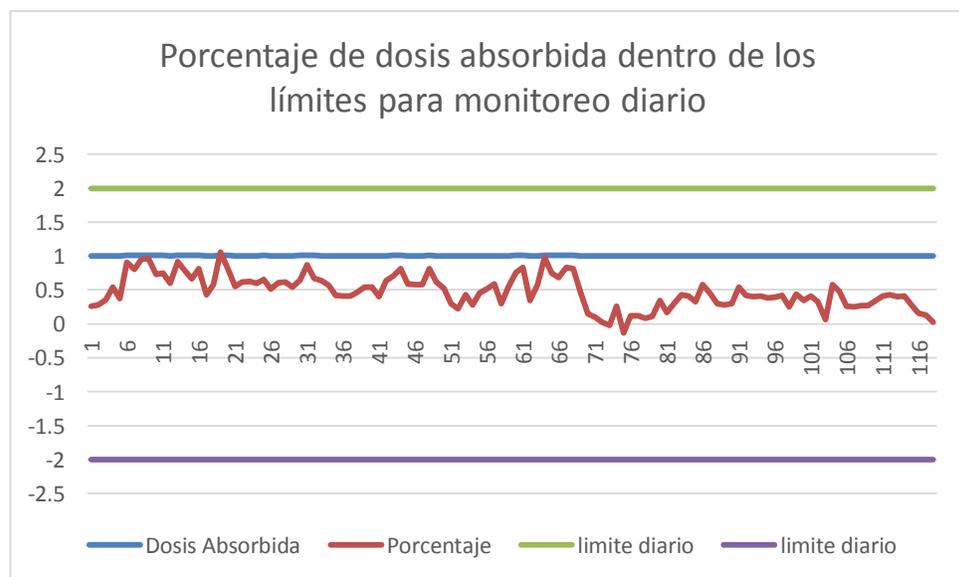


Fuente: elaboración propia, empleando equipo de medición QA BeamChecker Plus.

La figura 50 presenta la constancia de la dosis absorbida monitoreada por el QA BeamChecker Plus. Tanto en la figura 50 como en la figura 51 se reflejan puntos fuera de tolerancia, esos puntos fueron realizados como prueba para conocer como se refleja en el equipo de monitoreo. En la gráfica de cajas y bigotes insertada se retiran estos puntos con error y se encuentra que están dentro de la tolerancia.

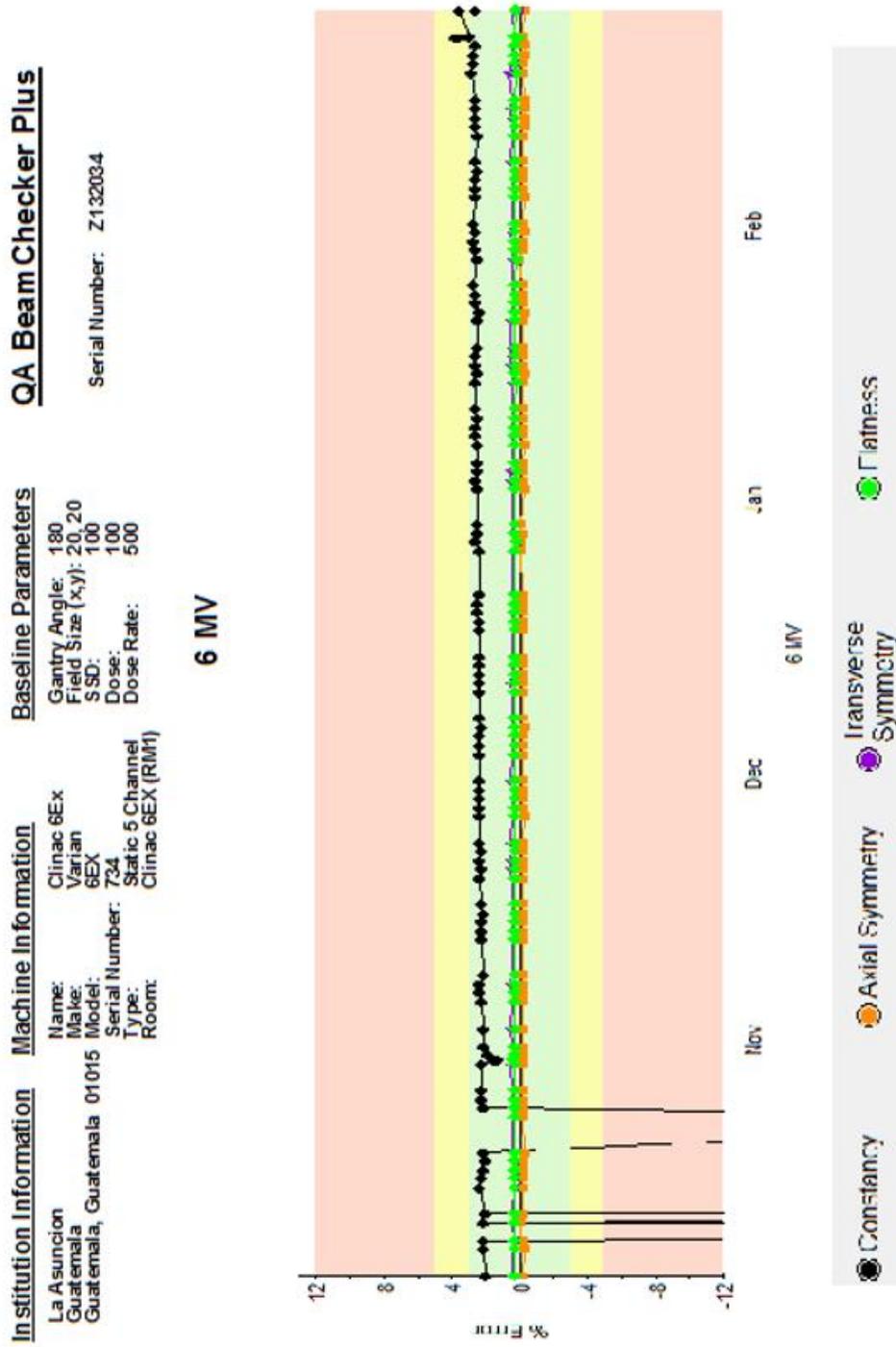
La figura 51 muestra los límites según el documento TECDOC 1151 OIEA, y el porcentaje de dosis absorbida monitoreado diariamente.

Figura 50. Porcentaje de dosis absorbida dentro de los límites del 2 % para el monitoreo diario



Fuente: elaboración propia, empleando equipo de medición QA BeamChecker Plus.

Figura 51. Gráfica extraída del QA *BeamChecker Plus* de los meses octubre a febrero



Fuente: elaboración propia, empleando equipo de medición QA BeamChecker Plus.

4. DISCUSIÓN DE RESULTADOS

El análisis interno se presenta que el centro de radioterapia necesita un conocimiento en todo momento de la dosis absorbida entregada por el equipo, para seguridad de la dosis aplicada en el tratamiento, con el conocimiento de la dosis entregada se tiene un tratamiento de calidad en todo momento.

Un error en la determinación de la dosis absorbida conlleva accidentes/incidentes potenciales en los tratamientos aplicados en el centro de radioterapia.

Como fortaleza el conocimiento de la dosis da una certeza de entrega de tratamientos con calidad, desde el punto de vista de protección radiológica. La amenaza la convertiría en una dosis fuera de tolerancia provocando accidentes/incidentes en los tratamientos.

La dosis absorbida fuera de tolerancia da como resultado un tratamiento que no llegue a ser efectivo, no llegando a la dosis requerida, o excediendo la misma, (ambos pueden llevar a un incidente/accidente fatal).

