



Universidad de San Carlos de Guatemala  
Facultad de Ingeniería  
Escuela de Ingeniería Mecánica Eléctrica

**DISEÑO DE INVESTIGACIÓN PARA EL 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)**

**Carlos Humberto Rodríguez**

Asesorado por el Ing. Guillermo Antonio Puente Romero  
y el MSc. Lic. Erick Estuardo Hernández García

Guatemala, mayo de 2019

UNIVERSIDAD DE SAN CARLOS DE GUATEMALA



FACULTAD DE INGENIERÍA

**DISEÑO DE INVESTIGACIÓN PARA EL 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  
POR

**CARLOS HUMBERTO RODRÍGUEZ**

ASESORADO POR EL ING. GUILLERMO ANTONIO PUENTE ROMERO  
Y EL MSC. LIC. ERICK ESTUARDO HERNÁNDEZ GARCÍA

AL CONFERÍRSELE EL TÍTULO DE

**INGENIERO ELECTRICISTA**

GUATEMALA, MAYO DE 2019

UNIVERSIDAD DE SAN CARLOS DE GUATEMALA  
FACULTAD DE INGENIERÍA



**NÓMINA DE JUNTA DIRECTIVA**

|            |                                      |
|------------|--------------------------------------|
| DECANO     | Ing. Pedro Antonio Aguilar Polanco   |
| 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. Luis Diego Aguilar Ralón         |
| VOCAL V    | Br. Christian Daniel Estrada Santizo |
| SECRETARIA | Inga. Lesbia Magalí Herrera López    |

**TRIBUNAL QUE PRACTICÓ EL EXAMEN GENERAL PRIVADO**


|            |                                     |
|------------|-------------------------------------|
| DECANO     | Ing. Murphy Olympto Paiz Recinos    |
| EXAMINADOR | Ing. Julio Rolando Barrios Archila  |
| EXAMINADOR | Ing. Gustavo Benigno Orozco Godínez |
| EXAMINADOR | Ing. Fernando Alfredo Moscoso Lira  |
| SECRETARIA | Inga. Marcia Ivónne Veliz Vargas    |

## 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:

**DISEÑO DE INVESTIGACIÓN PARA EL 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 8 de febrero 2019.

  
Carlos Humberto Rodríguez

Guatemala, 14 de marzo de 2019.

Director:  
Otto Fernando Andrino González  
Escuela de Ingeniería Eléctrica  
Su despacho. -

Estimado Director:

Reciba un atento y cordial saludo de la Escuela de Estudios de Postgrado. El propósito de la presente es para informarle que se ha revisado los cursos aprobados del primer año y el Diseño de Investigación del estudiante **Carlos Humberto Rodríguez** carné número 8812383, quien optó la modalidad del "PROCESO DE GRADUACIÓN DE LOS ESTUDIANTES DE LA FACULTAD DE INGENIERÍA OPCIÓN ESTUDIOS DE POSTGRADO". Previo a culminar sus estudios en la **Maestría en Artes en Gestión Industrial**.

Y si habiendo cumplido y aprobado con los requisitos establecidos en el normativo de este Proceso de Graduación en el Punto 6.2, aprobado por la Junta Directiva de la Facultad de Ingeniería en el Punto Decimo, Inciso 10.2, del Acta 28-2011 de fecha 19 de septiembre de 2011, firmo y sello la presente para el trámite correspondiente de graduación de Pregrado.

Sin otro particular, atentamente,

*"Id y Enseñad a Todos"*

Maestro Ing. Erick Estuardo Hernández G.

Asesor(a)  
Lic. Erick Hernández  
FISICO MEDICO  
COL. (3835) CIG.

Doctora Inga. Alba Maritza Guerrero S.  
Coordinadora de Área  
Gestión de Servicios



Maestro Ing. Edgar Darío Álvarez Cortés  
Director  
Escuela de Estudios de Postgrado  
Facultad de Ingeniería



Cc archivo/LZ.L.A.

RESOLUCIÓN DE JUNTA DIRECTIVA: Proceso de Graduación aprobado por la Junta Directiva de la Facultad de Ingeniería en el Punto Decimo, Inciso 10.2, del Acta 28-2011 de fecha 19 de septiembre de 2011.



REF. EIME 11.2019.  
21 DE MARZO 2019.

El Director de la Escuela de Ingeniería Mecánica Eléctrica de la Facultad de Ingeniería de la Universidad de San Carlos de Guatemala, luego de conocer el dictamen del Asesor y visto bueno del revisor y la aprobación del Área de Lingüística de su Proyecto de Graduación en la modalidad Estudios de Pregrado y Postgrado titulado: **DISEÑO DE INVESTIGACIÓN: MONITOREO DEL ESTADO DE CONDICIÓN DEL MANTENIMIENTO DE LA DOSIS ABSORBIDA DEL HAZ DE RADIACIÓN EN UN ACELERADOR LINEAL DE USO CLÍNICO POR MEDIO DEL CÓDIGO DE PRÁCTICA TRS-398 (OIEA)**, presentado por el estudiante universitario CARLOS HUMBERTO RODRÍGUEZ, considerando que el protocolo es viable para realizar el Diseño de Investigación procedo aprobarlo, ya que cumple con los requisitos establecidos por la Facultad de Ingeniería.

ID Y ENSEÑAD A TODOS

Ing. Otto Fernando Andriano González  
Director

Escuela de Ingeniería Mecánica Eléctrica



Universidad de San Carlos  
de Guatemala

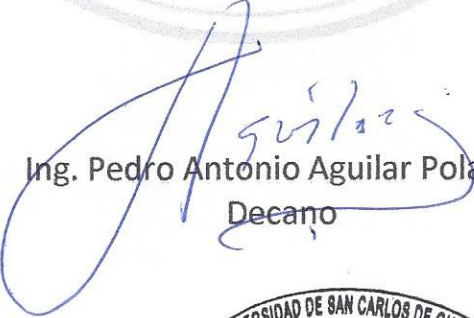


Facultad de Ingeniería  
Decanato

DTG. 209.2019

El Decano 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 Ingeniería Mecánica Eléctrica, al Trabajo de Graduación titulado: **DISEÑO DE INVESTIGACIÓN PARA EL 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 estudiante universitario: **Carlos Humberto Rodríguez**, y después de haber culminado las revisiones previas bajo la responsabilidad de las instancias correspondientes, autoriza la impresión del mismo.

IMPRÍMASE:

  
Ing. Pedro Antonio Aguilar Polanco  
Decano

Guatemala, mayo de 2019

/gdech



## **ACTO QUE DEDICO A:**

|                     |  |
|---------------------|--|
| <b>Dios</b>         | Por estar siempre a mi lado y darme la sabiduría en todo momento   |
| <b>Mi madre</b>     | Raquelita Rodríguez, por su amor y entrega fiel, sus enseñanzas para encaminarnos.   |
| <b>Mis hermanos</b> | Julio Rodríguez y Luis Francisco Lémus, a quienes siempre llevo en mi corazón teniendo siempre su amor incondicional.                              |
| <b>Mi esposa</b>    | Claudia Roldan, por su amor, apoyo y paciencia   |
| <b>Mi hija</b>      | María Alejandra Rodríguez, por su amor y entusiasmo, eres ejemplo de esfuerzo y perseverancia, mi motivación para continuar, gracias por tu apoyo. |



## **AGRADECIMIENTOS A:**

|   |  |
|---|--|
| <b>Universidad de San Carlos de Guatemala</b> | Casa de estudios donde he obtenido mis conocimientos teóricos y prácticos.   |
| <b>Facultad de Ingeniería</b>                 | Por la formación profesional otorgada.   |
| <b>Mi asesor y amigos</b>                     | Lic. Erick Hernandez y Lic. Ricardo Contreras, por su apoyo incondicional, este proyecto es posible gracias a ustedes, gracias por su apoyo. |

## ÍNDICE GENERAL

|  |     |
|--|-----|
| ÍNDICE DE ILUSTRACIONES.....                       | V   |
| LISTA DE SÍMBOLOS .....                            | VII |
| GLOSARIO .....                                     | IX  |
| <br>   |     |
| 1. INTRODUCCIÓN .....                              | 1   |
| <br>   |     |
| 2. ANTECEDENTES .....                              | 5   |
| <br>   |     |
| 3. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA .....                | 11  |
| 3.1. Descripción del problema .....                | 11  |
| 3.2. Formulación del problema .....                | 14  |
| 3.2.1. Pregunta central .....                      | 14  |
| 3.2.2. Preguntas auxiliares .....                  | 14  |
| 3.3. Delimitación del problema.....                | 15  |
| <br>   |     |
| 4. JUSTIFICACIÓN .....                             | 17  |
| <br>   |     |
| 5. OBJETIVOS .....                                 | 19  |
| 5.1. General.....                                  | 19  |
| 5.2. Específicos.....                              | 19  |
| <br>   |     |
| 6. NECESIDADES A CUBRIR Y ESQUEMA DE SOLUCIÓN..... | 21  |
| 6.1. Esquema de solución.....                      | 21  |

|        |   |    |
|--------|---|----|
| 7.     | MARCO TEÓRICO .....   | 23 |
| 7.1.   | Radioterapia .....  | 23 |
| 7.2.   | Importancia de la dosis suministrada por el acelerador lineal ..  | 24 |
| 7.3.   | Control de dosis entregada por el acelerador lineal .....   | 25 |
| 7.3.1. | IEC 60976. Características de funcionamiento –<br>Equipo eléctrico médico – Acelerador de electrones<br>médico .....  | 25 |
| 7.3.2. | TRS-398. Determinación de la dosis absorbida en<br>radioterapia con haces externos. Código de práctica<br>internacional para la dosimetría basada en patrones<br>de dosis absorbida en agua (OIEA)..... | 29 |
| 7.3.3. | TG-51. Código de práctica .....   | 30 |
| 7.4.   | Mantenimiento .....   | 31 |
| 7.5.   | Acelerador lineal.....  | 33 |
| 7.6.   | Características de la cámara de ionización sellada Kapton .....   | 39 |
| 7.7.   | Sistema de control del acelerador lineal.....   | 41 |
| 7.8.   | Equipo de medición, cámara de ionización y electrómetro.....  | 46 |
| 7.8.1. | Cámara de ionización externa.....   | 46 |
| 7.8.2. | Electrómetros .....   | 47 |
| 7.8.3. | QA BeamChecker Plus.....  | 47 |
| 7.9.   | Requerimientos mecánicos para control del haz de radiación..  | 50 |
| 7.10.  | Consideraciones de seguridad ocupacional .....  | 52 |
| 8.     | PROPUESTA DE ÍNDICE DE CONTENIDOS .....   | 53 |
| 9.     | MARCO METODOLÓGICO .....  | 55 |
| 10.    | TÉCNICAS DE ANÁLISIS DE LA INFORMACIÓN .....  | 59 |

|     |                                       |    |
|-----|---------------------------------------|----|
| 11. | CRONOGRAMA DE ACTIVIDADES .....       | 61 |
| 12. | FACTIBILIDAD DE LA INVESTIGACIÓN..... | 63 |
| 13. | REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....      | 65 |
|     | APÉNDICES .....                       | 75 |
|     | ANEXO .....                           | 79 |



