



FACULTAD DE CIENCIAS NATURALES Y MATEMÁTICA

EVALUACIÓN EXPERIMENTAL DE LÁMINAS DE AGUA SOLIDA RW-3 PARA
USO EN CONTROL DE CALIDAD DE DOSIMETRÍA DE HACES DE FOTONES DE
ALTAS ENERGÍAS

**Línea de investigación:
Física Médica y Terapias**

Tesis para optar el Título Profesional de Licenciada en Física

Autor

Sosa Flores, Jesús Francisco

Asesor

Tirado Rengifo, Arminda

ORCID: 0000-0002-2582-7181

Jurado

Mejía Cordero, Bernabé Alonso

Guzmán Calcina, Carmen Sandra

Aguilar Castro, Guillermo Santiago

Lima - Perú

2021





OFICINA DE REPOSITORIO CIENTIFICO

“Año del Bicentenario del Perú: 200 años de Independencia”

Lima, 19 de agosto del 2021

OFICIO N.º 01826-2021- ORC-BC-UNFV

Señor Doctor

JUAN ARCADIO AVILA LOPEZ

Decano de la Facultad de Ciencias Naturales y Matemática

Presente. -

ASUNTO : 1A - SOSA FLORES JESUS FRANCISCO –CONTROL ANTIPLAGIO
REFERENCIA : OFICIO N°0312-2021-FCNM-UNFV
NT : 046864

Me dirijo a usted con un saludo cordial y a la vez, en atención al documento de la referencia, se remite el resultado del primer análisis de similitud URKUND del trabajo presentado por el autor SOSA FLORES JESUS FRANCISCO, titulado: “EVALUACIÓN EXPERIMENTAL DE LÁMINAS DE AGUA SOLIDA RW-3 PARA USO EN CONTROL DE CALIDAD DE DOSIMETRÍA DE HACES DE FOTONES DE ALTAS ENERGÍAS.”

Al respecto, le manifiesto que el trabajo antes mencionado cumple con el porcentaje de similitud permitido, por lo que el **graduando puede continuar con el trámite correspondiente.**

Se recomienda comunicar al autor que previo a remitir la tesis final para publicación, debe revisar la estructura del trabajo de investigación de acuerdo al Reglamento de Grados y Títulos de la UNFV aprobado con Resolución R. N° 2900-2019-CU-UNFV de fecha 25.06.18, y/o la Resolución N° 4211-2018-CU-UNFV de fecha 19.12.2018, según corresponda.

Sin otro particular, quedo de usted.
Atentamente,



VºBº MSc.Ing. LUZ CASTAÑEDA PEREZ
Jefa de la Biblioteca Central

Lic. MYRIAM G. MORENO MORAN
Jefa de la Oficina de Repositorio Científico

MGMM/joc
Adj: archivo digital con el correo electrónico



Universidad Nacional
Federico Villarreal

VRIN | VICERRECTORADO
DE INVESTIGACIÓN

FACULTAD DE CIENCIAS NATURALES Y MATEMÁTICA

**EVALUACIÓN EXPERIMENTAL DE LÁMINAS DE AGUA SOLIDA RW-3
PARA USO EN CONTROL DE CALIDAD DE DOSIMETRÍA DE HACES
DE FOTONES DE ALTAS ENERGÍAS.**

Línea de Investigación.

Física Médica y Terapias.

TESIS PARA OPTAR EL TÍTULO PROFESIONAL DE LICENCIADO EN FÍSICA.

Autor:

Sosa Flores, Jesús Francisco

Asesor(a):

Tirado Rengifo, Arminda
(Código: 0000-0002-2582-7181)

Jurado:

Mejía Cordero, Bernabé Alonso

Guzmán Calcina, Carmen Sandra

Aguilar Castro, Guillermo Santiago

Lima - Perú

2021

Dedicatoria.

Este trabajo de titulación dedico primeramente a Dios por su gran amor, y ser el que guía mi vida por el camino de la verdad y justicia. A mi familia, ya que siempre me demuestra su apoyo invaluable en todo momento, por su gran amor y comprensión que han hecho de mí un hombre correcto de grandes valores.

Agradecimientos.

A mi familia por todo el amor y apoyo que me brindaron en todo momento en el desarrollo de este trabajo y en mi vida.

Agradezco al Instituto Nacional Enfermedades Neoplásicas (INEN) y a la Clínica Ricardo Palma (CRP), específicamente al área de Radioterapia, por darme la oportunidad de utilizar sus instalaciones y equipamiento para el desarrollo de este trabajo.

Mi agradecimiento especial a mí asesor de tesis Dra. Arminda Tirado Rengifo por su apoyo, asesoría, amistad y consejos a lo largo de la elaboración de este trabajo.

Finalmente, quiero agradecer a mi alma mater Universidad Nacional Federico Villareal por mi desarrollo académico de calidad.

ÍNDICE DE CONTENIDO.

RESUMEN.....	12
ABSTRACT.....	13
I. INTRODUCCIÓN.....	14
<i>1.1 Descripción y formulación del problema.....</i>	<i>16</i>
<i>1.1.1. Formulación del problema</i>	<i>17</i>
<i>1.2 Antecedentes</i>	<i>17</i>
<i>1.3 Objetivos.....</i>	<i>19</i>
<i>1.3.1. Objetivo general</i>	<i>19</i>
<i>1.3.2. Objetivos específicos.....</i>	<i>19</i>
<i>1.4 Justificación.....</i>	<i>19</i>
<i>1.5 Hipótesis.....</i>	<i>21</i>
II. MARCO TEÓRICO.....	22
<i>2.1 Radiación.....</i>	<i>22</i>
<i>2.1.1. Radiación no Ionizante</i>	<i>22</i>
<i>2.1.2. Radiación Ionizante</i>	<i>22</i>
<i>2.2. Clasificación de la Radiación Ionizante</i>	<i>22</i>
<i>2.3. Partículas de Radiación</i>	<i>23</i>
<i>2.3.1. Fotones</i>	<i>23</i>
<i>2.4. Interacción de los fotones con la materia.....</i>	<i>24</i>
<i>2.4.1. Efecto Fotoeléctrico</i>	<i>24</i>
<i>2.4.2. Efecto Compton</i>	<i>25</i>

2.4.3.	<i>Producción de Pares</i>	26
2.5.	<i>Magnitudes Dosimétricas</i>	27
2.5.1.	<i>Kerma (K)</i>	28
2.5.2.	<i>Exposición (X)</i>	28
2.5.3.	<i>Dosis Absorbida (D)</i>	29
2.6.	<i>Radioterapia</i>	29
2.7.	<i>Tipos de Radioterapia</i>	29
2.7.1.	<i>Radioterapia Externa o Teleterapia</i>	29
2.7.2.	<i>Radioterapia Interna o Braquiterapia</i>	30
2.8.	<i>El Acelerador Lineal</i>	31
2.8.1.	<i>Componentes principales del Linac clínico</i>	34
2.8.2.	<i>Principios Físicos del Acelerador Lineal</i>	38
2.8.2.1.	<i>Rayos X característicos</i>	39
2.8.2.2.	<i>Rayos X de Bremsstrahlung</i>	40
2.9.	<i>Sistema de Dosimetría</i>	41
2.9.1.	<i>Cámara de Ionización</i>	41
2.9.1.1.	<i>Cámara de Ionización Cilíndrica</i>	42
2.9.1.2.	<i>Cámara de Ionización Plano-Paralelas</i>	44
2.9.2.	<i>Electrómetro</i>	45
2.9.3.	<i>Fantomas</i>	46
2.10.	<i>Dosimetría Física</i>	47
2.10.1.	<i>Porcentaje de dosis a profundidad (PDD)</i>	48
2.10.2.	<i>Razón Tejido Maniquí (TPR)</i>	50
2.10.3.	<i>Razón Tejido Máximo (TMR)</i>	51