La determinación de la dosis absorbida como lo presenta el documento TRS-398 OIEA y Pordgorsak en su documento, se puede determinar la dosis absorbida caracterizando los equipos de medición.

Las pruebas realizadas clasificadas en pruebas de frecuencia diaria, mensual y anual, en función de las implicaciones que afecten el funcionamiento y la frecuencia con que se puedan presentar.

Las pruebas mecánicas diarias y mensuales que se incluyen, afectan directamente la ubicación del campo de radiación en el volumen a irradiar, así como los parámetros de la dosis absorbida de referencia.

La constancia de dosis diaria referida por el instrumento QA *BeamCheck* plus, que se caracteriza para la medición del haz de radiación, de acuerdo con la tabla VII, garantiza la estabilidad del haz de radiación diariamente de manera rápida y confiable.

Los instrumentos de medida utilizados, cámara de ionización y electrómetro están verificados por un laboratorio de calibración secundario de calibración dosimétrica, el cual es trazable con un laboratorio primario, garantizándose de esta manera la certeza de la dosis medida con los instrumentos.

Conforme el documento TECDOC 1151 OIEA, los valores de referencia mecánica se encuentran en la tolerancia, cada uno de acuerdo a los datos obtenidos en el equipo, mostrados en la tabla III conjuntamente con los valores de referencia.

En las figuras 22, 23 y 24, se muestra la verificación de Isocentro, correspondiente a colimador, gantry y camilla de tratamiento.

Las gráficas 33 a la 38 muestran perfiles de profundidad 10 cm y 15 cm para campos de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, $20 \times 20 \text{ cm}^2$ y $30 \times 30 \text{ cm}^2$, de ellas se obtienen los valores de planitud y simetría los cuales se encuentran en tolerancia de acuerdo con la tabla II de parámetros dosimétricos del fabricante. La tabla VIII de parámetros de tolerancia del documento TECDOC 1151 OIEA, comparándose con los valores de la tabla III de los datos obtenidos de la verificación mecánica del acelerador lineal muestran que se encuentra en tolerancia.

Los valores de planitud de la tabla IV varían entre 2 % y 2.26 % en los ejes X y Y, para una profundidad de 10 cm y 15 cm, el fabricante especifica de 2.5 % a 3 %, concluyendo que se encuentran en tolerancia.

Los valores de simetría de la tabla IV, varían entre 0.2 % a 0.45 %, para los ejes X y Y, el fabricante lo determina en 2 %, concluyendo que se encuentran en tolerancia.

Después de verificar el valor de los perfiles en planitud y simetría, se procede a verificar la dosis absorbida.

El documento TECDOC 1151 OIEA, se considera que el valor de tolerancia de la constancia de la dosis de referencia (fotones) debe de estar en tolerancia del 3 % para la medición diaria. La gráfica de bigotes de la figura 49 se muestra en tolerancia, en el monitoreo diario, y una tolerancia del 2 % para un monitoreo mensual.

En la figura 50, se observa el resultado de la dosis absorbida diaria, detallando que se encuentra en tolerancia del 2 % acorde a el documento técnico TECDOC 1151 OIEA.

El valor de dosis absorbida del equipo se encuentra en valores de tolerancia, encontrando el porcentaje de la dosis absorbida en 1 % y el valor de tolerancia especificado en el documento TECDOC 1151 es de 2 %. La calidad del haz es de 0.678 y el porcentaje de dosis absorbida de 1.01 %.

Los procedimientos y lineamientos internos, para el control de calidad y verificación del haz externo de radiación ionizante del acelerador lineal, deben incluir la verificación diaria por medio de equipo de verificación de QA, como lo es el *QA BeamChecker Plus*, para conocer el estado de la dosis absorbida en el momento que se necesite de forma rápida.

El equipo de control de monitoreo diario se caracteriza de acuerdo a los valores obtenidos en el procedimiento de determinación de la dosis absorbida.

Si el instrumento de medición diaria presenta una falla no explicable, se verifica con el fantoma usando como medio de dispersión agua, si el error continúa se procederá a una condición de falla, llevando a mantenimiento correctivo el acelerador lineal.

Si al analizar el haz de radiación con sus parámetros de planitud y simetría y dosis absorbida, no se ve la necesidad de ajuste o calibración del haz debido a que se encuentra en tolerancia, el haz externo de radiación es confiable para utilizarse.

La verificación diaria, mensual y anual, con la determinación de la dosis absorbida corresponde a un mantenimiento de la dosis del acelerador lineal.

Los criterios de alerta/alarma de variación de dosis deben configurarse para dar la indicación más temprana posible de la ocurrencia de una falla, estos pueden ser valores únicos tanto en aumento como en disminución de la dosis medida.

Cambios que pueden ocurrir dentro de los límites de alerta establecidos previamente con el equipo de medición diario, aunque no exceda los límites, puede requerir un diagnóstico. Los criterios de diagnóstico pueden resultar del procesamiento de varias mediciones.

Tabla VIII. Pruebas en aceleradores lineales, tomada de documento
TECDOC-1151 OIEA

FRECUENCIA	PRUEBA	TOLERANCIA
Diario	<i>Seguridad:</i>	
	Luces ON/OFF	Funcionando
	Luces en panel de control	Funcionando
	Luces irradiación	Funcionando
	Sistemas de visualización	Funcionando
	Sistemas anti-colisión	Funcionando
	Interruptor de radiación en acceso a búnker	Funcionando
	Interruptor de radiación en panel de Control	Funcionando
	Programación	Funcionando
	Interrupción por UM	Funcionando
	Verificación de ambas monitoras	Funcionando y coincidentes
	<i>Mecánicos:</i>	
	Láseres	2 mm
	Telémetro	2 mm a DFI
	Tamaño de campos (10 × 10)	2 mm
	Centrado del retículo	2 mm diámetro
	Centrado del campo luminoso	2 mm
	<i>Dosimétricos:</i>	
	Constancia de la Dosis de Referencia (fotones y electrones)	3%
	Mensual	<i>Seguridad:</i>
Verificar topes de camilla		Funcionando
Verificación de enclavamientos y códigos de accesorios (modos de irradiación, aplicadores, cuñas, etc.)		Funcionando
Pulsadores de corte de energía eléctrica		Funcionando
Verificar posición de los colimadores de fotones para cada cono de electrones		Coincidente con la indicación del fabricante
Campos permitidos para cuñas		Funcionando y coincidente con la indicación del fabricante
<i>Mecánicos:</i>		
Indicadores angulares del brazo		1°
Indicadores angulares del colimador		1°
Telémetro		2 mm en el rango de uso
Centrado del retículo		2 mm de diámetro
Simetría, paralelismo y ortogonalidad de campo luminoso		2 mm
Indicadores de Tamaño de campos		2 mm
Isocentro Mecánico		2 mm de diámetro
Coincidencia de campos de luz-radiación		2 mm
Horizontalidad de la camilla		2 mm en el rango de uso
Posición de cuña		2 mm (ó 2% en el factor de transmisión)
Posición de bandeja		2 mm
Traba de cuñas y bandejas		Funcionando
Centrado de conos		2 mm
Verticalidad del eje luminoso	2 mm	
Escalas de la camilla	2 mm/1°	
Intensidad del campo de luz	Funcionando	

Continuacion tabla VIII.