## ÍNDICE DE ILUSTRACIONES

### FIGURAS

|     |  |    |
|-----|--|----|
| 1.  | Esquema del proceso de solución en la verificación de la dosis absorbida .....   | 22 |
| 2.  | Ejemplo de perfil de dosis absorbida en planitud, simetría y penumbra .....  | 27 |
| 3.  | Curvas de isodosis .....   | 28 |
| 4.  | Curva de dosis en profundidad .....  | 30 |
| 5.  | Esquema de bloque simple de un acelerador lineal .....   | 35 |
| 6.  | Esquema de acelerador lineal .....   | 38 |
| 7.  | Acelerador lineal .....  | 39 |
| 8.  | Esquema de cámara de ionización Kapton .....   | 41 |
| 9.  | Ángulo de ingreso del haz de radiación en el imán de flexión al incidir en la cámara de ionización .....               | 42 |
| 10. | Haz de radiación dentro del imán de flexión ( <i>bendigmagnet</i> ) .....  | 44 |
| 11. | Vista del haz de radiación en monitor, luego de su verificación por medio de cámara de ionización y electrómetro ..... | 45 |
| 12. | Diseño básico de una cámara de ionización cilíndrica tipo Farmer .....   | 47 |
| 13. | Electrómetro en modo de retroalimentación .....  | 48 |
| 14. | QA BeamChecker Plus .....  | 49 |
| 15. | Diagrama de localización de cámaras de ionización .....  | 50 |
| 16. | Cronograma de actividades. ....  | 61 |

## TABLAS

|    |   |    |
|----|---|----|
| I. | Presupuesto aproximado de investigación ..... | 63 |
|----|---|----|

## LISTA DE SÍMBOLOS

| <b>Símbolo</b>        | <b>Significado</b>  |
|-----------------------|---|
| <b>Q</b>              | Calidad del haz.  |
| <b>c</b>              | CentiGray.  |
| <b>cGy</b>            | CentiGray.  |
| <b>cm</b>             | Centímetros.  |
| <b>cm<sup>2</sup></b> | Centímetros cuadrados.  |
| <b>dmax</b>           | Dosis máxima.   |
| <b>Gy</b>             | Gray.   |
| <b>J</b>              | Joules.   |
| <b>kg</b>             | Kilogramo.  |
| <b>kV</b>             | Kilovoltio.   |
| <b>MeV</b>            | Mega-electrón-voltio.   |
| <b>MHz</b>            | Megahertz.  |
| <b>MV</b>             | Megavoltio.   |
| <b>mm</b>             | Milímetros.   |
| <b>mV</b>             | MiliVoltio.   |
| <b>MU</b>             | <i>Monitor Units</i> (unidades monitor).                          |
| <b>PDD</b>            | <i>Percentage Depth Dose</i> (porcentaje de dosis a profundidad). |
| <b>Flatness</b>       | Planicidad.   |
| <b>zref</b>           | Profundidad de referencia.  |
| <b>zmax</b>           | Profundidad máxima.   |
| <b>Rad</b>            | <i>Radiation Absorbed Dose</i> (dosis absorbida de radiación).    |



|                            |   |
|----------------------------|---|
| <b>RF</b>                  | Radio Frecuencia.   |
| <b>TPR<sub>20/10</sub></b> | Relación de dosis en profundidad 20 cm y 10 cm de profundidad.                |
| <b>s</b>                   | Segundo.  |
| <b>S</b>                   | <i>Symmetry</i> (simetría).   |
| <b>SAD</b>                 | <i>Source Axis Distance</i> (distancia fuente - eje o isocentro).             |
| <b>SCD</b>                 | <i>Source Calibration Distance</i> (distancia fuente - punto de calibración). |
| <b>SI</b>                  | Sistema Internacional.  |
| <b>SSD</b>                 | <i>Source to Superfice Distance</i> (distancia fuente superficie).            |
| <b>V</b>                   | Voltio.   |

## GLOSARIO

|                        |   |
|------------------------|---|
| <b>AAPM</b>            | Asociación Americana de Físicos Médicos.  |
| <b>Calibración</b>     | Algunos equipos médicos, en particular aquellos cuya salida de energía se usa con fines terapéuticos, requieren calibración periódica. Significa que los niveles de energía se deben medir y que si existe discrepancia con respecto a los indicados es preciso realizar ajustes hasta que el dispositivo funcione conforme a las especificaciones. |
| <b>Dosimetría</b>      | Medición de la dosis de radiación ionizante.  |
| <b>Dosis absorbida</b> | 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 $dm$ .   |
| <b>ESTRO</b>           | Sociedad Europea de Radiología Terapéutica y Oncología.   |
| <b>Gray</b>            | Unidad de medida de la dosis absorbida, equivale a un Joule/Kilogramo.  |
| <b>IAEA</b>            | International Atomic Energy Agency (Organismo Internacional de Energía Atómica OIEA).   |

|                            |   |
|----------------------------|---|
| <b>Inspección</b>          | Se refiere a las actividades programadas que son necesarias para asegurar que un equipo funciona correctamente. Incluye las inspecciones de funcionamiento y las inspecciones de seguridad. Estas actividades se realizan junto con el mantenimiento preventivo, el mantenimiento correctivo o la calibración, pero también se pueden realizar de manera independiente, como actividad programada a intervalos definidos. |
| <b>Isocentro</b>           | Punto imaginario coincidente entre ejes de rotación del <i>gantry</i> , camilla y colimador en un acelerador lineal.  |
| <b>Linac</b>               | Acelerador lineal.  |
| <b>OMS</b>                 | Organización Mundial de la Salud.   |
| <b>OPS</b>                 | Organización Panamericana de la Salud.  |
| <b>Prueba de recepción</b> | Inspección inicial que se realiza a un equipo médico antes de integrarlo al servicio. Funciona según las especificaciones.  |
| <b>Radiación ionizante</b> | Radiación electromagnética o corpuscular, con capacidad de ionizar átomos.  |
| <b>Reparación</b>          | Proceso por el que se restaura la integridad, la seguridad o el funcionamiento de un dispositivo  |

después de una avería. Este término y mantenimiento correctivo son sinónimos.



# 1. 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 & IAEA, 2005, p. 12). 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.

La tecnología en los tratamientos médicos va en crecimiento, surgiendo con ello el acelerador lineal, este 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 tienen 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 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. (OIEA, 2012, p.15).

“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”. (De la Vega Fernández, 2015, p.18).

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. Se exponen principios de dosimetría de haces de radiación, necesarios para

realizar las mediciones e interpretaciones y una breve descripción de las consideraciones en la seguridad ocupacional en el uso de radiaciones ionizantes.

El capítulo dos detalla el desarrollo de la metodología utilizada en la caracterización de haz externo, toma de datos del equipo a verificar y su análisis.

El capítulo tres presenta la tabulación de datos conforme al estado del monitoreo de condición del haz de radiación, el resultado de la verificación y las unidades monitor entregadas como unidad de dosis en el tratamiento.

En el capítulo cuatro se evalúan y discuten los resultados obtenidos y, por último, se detallan las conclusiones y recomendaciones.





## 2. ANTECEDENTES

La Organización Internacional de Energía Atómica (2009) menciona que un tratamiento con haz externo con radiación ionizante de acelerador lineal es un proceso complejo, multidisciplinario, con muchas interacciones humanas. Cambia de un tratamiento de radioterapia a otro, según los medios, tecnología y la experiencia del personal con que disponga el centro de radioterapia.

Debido a los riesgos existentes en radioterapia, hay que tener en cuenta que debe aportar más beneficios que daños para el paciente. Todo tratamiento realizado con radioterapia es expuesto a radiación ionizante. Aplicado en los parámetros adecuados y en el volumen de la lesión dará beneficio.

Si el haz de radiación externo no tiene los parámetros adecuados da lugar a lesiones durante los tratamientos, existiendo la probabilidad de producir daño por una mala aplicación con consecuencias graves.

“Los riesgos de un accidente radiológico existen. Una combinación entre el error humano sumado al error de equipo y de mantenimiento, dando la probabilidad que se genere una falla en el tratamiento, puede provocar un incidente con consecuencias”. (OIEA, 2012, p.18).

“El objetivo fundamental de seguridad es la protección de las personas y el medio ambiente de los efectos nocivos de las radiaciones ionizantes. Los beneficios en el caso con fines médicos deben recaer en el paciente”. (OIEA, et al, 2007, p.18).

La OIEA ha publicado en distintos medios casos sobre accidentes provocados por una mala práctica en radioterapia. El análisis de probabilidad de seguridad y su aplicación expresan posibles errores en la exposición al haz de radiación:

- Error en la calibración del haz de radiación.
- Problemas del acelerador lineal en software.
- Reparaciones incorrectas del acelerador lineal.
- Fallo de seguridad del acelerador lineal.
- Error en la introducción de los datos.
- Cálculo incorrecto del decaimiento de una fuente de cobalto.
- Uso erróneo del sistema de planificación (software) de tratamiento. (OIEA, 2012, p. 21).

La OIEA sugiere una matriz de riesgo en radioterapia, expone información sobre incidentes/accidentes, sus posibles causas y factores contribuyentes, y desarrolla medidas para la prevención.

Las causas más importantes de los accidentes encontrados por la OIEA fueron: deficiencias en educación y capacitación del personal, falta de procedimientos y protocolos, deficiencias en la comunicación y transferencia de información, ausencia de defensa en profundidad y deficiencias en diseño, fabricación, prueba y mantenimiento de equipos. (IAEA y Ortíz, 1998).

En la Serie de Reportes de Seguridad No. 17 se mencionan eventos no deseados en el funcionamiento de los equipos de trabajo y posibles consecuencias. En el capítulo dos se expone sobre los errores en los sistemas de medición, comisionamiento y calibración de equipos de teleterapia. (IAEA, 2000).

“El informe expone el accidente de San José, Costa Rica. Se irradiaron pacientes en una unidad de cobalto con una dosis más alta de lo planificado, un error que pudo evitarse con un monitoreo de dosis absorbida”. (OIEA, 1999, p. 22).

Disponer un procedimiento de mantenimiento preventivo, protocolo de garantía de calidad integral y monitoreo de condición conlleva la prevención de accidentes/incidentes. Prevenir los accidentes o incidentes implica controles estrictos en la operación de un acelerador lineal. Deben estar definidos tanto en operación mecánica como en software y dosis entregada (dosis absoluta). El error humano en los tratamientos debe ser tomado en cuenta.

Un monitoreo de estado de condición del haz externo de radiación y un control de calidad del haz de radiación adecuado, según los autores Plazas, Sandoval y Ceballos “pretende asegurar que cumpla con los estándares de calidad definidos por los organismos internacionales, garantizando la estabilidad del haz de radiación en los aceleradores lineales de uso médico”. (Plazas, Sandoval y Ceballos Peláez, 2012, p. 26).

La serie de documentos de Control del Cáncer especifica que el principal objetivo de un tratamiento de cáncer es curar y prolongar la vida de los pacientes, garantizando 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.” (OMS, 2007, p. 32).