III. MÉTODO.	52
3.1 <i>Tipo de Investigación</i>	52
3.2 <i>Ámbito temporal y espacial</i>	52
3.3 <i>Variables</i>	52
3.4 <i>Población y muestra</i>	52
3.5 <i>Instrumentos</i>	53
3.5.1. <i>Linac Elekta Synergy</i>	53
3.5.2. <i>Linac Varian UNIQUE</i>	53
3.5.3. <i>Electrómetro PC</i>	54
3.5.4. <i>Electrómetro Universal UNIDOS E</i>	55
3.5.5. <i>Cámara de Ionización Farmer</i>	56
3.5.6. <i>Fantoma (Maniquí) de Agua Solida RW-3</i>	57
3.6. <i>Procedimiento</i>	58
3.6.1. <i>Montaje del equipo</i>	58
3.6.2. <i>Procedimiento para la calibración dosimétrica</i>	59
IV. RESULTADOS.	65
4.1 <i>Obtención de la curva de dosis en profundidad para la energía de 6 MV con fantomas de agua solida RW-3 en el linac Varian Unique</i>	65
4.2 <i>Obtención de la curva de dosis en profundidad para la energía de 6MV con fantoma de agua en el linac Varian Unique</i>	68
4.3 <i>Comparación de los PDD obtenidos con el Varian Unique para el RW-3 y el fantoma de agua</i>	70
4.4 <i>Obtención de la curva de dosis en profundidad para la energía de 6MV con</i>	

<i>fantomas de agua solida RW-3 en el linac Elekta Synergy</i>	<i>71</i>
<i>4.5 Obtención de la curva de dosis en profundidad para la energía de 6MV con fantoma de agua en el linac Elekta Synergy</i>	<i>73</i>
<i>4.6 Comparación de los PDD obtenidos con el Elekta Synergy para el RW-3 y el fantoma de agua</i>	<i>76</i>
<i>4.7 Cálculo del factor de índice de calidad del haz $TPR_{20,10}$</i>	<i>77</i>
V. DISCUSIÓN DE RESULTADOS.	79
VI. CONCLUSIONES.....	80
VII. RECOMENDACIONES	82
VIII. REFERENCIAS.....	83

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Parámetros específicos utilizados en las mediciones dosimétricas	59
Tabla 2. Parámetros tomados con el Barómetro OPUS 20.....	63
Tabla 3. Parámetros tomados con el Barómetro OPUS 20 para el Elekta Synergy	63
Tabla 4. Lecturas directas con el fantoma de agua solida RW-3 a diferentes profundidades para el Varian Unique	65
Tabla 5. Valores calculados con el Varian Unique de los PDD a diferentes profundidades con el fantoma de agua solida RW-3.....	66
Tabla 6. Lecturas directas con el fantoma de agua a las mismas profundidades para el Elekta Synergy	68
Tabla 7. Valores calculados con el Varian Unique de los PDD a las mismas profundidades con el fantoma de agua	69
Tabla 8. Lecturas directas con el fantoma de agua solida RW-3 a diferentes profundidades para el Elekta Synergy.....	71
Tabla 9. Valores calculados con el Elekta Synergy de los PDD a diferentes profundidades con el fantoma de agua solida RW-3	72
Tabla 10. Lecturas directas con el fantoma de agua a las mismas profundidades para el Elekta Synergy	74
Tabla 11. Valores calculados con el Elekta Synergy de los PDD a las mismas profundidades con el fantoma de agua	74
Tabla 12. Cálculo del índice de calidad $TPR_{20,10}$ y sus respectivos porcentajes de error	77

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Clasificación de las radiaciones ionizantes.....	22
Figura 2. Tubo generador de rayos X	24
Figura 3. Efecto Fotoeléctrico	24
Figura 4. Efecto Compton	25
Figura 5. Representación de Producción de Pares.....	27
Figura 6. Acelerador Trilogy (Varían).....	30
Figura 7. Proyector de Fuente Braquiterapia. Gammamedplus IX	30
Figura 8. Diseño básico de un linac y sus respectivos componentes	31
Figura 9. Derecha: Linac Unique de la marca Varian. Izquierda: Linac Infinity de la marca Elekta	32
Figura 10. Cañón de electrones.....	34
Figura 11. Esquema de un magnetrón	36
Figura 12. Esquema de un klystron con dos cavidades	36
Figura 13. Cabezal de tratamiento de un acelerador lineal de electrones	38
Figura 14. Diagrama para explicar la producción de la radiación característica	39
Figura 15. Ilustración del proceso de Bremsstrahlung.....	40
Figura 16. Diseño básico de una cámara de ionización cilíndrica tipo Farmer	42
Figura 17. Esquema de la cámara de ionización plano-paralelo modelo NACP	44
Figura 18. Electrómetro para dosimetría en radioterapia	45
Figura 19. Fantoma de agua 41023 para dosimetría absoluta de haces horizontales.....	47
Figura 20. Geometría para la medición del PDD, donde d es cualquier profundidad y d₀ es la profundidad de referencia de dosis máxima.	49
Figura 21. Curvas de PDD de haces de fotones de 6, 15 y 18 MV	49
Figura 22. Geometría para la medida del TPR	51

Figura 23. Linac Elekta Synergy	53
Figura 24. Linac Varian Unique	54
Figura 25. Electrómetro PC	55
Figura 26. Electrómetro Universal UNIDOS E	56
Figura 27. Izquierda: Camara PTW Farmer. Derecha: Camara Farmer Sun Nuclear .	56
Figura 28. Maniqui de agua solida RW-3	57
Figura 29. Esquema general para la calibración dosimétrica	58
Figura 30. Vista desde arriba del fantoma de agua solida RW-3 dentro del campo de radiación	60
Figura 31. Alineación del conjunto fantoma-cámara mediante el sistema de láseres y luz de campo	60
Figura 32. Alineación del SSD 100cm mediante el teletmetro.....	61
Figura 33. Carga obtenida en una de las mediciones con unidades de nC	62
Figura 34. Alineación del sistema fantoma-cámara en las profundidades de 20cm y 0.7cm de profundidad	62
Figura 35. Curva de dosis en profundidad para el RW-3, normalizado al máximo de dosis para el Varian Unique.....	67
Figura 36. Curva de dosis en profundidad para el fantoma de agua, normalizado al máximo para el Varian Unique	69
Figura 37. Curvas de PDD obtenidas para el fantoma de agua solida RW- 3 (línea roja) y fantoma de agua (línea azul)	70
Figura 38. Curva de dosis en profundidad para el RW-3, normalizado al máximo de dosis para el Elekta Synergy	73
Figura 39. Curva de dosis en profundidad para el fantoma de agua, normalizado al máximo de dosis para el Elekta Synergy	75

**Figura 40. Curvas de PDD obtenidas para el fantoma de agua solida RW- 3 (línea roja)
y fantoma de agua (línea azul) para el Elekta Synergy76**

RESUMEN.

Objetivo: El propósito es evaluar experimentalmente el fantoma de agua solida RW-3 para su implementación en el control de calidad dosimétrico realizando una serie de ajustes y verificaciones experimentales. **Método:** Se utilizó dos aceleradores lineales de la marca Varían y Elekta, así como dos cámaras de ionización Farmer tipo cilíndrico y un juego de fantoma de agua solida RW-3 de diferentes grosores. El proceso de caracterización se hizo resaltando las propiedades físicas y dosimétricas del fantoma, obteniendo los parámetros dosimétricos de la curva de dosis a profundidad, así como el factor de índice de calidad del haz. **Resultados:** Los resultados obtenidos para estos parámetros caen dentro de las tolerancias descritas en los protocolos internaciones, cuyo margen de error está por debajo del 2% en comparación con las mediciones en el fantoma de agua. La calibración dosimétrica con el fantoma de agua solida RW-3 se realizó siguiendo los lineamientos del protocolo TRS-398 con lo cual se pretende implementarlos en la mayoría de centros de radioterapia del país para una mayor agilidad e igual calidad en las mediciones. **Conclusión:** Los valores obtenidos cumplen con las tolerancias de los protocolos internacionales. Su implementación permitirá grandes beneficios como el ahorro de tiempo en las mediciones, agilidad en la práctica y sobre todo garantizar la calidad en la toma de mediciones dosimétricas en favor de los pacientes que son tratados con haces de fotones de 6MV.

Palabras clave: fantoma de agua solida RW-3, curva de dosis en profundidad, índice de calidad del haz.

ABSTRACT.

Objective: The purpose is to experimentally evaluate the RW-3 solid water phantom for its implementation in dosimetric quality control by performing a series of experimental adjustments and verifications. Method: Two linear accelerators from Varian and Elekta were used, as well as two cylindrical Farmer ionization chambers and a set of RW-3 solid water phantoms of different thicknesses. The characterization process was carried out by highlighting the physical and dosimetric properties of the phantom, obtaining the dosimetric parameters of the depth dose curve, as well as the beam quality index factor. Results: The results obtained for these parameters fall within the tolerances described in the international protocols, whose margin of error is below 2% compared to measurements in the water phantom. The dosimetric calibration with the RW-3 solid water phantom was carried out following the guidelines of the TRS-398 protocol, which is intended to be implemented in the majority of radiotherapy centers in the country for greater agility and equal quality in the measurements. Conclusion: The values obtained comply with the tolerances of international protocols. Its implementation will allow great benefits such as saving time in measurements, agility in practice and, above all, guaranteeing quality in taking dosimetric measurements in favor of patients who are treated with 6MV photon beams.