FRECUENCIA	PRUEBA	TOLERANCIA
Mensual	<i>Dosimétricos:</i>	
	Constancia de la Dosis de Referencia (fotones y electrones)	2%
	Constancia del monitor secundario	2%
	Constancia de Calidad del haz:	
	Fotones (PDD _{20,10} ó TPR _{20,10})	2%
	PDD de Electrones (o J1/J2)	2 mm (4%), región terapéutica
	Constancia de:	
	Planitud:	
	Fotones	2% ^a
	Electrones	3% ^a
Simetría (fotones y electrones)	3% ^a	
Anual	<i>Seguridad:</i>	
	Comprobación de todos los enclavamientos (según especificaciones del fabricante)	Funcionando
	<i>Mecánicos:</i>	
	Isocentro de rotación del colimador	2 mm de diámetro
	Isocentro de rotación del brazo	2 mm de diámetro
	Isocentro de rotación de la camilla	2 mm de diámetro
	Coincidencia de los ejes del colimador, brazo y camilla con el isocentro	2 mm de diámetro
	Coincidencia del isocentro mecánico y de radiación	2 mm de diámetro
	Desplazamiento vertical de la camilla	2 mm
	<i>Dosimétricos:</i>	
	Constancia de la Dosis de Referencia	2%
	Reproducibilidad de la Dosis de Referencia	1%
	Constancia de factores de campo	2%
	Constancia de parámetros sobre el eje del haz (PDD, TMR, etc.)	2%
	Constancia de factores fuera del eje del haz	2%
	Constancia de los factores de transmisión de todos los accesorios	2%
	Constancia de los factores de transmisión de las cuñas	2%
	Linealidad de respuesta de cámaras monitoras	1%
	Dependencia de la Dosis de Referencia con la tasa de dosis	1%
	Constancia de la Dosis de Referencia con la angulación del brazo	2%
	Constancia de los factores fuera del eje del haz con la angulación del brazo	2%
	Modo Rotacional	Funcionando

^a Significa que, manteniéndose dentro de las especificaciones del fabricante, no debe permitirse un incremento absoluto de más de 2% en alguno de estos parámetros, respecto a sus valores en el estado de referencia inicial (por ejemplo, si en el estado de referencia inicial la simetría era de 0.5%, entonces podría aceptarse un valor de hasta 2.5%, si no sobrepasara lo especificado por el fabricante al respecto).

Fuente: OIEA. (2000). *Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: Protocolo de control de calidad.*

4.1 Determinar la dosis absorbida del haz externo de radiación de un acelerador lineal de uso clínico

Para determinar la dosis absorbida del haz externo de radiación, se realiza el procedimiento descrito en el documento “DETERMINACIÓN DE LA DOSIS ABSORBIDA EN RADIOTERAPIA CON HACES EXTERNO, TRS-398 OIEA. (2005)”. Utilizando los parámetros de tolerancia del documento TECDOC 1151 OIEA

Con este procedimiento se realiza la determinación de la dosis absorbida.

4.2 Analizar los procedimientos y lineamientos, para el control de calidad y verificación del haz externo de radiación ionizante del acelerador lineal

Los procedimientos para la determinación del haz de radiación:

- Control mecánico del acelerador lineal, que influyen en la generación del haz de radiación.
- Control de geometría del haz de radiación, planitud y simetría
- Determinación de la dosis absorbida
- Medición de $TPR_{20;10}$ y $PDD_{20;10}$ para determinar la calidad del haz

Determinar las tolerancias mecánicas y dosimétricas por medio del documento TECDOC 1151 OIEA.

Verificar la planitud y simetría del haz externo de radiación.

El rendimiento de dosis en profundidad y la dosis absorbida, se obtiene realizando el procedimiento descrito en TRS-398 OIEA, con fantoma con medio de dispersión de agua.

La determinación diaria de la dosis absorbida por medio del equipo de monitoreo de calidad QA BeamCheker Plus, caracterizado con los datos obtenidos por medio del código de práctica en la determinación de la dosis absorbida.

Tolerancias de parámetros de operación (TECDOC 1151 (OIEA))

- Constancia de dosis, planitud y simetría del haz de radiación $\pm 3 \%$
- Constancia de dosis, planitud y simetría de los haces de electrones $\pm 3 \%$
- Alineación de láseres $\pm 2 \text{ mm}$
- Telemetro óptico $\pm 2 \text{ mm}$
- Indicadores del ángulo gantry/colimador $\pm 1^\circ$.
- Tamaño del campo $\pm 2 \text{ mm}$
- Isocentro $\pm 2 \text{ mm}$
- Coincidencia del haz de luz con el haz de radiación $\pm 2 \text{ mm}$
- Constancia de energía del haz de radiación ($\text{TPR}_{20/10}$ o $\text{PDF}_{D_{20}/D_{10}}$) $\pm 2 \%$

4.3 Identificar los procedimientos de monitoreo de condición de la dosis absorbida de un haz de radiación ionizante externo del acelerador lineal

El análisis necesario para la determinación de la calidad y condiciones del haz de radiación se obtiene de acuerdo con la tabla VI, donde se encuentra el valor de dosis absorbida de acuerdo a las mediciones, los lineamientos de

tolerancia para determinar la calidad y condiciones del haz de radiación son dados por medio del documento TECDOC-1151 OIEA.

En este procedimiento se presentan las tolerancias requeridas para la práctica en el área mecánica y dosimétrica.

El procedimiento requerido para determinar la calidad y condición del haz de radiación se especifica en el protocolo de determinación de la dosis absorbida con haces externos TRS-398 OIEA (2005).

De acuerdo a este procedimiento se determina que la dosis absorbida se encuentra con una variación de 1 %, encontrándose dentro del valor de tolerancia del 2 %, según el documento TECDOC 1151 (OIEA)

- Verificación del acelerador lineal:
 - Telemetro óptico.
 - Alineación de láseres de posicionamiento en isocentro.
 - Indicadores del ángulo gantry/colimador.
 - Indicador del tamaño del campo.
 - Sistemas mecánicos del acelerador.
 - Constancia de dosis, planitud y simetría del haz de radiación.
 - Constancia de dosis, planitud y simetría del haz de electrones, (según sea el caso).

Los procedimientos de monitoreo de condición para el mantenimiento de la dosis absorbida son necesarios para verificar un haz de radiación del acelerador lineal.

Realizar el procedimiento de control por medio del equipo QA *BeamCheker Plus* de manera rápida, para obtener la condición en el momento, caracterizado para la verificación del haz de radiación.

Determinando los valores de verificación y tolerancias, dados por el documento TECDOC 1151 de OIEA, y la medición con el equipo de QA, se determina si la dosis se encuentra en tolerancia.

Con la recopilación de los datos obtenidos por medio del protocolo TRS-398 y el documento TECDOC 1151 de la dosis absorbida, se puede caracterizar el equipo de monitoreo diario.

4.4 Monitorear estado de condición del mantenimiento de la dosis absorbida del haz de radiación de un acelerador lineal de uso clínico.

Las medidas de seguridad pueden aplicarse por medio de dispositivos asociados al equipo (equipo de medición diaria, alarmas, enclavamientos de falla)

El monitoreo diario cumple la función de protección, capaz de detectar en su análisis una condición insegura del haz de radiación, de acuerdo con su caracterización, y tomar decisiones pertinentes en su momento.

Constituye una barrera de seguridad en la aplicación de la dosis absorbida. Siendo una medida de reductor de frecuencia encaminada a prevenir un suceso iniciador de un incidente/accidente.

CONCLUSIONES

1. Se analizó los parámetros que afectan la dosis absorbida utilizando el documento TECDOC 1151 OIEA, se determinan las condiciones del haz externo de radiación, monitoreando sus parámetros mecánicos y dosimétricos, por medio del código de práctica se monitoreó el estado de condición de la dosis absorbida de un acelerador lineal medida utilizando el protocolo TRS-398 OIEA, la dosis absorbida se encuentra en 1 % obteniendo un valor por debajo de la tolerancia de 2 %.
2. Se determinaron los procedimientos y lineamientos para la determinación de la calidad y condiciones del haz externo de radiación, entre ellos, control mecánico, geometría del haz de radiación y la determinación de la dosis absorbida, utilizando los documentos TRS-398 OIEA y TECDOC 1151 OIEA.
3. Se utilizaron los documentos para analizar la dosis absorbida por medio de TRS-398 y el documento TECDOC 1151 de la OIEA para verificación de parámetros, adaptados por Guatemala como miembro del Organismo Internacional, para determinar si la dosis absorbida del haz externo de radiación se encuentra dentro de las especificaciones para su aplicación.
4. Se monitoreó el estado de condición con *QA BeamCheaker Plus* caracterizado por medio de los datos obtenidos, con el que se indica la evaluación del acelerador lineal en forma rápida y segura.