El documento SF1 de la OIEA y otras instituciones dan como principal medio para prevenir accidentes la defensa en profundidad. “Consiste en una serie de niveles de protección consecutivos e independientes que fallarían antes de que se produzca un accidente”. (OIEA, et al, 2007, p. 41).

Uno de los parámetros más importantes en el uso de la radiación ionizante para el tratamiento definido por Podgorsak y la IAEA, es “entregar la energía planificada en el punto exacto, definir la energía absorbida medida en Grey (Gy o J/kg) en un pequeño volumen”. (Podgorsak y IAEA, 2005, p. 102). Es preciso mantener un control exacto de la energía absorbida, de ella depende que se entregue un tratamiento con un haz de radiación de calidad.

Los autores González y Gallardo definen evento adverso como un “daño, lesión o muerte, causados por el tratamiento de una enfermedad y no obedece a una enfermedad propia o estado adyacente”, se refirieren a un accidente/incidente que es adverso al resultado esperado, debido a un error durante la aplicación del tratamiento. La seguridad de los pacientes se define como la ausencia de accidentes o lesiones prevenibles, producidos por la atención médica. A la vez se define como la reducción y mitigación de actos inseguros dentro del sistema de salud. (González Mendécigo y Gallardo Díaz, 2012, p. 11).

El monitoreo de condición de la dosis absorbida es un aspecto en la reducción de accidentes radiológicos y son consecuencia de lesiones en el paciente.

“En febrero de 2001 se produjo un accidente radiológico en Białystok, centro de oncología, en Polonia, afectando a cinco pacientes en tratamiento de radioterapia, recibieron dosis significativamente mayores de lo previsto y como resultado desarrollaron lesiones inducidas por radiación”. (IAEA, et al, 2004, p. 79).

El accidente fue el resultado de una pérdida transitoria de energía eléctrica que provocó un apagado automático del acelerador lineal. El corte de energía

ocurrió durante el tratamiento de radiación de un paciente. Tras la restauración de la energía eléctrica el equipo se reinició, los tratamientos se reanudaron y el paciente recibió su tratamiento. Cuatro pacientes adicionales fueron tratados.

Dos pacientes experimentaron picazón y sensación de ardor durante su irradiación. Esto llevó al personal a detener el tratamiento. Subsecuentemente, las mediciones de dosimetría revelaron que el haz de radiación externo del equipo fue significativamente más alto del valor caracterizado. Controles adicionales revelaron que el sistema de control de dosis del acelerador no funcionaba correctamente, uno de los dispositivos electrónicos de los componentes del sistema de bloqueo de seguridad resultó afectado. Luego del incidente de corte de energía, el personal no efectuó ningún monitoreo en el equipo. El incidente/accidente afectó componentes del acelerador lineal.

La importancia del monitoreo de condición sobre la dosis absorbida diariamente y posterior a un incidente refleja un cambio en el equipo, ayuda a tener un control de calidad del haz de radiación.

Papakostidi, Tolia y Tsoukalas, (2004) describen una mejora constante de resultados. Los centros de radioterapia están dentro de los límites de tolerancia del 5 % de desviación en calibración de haz, de acuerdo con la aplicación de la metodología de OIEA. Concluyen que la calidad se basa en una relación bidireccional entre el servicio y el usuario, por lo que necesita retroalimentación para enriquecerse.

La implementación exitosa de un programa de control de calidad en radioterapia requiere experiencia, entrenamiento y coordinación en un entorno de trabajo en equipo.



### **3. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA**

#### **3.1. Descripción del problema**

El principal objetivo de un tratamiento de cáncer es curar y prolongar la vida de los pacientes, garantizando 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. Es por ello que dentro de los cuidados que existen en la exposición a la radiación de tratamiento de pacientes en un acelerador lineal está llevar a cabo mediciones de monitoreo de condición diariamente para conocer la calidad del haz externo de radiación.

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

La APPM y otras instituciones mencionan “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”. (AAPM, et al, 2017, p. 35).

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, p. 22). 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 que se realice, desde el punto de vista del haz externo de radiación del equipo, 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, conllevan la caracterización de la dosis en el acelerador lineal dentro de las normas y criterios.

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. (Liu, Doom y Bezak, 2002, p, 45).

Desviaciones inesperadas de cada energía producida por el acelerador lineal, detectadas preventivamente por medio del monitoreo de condición del haz de radiación, anuncian 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.

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. (Able, et al, 2016, p. 52).

“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”. (IAEA y Ortíz, 1998, p. 54). 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 subdosis tienen una consecuencia grave en la aplicación del tratamiento de radioterapia.

El Consejo Superior Nuclear de Madrid (CSN, 2017, p. 32) expone que “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”.

### **3.2. Formulación del problema**

El problema principal radica en llevar un control de calidad del haz de radiación. Debe conocerse en todo momento la dosis absoluta entregada que afecta directamente al usuario. Tener un monitoreo de condición enfocado en la garantía de calidad del haz de radiación externo pretende mantener en especificaciones los tratamientos entregados.

#### **3.2.1. Pregunta central**

¿Qué monitoreo se debe realizar para el control de calidad del estado de condición de la dosis absorbida del haz externo de radiación en el mantenimiento del acelerador lineal por medio del código de practica TRS-398 (OIEA)?

#### **3.2.2. Preguntas auxiliares**

- ¿Qué procedimientos y lineamientos son necesarios para conocer la calidad del haz de radiación, ya que no se ve ni se siente, y en qué condiciones se encuentra el haz de radiación?
- ¿Qué se necesita para calibrar un haz externo de radiación para estar dentro de las especificaciones necesarias para la aplicación del tratamiento a los pacientes?

- ¿Qué defensa en profundidad se necesita en el mantenimiento de la dosis absorbida de un haz de radiación del acelerador lineal?

### **3.3. Delimitación del problema**

Es necesario monitorear el estado de condición de la dosis absorbida del haz de radiación externo de un acelerador lineal, de un centro de radioterapia de la ciudad de Guatemala, con fines de tratamiento de pacientes con enfermedad de cáncer, obteniendo un tratamiento con garantía de calidad y efectividad en su entrega.

El presente trabajo se realizará en un acelerador lineal marca Varian modelo Clinac 6 Ex de baja energía, en un centro de radioterapia de la Ciudad de Guatemala, durante el período de tres meses consecutivos, comprendidos entre los meses de enero a marzo del año 2019.



## 4. JUSTIFICACIÓN

Actualmente el uso de radiaciones ionizantes con la finalidad de curar la enfermedad del cáncer se ha incrementado. El número de centros de radioterapia con aceleradores lineales para la erradicación de la enfermedad va en aumento.

El acelerador lineal es un equipo que acelera electrones a una energía desde 4MeV hasta 20 MeV. Los haces de electrones generados deben ser monitoreados con frecuencia diaria, semanal, mensual y anual, como un control de monitoreo de condición para el mantenimiento preventivo de la dosis absorbida del haz de electrones.

Los protocolos propuestos por los organismos internacionales para la medición de la dosis absorbida en agua son el TRS-398 de OIEA y el TG51 de AAPM. El protocolo TRS-398 OIEA para la determinación de la dosis absorbida en agua verifica y garantiza la calidad de la dosis absorbida de un haz de radiación externo, para caracterizar una normativa preventiva.

El mantenimiento preventivo de la dosis absorbida consiste en una serie de pruebas dosimétricas de la dosis del haz de radiación entregada por el acelerador lineal, y de su comportamiento. Hay que tener en cuenta que una calibración fuera de tolerancia, luego de una verificación y una falla en el equipo, provoca la probabilidad de una aplicación errónea de la dosis del tratamiento de radioterapia, dando lugar a que el monitoreo de condición del acelerador lineal sea indispensable en la determinación de la dosis absorbida entregada.

El departamento de física médica verifica los parámetros dosimétricos del haz de radiación, trasladando las discrepancias a ingeniería. De acuerdo con los datos recopilados en la medición de dosis absorbida, se determina si la variación de dosis es por calibración del haz de radiación, por un componente fuera de rango o por un error humano en la medición de los datos.

Para la eficiencia y la confiabilidad del acelerador lineal en la práctica se hace necesario garantizar su calidad en el haz de radiación externo, por medio de un programa de monitoreo adecuado.

El protocolo TRS-398. Determinación de la dosis absorbida en radioterapia con haces externos (2007) Código de práctica internacional para la dosimetría basada en patrones de dosis absorbida en agua, se define dentro del concepto de monitoreo de condición del haz de radiación. (p. 54)

Contar con un haz externo de radiación verificado y con garantía de calidad óptima minimiza los riesgos de accidentes/incidentes en los tratamientos. La necesidad de llevar un control de la dosis absorbida del haz de radiación es indispensable, debido a que una dosis fuera de la tolerancia ocasiona incidentes/accidentes en los tratamientos, afectando directamente a los pacientes.

Un monitoreo de control de calidad en la dosis absorbida proporciona como beneficio que la dosis solicitada en el tratamiento sea la dosis entregada por el acelerador lineal. Beneficiará a los pacientes en tratamiento y asegura al centro de radioterapia una entrega de la dosis solicitada en parámetros.

## **5. OBJETIVOS**

### **5.1. General**

Desarrollar una propuesta de monitoreo de condición para garantizar un control de calidad en el mantenimiento de la dosis absorbida del haz externo de radiación del acelerador lineal utilizando el código de práctica TRS-398 (OIEA).

### **5.2. Específicos**

- Determinar los procedimientos y lineamientos internos para el control de calidad y verificación del haz externo de radiación ionizante del acelerador lineal.
- Analizar la necesidad de ajuste o calibración de los lazos de control electrónicos en la dosis absorbida del haz externo de radiación, posterior a la verificación preventiva adoptada.
- Desarrollar una defensa en profundidad de las condiciones del mantenimiento de la dosis absorbida de un haz de radiación ionizante externo del acelerador lineal.