Keywords: solid water phantom RW-3, depth dose curves, beam quality index.

I. INTRODUCCIÓN.

Los centros hospitalarios que cuentan con el área de radioterapia deben tener los medios materiales y humanos necesarios para que la dosis impartida o suministrada, en un tratamiento cumpla con los estándares de calidad mencionadas en las publicaciones de la Comisión Internacional de Protección Radiológica (Mountford y Temperton, 1992) y disponer de los mecanismos necesarios para corregir desviaciones que puedan afectar al paciente (Arias-Borrás et al., 1997; International Atomic Energy Agency [IAEA], 2000).

Dado que desde sus inicios la radioterapia ha presentado inconvenientes en el campo de la dosimetría de radiaciones ionizantes asociado a la medición y distribución de dosis directamente con el tejido biológico, se ha tenido la necesidad de reemplazar por materiales que presentan propiedades similares para obtener una estimación de dosis absorbida parecida al tejido biológico (Khan, 2010), llamados fantomas. En el mercado existen una gran variedad de fantomas sólidos (Hill-Brown et al., 2008; Thomadsen-Constantinou et al., 1995), siendo uno de los de mayor aplicación el RW-3 (PTW Freiburg, Freiburg, *Germany*) (Borcia y Mihailescu, 2008; Fujita-Tohyama et al., 2010).

La gran variedad de fantomas existentes en el mercado para que puedan ser considerados como agua equivalente, deben tener propiedades radiológicas similares a las del agua (Chow y Owringi, 2009), con una incertidumbre inferior al 2 %, ya que en su defecto se requerirá la aplicación de un cierto factor de corrección (Goldstone, 1990).

El Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas (INEN) es uno de los centros públicos de mayor importancia en el área de la radioterapia que cuenta con una tecnología de punta en equipos y equipamiento dosimétrico que hace que los pacientes reciban un tratamiento de calidad, ya que realizan procedimientos de vanguardia con una gran precisión. La Clínica Ricardo Palma (CRP) es uno de los centros privados que no se queda atrás en la

tecnología de punta en radioterapia, ya que cuenta con un acelerador Unique de la marca Varian, y sus instrumentos respectivos de dosimetría que son lo último en el mercado internacional. Por lo antes mencionado el interés de realizar este trabajo de tesis es para promover el uso de los fantasmas de agua sólida RW-3 para el aseguramiento de la calidad en la calibración dosimétrica por haces de fotones de alta energía y lograr su inclusión como protocolo de calidad dosimétrico en los centros de radioterapia existentes en nuestro país, para dicho trabajo se tomara como base los lineamientos del reporte de la IAEA TRS-398 para la calibración dosimétrica de referencia en el cálculo de la dosis absorbida en fotones de alta energía desarrollada en el INEN y la CRP para que estos centros sean los primeros en implementarlos como protocolo de calidad dosimétrico.

En el apartado I del presente trabajo de tesis se realiza el planteamiento del problema, así como la formulación del mismo, se plantean los objetivos generales y específicos para el desarrollo del estudio; así como la justificación de implementar las láminas de agua sólida RW-3 en la dosimetría mediante las tolerancias de los protocolos internacionales, y finalmente los antecedentes existentes en esta línea de investigación.

El apartado II contiene la fundamentación teórica para realizar la evaluación experimental de las láminas de agua sólida RW-3 en el control de calidad dosimétrico, se describe los conocimientos básicos, las magnitudes físicas empleadas, además el funcionamiento, componentes, y los principios físicos del acelerador lineal, así como el equipamiento necesario para la dosimetría de haces de fotones de alta energía.

En el apartado III se presenta la metodología utilizada para la implementación de las láminas de agua sólida RW-3 en el control de calidad dosimétrico, tomando como factores la adecuada selección de equipos dosimétricos, y el posterior cálculo de las medidas relativas obtenidas por medición. Seguidamente en el apartado IV se detalla e interpreta los resultados

obtenidos de la parte experimental, obteniendo y señalando las conclusiones del trabajo.

1.1 Descripción y formulación del problema

Desde los inicios de los tratamientos de radioterapia existe la necesidad de las diferentes instituciones por desarrollar un protocolo el cual proporcione los aspectos más relevantes sobre el correcto control de calidad dosimétrico, por lo cual este control está íntimamente ligado a factores dosimétricos (IAEA, 2000).

Pese a esto la calibración dosimétrica de un acelerador lineal es un procedimiento complejo debido a que por una parte la tecnología va en crecimiento respecto a estos equipos, y por otro lado resulta difícil realizar la dosimetría con el tejido biológico ya que la parte física asocia tanto la medición y distribución de la dosis de radiación, por estos motivos se ha visto la necesidad de utilizar equipamiento moderno para la dosimetría de referencia. Dicho equipamiento dosimétrico se constituye de cámaras de ionización, electrómetros, barómetros, maniqués, entre otros (Serreta y Arroyo, 2012).

Existen aspectos importantes en la calibración dosimétrica que hace dificultoso resolver las mediciones en la constancia de dosis, constancia de calidad del haz de radiación, constancia de planicidad y simetría tanto en fotones y electrones de alta energía. Uno de estos aspectos importantes es que algunos detectores de radiación como son las cámaras de ionización no están diseñados para trabajar directamente en agua, de manera que como medida cuentan con una camisa impermeable de espesor no mayor a 1 mm, y estos lamentablemente no se encuentran presentes en todos los centros de radioterapia (IAEA, 2005); otras situaciones donde se requiera aplicar grandes campos de radiación a tratamientos no convencionales (Gabor y Litoborski, 2008).

Con el propósito de ayudar a resolver estos puntos antes mencionados y hacerlos frente es que propongo la realización de este trabajo, pues está basado fundamentalmente en el estudio

de las láminas de agua solida RW-3 los cuales en conjunto enfocarían un papel importante en la verificación de la dosis absorbida, ya que los existentes protocolos internacionales recomiendan como medio para la verificación de la dosis el agua en fotones y electrones; dando lugar a que en nuestro país no se considere aun la importancia de este fantoma dosimétrico para tal fin.

1.1.1. Formulación del problema

¿Con el uso de láminas de agua solida RW-3 es posible mejorar, y garantizar el control dosimétrico de haces de fotones de altas energías?

1.2 Antecedentes

Con la introducción hecha anteriormente sobre los fantomas para el uso dosimétrico en el control de calidad de los aceleradores lineales para tratamientos de radioterapia, se han encontrado en la literatura numerosos trabajos de investigación utilizando fantomas. Estos trabajos que servirán de guía se detallan de la siguiente manera:

En el departamento de radioterapia del Hospital Medica del Sur de México, se realizó la “comparación de dos protocolos dosimétricos en fantomas de agua y sólido para haces de electrones en un cono de extensión”. Para este propósito elaboraron un cono de extensión para casos especiales, utilizaron un acelerador lineal Varían, cámara de ionización plano-paralela tipo Markus, electrómetro PTW y dos fantomas, de agua y polimetilmetacrilato (PMMA); llegando a determinar los parámetros de alcance práctico (R_p), la profundidad al 50% de dosis máxima (R_{50}), y la correspondiente profundidad de la dosis máxima (R_{100}); que son factores necesarios para el cálculo de dosis absorbida según el reporte 277 del Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) para los dos medios tanto agua como PMMA. La diferencia que obtuvieron del valor de la dosis es del 1.8% respecto a la calculada por el producto Markus (Sánchez, 1998).

En el Hospital Juan Ramón Jiménez de España, se realizó el análisis de dosis a cristalino en radiología intervencionista al personal de esa área, de modo que utilizaron un equipo Phillips Integris V3000, detector de estado sólido Welhöfer WD 10i y un maniquí de láminas de agua sólida RW-3. Los resultados que obtuvieron de la dosis en cristalino lo tomaron en tres situaciones: sin blindaje, con blindaje de 0.25 mm de Pb y con 0.50 mm de Pb de un total de datos de 2.133,4 minutos de fluoroscopia y 19.563 imágenes; determinando los estudios que más dosis proporcionan a dichos profesionales (Rodríguez, 1998).