RECOMENDACIONES

1. Continuar analizando las condiciones del haz externo de radiación, monitorear diario, mensual y anual, para mantener un control de la dosis absorbida entregada por el equipo.
2. Los controles mecánicos y la geometría del haz deben de ser monitoreados y verificados con frecuencia mensual y anual. Verificar los procedimientos para la determinación de las condiciones del haz externo de radiación, de acuerdo a la OIEA.
3. Verificar periódicamente las actualizaciones de los documentos TRS'398 y TECDOC 1151 de OIEA y cambios, que sean necesarios realizar por el organismo internacional en dichos documentos de medición de dosis absorbida y protección radiológica.
4. El monitoreo de estado de condición con QA BeamCheaker Plus, debe de colocarse en parámetros utilizados para su caracterización para obtener un monitoreo de condición preciso. Se recomienda la verificación periódica de la configuración del equipo QA BeamCheaker Plus.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. AAPM. (1984). *AAPM code of practice for radiotherapy accelerators*. USA: AAPM.
2. AAPM. (1984). *The calibration and use of plane-parallel ionization chambers for dosimetry of electron beams*. USA: AAPM.
3. AAPM. (1991). *Clinical electron-beam dosimetry*. New York:, USA, Published by the American Institute of Physics, Inc.
4. AAPM. (1991). *Clinical electron-beam dosimetry*. USA: AAPM.
5. AAPM. (1994). *Comprehensive QA for radiation oncology*. USA: AAPM.
6. AAPM. (s.f.). *Measurement of radiation*. USA: AAPM.
7. AAPM, Smith, K.,et al., (2017). *AAPM Medical Physics Practice Guideline 8.a.> Linear accelerator performance tests*. USA: AAPM Reports & documents.
8. Able, C., Baydush, A., Nguyen, C., Gersh, J., Ndlovu, A., Rebo, I., Munley, M. T. (2016). *A model for preemptive maintenance of medical linear accelerators-predictive maintenance*. *Radiation Oncology*, 1-9.
9. ACR - RSNA. (2018). *radiologyinfo.org*. Recuperado radiologyinfo.org: <https://www.radiologyinfo.org/sp/info.cfm?pg=linac>

10. AIEA. (1997). *IAEA/WHO Network of secondary standard dosimetry laboratories*. Vienna: AIEA.
11. Almond, P., et al., (1999). *AAPM's TG-51 Protocol for Clinical Reference Dosimetry of High-Energy Photon and Electron Beams*. *Med Phys*, 1847 - 1870.
12. American Society for Radiation Oncology (ASTRO). (2012). *Safety is no accident*. USA: ASTRO.
13. Attix, F. (1996). *Introduction to radiological physics and radiation dosimetry*. Wisconsin, USA: WILEY-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA.
14. Barrera, J. (2012). *Caracterización del haz de fotones de un acelerador lineal*. Colombia: (Tesis de maestría). Universidad Nacional de Colombia.
15. Bin, S. (2015). *Dynamic Log File Analysis for different dose rate IMRT using DVH and Gamma Index*. Pakistan: Aga Khan University Hospital.
16. Borrás, C., OMS, & OPS. (1997). *Organización, desarrollo y garantía de calidad y radioprotección en los servicios de radiología: imagenología y radioterapia*. USA: OPS.
17. Caryotakis, G. (2004). *High power klystron. Theory and practice at the Stanford linear accelerator center*. Stanford: SLAC-PUB.

18. Chan, M., Hunt, M., Li, Q., Tang, X., Li, X., Li, J., . . . Deasy, J. (2015). *Visual Analysis of the Daily QA Results of Photon and Electron Beams of a Trilogy Linac over a Five Year Period*. International Journal of Medical Physics, Clinical Engineering and Radiation Oncology, 10.
19. Congreso de la República de Guatemala. (1986). *Ley para el control, uso y aplicación de radioisotopos y radiaciones ionizantes. - Decreto Ley Número 11-86*. Guatemala: Congreso de la República.
20. Córdoba, A., Valente, M., & CONCICET. (2014). *Curso de Posgrado: Física Médica*. Córdoba, Argentina: Universidad de Córdoba; Argentina.
21. Crawford, J. (1962). *The design and construction of a linear electron accelerator*. Montreal, Canada: McGill University.
22. CSN. (2016). *Proyecto MARR (Matriz de riesgo en radioterapia)*. Madrid, España: CSN.
23. CSN. (2017). *Guía para la aplicación de la metodología de matrices de riesgo en radioterapia externa*. Madrid, España: Consejo de Seguridad Nuclear.
24. De la Llana, V. (2015). *Control de calidad en un Linac de radioterapia*. Valladolid: Universidad de Valladolid, Facultad de Ciencias.

25. De la Vega, J. (2015). *Caracterización y control de calidad de la energía de los haces de electrones empleados en radioterapia*. Granada, España: (Tesis Doctorales), Universidad de Granada, España.
26. Erazo, F. (2015). *Obtención de los factores de corrección de cámaras de ionización de uso en dosimetría física*. Granada, España: (Tesis doctoral). Universidad de Granada, España.
27. Espinoza, J. (2009). *Aceleradores lineales para radioterapia*. Peru: (Tesis de maestría). Universidad Nacional de Ingeniería.
28. Ferdmann, S., Herweg, O., Rauen, H., & Synek, P. (2017). *Predictive Maintenance*. Germany: Roland Berger GMBH.
29. Ferrando, C. N. (2017). *Creación y desarrollo de un plan de control de calidad para tratamientos de radioterapia de intensidad modulada (IMRT)*. Valencia, España, Tesis de maestría: Universidad de Valencia.
30. Gluhcheva, Y., Dimitrova, T., Dukova, R., Zheleva, N., Koleva, I., & Encheva, E. (2015). *Dosimetry acceptance test of linear accelerator Varian Clinac IX*. *Bulgarian Chemical Communications*, Volumen 47, 458-463.
31. González, L., & Gallardo, E., (2012). Calidad de la atención médica: La diferencia entre la vida o la muerte. *Revista digital Universitaria*, Volumen 13, número 8.

32. Hanna, S. (2012). *RF Linear accelerators for medical and industrial applications*. USA: ARTECH HOUSE.
33. IAEA. (1979). *Radiological Safety Aspects of the Operation of Electron Linear Accelerators*. Vienna: IAEA.
34. IAEA. (2000). *Safety Reports Series No. 17 Lessons learned from accidental exposures in radiotherapy*. Austria: IAEA.
35. IAEA. (2004). *Commissioning and Quality Assurance of Computerized Planning Systems for Radiation Treatment of Cancer*. Austria: IAEA.
36. IAEA. (2007). *Specification and Acceptance testing of radiotherapy treatment planning systems*. Vienna: IAEA.
37. IAEA. (2008). *Setting up a radiotherapy programme: clinical, medical physics, radiation protection and safety aspect*. Vienna: IAEA.
38. IAEA. (2009). *Calibration of Reference Dosimeters for External Beam Radiotherapy*. Austria: IAEA.
39. IAEA. (2009). *IAEA Syllabus for the education and training of radiation oncologists*. Vienna: IAEA.
40. IAEA. (2015). *Design and implementation of a radiotherapy programme: Clinical, medical physics, radiation protection and safety aspects*. Vienna: IAEA.