## **6. NECESIDADES A CUBRIR Y ESQUEMA DE SOLUCIÓN**

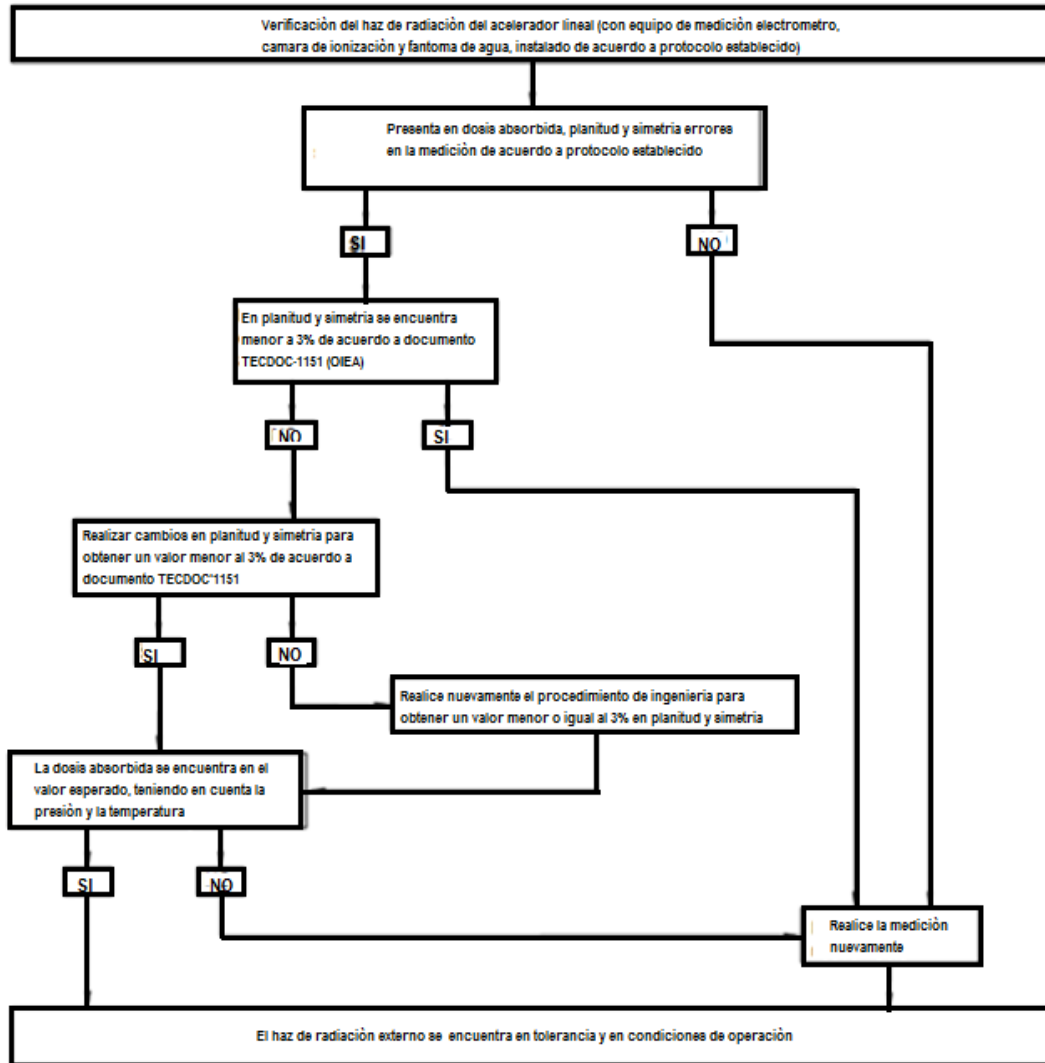
La principal necesidad para cubrir es la garantía de calidad en el control de la dosis absorbida del haz externo de radiación del acelerador lineal para la entrega de tratamiento a pacientes con enfermedad de cáncer. Dentro de la protección radiológica del centro de radioterapia es preciso mantener un control de la dosis absorbida del acelerador lineal. Monitorear la condición de la dosis de radiación pretende evitar accidentes/incidentes en la entrega de tratamientos. El personal técnico en radioterapia obtendrá un medio para determinar que se encuentra trabajando con parámetros adecuados en dosis absorbida.

El monitoreo de condición diario se realizará con un equipo de medición de fácil colocación. Para mayor practicidad se tiene que caracterizar con mediciones realizadas con procedimientos de acuerdo con el protocolo establecido.

### **6.1. Esquema de solución**

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

Figura 1. Esquema del proceso de solución en la verificación de la dosis absorbida



Fuente: elaboración propia.

## 7. MARCO TEÓRICO

### 7.1. Radioterapia

“La radioterapia es el uso de la radiación ionizante en el tratamiento médico de enfermedades, principalmente cáncer, pero también enfermedades no malignas.” (Podgorsak & IAEA, 2005, pág. 6).

El National Cancer Institute (NIH por sus siglas en inglés) expone la radioterapia como un “tratamiento del cáncer que usa altas dosis de radiación para destruir células cancerosas y reducir tumores”. (NIH, 2016, p. 1). También le llama terapia de radiación. La radioterapia “utiliza la energía de las radiaciones ionizantes para destruir tejidos tumorales”. (Borras, OMS y OPS, 1997, p. 5).

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 el 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).” (Podgorsak & IAEA, 2005, pág. 9).

- 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. (Podgorsak & IAEA, 2005, pág. 9)

En este documento se tratará la teleterapia con acelerador lineal.

## **7.2. 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 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.

### **7.3. Control de dosis entregada por el acelerador lineal**

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 la OIEA, la AAPM y la 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.

#### **7.3.1. IEC 60976. Características de funcionamiento – Equipo eléctrico médico – Acelerador de electrones médico**

La norma IEC 60976 (IEC, 2007, pág. 14) de la 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

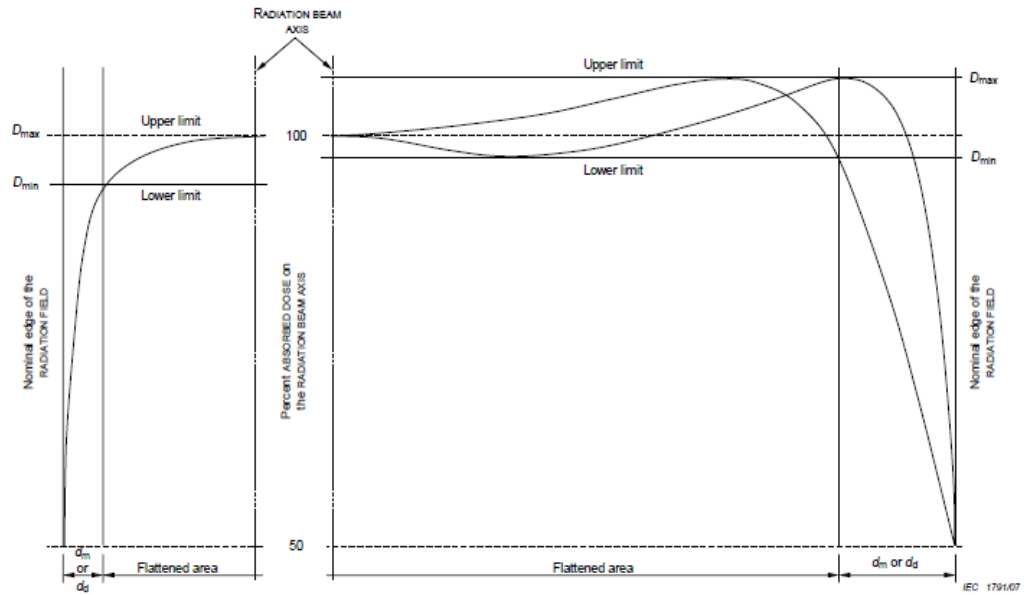
- Radioterapia estereotáxica (SRT)/Radiocirugía estereotáxica (SRS)
- Uso de dispositivos de imágenes electrónicas

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.

Figura 2. **Ejemplo de perfil de dosis absorbida en planitud, simetría y penumbra**

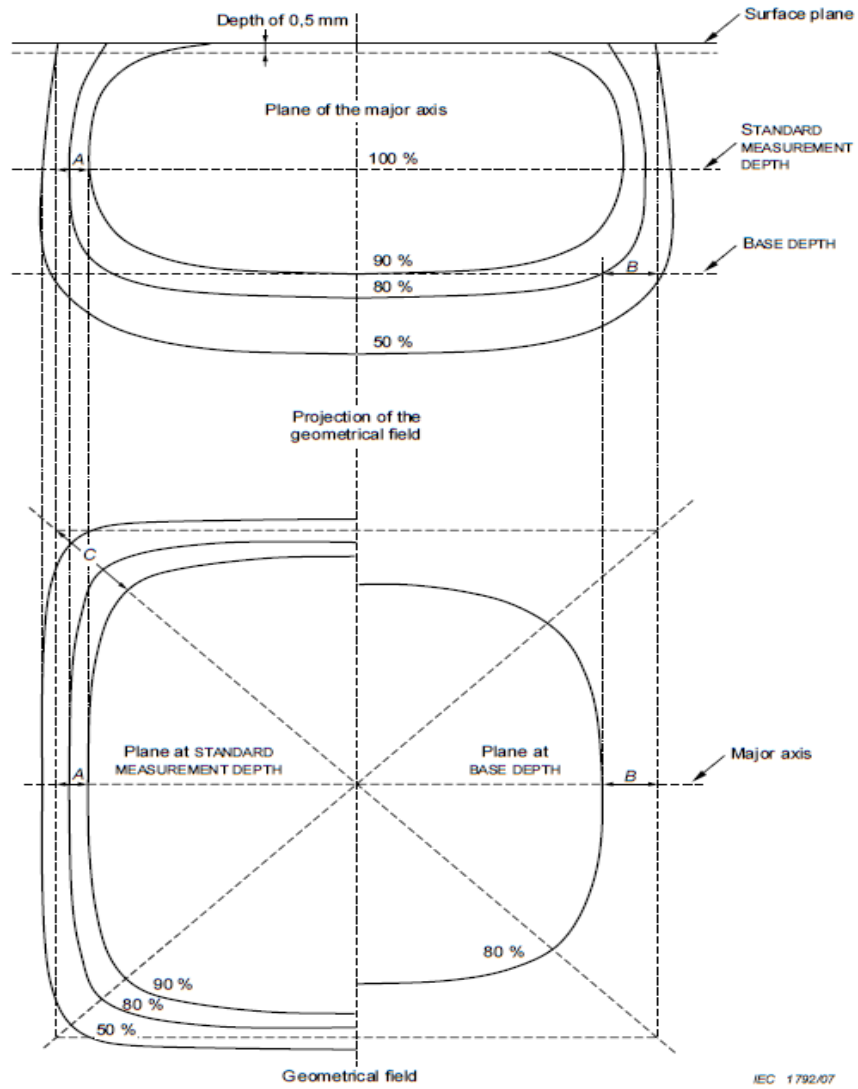


Fuente: IEC. (2007). *Norma IEC 60976*.

La figura 2 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 3.



Figura 3. Curvas de isodosis



**Key**

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

Fuente: IEC. (2007). Norma IEC 60976.

**7.3.2. 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.

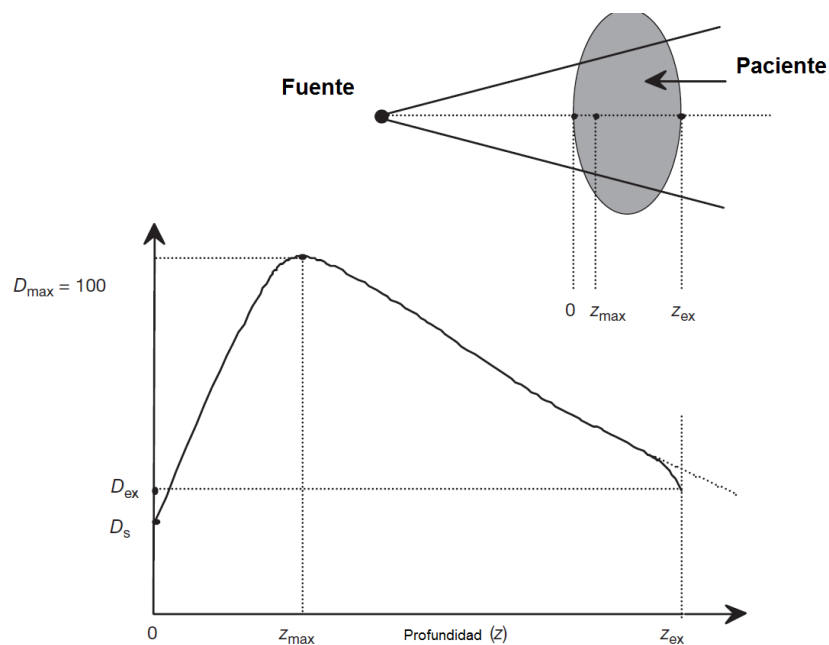
En 1996, por recomendación del Comité Científico del Grupo Asesor del OIEA para la red OIEA-OMS de Laboratorios Secundarios de Calibraciones Dosimétricas (LSCD), se elaboró un nuevo código de práctica internacional basado en patrones de dosis absorbida en agua. Este código es avalado por la Organización 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.