En Australia, la escuela de física de la Universidad de Sídney en el año 2008, presento el trabajo de R.F. Hill, S. Brown, y C. Baldock el cual consiste en la Evaluación de la equivalencia del agua y los fantomas sólidos mediante las mediciones de transmisión de rayos gamma. Los valores de transmisión medidos que obtuvieron de los haces de fotones tanto para el agua como para los fantomas (RMI457 agua sólida, CMNC agua plástica, y las láminas de agua solida RW-3) fueron similares con una desviación del $\pm 1.5\%$; mientras que con el fantoma Perspex la desviación fue mayor arrojando hasta un $\pm 4\%$ (Brown, 2008).

La Sociedad Brasileira de Protección Radiológica (SBPR), mediante el trabajo presentado por Ricardo M. Ruggeri sobre la Estimación de dosis impartida al feto mediante el análisis comparativo y verificación de datos experimentales, se enfoca en estimar la dosis en distintos puntos de la zona abdominal como son el fundus, sínfisis pubiana y región umbilical; por esto diseño un fantoma con morfología de una paciente embarazada, utilizo un tomógrafo helicoidal, planificador BLUE Frame IMRT, acelerador Varian 2100C, cámara de ionización Farmer, y fantoma de agua sólida RW-3. La intercomparación de las mediciones de dosis fue menor a los 100mGy en los puntosmencionados, menos en el denominado fundus donde fueron mayores aeste nivel (Ruggeri, 2013).

1.3 Objetivos

1.3.1. Objetivo general

Evaluar experimentalmente las láminas de agua solida RW-3 para el control de calidad dosimétrico en la verificación de la dosis absorbida a través de las curvas de calibración para haces de fotones de alta energía.

1.3.2. Objetivos específicos

Realizar la calibración relativa de un haz de fotones de 6MV con láminas de agua solida RW-3.

Determinar el porcentaje de dosis a profundidad (*PDD*) de un haz de fotones con láminas de agua solida RW-3 a diferentes profundidades en condiciones de referencia.

Determinar el índice de calidad del haz de radiación (*TPR*) para los valores de *PDD* obtenidos.

1.4 Justificación

La importancia que tiene hoy en día la radioterapia es la de administrar altas dosis de radiación con la finalidad de curar ciertos tipos de enfermedades en especial el cáncer, dañando lo menos posible al tejido sano que lo rodea (Arias, 2014). El éxito en el tratamiento de la radioterapia consiste en exponer al paciente a un campo de radiación, de modo que al interaccionar las partículas con las moléculas del ácido desoxirribonucleico (ADN) de las células tumorales, éstas se rompan produciendo la muerte celular (Lilley, 2013; Martin & Shaw, 2019). Esto se da mediante una serie de procedimientos físicos, que comprende las ionizaciones producidas por la radiación, y que están publicados en los protocolos internacionales por entidades como la *American Association of Physicist in Medicine* (AAPM) y la *International Atomic Energy Agency* (IAEA) (Azcona, 2010; IAEA, 2005).

Dichos protocolos internacionales cumplen con la tarea de aceptación de los equipos

tanto en los aspectos de seguridad, mecánicos y dosimétricos. La dosimetría cumple un rol importante debido a los avances de la tecnología en los equipos actualmente sofisticados, de manera que se requiere de una constante evaluación en la verificación dosimétrica de la dosis absorbida para energías tanto de fotones como electrones (Serreta y Arroyo, 2012).

La dosimetría de los equipos generadores de radiación se realiza mediante sistemas de equipos dosimétricos como las cámaras de ionización, electrómetros, fantomas, etc.; para medir ciertos parámetros como la dosis absorbida, planicidad del haz, entre otros. La distribución de dosis se obtiene usando la cámara de ionización adecuada para la energía a utilizar, en el caso de fotones una cámara cilíndrica y un fantoma de agua teniendo en cuenta algunas tolerancias expuestas en los protocolos internacionales (Serreta y Arroyo, 2012; IAEA, 2005).

Por otro lado, el fantoma de agua sólida RW-3 podría sustituir al fantoma de referencia cumpliendo su función en la verificación dosimétrica del haz de radiación mediante una serie de ajustes y verificaciones experimentales. Las láminas de agua sólida RW-3 son variables en grosor lo que permite no tener complicaciones en las mediciones a distintas profundidades, lo que permite garantizar una buena medición de los haces de radiación (Coronado y Hernández, 2014).

En este contexto el presente trabajo de investigación justifica su importancia como una alternativa innovadora para el control dosimétrico en la verificación de la dosis absorbida en fotones de alta energía, y cuyo resultado podría ser la implementación como protocolo de garantía de calidad dosimétrico cumpliendo con las tolerancias dadas por entidades internacionales y su posterior utilización en distintos centros hospitalarios existentes en nuestro país.

1.5 Hipótesis

Las láminas de agua sólida RW-3 permite mejorar el control de calidad de la dosimetría de haces de fotones de altas energías.

II. MARCO TEÓRICO.

2.1 Radiación

La radiación es la emisión y propagación de la energía en forma de onda o partícula a través del espacio o algún medio material. Se clasifica en dos categorías principales:

2.1.1. Radiación no Ionizante

Son aquellas radiaciones que no son capaces de ionizar la materia, porque su energía no es lo suficientemente mayor para desprender electrones de las capas inferiores del átomo, la misma que solo lo deja excitado.

2.1.2. Radiación Ionizante

Se tratan de partículas o fotones de muy alta frecuencia con la suficiente energía capaz de desprender electrones que se encuentran ligados en los orbitales atómicos produciéndose la ionización (Attix, 2008).

2.2. Clasificación de la Radiación Ionizante

La radiación ionizante tiene su clasificación respecto a su carga eléctrica, y a su masa de las partículas. Al primero pertenecen las partículas cargadas y se les denomina radiación directamente ionizante, mientras las partículas neutras son las indirectamente ionizantes (Bransden-Joachain et al., 2003).

Figura 1

Clasificación de las radiaciones ionizantes

partículas neutras	$\left\{ \begin{array}{l} \text{fotones } x, \gamma \\ \text{neutrones} \end{array} \right.$
partículas cargadas	$\left\{ \begin{array}{l} \text{ligeras } (M = m_e) \quad e^-, e^+ \\ \text{pesadas } (M \gg m_e) \quad \left\{ \begin{array}{l} \text{iones ligeros } H, \dots, Ne \\ \text{iones pesados } Na, \dots, \text{ fragmentos de fisión} \\ \text{"exóticas"} \quad \mu^\pm, \pi^\pm, \bar{p}, \dots \end{array} \right. \end{array} \right.$

2.3. Partículas de Radiación

La Teleterapia tiene su fundamento en la generación de fotones y electrones mediante los aceleradores lineales, ya que inciden los haces de radiación desde fuera del paciente y en diferentes direcciones. A continuación, se detalla dichas partículas de radiación:

2.3.1. Fotones

Los fotones al carecer de masa y carga eléctrica, al momento de interactuar con la materia no se dan de una forma tan intensa como las partículas que si presentan carga eléctrica (Hubbell-Gimm et al., 1980). Los fotones son las partículas que más se emplean en la radioterapia de ahí su importancia en la medicina, y una de sus fuentes es:

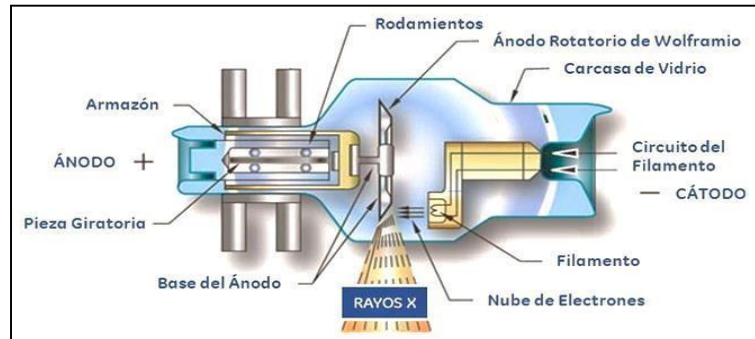
A. Rayos X. Los rayos X se descubrieron de forma accidental en 1895 por el físico alemán Wilhelm Conrad Roentgen, mientras estudiaba los rayos catódicos en un tubo de descarga gaseosa de alto voltaje llamado tubo de Crookes (Serreta y Manzano, 2012).