41. IAEA. (2015). *Radiation Protection in Medicine. Setting the Scene for the Next Decade*. Vienna: IAEA.
42. IAEA, & Ortiz, P. (1998). *Lessons learned from accidents in radiotherapy an IAEA safety report*. USA: IAEA.
43. IAEA, Buglova, E., Bulski, W., Couset, J., Crick, M., Hendri, J., . . . Wrixon. (2004). *Accidental Overexposure of Radiotherapy Patients in Bialystok*. Austria: IAEA.
44. IEC. (2005). *IEC 60601-1*. Switzerland: IEC.
45. IEC. (2007). *IEC 60976, Medical electrical equipment-Medical electron accelerators-Functional performance characteristics*. Switzerland: IEC.
46. ISO. (2003). *ISO 17359 - Condition monitoring and diagnostics of machines — General guidelines*. Switzerland: ISO.
47. Liu, G., Doom, T., & Bezak, E. (2002). *Assessment of flatness and symmetry megavoltage x-ray beam with an electronic portal imaging device (EPID)*. Australasian Physical & Engineering Sciences in Medicine, Volumen 25 Number 2, 58-67.
48. Masgrau, V. (2013). *Optimization of field matching in external photon beam radiation therapy*. Barcelona, España. Tesis Doctoral, Universidad Politécnic de Cataluña.

49. National Cancer Institute. (2016). *La radioterapia y usted: apoyo para personas con cáncer*. USA: NIH.
50. Netherlands Commission on Radiation Dosimetry. (1996). *Quality Control of Medical Linear Accelerators*. Netherland: NCS.
51. NIST. (2001). *NIST measurement services: Calibration of X-ray and Gamma-Ray measuring instruments*. Washington: NIST.
52. NIST. (2006). *Absorbed dose to water calibration of ionization chambers in a 60Co Gamma-Ray Beam*. Gaithersburg: NIST.
53. OIEA. (1997). *Colección seguridad*. Viena: OIEA.
54. OIEA. (1999). *Sobre exposición accidental de pacientes de radioterapia en San José (Costa Rica)*. Viena: OIEA.
55. OIEA. (2000). *Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: Protocolo de control de calidad*. Viena: OIEA.
56. OIEA. (2005). *Determinación de la dosis absorbida en radioterapia con haces externos*. Viena: OIEA.
57. OIEA. (2012). *Análisis probabilista de seguridad de tratamientos de radioterapia con acelerador lineal*. Viena: OIEA.
58. OIEA. (2012). *Aplicación del método de la matriz de riesgo a la radioterapia, OIEA TECDOC 1685/S- foro*. Viena: OIEA.

59. OIEA, Baekelandt, L., Barracloungh, I., Brigand, O., Delves, D., Duffy, I., . . . Young, C. (2007). *Principios fundamentales de seguridad*. Viena: OIEA.
60. Olarte, A. (2014). *Sistema electrónico para medida de dosis relativa de radiación en radioterapia*. La Rioja, España. (Tesis de licenciatura), Universidad de La Rioja.
61. OMS. (2007). *Control del cáncer. Aplicación de los conocimientos. Guía de la OMS para desarrollar programas eficaces*. Suiza: OMS.
62. OMS. (2012). *Evaluación de las necesidades de dispositivos médicos*. Suiza: OMS.
63. OMS. (2012). *Evaluación de tecnologías sanitarias aplicadas a los dispositivos médicos*. Suiza: OMS.
64. OMS. (2012). *Introducción al programa de mantenimiento de equipos médicos*. Suiza: OMS.
65. Papakostidi, A., Tolia, M., & Tsoukalas, N. (2014). Quality assurance in Health Services: the paradigm of radiotherapy. *JBUON*, 47-52.
66. Pena, J., Franco, L., Iglesias, A., Pardo, J., & Pombar, M. (2005). Monte Carlo study of Simens PRIMUS photoneutron production. *Physics in Medicine and Biology*, 5921-5933.
67. Pérez, C. (2008). *Amplificadores de alta potencia de RF con válvulas electrónicas*. España: Universidad de Cantabria.

68. Plazas, M., Sandoval, K., & Ceballos, S. (2012). *Dosimetria absoluta para haces de fotones de alta energía*. *Tecciencia*, 25-32.
69. Podgorsak, E., & IAEA. (2005). *Radiation Oncology Physics: a Handbook for Teachers and students*. Vienna: IAEA.
70. PTW. (2015). *Detectors. Including codes of practice*. Germany: PTW.
71. Reiser, M. (2008). *Theory and Design of Charged Particle Beams*. Alemania: Wiley-VCH Verlag GmbH & Co. .
72. Rizo, D., Nájera, A., & Arenas, M. (2016). *Conocimientos básicos de oncología radioterápica para la enseñanza pre-grado*. Cuenca, España: Ediciones de la Universidad de Castilla La Mancha.
73. Rodriguez, L. (2009). *Acelerador de partículas: Irradiación con iones y electrones*. Mexico: UNAM.
74. Rosenzweig, J. (2003). *Fundamentals of Beam Physics*. New York, USA: Oxford University Press.
75. Standard Imaging. (2010). *QA BeamChecker Plus*. USA: Standard Imaging, INC.
76. Van Dyk, J. (1999). *Technology of Radiation Oncology*. USA: Medical Physics Publishing.

77. Varian Medical Systems. (2011). *Actualización del bloqueo de simetría del haz*. USA: Varian Medical Systems.
78. Varian Medical Systems. (2014). *Clinac iX Accelerator*. USA: Varian Medical Systems.
79. Varian Medical Systems. (2016). *Directrices de calidad del haz para sistemas Clinac de alta energía*. USA: Varian Medical Systems.
80. Varian, M. S., Purwar, A., Johnsen, S., & Potter, R. (2016). *Performance characteristics of Kapton sealed ion chambers*. USA: Varian Medical Systems.
81. WHO. (2003). *Medical Device Regulations. Global overview and guiding principles*. France: WHO.
82. WHO. (2008). *Radiotherapy risk profile. Technical Manual*. Switzerland: WHO.
83. Wiedemann, H. (2015). *Particle Accelerator Physics*. Switzerland: Springer International Publishing Switzerland.
84. Xhafa, B., Mulaj, T., Hodolli, G., & Nafezi, G. (2014). Dose Distribution of photon beam by Siemens linear accelerator. *International Journal of Medical Physics, Clinical Engineering and Radiation Oncology*, 67-70.

APÉNDICE

Apéndice 1. Formato de verificación mecánica

<u>Centro de Radioterapia</u>	
<u>Valores de referencia</u>	
<u>Completado por</u>	[Redacted]
	<u>Fecha</u> [Redacted]

Especificaciones de Equipo.

A General

Locacion

Serie #

[Redacted]
[Redacted]

B Escala mecánica

Varian

[Redacted]

IEC

[Redacted]

C Configuración de energía

		<u>dmax</u> cm
X1	MV	[Redacted]
X-SRS		[Redacted]
X2	NA MV	NA
Electron 1	NA MeV	[Redacted]
Electron 2	NA MeV	[Redacted]
Electron 3	NA MeV	[Redacted]
Electron 4	NA MeV	[Redacted]
Electron 5	NA MeV	[Redacted]
Electron 6	NA MeV	[Redacted]

D Configuración de Colimador

Tamaño de campo máximo

[Redacted]

cm

			Yes	No
Upper Jaw Independent	[Redacted]	[Redacted]	[Redacted]	[Redacted]
Lower Jaw Independent	[Redacted]	[Redacted]	[Redacted]	[Redacted]

<u>Valor (cm)</u>		
Max Upper Jaw Retract	[Redacted]	[Redacted]
Max Lower Jaw Retract	[Redacted]	[Redacted]

Distancia Fuente-Bandeja

[Redacted]

cm

Continuación apéndice 1.