“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.” (Erazo Caluqui, 2015, p. 22).

En la figura 4 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 4. **Curva de dosis en profundidad**



Fuente: Podgorsak, A; IAEA. (2005). *Quality assurance in Health Services: the paradigm of radiotherapy.*

### 7.3.3. 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  $^{60}\text{Co}$  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.

Es útil 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. (AAPM, 1991). 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 cm<sup>2</sup>. 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.

#### **7.4. Mantenimiento**

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

La norma ISO 17359 define una guía general de monitoreo de condición y el diagnóstico de equipos. (ISO, 2003, p. 18). 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, previniendo averías.

Las inspecciones son procedimientos sencillos de verificación del funcionamiento y seguridad del equipo. La OMS, 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. (OMS, 2012).

Las técnicas de mantenimiento VOSO (Ver, Oír, Sentir y Oler), 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.

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.

Debe considerarse 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, pues 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 asociadas 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, el ingeniero, 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 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.

## **7.5. 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.

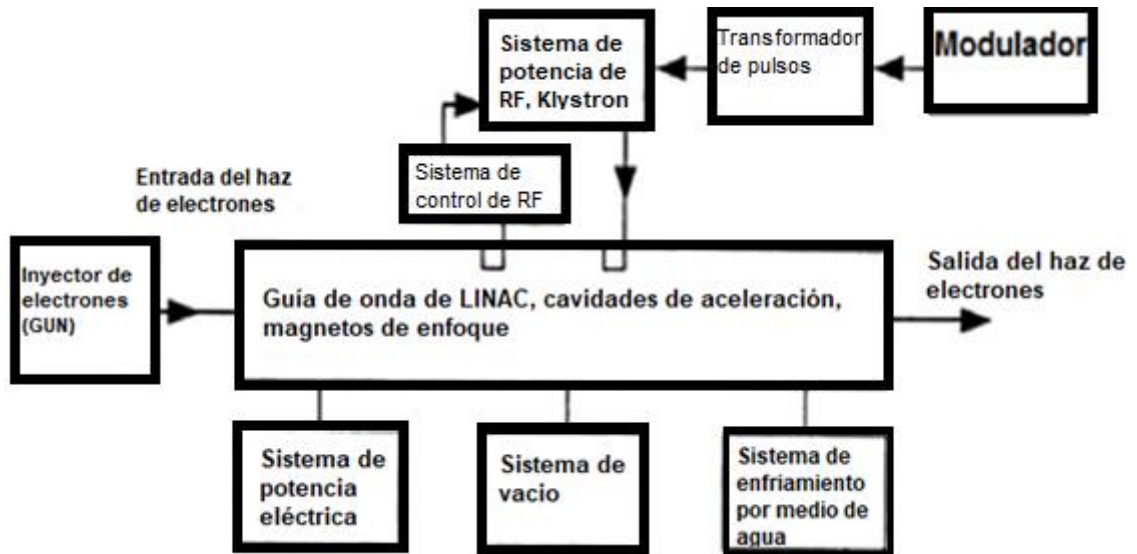
El acelerador lineal genera un haz de rayos X de alta y baja energía, utilizados en las áreas de investigación y medicina. Respecto al área médica, se utiliza para inhibir el crecimiento de células cancerosas, sin dañar áreas circundantes de tejido sano. (ACR - RSNA, 2018, pág. 15). Los sistemas de seguridad de que dispone tienen que ser verificados rigurosamente, para asegurar que no se emita una dosis fuera de la tolerancia.

En la figura 5 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, y por medio de la fuente de alta tensión se genera el tren de pulsos de PFN (*Pulse Formar Network*, por sus siglas en inglés).

Figura 5. Esquema de bloques simples de un acelerador lineal



Fuente: elaboración propia.

- Sistema de vacío: provee el ultravacío 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 magnetrón, dependiendo del tipo de acelerador lineal, de baja energía o alta energía. Es la fuente del magneto de flexión (*bendig magnet*) para el equipo de alta energía. Contiene el gas SF6 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 magnetrón.

- 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.
- Magnetrón: 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.

En la actualidad 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.

“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.” (Rosenzweig, 2003, pág. 18). 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.

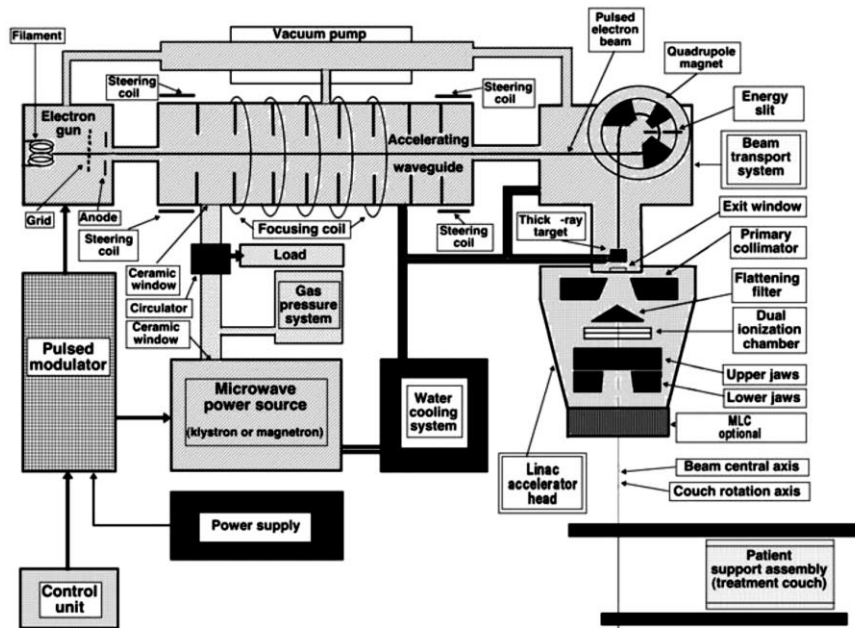
En el documento de la AAPM se menciona que la alta energía del haz se logra al acelerar los electrones, lanzados desde un inyector de electrones (GUN) a un campo de radiofrecuencia (RF) de microondas de alta potencia en una estructura aceleradora sintonizada. (AAPM, 1984).

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.

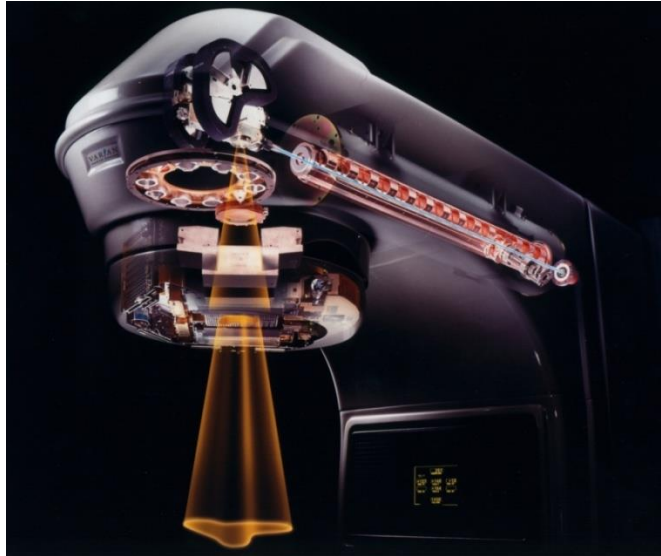
En la figura 6 se muestra un esquema de un acelerador lineal y se describen los diferentes dispositivos que lo componen. Además, en la figura 7, se muestra el esquema de un acelerador lineal marca Varian, en el proceso de generación del haz de radiación ionizante. El haz de radiación se desplaza en la guía de onda por medio de una onda electromagnética con componentes de campo eléctrico y magnético.

Figura 6. Esquema de acelerador lineal



Fuente: Podgorsak, A; IAEA. (2005). *Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students*.

Figura 7. **Acelerador lineal**



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

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.

#### **7.6. Características de la cámara de ionización sellada Kapton**

La publicación de Varian, Purwar, Johnsen y Potter 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. (Varian, et al, 2016, p. 18).

El acelerador entrega, al momento de irradiar, unidades monitor (MU por sus siglas en inglés: *Monitor Unit*), estas 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 son  $100 \text{ MU} = 1 \text{ Gy}$  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.

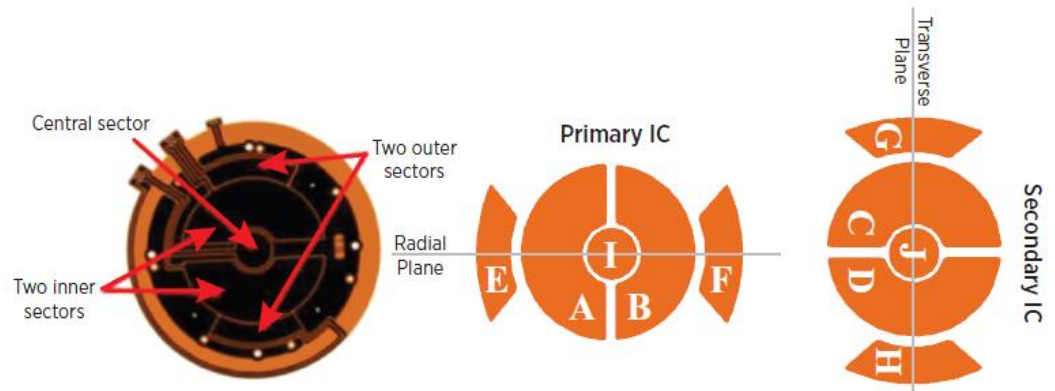
Trabaja capturando la carga de ionización del electrón de paso, cuando se irradia un volumen de gas (en este caso aire) entre dos electrodos. Un campo eléctrico causa que los electrones y los iones formados por la radiación se muevan hacia las placas cargadas de manera opuesta.