Los rayos X son producidos cuando los electrones que viajan con gran velocidad chocan con un obstáculo sólido. La electrodinámica clásica menciona que una partícula que sufre una aceleración emite radiación electromagnética, y la detención de esta bruscamente genera un impulso de radiación que toma la forma de rayos X (Kaplan, s.f.). La radiación que se produce por la aceleración de una partícula cargada es llamada Bremsstrahlung, la cual se origina en los grandes aceleradores, en donde son aceleradas a grandes velocidades (Karzmark-Nunan et al., 1993).

Posterior al descubrimiento de los rayos X, se definió su aplicación en la medicina tanto para el diagnóstico de enfermedades como para el tratamiento de tumores, es decir, para usos terapéuticos jugando un papel clave desde entonces para la medicina (Serreta y Manzano, 2012).

Figura 2

Tubo generador de rayos X



2.4. Interacción de los fotones con la materia

Los fotones al no poseer carga eléctrica no ionizan directamente, pero si lo hacen de manera indirecta, mediante propiedades corpusculares como lo es el momento lineal. Los fotones interactúan con la materia de las siguientes maneras:

2.4.1. Efecto Fotoeléctrico

En el efecto fotoeléctrico el fotón es totalmente absorbido por el átomo con el que interactúa y su energía se transfiere íntegramente a un electrón atómico. Dicho electrón lleva el nombre de fotoelectrón, el cual escapa con una energía cinética que es igual a la diferencia entre la energía del fotón y su energía de enlace.

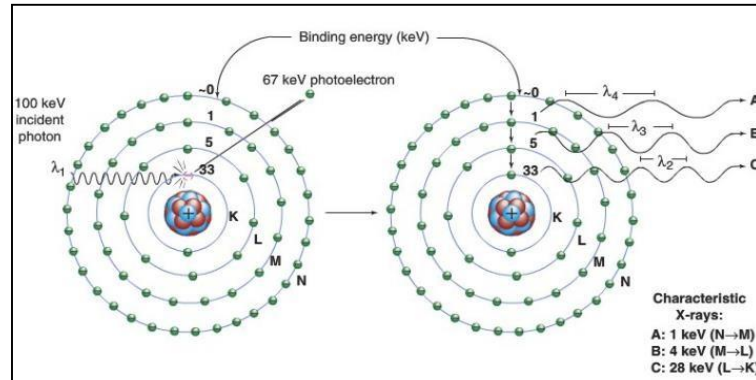
Ecuación 1

$$E_e = h\nu - E_{\text{enlace}}$$

La energía de enlace del electrón en el átomo depende de la capa atómica en la cual se encuentra ubicado (Ortega y Bisbal, 1996).

Figura 3

Efecto Fotoeléctrico



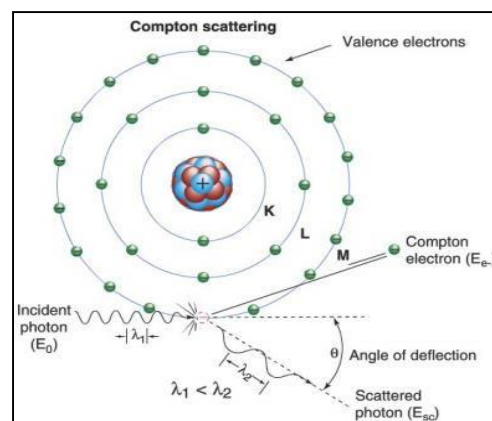
2.4.2. Efecto Compton

Se trata de una interacción entre un fotón incidente y un electrón libre. En este proceso, el fotón pierde una parte de su energía en función del ángulo de dispersión quedando con una frecuencia más pequeña que la inicial. Esta energía que pierde el fotón se transmite al electrón en forma de energía cinética.

Para el estudio de este fenómeno en forma cuantitativa se utiliza el principio de conservación de energía y cantidad de movimiento (Ortega y Bisbal, 1996).

Figura 4

Efecto Compton



El principio de conservación se escribe de la forma:

Ecuación 2

$$E_{\gamma} + m_e c^2 = E'_{\gamma} + m_e c^2 + E_c$$

Dónde:

$E_\gamma = hv$ es la energía del fotón incidente.

$E'_\gamma = hv'$ es la energía del fotón dispersado.

E_c es la energía cinética del electrón después de la interacción.

$m_e c^2$ es la energía equivalente a la masa del electrón en reposo.

La ecuación anterior se puede escribir de la forma:

Ecuación 3

$$E_\gamma = E'_\gamma + E_c$$

O bien

Ecuación 4

$$E_c = E_\gamma - E'_\gamma$$

2.4.3. Producción de Pares

Consiste en la transformación de la energía del fotón, el cual desaparece en la interacción con el núcleo, originando un par partícula-antipartícula, en este caso un electrón y un positrón. Esta transformación de la energía recibe el nombre de materialización.

El proceso de materialización se puede demostrar por medio del principio de conservación de la energía y cantidad de movimiento si es que el fotón está próximo a una masa M , en estas condiciones, el fotón debe poseer una mínima energía para crear una partícula y su antipartícula ambos de masa m_0 y es (Ortega y Bisbal, 1996).

Ecuación 5

$$E_{\gamma min} = 2m_0 c^2 \left(1 + \frac{m_0}{M}\right)$$

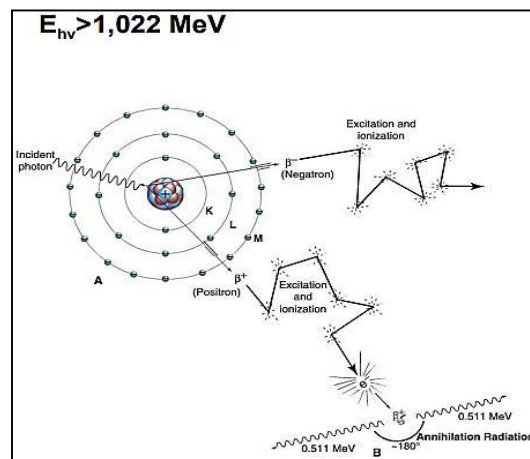
Si $m_0 \ll M$ la energía mínima es:

Ecuación 6

$$E_{\gamma min} \approx 2m_0c^2$$

Figura 5

Representación de Producción de Pares



Para la materialización de un par electrón-positrón es necesario que el fotón tenga como mínimo una energía de (Ortega y Bisbal, 1996).

Ecuación 7

$$E_{\gamma min} = 2(0.511)MeV = 1.022MeV$$

2.5. Magnitudes Dosimétricas

El organismo internacional que se dedica al estudio de la protección radiológica es la “*International Commission on Radiological Protection*” (ICRP) y la “*International Commission on Radiation Units and Measurements*” (ICRU) en magnitudes radiológicas. Estas son las encargadas de definir las magnitudes dosimétricas para el cuidado de los organismos vivos de las radiaciones (Ministerio del Interior, 1989).

A continuación, se muestran las magnitudes dosimétricas utilizadas en la interacción de

la radiación con la materia:

2.5.1. *Kerma (K)*

Se define como el cociente entre dE_{tr} el cuál es la suma de las energías cinéticas de todas las partículas ionizantes liberadas por las partículas sin carga en una determinada masa dm de un material.

Ecuación 8

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm}$$

Su unidad del K respectivamente en el sistema internacional (SI) es el Gray (Gy) que es equivalente a Julio/Kilogramo (JKg^{-1}).

En cálculos dosimétricos, él K se expresa en función de la distribución de fluencia energética en energía, Ψ_E o de la distribución de fluencia en energía, Φ_E de las partículas no cargadas.

Ecuación 9

$$K = \int \Psi_E \frac{\mu_u(E)}{\rho} dE = \int E \Phi_E \frac{\mu_u(E)}{\rho} dE$$

Donde $\mu_u(E) / \rho$ es el coeficiente de transferencia de energía másico de esas partículas no cargadas en el material especificado (Kemp, 1974).

2.5.2. *Exposición (X)*

Esta magnitud se define como el cociente de dQ entre, dm donde dQ viene hacer el valor absoluto de la carga total de iones producidos en aire cuando todos los electrones y positrones liberados por los fotones en una unidad de masa de aire dm , y se define como:

Ecuación 10

$$X = \frac{dQ}{dm}$$

Siendo su unidad en el SI el Culombio/Kilogramo (CKg^{-1}) (Sociedad Española de Física Medica [SEFM], 2003).