E Angulos de Camilla

	180	90	270
GANTRY			
LEFT			
RIGHT			

F Gantry

Neutral		CW	CCW
180	Increase		

G Colimador

Neutral		CW	CCW
180	Increase		

Distance Fuente - Cuña

	15 deg	30 deg	45 deg	60 deg	
Material					
Max Wedged Campo (cm)					
Max Non Wedged Campo (cm)					

H Electron Cones
Field Size (cm)

na

<u>Energia</u>	MeV	NA	NA	NA	NA	NA	NA
<u>Cono</u> (i.e 6,10)	6X6	NA	NA	NA	NA		
	10X10	NA	NA	NA	NA		
	15X15	NA	NA	NA	NA		
	20X20	NA	NA	NA	NA		
	25X25	NA	NA	NA	NA		

I Colimador Multilaminas

None	52MkII	80 MkII	Mill 52	Mill 80	Mill 120

Fuente: elaboración propia.

Apéndice 2. Formato de calibración en alta energía

Centro de Radioterapia Procedimiento de calibración en alta energía
--

Scanner de Radiación

Equipo Fecha

1 Instrumentos

a Hardware/Software

Scanner	
Denomination/SN#	
Software Version	
<u>Tamaño del tanque</u>	
<u>Computadora</u>	

b Camàra de ionización

Probe	Type	Serial #	Volume	Inn. Diameter
Signal #1				
Refer. #1				
Signal #2				
Refer. #2				
Signal #3				
Refer. #3				

c Electrometro y equipo auxiliar

Probe	Serial #	<u>Calfact</u>	Range	Cal. Date
Electrometer				
<u>Cyl. Probe</u>				
P. P. Probe				

Barometro: Termometro:

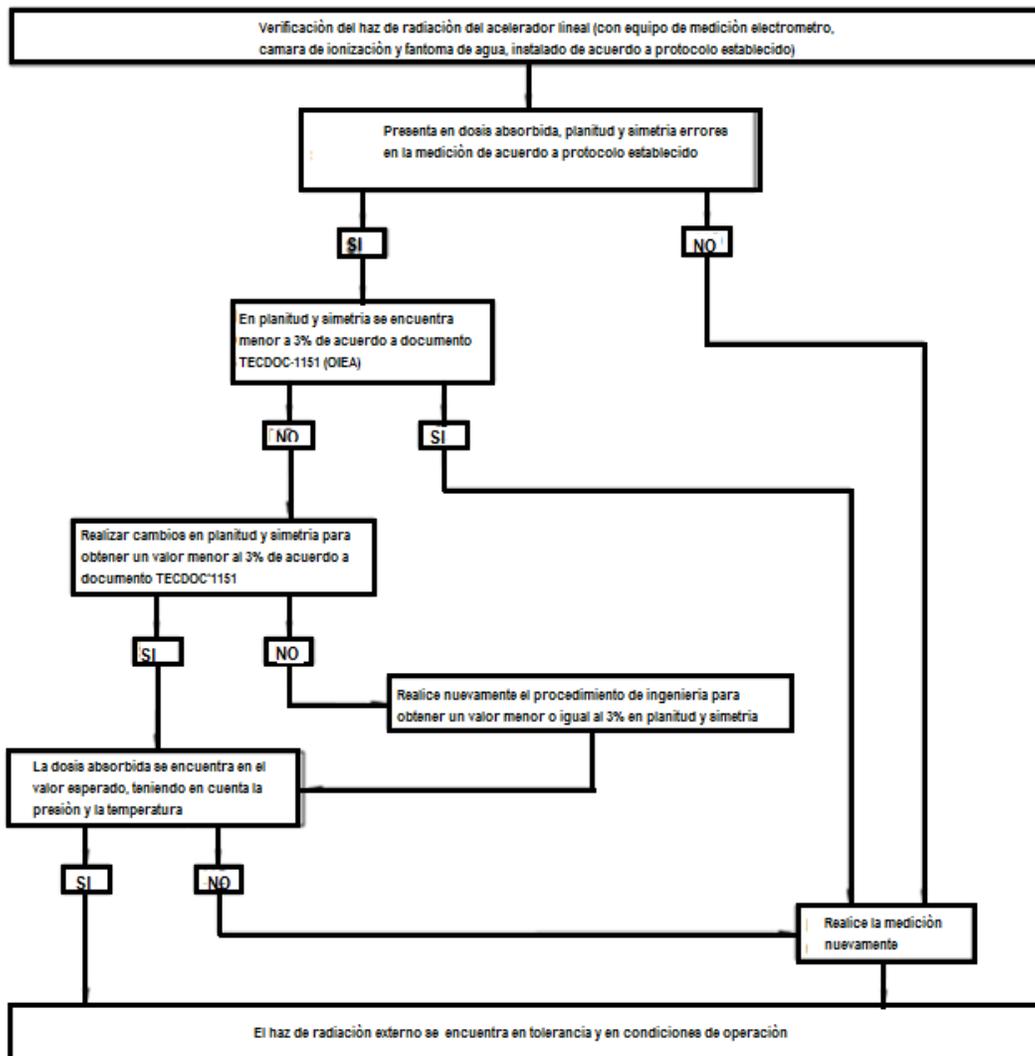
Fuente: elaboración propia, Exel.

Apéndice 3.

Esquema de solución

Presenta un procedimiento de solución en la verificación de la dosis absorbida. El procedimiento es de acuerdo con el documento de TECDO-1151 y TRS-398 de la OIEA.

Figura 52. Esquema del proceso de solución en la verificación de la dosis absorbida



Fuente: elaboración propia.

ANEXOS

Anexo 1. Determinación de la dosis absorbida en agua, haz de fotones

Determinación de la dosis absorbida en agua en un haz de fotones de alta energía

Usuario: _____ Fecha: _____

1. Unidad de tratamiento y condiciones de referencia para la determinación de $D_{w,Q}$

Acelerador: _____ Potencial nominal del Ac.: _____ MV

Tasa de dosis nominal: _____ UM/min Calidad del haz, $Q(TPR_{20,10})$: _____

Maniquí de referencia: _____ agua Geometría: SSD SAD

Tamaño del campo de referencia: 10×10 cm \times cm Distancia de referencia: _____ cm

Profundidad de referencia z_{ref} : _____ g/cm²

2. Cámara de ionización y electrómetro

Modelo de la cámara de ionización: _____ N° Serie: _____

Pared de la cámara: material: _____ espesor: _____ g/cm²

Camisa impermeable: material: _____ espesor: _____ g/cm²

Ventana del maniquí: material: _____ espesor: _____ g/cm²

Factor de calibración en dosis absorbida en agua^a

$N_{D_w, Q_0} =$ _____ Gy/nC Gy/div

Calidad de calibración Q_0 ⁶⁰Co haz de fotones

Profundidad de calibración: _____ g/cm²

Si Q_0 es un haz de fotones, dar $TPR_{20,10}$: _____

Cond. de referencia en la calibración: P_0 : _____ kPa T_0 : _____ °C Hum. rel.: _____ %

Tensión de colección V_1 : _____ V

Polaridad en calibración: +ve -ve corregido por efecto de polaridad

Polaridad del usuario: +ve -ve

Laboratorio de calibración: _____ Fecha: _____

Modelo del electrómetro: _____ N° Serie: _____

Calibrado por separado de la cámara: sí no Rango fijado: _____

Si es afirmativo, laboratorio de calibración: _____ Fecha: _____

3. Lectura del dosímetro^b y corrección por magnitudes de influencia

Lectura no corregida del dosímetro en V_1 y polaridad del usuario: _____ nC div

Unidades de monitor correspondientes: _____ UM

Continuación anexo 1.