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 la 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 desplegarían 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, M. S., Purwar, A., Johnsen, S., & Potter, R. (2016) *Performance characteristics of Kapton sealed ion chambers.*

### 7.7. Sistema de control del acelerador lineal

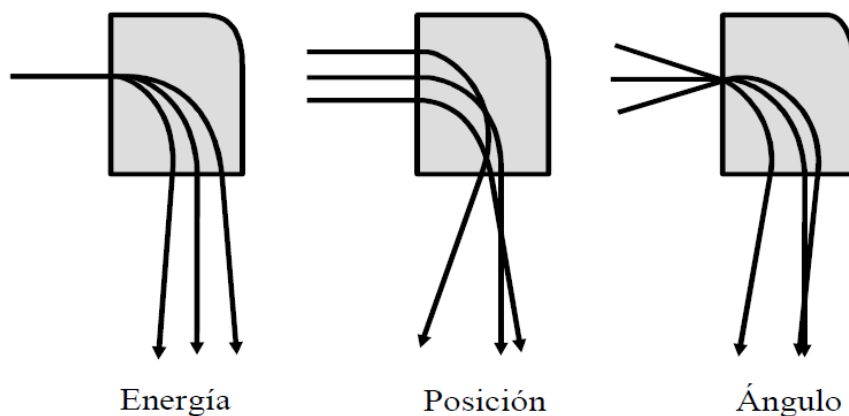
El boletín técnico de Varian menciona que el acelerador lineal dispone de varios sistemas de control, uno de ellos es un circuito electrónico que compara en promedio la salida del haz de radiación en el blanco u objetivo (*target*), con los datos recabados con la cámara de iones radiales. Un cambio en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

El autor De la Vega muestra en la figura 9 que 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, J. M. (2015). *Caracterización y control de calidad de la energía de los haces de electrones empleados en radioterapia.*

El documento y el boletín técnico CTB GE-681 de Varian Medical Systems 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, estas últimas divididas 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 sus colegas mencionan que las placas semicirculares C y D están orientadas

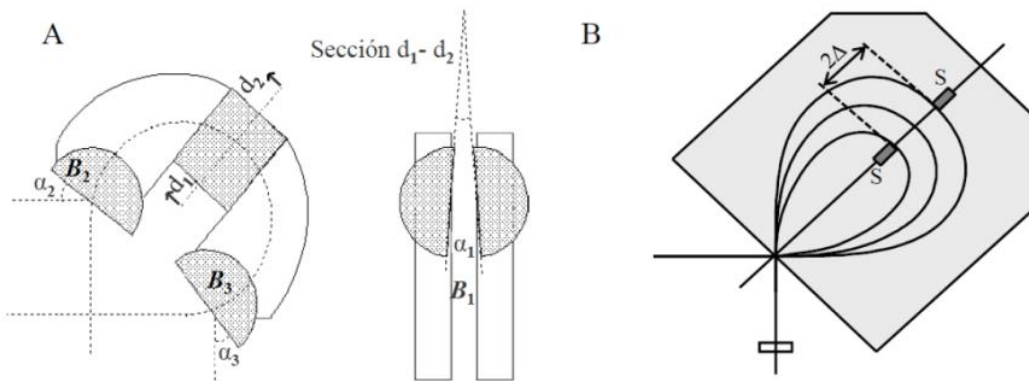


para proporcionar señales relacionadas con el plano transversal, que alimentan el canal MU2. (Varian, et al, 2016).

“Los dos canales de dosis son completamente independientes. El segundo canal con respecto al primero tiene un retraso constante de 40 unidades monitor.” (Varian Medical Systems, 2016, pág. 15)

En la figura 10 se 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. Por otro lado, en la figura 11 se muestra un haz de radiación con un porcentaje de variación en planitud y simetría.

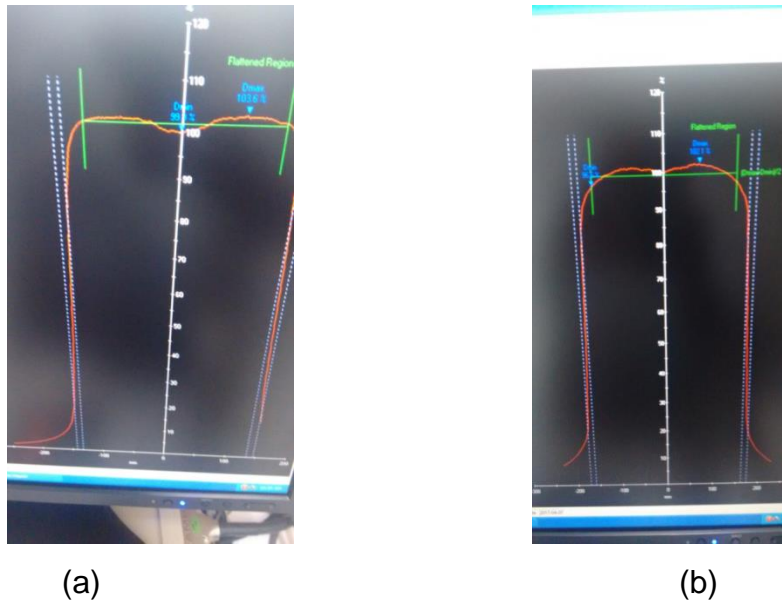
Figura 10. **Haz de radiación dentro del imán de flexión (*bendig magnet*)**



Fuente: De la Vega Fernández, J. M. (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 mostrada en la figura 11b.

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



Fuente: elaboración propia, mediante medición realizada en centro de radioterapia, en procedimiento de calibración de dosis, en monitor de equipo de medición.

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.

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. (Varian, et al, 2016, p. 20).

## **7.8. Equipo de medición, cámara de ionización y electrómetro**

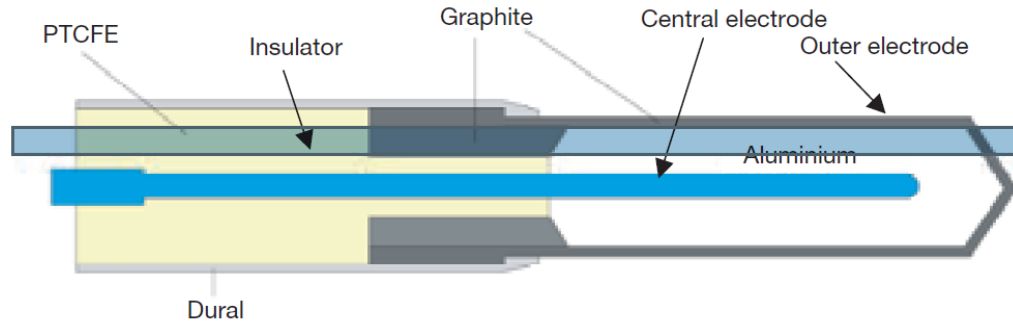
El equipo de medición para la verificación de la dosis del haz de radiación se compone de cámara de ionización, electrómetro, fantoma, barómetro y termómetro. El electrómetro y la cámara de ionización son intercomparados con el laboratorio secundario de dosimetría, para su calibración.

### **7.8.1. Cámara de ionización externa**

“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.” (Podgorsak & IAEA, 2005, pág. 21). 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, y 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 Farmer**



Fuente: Podgorsak, A; 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.

### 7.8.2. **Electrómetros**

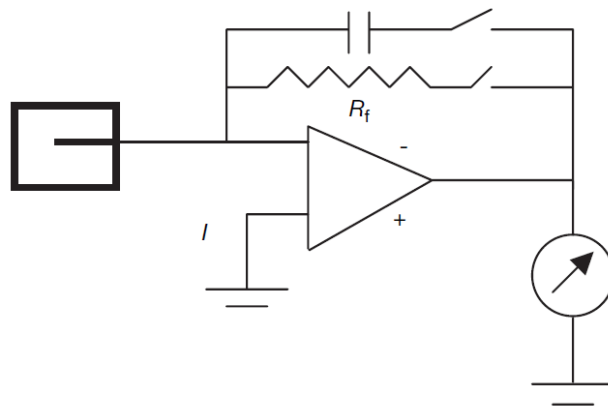
“Los electrómetros son dispositivos para medir pequeñas corrientes, del orden de  $10^{-9}$  A o menos. La polarización del electrómetro puede ser bipolar y unipolar. Los bipolares tienen ambas polaridades, positiva y negativa. Los unipolares solo una polaridad en la señal de entrada.” (Podgorsak & IAEA, 2005, pág. 12),

### 7.8.3. **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.” (Standard Imaging, 2010, pág. 11).

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



Fuente: Podgorsak, A; IAEA. (2005). *Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students*.

De acuerdo con el manual de operación proporcionado por Stándar Imaging, consta de una unidad de detección con 8 cámaras de ionización de placas paralelas, y almacena una imagen de la constancia, planitud y simetría del haz de radiación actual, generando un indicador. (Standard Imaging, 2010).

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.

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

$M_{corr}$  : 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

Figura 14. **QA BeamChecker Plus**

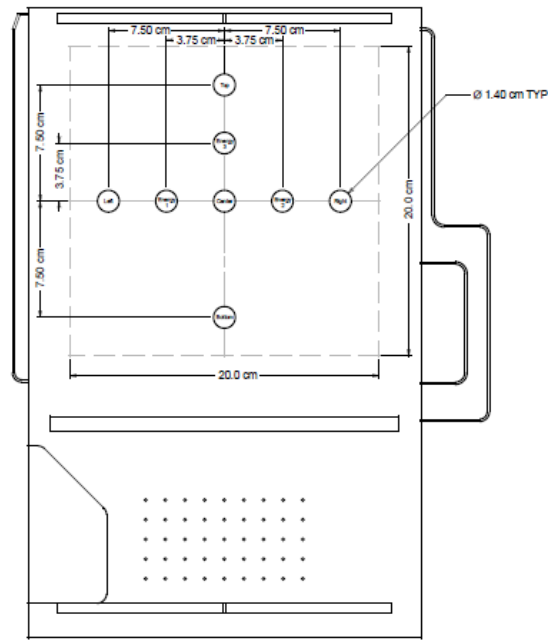


Fuente: Standar Imaging. (2010). *QA BeamChecker Plus*.

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). *QA BeamChecker Plus*.

### 7.9. Requerimientos mecánicos para control del haz de radiación

De acuerdo con el documento IAEA-TECDOC-1151 de la OIEA (2000), los requerimientos mecánicos deben 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 de 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 este 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 estar en el eje de rotación del colimador, se requiere que el campo radiante y el campo lumínico coincidan. Las mordazas del colimador deben moverse simétricamente con respecto al eje de rotación del colimador en el isocentro. El haz de radiación debe estar perpendicular al eje de rotación del *gantry*.

Los requisitos de un control de calidad del equipo definido, según documento IAEA-TECDOC-1151 de la OIEA (2000), son:

- 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 geométricamente el eje del haz, el centro de la fuente de radiación debe colocarse en el eje del colimador.



- El eje del colimador debe 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). Dosimétricamente el haz de radiación debe ser simétrico.

#### **7.10. Consideraciones de seguridad ocupacional**

Conforme al Acuerdo Ministerial No. 178-2006, en 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.

La Ley para el Control, Uso y Aplicación de Radioisótopos y Radiaciones Ionizantes, Decreto 11-86 del Congreso de Guatemala, tiene por objetivo 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. (Decreto 11-86, 1986, p. 1).