2.5.3. *Dosis Absorbida (D)*

Es una magnitud no estocástica, y es la más importante de las magnitudes dosimétricas. Se define como la razón de $d\bar{\epsilon}$ entre dm y se denota como:

Ecuación 11

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm}$$

Donde $d\bar{\epsilon}$ es la energía media impartida a un material de masa dm . Su unidad en el SI es el Gy (SEFM, 2003).

2.6. **Radioterapia**

Es la especialidad médica encargada de tratar las enfermedades relacionadas a la proliferación anómala de células, el cual aprovecha los efectos biológicos que producen las radiaciones ionizantes. El plan de tratamiento depende principalmente del tipo de cáncer y del estadio de la enfermedad. Esta especialidad tiene como objetivo entregar la mayor cantidad de dosis con una alta precisión al volumen blanco de planificación y al mismo tiempo minimizar la dosis en los tejidos adyacentes (Baskar-Lee et al., 2012; Asociación Española Contra el Cáncer, 2008).

2.7. **Tipos de Radioterapia**

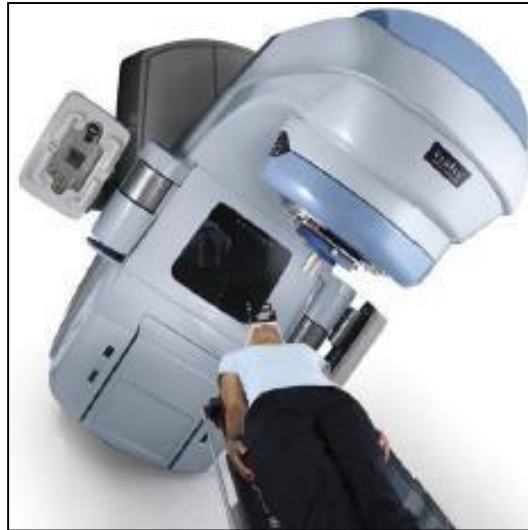
2.7.1. *Radioterapia Externa o Teleterapia*

La radioterapia externa utiliza equipos de grandes dimensiones como aceleradores lineales o fuentes de Cobalto 60 para generar y dirigir la radiación hacia el tumor, logrando

tratamientos de muy alta precisión. El tratamiento de radioterapia externa se administra en sesiones de varias semanas y de forma ambulatoria (Baskar-Lee et al., 2012).

Figura 6

Acelerador Trilogy (Varian)



2.7.2. Radioterapia Interna o Braquiterapia

La radioterapia interna utiliza determinados isótopos radiactivos, los cuales se introducen en el interior del cuerpo del paciente en forma de fuentes encapsuladas. Estos isótopos pueden ser de diferentes formas como semillas, agujas, horquillas, etc. (Baskar-Lee, et al., 2012).

Figura 7

Proyector de Fuente Braquiterapia. Gammamedplus IX

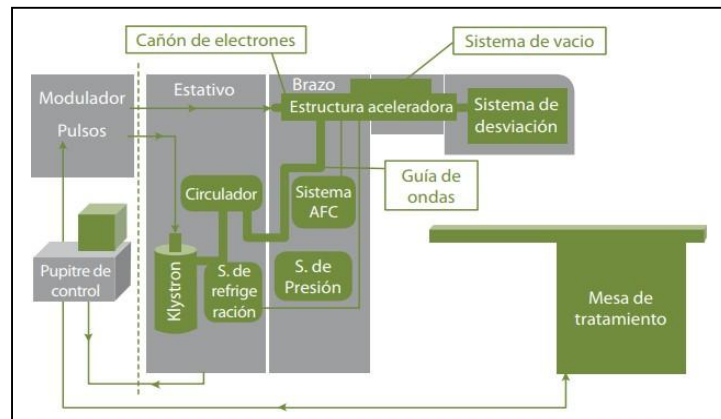


2.8. El Acelerador Lineal

Los aceleradores de electrones se empezaron a construir en los años 1940, siendo los primeros los ciclotrones, betatrones, microtrón y los aceleradores lineales. En el año 1962 Varían introduce el primer linac de uso clínico, isocéntrico y completamente rotatable (Sanchez, s.f.). El acelerador lineal (linac) tiene su fundamento en la utilización de ondas electromagnéticas de alta frecuencia para la aceleración de los electrones a altas energías a través de un tubo lineal. Los haces de electrones pueden usarse para tratar tumores superficiales o bien estas se pueden hacer incidir sobre un blanco para producir rayos X para tratar tumores de profundidades mayores a los 5cm (Khan, 2003). A continuación, se muestra el diseño básico de un linac con sus respectivos componentes.

Figura 8

Diseño básico de un linac y sus respectivos componentes



Nota. Las partes de un linac se constituyen del estativo, brazo y mesa de tratamiento y cada uno de ellos presentan sus propios componentes. Adaptado de diseño y componentes de un linac, por Serreta y Arroyo, 2012, Radioterapia externa. Bases físicas, equipos, determinación de la dosis absorbida y programa de garantía decalidad.

Los linac médicos actualmente son equipos altamente utilizados en los tratamientos de radioterapia externa, ya que presentan adicionalmente accesorios importantes como los colimadores asimétricos y multiláminas, dispositivos de imagen portal, cuñas dinámicas, etc., lo que hace que estos equipos tengan una adecuada preparación para su puesta en marcha, así como el control de calidad y el mantenimiento (Pérez, 2012).

Figura 9

Derecha: Linac Unique de la marca Varian. Izquierda: Linac Infinity de la marca Elekta



Existen linacs que han sido diseñados para generar rayos X y otros, capaces de emitir rayos X y electrones. Siendo los primeros que disponen de energías bajas de rayos X, y los segundos suelen poseer dos energías, una de 6MV y la otra que oscila entre 15 a 23 MV, y una gama amplia de energía de electrones (por ejemplo, 6, 9, 12, 16, 22 MeV) (Greene y Williams, 1997; Karzmark-Nunan, et al., 1993; Podgorsak y Podgorsak, 1999).

Los linacs durante los últimos 40 años, han experimentado modificaciones en su estructura, haciendo que las máquinas contemporáneas sean extremadamente sofisticadas en comparación con las máquinas de la década de 1960. A continuación, se detalla las modificaciones:

Fotones de baja energía (4-8 MV): Haz *straight-through*; mejoramiento del filtro aplanador; mandíbulas simétricas; cuñas externas; cámara de ionización de simple transmisión; montaje isocéntrico.

Fotones de energía media (10-15 MV) y electrones: *Target* móvil y filtro aplanador; láminas de dispersión; haz doblado; cámara de ionización de doble transmisión; conos para electrones.

Fotones de alta energía (8-25 MV) y electrones: Imán doblador acromático; energía

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

Fotones de alta energía y electrones: Cuña dinámica; dispositivo electrónico de imagen portal; operación controlada por computador; colimador multiláminas.

Fotones de alta energía y electrones: Modulación de la intensidad del haz de fotones con colimador multiláminas; totalmente dinámica la conformación de la dosis suministrada con intensidad modulada del haz producida con un colimador multiláminas; imágenes a bordo para su uso en radioterapia adaptiva (Khan, 2003; Mackie-Scrimger et al., 1985).

En la actualidad los linac son los equipos más adecuados y predominantes en los tratamientos oncológicos, ya que estos al poseer energías de electrones y fotones permite tratar tumores dirigiendo los haces de radiación en diferentes direcciones penetrando así diferentes partes del organismo.

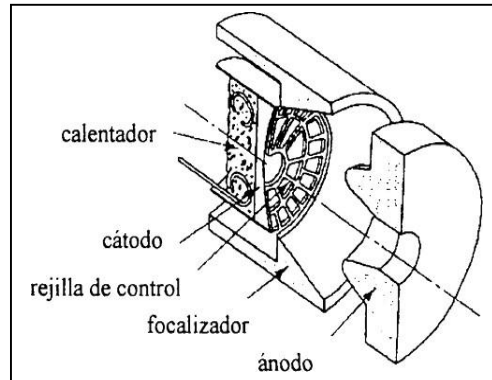
2.8.1. Componentes principales del Linac clínico

Un linac médico está constituido de los siguientes componentes conformadores del haz:

A. Sistema de inyección. Llamado también cañón de electrones es un simple acelerador electrostático. El cañón de electrones puede ser de tipo diodo o tríodo, conteniendo un cátodo calentado (a un potencial del orden de 25 kV) y un ánodo a tierra perforado. Los electrones son emitidos de forma termoiónica desde el cátodo caliente, dirigidos dentro de un haz fino de electrones y acelerados hacia el ánodo perforado a través del cual se dirigen hacia la guía de onda aceleradora.