Cociente entre la lectura del dosímetro y las unidades de monitor:

$$M_1 = \text{_____} \quad \square \text{ nC/UM} \quad \square \text{ div/UM}$$

i) Presión P : _____ kPa Temperatura T : _____ °C Hum. relat. (si se conoce): _____ %

$$k_{TP} = \frac{(273,2 + T) P_o}{(273,2 + T_o) P} = \text{_____}$$

ii) Factor de calibración del electrómetro^f k_{elec} : nC/div adimensional

$$k_{elec} = \text{_____}$$

iii) Corrección por polaridad^d: lect en $+V_1$: M_+ = _____ lect en $-V_1$: M_- = _____

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} = \text{_____}$$

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

Tensiones de colección: V_1 (normal) = _____ V V_2 (reducida) = _____ V

Lecturas^e en cada tensión: M_1 = _____ M_2 = _____

Cociente de tensiones V_1/V_2 = _____ Cociente entre las lecturas: M_1/M_2 = _____

Usar el Cuadro 9 para un haz de tipo: pulsado pulsado-barrido

$$a_0 = \text{_____} \quad a_1 = \text{_____} \quad a_2 = \text{_____}$$

$$k_x = a_0 + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2} \right) + \left(\frac{M_1}{M_2} \right)^2 = \text{_____} \quad t_g$$

Lectura corregida del dosímetro en la tensión V_1 :

$$M_Q = M_1 k_{TP} k_{elec} k_{pol} k_x = \text{_____} \quad \square \text{ nC/UM} \quad \square \text{ div/UM}$$

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

Factor de corrección por la calidad del haz del usuario Q : $k_{Q,Q_o} = \text{_____}$ ^h

tomado de Cuadro 14 Otro, especificar: _____

$$D_{w,Q}(z_{ref}) = M_Q N_{D,w,Q_o} = \text{_____} \text{ Gy/UM}$$

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

Profundidad del máximo de dosis: $z_{max} = \text{_____}$ g/cm²

i) Geometría SSD

Porcentaje de dosis en profundidad en z_{ref} para un tamaño de campo de

10 cm × 10 cm: PDD ($z_{ref} = \text{_____}$ g/cm²) = _____ %

Calibración del monitor en dosis absorbida en z_{max} :

$$D_{w,Q}(z_{max}) = 100 D_{w,Q}(z_{ref}) / \text{PDD}(z_{ref}) = \text{_____} \text{ Gy/UM}$$

Continuación anexo 1.

ii) Geometría SAD

TMR en z_{ref} para un tamaño de campo de 10 cm × 10 cm:

$$\text{TMR}(z_{ref} = \text{_____ g/cm}^2) = \text{_____}$$

Calibración del monitor en dosis absorbida en z_{max} :

$$D_{w,Q}(z_{max}) = D_{w,Q}(z_{ref}) / \text{TMR}(z_{ref}) = \text{_____ Gy/UM}$$

Fuente: OIEA, (2005), *Determinación de la dosis absorbida en radioterapia con haces externos*.

Anexo 2. Determinación de la dosis absorbida, haz de electrones

Determinación de la dosis absorbida en agua en un haz de electrones

Usuario: _____ Fecha: _____

1. Unidad de tratamiento y condiciones de referencia para la determinación de $D_{w,Q}$

Acelerador: _____ Energía nominal: _____ MeV

Tasa de dosis nominal: _____ UM/min R_{30} medido: _____ g/cm²

obtenido de ionización curvas de dosis

Maniquí de referencia: agua plástico

Tamaño del campo de referencia: _____ cm × cm SSD de referencia: 100 cm

Calidad del haz, $Q (R_{30,w})$: _____ g/cm²

Profundidad de referencia $z_{ref,w} = 0.6 R_{30} - 0.1$: _____ g/cm²

2. Cámara de ionización y electrómetro

Modelo de la cámara de ionización: _____ N° Serie: _____ Tipo: pp cil

Pared/ventana de la cámara material: _____ espesor: _____ g/cm²

Camisa impermeable para la cámara/cubierta material: _____ espesor: _____ g/cm²

Ventana del maniquí material: _____ espesor: _____ g/cm²

Factor de calibración en dosis absorbida en agua*

$N_{D,w,Q_0} =$ _____ Gy/nC Gy/div

Calidad de calibración Q_c : ⁶⁰Co haz de electrones Prof. de calibración: _____ g/cm²

Si Q_c es un haz de electrones, R_{30} : _____ g/cm²

Cond. de referencia para calibración: P_c : _____ kPa T_c : _____ °C Hum. rel.: _____ %

Tensión de colección V_1 : _____ V

Polaridad en calibración: +ve -ve corregido por efecto de polaridad

Polaridad del usuario: +ve -ve

Laboratorio de calibración: _____ Fecha: _____

Modelo del electrómetro: _____ N° Serie: _____

Calibrado por separado de la cámara: sí no Rango fijado: _____

Si es positivo, laboratorio de calibración: _____ Fecha: _____

Continuación anexo 2.

3. Maniquí

Maniquí de agua material ventana: _____ espesor: _____ g/cm²
 Maniquí plástico material ventana: _____ densidad: _____ g/cm³
 factor de puesta en escala de la profundidad c_{pl} : _____
 profundidad de referencia: $z_{ref,pl} = z_{ref}/c_{pl}$: _____ g/cm²
 factor de puesta en escala de la fluencia^b: $h_{pl} =$ _____

4. Lectura del dosímetro^c y correcciones por magnitudes de influencia

Lectura del dosímetro no corregida en V_1 y polaridad del usuario: _____ nC div

Unidades correspondientes del monitor: _____ UM

Cociente de la lectura del dosímetro y las unidades del monitor:

$$M_1 = \text{_____} \quad \text{input type="checkbox"/> nC/UM \quad \text{input type="checkbox"/> div/UM$$

i) Presión P : _____ kPa Temp. T : _____ °C Hum. rel. (si se conoce): _____ %

$$k_{TP} = \frac{(273,2 + T) P_0}{(273,2 + T_0) P} = \text{_____}$$

ii) Factor de calibración del electrómetro^d k_{elec} : nC/div adimensional

$$k_{elec} = \text{_____}$$

iii) Corrección por polaridad^e: lect en $+V_1$: M_+ = _____ lect en $-V_1$: M_- = _____

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} = \text{_____}$$

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

Tensiones de colección: V_1 (normal) = _____ V V_2 (reducida) = _____ V

Lecturas^f en cada V : $M_1 =$ _____ $M_2 =$ _____

Cociente de tensiones $V_1/V_2 =$ _____ Cociente de lecturas $M_1/M_2 =$ _____

Usar el Cuadro 9 para un haz de tipo: pulsado pulsado-barrido

$$a_0 = \text{_____} \quad a_1 = \text{_____} \quad a_2 = \text{_____}$$

$$k_s = a_0 + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2} \right)^2 = \text{_____} \text{ g}^h$$

Lectura corregida del dosímetro en la tensión V_1 :

$$M_Q = M_1 h_{pl} k_{TP} k_{elec} k_{pol} k_s = \text{_____} \quad \text{input type="checkbox"/> nC/UM \quad \text{input type="checkbox"/> div/UM$$

Continuación anexo 2

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

Factor de corrección por la calidad del haz del usuario Q :

Si Q_o es ^{60}Co , el Cuadro 18 muestra $k_{Q,Q_o} = \text{_____}$

Si Q_o es un haz de electrones, el Cuadro 19 muestra $k_{Q,Q_{int}} = \text{_____}$ $k_{Q_o,Q_{int}} = \text{_____}$

$$k_{Q,Q_o} = \frac{k_{Q,Q_{int}}}{k_{Q_o,Q_{int}}} = \text{_____}$$

Si k_{Q,Q_o} se deriva de una serie de calibraciones en haces de electrones, $k_{Q,Q_o} = \text{_____}$