## 8. PROPUESTA DE ÍNDICE DE CONTENIDOS

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES

ÍNDICE DE TABLAS

LISTA DE SÍMBOLOS

GLOSARIO

RESUMEN

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

OBJETIVOS

RESUMEN DE MARCO METODOLÓGICO

INTRODUCCIÓN

### 1. MARCO TEÓRICO

1.1. Radioterapia

1.2. Importancia de la dosis suministrada por el acelerador lineal

1.3. Control de dosis entregada por el acelerador lineal

1.3.1. IEC 60976. Características de funcionamiento –  
Equipo eléctrico médico – Acelerador de electrones  
médico

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)

1.3.3. TG-51. Código de práctica

1.4. Mantenimiento

1.5. Acelerador lineal

1.6. Características de la cámara de ionización sellada Kapton

- 1.7. Sistema de control del acelerador lineal
  - 1.8. Equipo de medición, cámara de ionización y electrómetro
    - 1.8.1. Cámara de ionización
    - 1.8.2. Electrómetros
    - 1.8.3. QA BeamChecker Plus
  - 1.9. Requerimientos mecánicos para control del haz de radiación
  - 1.10. Consideraciones de seguridad ocupacional
  - 1.12. Principios dosimétricos
2. DESARROLLO DE LA INVESTIGACIÓN
- 2.1. Desarrollo de verificación de haz externo de radiación en centro de radioterapia
  - 2.2. Toma de datos del equipo a verificar y su análisis
3. PRESENTACION DE RESULTADOS
4. DISCUSIÓN DE RESULTADOS

CONCLUSIONES

RECOMENDACIONES

BIBLIOGRAFÍA

ANEXOS

## 9. MARCO METODOLÓGICO

La evaluación y monitoreo de condición de dosis se realizará para un acelerador lineal de baja energía Clinac 6 Ex, producido por la empresa Varian, perteneciente a un centro de radioterapia del Departamento de Guatemala.

El diseño de la verificación se realizará en forma 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 realizará la verificación de la dosis absorbida en el equipo, realizando sugerencias de ajustes necesarios, 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 (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 recolectarán cargas emitidas por el haz de radiación y 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 de ambiente son de carácter importante y son 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, con base en patrones de dosis absorbidas en agua, por medio del código de practica TRS- 398.” (OIEA, 2005, pág. 8).

- Fase 1: revisión documental y reconocimiento de equipo

La revisión documental consiste en la selección, lectura y adecuación de literatura de experiencias previas en el tema de monitoreo del estado de condición del haz de radiación de un acelerador lineal utilizado en tratamiento médico de pacientes con cáncer. Incluye la teoría esencial para la caracterización de un haz de radiación en un acelerador lineal.

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

- Fase 2: recopilación de datos

Después del reconocimiento e inspección de las verificaciones mecánicas se procederá 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 protocolo IAEA-TECDOC-1151. Con la información recabada se verifica si los valores están en la tolerancia adecuada.

- Fase 3: verificación del haz de radiación

De forma posterior al reconocimiento e inspección visual inicial, se realiza el ensayo de verificación del haz de radiación. Se debe considerar los aspectos de seguridad y protección radiológica en el momento de proceder a la verificación, ya que se procederá a irradiar.

- Fase 4: procedimiento para monitorización de estado de condición del haz externo de radiación

Con base en la información recabada, analizada y concluida, se procederá a presentar en forma descriptiva y diagrama de flujo un procedimiento para realizar la monitorización de estado de condición del haz de radiación.



## 10. TÉCNICAS DE ANÁLISIS DE LA INFORMACIÓN

Utilizando el protocolo de medición TRS-398 OIEA se obtiene la medición de cargas eléctricas asociadas a la dosis absoluta del haz externo de radiación del acelerador lineal del centro de radioterapia, utilizando un fantoma de agua y el equipo de medición consistente en electrómetro y cámara de ionización.

En el equipo de medición, juntamente con el software de Computer Radiation Sacner, Inc., se escanea en agua el haz de radiación para obtener perfiles de dosis. La información será revisada, tabulada y verificada, efectuando los cálculos correspondientes para tomar las decisiones que correspondan y obtener un haz de radiación satisfactorio, de forma descriptiva.

Después de las tomas de datos realizadas por medio del procedimiento de dosis absorbida en agua, la información será revisada y tabulada por medio del software Microsoft Excel ®.

De la fase 1, utilizando el software Computer Radiation Sacner, Inc. del equipo de medición, se revisarán los datos obtenidos de las curvas de isodosis. La información recabada indicará alertivos de la condición del haz externo de radiación. Esta información deberá generar una estrategia descriptiva y predictiva para considerar el trabajo a realizar, así como las precauciones pertinentes.

De la fase 2, con la información recabada de las curvas de isodosis y la dosis absoluta, se procederá a caracterizar el equipo de medición QA BeamChecker Plus, para obtener una medición diaria con el equipo



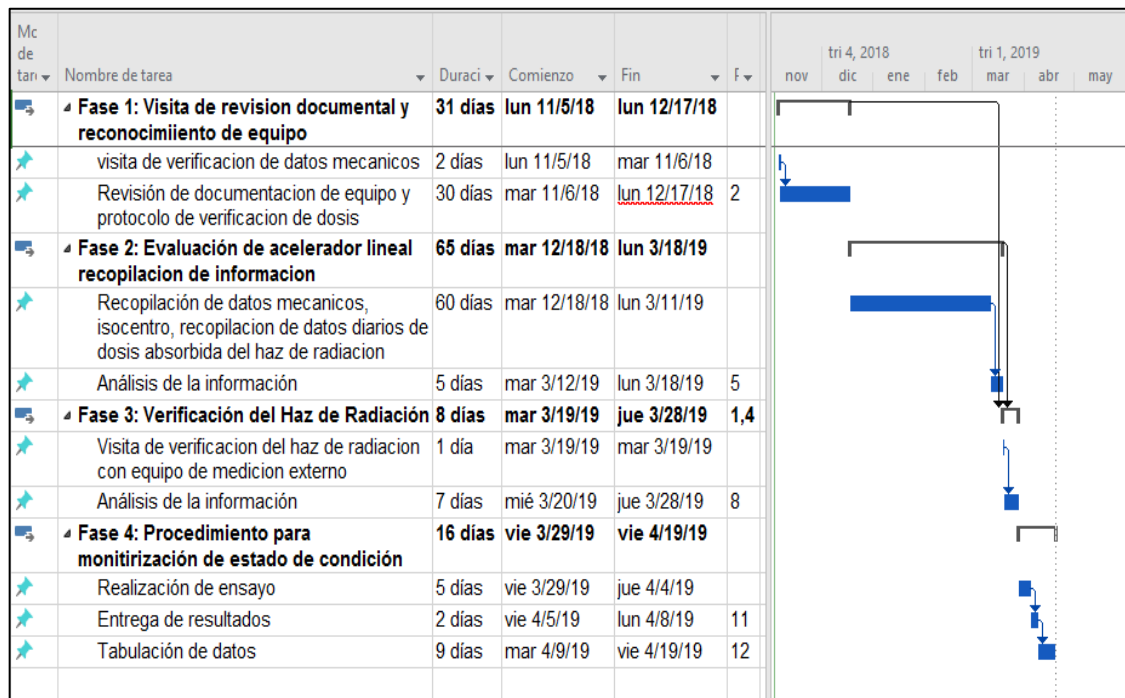
caracterizado a los valores obtenidos mediante el procedimiento TRS-398 OIEA.

Los datos obtenidos por medio del QA BeamChecker Plus y su software versión 2.2.2.1 de Standard Imaging, se verificará la constancia de la dosis absoluta revisando los datos por medio de Microsoft Excel ® para verificar la tolerancia de la dosis absorbida y la calidad del haz de radiación, tomando la decisión de sugerir modificar el haz externo de radiación para obtener un haz de radiación en tolerancia.

De la fase 3, utilizando el software de los equipos de medición, se verificará nuevamente el haz de radiación del acelerador lineal.

## 11. CRONOGRAMA DE ACTIVIDADES

Figura 16. Cronograma de actividades



Fuente: elaboración propia.



## 12. FACTIBILIDAD DE LA INVESTIGACIÓN

El centro de radioterapia cederá sus instalaciones para poder efectuar la medición dentro de los lineamientos de protección radiológica interna, siguiendo sus lineamientos de seguridad. También aportará el equipo de medición necesario para realizar la verificación.

Tabla I. Presupuesto aproximado de investigación

| Núm.      | Actividad   | Precio             | Financiamiento      |
|-----------|---|--------------------|---------------------|
| <b>11</b> | <b>Verificación de parámetros mecánicos</b>         | <b>Q 2 550,00</b>  | <b>Investigador</b> |
| 11.1      | Día profesional                                     | Q 2 000,00         |                     |
| 11.2      | Equipo de medición mecánico                         | Q 550,00           |                     |
| <b>22</b> | <b>Verificación y evaluación de dosis absorbida</b> | <b>Q 15 000,00</b> | <b>Investigador</b> |
| 22.1      | Día profesional                                     | Q 3 000,00         |                     |
| 22.2      | Día técnico   | Q 1 500,00         |                     |
| 22.3      | Equipo de medición de dosis de radiación            | Q 10 500,00        |                     |
| <b>3</b>  | <b>Asesoría de trabajo</b>                          | <b>Q 8 500,00</b>  | <b>Investigador</b> |
| <b>4</b>  | <b>Total</b>  | <b>Q 26 050,00</b> | <b>Investigador</b> |

Fuente: elaboración propia.



### 13. 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: 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.; Belter, P.; Duhom, J.; White Jr., G. A.; Vassy Jr., D. L.; Fairbent, L. A. (2017). *AAPM medical physics practice guideline 8.a.> Linear accelerator performance tests*. USA: AAPM Reports & documents.
8. Able, C. M.; Baydush, A. H.; 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. (2007). Recuperado de. <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. R.; Biggs, P. J.; Coursey, B. M.; Hanson, W. F.; Huq, M. S.; Nath, R.; Rogers, D. W. (1999). *AAPM's TG-51. Protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams*. Med Phys.
12. American Society for Radiation Oncology (ASTRO). (2012). *Safety is no accident*. USA: ASTRO.
13. Attix, F. H. (1996). *Introduction to radiological physics an radiation dosimetry*. Wisconsin: WILEY-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA.
14. Barrera Causil, J. M. (2012). *Caracterización del haz de fotones de un acelerador lineal*. Colombia: 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 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. F.; 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. Crawford, J. E. (1962). *The design and construction of a linear electron accelerator*. Montreal: McGill University.
20. CSN. (2016). *Proyecto MARR (Matriz de riesgo en radioterapia)*. Madrid, España: CSN.
21. CSN. (2017). *Guía para la aplicación de la metodología de matrices de riesgo en radioterapia externa*. Madrid, España: Consejo de Seguridad Nuclear.
22. Decreto Número 11-86 del Congreso de la República de Guatemala. (1986). *Ley para el control, uso y aplicación de radioisotopos y radiaciones ionizantes*. Guatemala: Congreso de la República.
23. De la Llana Granja, V. (2015). *Control de calidad en un Linac de radioterapia*. Valladolid: Universidad de Valladolid, Facultad de Ciencias.