Figura 10

Cañón de electrones



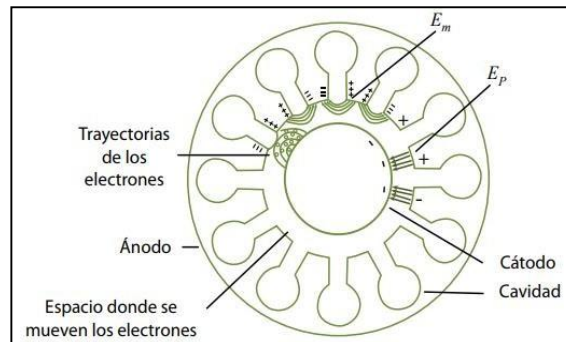
B. Sistema de generación de potencia de radiofrecuencia (RF). Es el que produce radiación de microondas de alta energía el cual es usado para la aceleración de los electrones en la guía de ondas y presenta dos componentes: la fuente de poder de RF y el modulador de pulso. La fuente de poder puede ser bien un Magnetrón o un Klystron en conjunto con un oscilador de baja energía de RF. Mientras que el modulador de pulso produce el alto voltaje, alta corriente y la corta duración de los pulsos requeridos por la fuente de RF de alta energía y el sistema inyector de electrones (Khan, 1998; Khan, 2003; Mackie-Scrimger et al., 1985). A continuación, se muestra los conceptos de un Magnetrón y un Klystron.

C. Magnetrón. Oscilador de alta frecuencia que genera pulsos de microondas de varios microsegundos de duración, con una tasa de repetición de varios de cientos de pulsos por segundo. La frecuencia de microondas dentro de cada pulso es aproximadamente 3000 MHz (Cabrea-Palacios et al., 2011). El magnetrón tiene forma cilíndrica, y presenta un cátodo central y ánodo exterior (ver figura 11). Entre el cátodo y ánodo se produce un vacío, el cátodo se calienta y son generados los electrones por emisión termoiónica. Un campo magnético estático se aplica perpendicular al plano de la sección transversal de las cavidades y un campo eléctrico de corriente continua pulsada se aplica entre el cátodo y el ánodo. Los electrones son acelerados hacia el ánodo por la acción del campo eléctrico de corriente continua. Bajo la influencia simultánea del campo magnético, los electrones se mueven en espirales hacia las cavidades resonantes, irradiando energía en el rango de las microondas, estos son conducidos

a través de la guía de ondas a la estructura del linac (Khan, 1994).

Figura 11

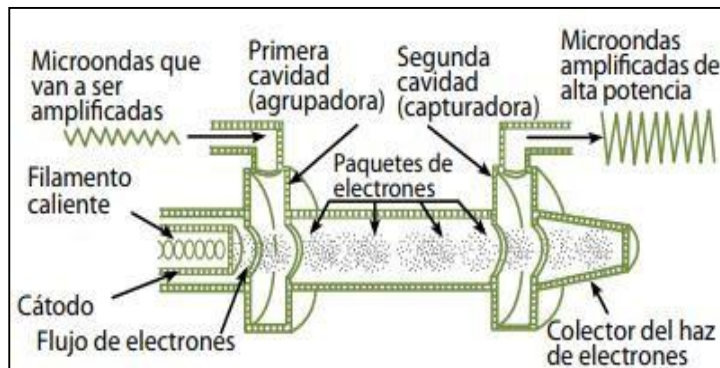
Esquema de un magnetrón



D. Klystron. Es un amplificador de RF, el cual necesita de un piloto oscilador que genere una microonda de baja intensidad, para posteriormente ser amplificada en el dispositivo (Cabrea-Palacios et al., 2011; Karzmark-Nunan et al., 1993). Es capaz de producir de 5 a 30 megavatios (Cabrea-Palacios et al., 2011). En la figura 12 se muestra el esquema de un klystron de dos cavidades, en donde los electrones son acelerados por un pulso negativo en la primera cavidad que lleva por nombre cavidad agrupadora, llegando a ella los microondas de baja potencia. Los electrones son acelerados por el campo eléctrico alterno establecido por las microondas en un proceso llamado modulación de la velocidad. Algunos de los electrones se ven afectados mientras que otros se aceleran y algunas se retrasan debido al agrupamiento de electrones (Khan, 2003).

Figura 12

Esquema de un klystron con dos cavidades



E. Acelerador de guías de ondas. Esta estructura tiene como finalidad acelerar los electrones, la cual está formada por una serie de cavidades de sección rectangular o circular en las que se ha hecho el vacío. Estas cavidades cumplen dos funciones principalmente, por un lado, acoplar y distribuir la energía de microondas entre cavidades adyacentes y, por otro, el de suministrar un campo eléctrico adecuado para acelerar los electrones (Serreta y Arroyo, 2012).

F. Sistema Auxiliar. Se compone de varios sistemas básicos que son: el sistema de bombeo al vacío, el sistema de refrigeración por agua, el sistema de presión de aire, y el blindaje contra la radiación de fuga.

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

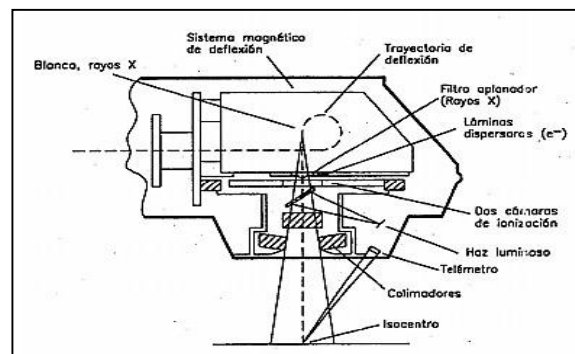
H. Colimación del haz y un sistema de seguimiento del haz. El monitoreo y colimación del haz son un sistema esencial en un acelerador lineal de uso clínico con el cual se asegura que la dosis de radiación sea entregada según lo prescrito por el médico, con una máxima precisión numérica y espacial (Khan, 1998; Khan, 2003; Mackie-Scrimger et al., 1985).

El cabezal del acelerador lineal presenta varios componentes, estos influyen en la

producción, configuración, localización y seguimiento del fotón clínico y haces de electrones; los cuales pueden verse en la figura 13.

Figura 13

Cabezal de tratamiento de un acelerador lineal de electrones



La ventana de salida, termina en la salida de la deflexión del haz, separa la zona de vacío del resto del cabezal.

El carro que sitúa las hojas dispersoras o el blanco, son las encargadas de dispersar los electrones ya que emergen de la ventana en un haz radial y angularmente muy focalizado.

El conjunto de hojas dispersoras secundarias, tiene como finalidad la dispersión de los electrones hacia la periferia del haz, resultando más uniforme el campo de radiación.

El filtro homogeneizador, tiene como finalidad conseguir que el campo de radiación sea lo más plano posible.

Las cámaras monitoras, sirven para controlar las características del haz tales como la tasa de dosis, dosis total, simetría y homogeneidad del haz.

Colimadores móviles, es la responsable de delimitar el tamaño del haz en las direcciones transversales a la del desplazamiento del haz (De la Vega Fernández, 2015).

2.8.2. Principios Físicos del Acelerador Lineal

La física de un acelerador lineal se fundamenta principalmente en la producción de los

dos tipos conocidos de rayos X: radiación característica y Bremsstrahlung. A continuación, se detallan cada una de estas.

2.8.2.1. Rayos X característicos. Los rayos X característicos es el resultado de la interacción Coulombiana de los electrones incidentes y los electrones orbitales del material que constituye el blanco.

Cuando se produce la interacción coulombiana, la energía que se transfiere al electrón orbital es la suficiente para eyectarlo de la capa atómica; constituyendo lo que se conoce en física atómica como electrón Auger, y consecuentemente un electrón de un nivel más energético “cae” y ocupa la vacancia creada. La diferencia de energías de ligaduras entre los estados final e inicial es emitida por el átomo en forma de fotón característico (rayos X característicos).