Laboratorio de calibración: _____ Fecha: _____

$$D_{w,Q}(z_{ref}) = M_Q N_{D,w,Q_o} k_{Q,Q_o} = \text{_____ Gy/UM}$$

6. Dosis absorbida en agua en la profundidad z_{max} del máximo de dosis

Profundidad del máximo de dosis: $z_{max} = \text{_____ g/cm}^2$

Porcentaje de dosis en profundidad en z_{ref} para un tamaño de campo $\text{__ cm} \times \text{__ cm}$:

$$\text{PDD}(z_{ref} = \text{_____ g/cm}^2) = \text{_____ \%}$$

Calibración del monitor en dosis absorbida en z_{max} :

$$D_{w,Q}(z_{max}) = 100 D_{w,Q}(z_{ref}) / \text{PDD}(z_{ref}) = \text{_____ Gy/UM}$$

Fuente: OIEA, (2005), *Determinación de la dosis absorbida en radioterapia con haces externos*.

Anexo 3. **Certificado de calibración de laboratorio dosimétrico del equipo de medición, cámara de ionización y electrómetro**



MEDICAL RADIATION RESEARCH CENTER

81002 WINR 1111 HIGHLAND AVE MADISON, WI 53705-2275

TEL: 608.262.6320 FAX: 608.262.5912 www.mrrc.wisc.edu

University of Wisconsin
Accredited Dosimetry Calibration Laboratory

The reported calibration(s) are accredited by the American Association of Physicists in Medicine (AAPM) and/or the American Association of Laboratory Accreditation (A2LA) to the ISO/IEC 17025:2005 standard. Calibrations are directly traceable to the System of Units (SI) through the National Institute of Standards and Technology (NIST) or other recognized National Metrological Institute (NMI).



Your enclosed calibration certificate displays the appropriate accreditation logo(s). For additional information about our accreditation status and scope of service, visit our website at <http://www.mrrc.wisc.edu>

To improve our laboratory service, please complete our customer satisfaction survey at <http://www.mrrc.wisc.edu>

UNIVERSITY OF WISCONSIN • RADIATION CALIBRATION LABORATORY

Continuación anexo 3.

Report No. ADW27284



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



*This calibration is compliant with the ISO/IEC 17025:2005 standard,
and is accredited by the AAPM and the American Association for Laboratory Accreditation.*



Room B1002 WIMR, 1111 Highland Ave., Madison, WI 53705
Office: (608) 262-6320 FAX: (608) 262-5012

**Report of Absorbed Dose to Water Calibration for
Ionization Chamber**

Submitted by: Standard Imaging for:
15 Colonia Tecun Uman
La Asunción - Clinica de Radioterapia
3a. Calle 10-71 zona
Guatemala City GUATEMALA

Ion Chamber: Exradin
Model: A12
S/N: XA021643

Date Received: 05/APR/2018

Calibration Completed: 09/APR/2018

This calibration is directly traceable to the National Institute of Standards and Technology (NIST). The expanded uncertainty of measurement as stated in the data page of this report is the standard uncertainty of measurement multiplied by the coverage factor $k=2$, which for a normal distribution corresponds to a coverage probability of approximately 95%. This report shall not be reproduced except in full, without the written permission of the UW-RCL.

Continuación anexo 3.

Page 2 of 2

Report No. ADW27284

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

Cobalt-60 Absorbed Dose To Water Measurement Data

Calibration Completed: 09/APR/2018

Report Date: 09/APR/2018

Ionization Chamber

Electrometer used in Calibration

Exradin
 Model: A12
 S/N: XA021643

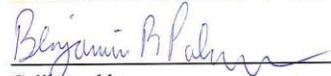
Standard Imaging, Inc.
 Model: SUPERMAX
 S/N: P131123

Type : Farmer
 Atmospheric Communication : Open
 Field Size : 10 cm x 10 cm at 100 cm Source-Chamber Distance
 Depth in Water : 5 cm
 Chamber Orientation : Random
 Chamber Reference Point : Center of chamber volume
 Collecting Electrode Bias : +300 V
 Charge Collected : Negative
 Pre-Irradiation Leakage : -3.0×10^{-15} A
 Calibration Uncertainty : 1.4 %
 Ion Collection Efficiency (Aion) : 0.9992

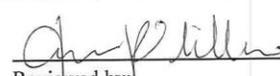
Beam Quality	Absorbed Dose to Water Rate (mGy/s)	Absorbed Dose to Water Calibration Coeff. $N_{D,w}$ (Gy/C)	Waterproofing Sleeve
Co-W	6.23	4.777×10^7	None

Comments: *The reported calibration coefficient has been corrected to 22 °C and 101.325 kPa for 100% ion collection efficiency. Please refer to the appendix for a complete description of reported calibration coefficients.*

Environmental Conditions: T=20.6 °C, P=99.04 kPa, RH=34%. Calibration Protocol: E.3.2



 Calibrated by:
 Benjamin R. Palmer, B.S.
 Accredited Dosimetry Calibration Laboratory



 Reviewed by:
 Accredited Dosimetry Calibration Laboratory
 Advisory Committee Member or Designee

Continuación anexo 3.

Report No. EDM32412



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



*This calibration is compliant with the ISO/IEC 17025:2005 standard,
and is accredited by the AAPM and the American Association for Laboratory Accreditation.*



Room B1002 WIMR, 1111 Highland Ave., Madison, WI 53705
Office: (608) 262-6320 FAX: (608) 262-5012

**Report of Calibration for
Electrometer**

Submitted by: Standard Imaging for:
15 Colonia Tecun Uman
La Asunci'on - Clinica de Radioterapia
3a. Calle 10-71 zona
Guatemala City GUATEMALA

Electrometer: Capintec
Model: 192
S/N: 191397

Date Received: 05/APR/2018

Calibration Completed: 09/APR/2018

This calibration is directly traceable to the National Institute of Standards and Technology (NIST). The expanded uncertainty of measurement as stated in the data page of this report is the standard uncertainty of measurement multiplied by the coverage factor $k=2$, which for a normal distribution corresponds to a coverage probability of approximately 95%. This report shall not be reproduced except in full, without the written permission of the UW-RCL.

Continuación anexo 3.

Page 2 of 2

Report No. EDM32412

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

Electrometer Measurement Data

Calibration Completed: 09/APR/2018

Report Date: 09/APR/2018

Electrometer

Capintec
Model: 192
S/N: 191397

Electrometer Settings

Comp. Factor : 1.00
Range : Normal & Extended*
Mode : Total

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

+150 V : +162.0 V -150 V : -162.0 V
+300 V : +324.0 V -300 V : -323.9 V

Charge Calibration Coefficients

Scale	Zero-Drift	Leakage	Range	Linearity	Calibration Coefficient
Electrometer Medium	+1.7 E-13 A	<5 E-13 A	10 to 190 nC	+/- 0.08%	1.006 nC/Rdg

* Display will flash in upper end of normal range setting.

Calibration Uncertainty: 0.21 %. Refer to the appendix for a description of reported calibration coefficients.
Environmental Conditions: T=23.1 °C, P=99.02 kPa, RH=34%. Calibration Protocol: E.4.2



Calibrated by:
Jeffrey L. Radtke, M.S.
Accredited Dosimetry Calibration Laboratory



Reviewed by:
Accredited Dosimetry Calibration Laboratory
Advisory Committee Member or Designee

Fuente: Certificado de calibración, centro de radioterapia, (2018), elaborado por Universidad de Wisconsin-Madison, USA