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

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

40. IAEA. (2015). *Radiation Protection in Medicine. Setting the Scene for the Next Decade*. Vienna: IAEA.
41. IAEA, & Ortiz, P. (1998). *Lessons learned from accidents in radiotherapy an IAEA safety report*. USA: IAEA.
42. IAEA, Buglova, E., Bulski, W., Couset, J., Crick, M., Hendri, J., .Wrixon. (2004). *Accidental overexposure of radiotherapy patients in Bialystok*. Austria: IAEA.
43. IEC. (2005). *IEC 60601-1*. Switzerland: IEC.
44. IEC. (2007). *IEC 60976, Medical electrical equipment-Medical electron accelerators-Functional performance characteristics*. Switzerland: IEC.
45. ISO. (2003). *ISO 17359 - Condition monitoring and diagnostics of machines — General guidelines*. Switzerland: ISO.
46. Liu, G., Doom, T. V., & 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.
47. Masgrau, V. H. (2013). *Optimization of field matching in external photon beam radiation therapy*. Barcelona: Universidad Politécnica de Cataluña.

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

58. OIEA, Baekelandt, L., Barracloungh, I., Brigand, O., Delves, D., Duffy, I., . Young, C. (2007). *Principios fundamentales de seguridad*. Viena: OIEA.
59. Olarte Garcia, A. (2014). *Sistema electrónico para medida de dosis relativa de radiación en radioterapia*. La Rioja: Universidad de La Rioja.
60. OMS. (2007). *Control del cáncer. Aplicación de los conocimientos. Guía de la OMS para desarrollar programas eficaces*. Suiza: OMS.
61. OMS. (2012). *Evaluación de las necesidades de dispositivos médicos*. Suiza: OMS.
62. OMS. (2012). *Evaluación de tecnologías sanitarias aplicadas a los dispositivos médicos*. Suiza: OMS.
63. OMS. (2012). *Introducción al programa de mantenimiento de equipos médicos*. Suiza: OMS.
64. Papakostidi, A., Tolia, M., & Tsoukalas, N. (2014). *Quality assurance in Health Services: the paradigm of radiotherapy*. JBUON, 47-52.
65. 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.
66. Pérez Vega, C. (2008). *Amplificadores de alta potencia de RF con válvulas electrónicas*. 2008: Universidad de Cantabria.

67. Plazas, M. C., Sandoval, K. L., & Ceballos Peláez, S. (2012). *Dosimetría absoluta para haces de fotones de alta energía*. Tecciencia, 25-32.
68. Podgorsak, E. B., & IAEA. (2005). *Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students*. Vienna: IAEA.
69. PTW. (2015). *Detectors. Including codes of practice*. Germany: PTW.
70. Reiser, M. (2008). *Theory and design of charged particle beams*. Alemania: Wiley-VCH Verlag GmbH & Co. .
71. Rizo Potau, D., Nájera López, A., & Arenas Prat, M. (2016). *Conocimientos básicos de oncología radioterápica para la enseñanza pre-grado*. Cuenca: Ediciones de la Universidad de Castilla La Mancha.
72. Rodríguez Fernández, L. (2009). *Acelerador de partículas: irradiación con iones y electrones*. Mexico: UNAM.
73. Rosenzweig, J. B. (2003). *Fundamentals of Beam Physics*. New York, USA: Oxford University Press.
74. Standard Imaging. (2010). *QA BeamChecker Plus*. USA: Standard Imaging, INC.
75. Valente, M.; CONCICET. (2014). *Curso de posgrado: física médica*. Córdoba: Universidad de Córdoba; Argentina.

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.

# APÉNDICES

## Apéndice 1. Valores de referencia

|   |                          |
|---|--------------------------|
| <u>Centro de Radioterapia</u><br><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         | [Redacted] | MV  | [Redacted] |                |
| X-SRS      | [Redacted] |     | [Redacted] |                |
| X2         | NA         | MV  | NA         |                |
| Electron 1 | NA         | MeV |            |                |
| Electron 2 | NA         | MeV |            |                |
| Electron 3 | NA         | MeV |            |                |
| Electron 4 | NA         | MeV |            |                |
| Electron 5 | NA         | MeV |            |                |
| Electron 6 | NA         | MeV |            |                |

#### 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] |

| Valor (cm)            | [Redacted] | [Redacted] | [Redacted] | [Redacted] |
|-----------------------|------------|------------|------------|------------|
| Max Upper Jaw Retract | [Redacted] | [Redacted] | [Redacted] | [Redacted] |
| Max Lower Jaw Retract | [Redacted] | [Redacted] | [Redacted] | [Redacted] |

Distancia Fuente-Bandeja

|               |
|---------------|
| [Redacted] cm |
|---------------|



Continuación del 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 - Cúña

|  |  |  |
|--|--|--|
|  |  |  |
|  |  |  |

|                           |        |        |        |        |  |
|---------------------------|--------|--------|--------|--------|--|
|                           | 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><br>(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 | 52Mkll | 80 Mkll | Mill 52 | Mill 80 | Mill 120 |
|      |        |         |         |         |          |

Fuente: elaboración propia.

## Apéndice 2. Procedimiento de calibración en alta energía

Centro de Radioterapia  
Procedimiento de calibración en alta energía

Scanner de Radiación

Equipo                      Fecha

1 Instrumentos

a Hardware/Software

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

b Camara 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.



## ANEXO

### Anexo 1. 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:  $10 \times 10$  cm  $\times$  cm Distancia de referencia: \_\_\_\_\_ cm

Profundidad de referencia  $z_{ref}$ : \_\_\_\_\_ g/cm<sup>2</sup>

#### 2. Cámara de ionización y electrómetro

Modelo de la cámara de ionización: \_\_\_\_\_ N° Serie: \_\_\_\_\_

Pared de la cámara: material: \_\_\_\_\_ espesor: \_\_\_\_\_ g/cm<sup>2</sup>

Camisa impermeable: material: \_\_\_\_\_ espesor: \_\_\_\_\_ g/cm<sup>2</sup>

Ventana del maniquí: material: \_\_\_\_\_ espesor: \_\_\_\_\_ g/cm<sup>2</sup>

#### Factor de calibración en dosis absorbida en agua<sup>a</sup>

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

Calidad de calibración  $Q_0$   <sup>60</sup>Co  haz de fotones

Profundidad de calibración: \_\_\_\_\_ g/cm<sup>2</sup>

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<sup>b</sup> 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 del 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<sup>f</sup>  $k_{elec}$ :     nC/div     adimensional

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

iii) Corrección por polaridad<sup>d</sup>: 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<sup>e</sup> 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: \_\_\_\_\_

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

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

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

i) Geometría SSD

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

10 cm × 10 cm: PDD ( $z_{ref} = \text{_____} \quad \text{g/cm}^2$ ) = \_\_\_\_\_ %

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

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

Continuación del anexo 1.

ii) Geometría SAD

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

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

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

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

Fuente: OIEA. TRS-398. 2005.

## Anexo 2. 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 $D_{w,Q}$

Accelerador: \_\_\_\_\_ Energía nominal: \_\_\_\_\_ MeV

Tasa de dosis nominal: \_\_\_\_\_ UM/min  $R_{50}$  medido: \_\_\_\_\_ g/cm<sup>2</sup>  
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,  $Q (R_{50,w})$ : \_\_\_\_\_ g/cm<sup>2</sup>

Profundidad de referencia  $z_{ref,w} = 0.6 R_{50} - 0.1$ : \_\_\_\_\_ g/cm<sup>2</sup>

### 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/cm<sup>2</sup>

Camisa impermeable para la cámara/cubierta material: \_\_\_\_\_ espesor: \_\_\_\_\_ g/cm<sup>2</sup>

Ventana del maniquí material: \_\_\_\_\_ espesor: \_\_\_\_\_ g/cm<sup>2</sup>

#### Factor de calibración en dosis absorbida en agua<sup>a</sup>

$$N_{D,w,Q_0} = \text{_____} \quad \square \text{ Gy/nc} \quad \square \text{ Gy/div}$$

Calidad de calibración  $Q_0$ :  <sup>60</sup>Co  haz de electrones Prof. de calibración: \_\_\_\_\_ g/cm<sup>2</sup>

Si  $Q_0$  es un haz de electrones,  $R_{50}$ : \_\_\_\_\_ g/cm<sup>2</sup>

Cond. de referencia para 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 positivo, laboratorio de calibración: \_\_\_\_\_ Fecha: \_\_\_\_\_

Continuación del anexo 2.

**3. Maniqué**

Maniqué de agua material ventana: \_\_\_\_\_ espesor: \_\_\_\_\_ g/cm<sup>2</sup>  
 Maniqué plástico material ventana: \_\_\_\_\_ densidad: \_\_\_\_\_ g/cm<sup>3</sup>  
 factor de puesta en escala de la profundidad  $c_{pl}$ : \_\_\_\_\_  
 profundidad de referencia:  $z_{ref,pl} = z_{ref}/c_{pl}$ : \_\_\_\_\_ g/cm<sup>2</sup>  
 factor de puesta en escala de la fluencia<sup>b</sup>:  $h_{pl} =$  \_\_\_\_\_

**4. Lectura del dosímetro<sup>c</sup> 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:

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

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<sup>d</sup>  $k_{dec}$ :  nC/div  adimensional

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

iii) Corrección por polaridad<sup>e</sup>: 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<sup>f</sup> 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

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

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

Lectura corregida del dosímetro en la tensión  $V_1$ :

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



Continuación del 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  $^{60}\text{Co}$ , el Cuadro 18 muestra  $k_{Q_o, Q_o} = \underline{\hspace{2cm}}$   
Si  $Q_o$  es un haz de electrones, el Cuadro 19 muestra  $k_{Q_o, Q_{int}} = \underline{\hspace{2cm}}$   $k_{Q_o, Q_{ref}} = \underline{\hspace{2cm}}$

$$k_{Q_o, Q_u} = \frac{k_{Q_o, Q_{ref}}}{k_{Q_o, Q_{int}}} = \underline{\hspace{2cm}}$$

Si  $k_{Q_o, Q_u}$  se deriva de una serie de calibraciones en haces de electrones,  $k_{Q_o, Q_o} = \underline{\hspace{2cm}}$

Laboratorio de calibración:  $\underline{\hspace{3cm}}$  Fecha:  $\underline{\hspace{2cm}}$

$$D_{w,Q}(z_{ref}) = M_Q N_{D,w,Q_o} k_{Q_o, Q_o} = \underline{\hspace{2cm}} \text{ Gy/UM}$$

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

Profundidad del máximo de dosis:  $z_{max} = \underline{\hspace{2cm}}$  g/cm<sup>2</sup>

Porcentaje de dosis en profundidad en  $z_{ref}$  para un tamaño de campo  $\underline{\hspace{1cm}}$  cm  $\times$   $\underline{\hspace{1cm}}$  cm:

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

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

$$D_{w,Q}(z_{max}) = 100 D_{w,Q}(z_{ref}) / \text{PDD}(z_{ref}) = \underline{\hspace{2cm}} \text{ Gy/UM}$$

Fuente: OIEA. TRS-398. 2005.