Los fotones emitidos muestran una distribución discreta de energías en correspondencia con cada material del ánodo, donde ocurren las transiciones, de aquí el concepto de “radiación característica”. La energía de los fotones emitidos puede estimarse a partir de la siguiente expresión:

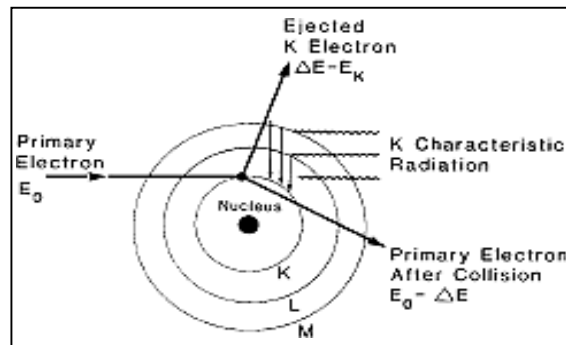
Ecuación 12

$$E(n, l, j) = Khc \frac{M_z}{M_z + m_e} \left[\frac{(Z - \sigma_A)^2}{n^2} + \frac{\alpha^2 (Z - \sigma_B)^4}{n^4} \left(\frac{n}{j + \frac{1}{2}} - \frac{3}{4} \right) \right]$$

Donde Z es el número atómico, M_z y m_e son las masas del átomo y electrón, respectivamente. Los coeficientes σ_A y σ_B representan los efectos por apantallamiento, total e interno; respectivamente y $K = 109737,303 \text{ cm}^{-1}$ es la constante de Rydberg.

Figura 14

Diagrama para explicar la producción de la radiación característica



2.8.2.2. Rayos X de Bremsstrahlung. Los rayos X de Bremsstrahlung son producidos por interacciones Coulombianas entre el electrón incidente y el campo nuclear del material que constituye el ánodo. Durante la interacción, se produce un acoplamiento electromagnético por el cual el electrón incidente es desacelerado y pierde parte de su energía (cinética); la cual es emitida como radiación en forma de fotones de rayos X de Bremsstrahlung. Este tipo de radiación se define en física atómica como pérdida radiactiva.

La intensidad de la emisión de Bremsstrahlung I_B puede estimarse usando la expresión empírica:

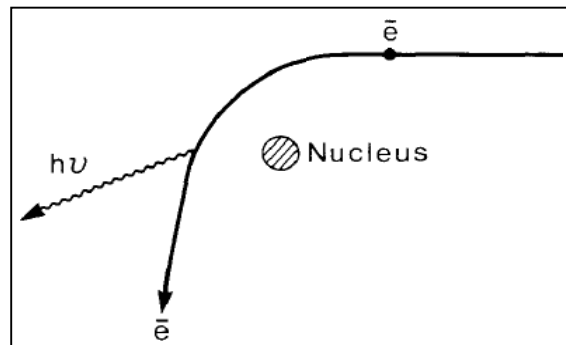
Ecuación 13

$$I_B = C_0[Z(\nu_{min} - \nu) + C_1Z^4]$$

Donde C_0 y C_1 se obtienen empíricamente, ν y ν_{min} son las frecuencias, asociadas a la energía de emisión, y la mínima posible de estas; respectivamente.

Figura 15

Ilustración del proceso de Bremsstrahlung



En un haz de rayos X, la cantidad de fotones característicos respecto de fotones de Bremsstrahlung varía en función de la energía cinética de los electrones incidentes (E_k) y el número atómico (Z) del material de ánodo, ya que estos determinan la eficiencia de la producción de radiación (Valente, 2014).

2.9. Sistema de Dosimetría

Un sistema de carácter ionométrico para radioterapia contiene los siguientes componentes:

Uno o más conjuntos de cámaras de ionización.

Un conjunto de medida (electrómetro), calibrado normalmente de forma separada en términos de carga eléctrica.

Uno o más maniqués con camisas impermeables.

El sistema dosimétrico debería incluir, además, uno o más dispositivos de comprobación de estabilidad. (IAEA, 2005)

2.9.1. Cámara de Ionización

Las cámaras de ionización se utilizan en la radioterapia y en la radiología de diagnóstico para la determinación de la dosis de radiación. La determinación de la dosis en condiciones de referencia también se denomina calibración del haz. Las cámaras de ionización presentan distintas formas y tamaños, dependiendo de los requisitos específicos, pero generalmente todas tienen las siguientes propiedades:

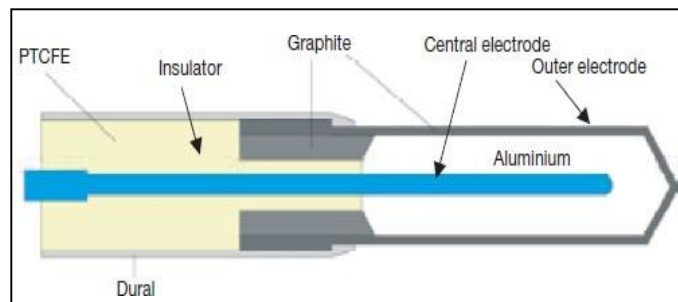
La cámara de ionización presenta una cavidad llena de gas la cual está rodeada por una pared conductora que tiene un electrodo colector central tal como se muestra en a figura 16. La pared y electrodo se separan con un aislante de alta calidad para reducir la corriente de fuga cuando se aplica un voltaje de polarización.

El electrodo protector garantiza la uniformidad de campo mejorada en el volumen activo o sensible de la cámara, con las ventajas resultantes en la recolección de carga.

Las mediciones con cámara de ionización al aire libre requieren de una corrección de presión y temperatura para el cambio de masa de aire en el volumen de la cámara, el cual cambia con la presión y temperatura del ambiente.

Figura 16

Diseño básico de una cámara de ionización cilíndrica tipo Farmer



2.9.1.1. Cámara de Ionización Cilíndrica. El volumen de la cámara de ionización cilíndrica oscila entre 0,1 a 1 cm³, su electrodo externo tiene la forma de una pared cilíndrica rígida (Serreta y Arroyo, 2012).

Se utilizan con frecuencia en la calibración de haces de radioterapia de rayos X con energía superior a los 80 kV, radiación gamma de ⁶⁰Co, haces de electrones con energía superior a los 10 MeV, haces de fotones de alta energía y haces terapéuticos de protones y de iones pesados; ya que son fáciles de usar para las medidas en un maniquí de agua. Durante su utilización, la cámara se debe alinear tal que la fluencia de la radiación sea uniforme en la

sección transversal, por lo tanto, se impone un límite inferior para los tamaños de campo en los que se puede realizar las medidas de radiación.

Las cámaras de ionización con paredes de grafito tienen normalmente mejor estabilidad a largo plazo y una respuesta más uniforme que las cámaras con paredes de plástico; sin embargo, estas últimas son más robustas y por consiguiente más adecuadas para las medidas de rutina. Para haces de fotones de alta energía, el punto de referencia de una cámara cilíndrica, para su calibración en el laboratorio y para las medidas en condiciones de referencia en el haz del usuario, se toma en el eje de la cámara, en el centro del volumen de la cavidad (IAEA, 2005).

El espesor de la pared es muy importante y depende del uso a que está destinada la cámara; en el caso de las cámaras cilíndricas diseñadas para usarse en la dosimetría de fotones, el espesor es de $0,065\text{g/cm}^2$ (Serreta y Arroyo, 2012).

A continuación, se detallan las cámaras de ionización cilíndricas:

Cámara de ionización PTW Farmer.

Las cámaras de $0,6\text{ cm}^3$ PTW Farmer están diseñadas para la dosimetría absoluta de fotones y electrones con dosímetros de terapia. Están disponibles tres tipos de cámara para mediciones en aire o en fantoma de estado sólido:

Tipo 30010 es la cámara estándar. El material de la pared es de grafito con una cubierta protectora de acrílico, y el electrodo está hecho de Al. El rango nominal de energía del fotón es de 30 kV a 50 MV.

Tipo 30011 con muro de grafito y electrodo de grafito se utiliza para la dosimetría de la terapia, donde se requiere una cámara completamente de grafito. El rango nominal de energía de los fotones es de 140 kV a 50 MV.

Tipo 30012 se utiliza para dosimetría de terapia, donde se requiere una cámara con pared de grafito y electrodo de Al. El rango nominal de energía del fotón es de 60 kV a 50 MV.

El rango de energía electrónica de todas las cámaras es de 10 MeV a 45 MeV. Las cámaras tipo 30011 y 30012 con sus tapas de grafito son de construcción delicada y deben ser manejadas con extremo cuidado.

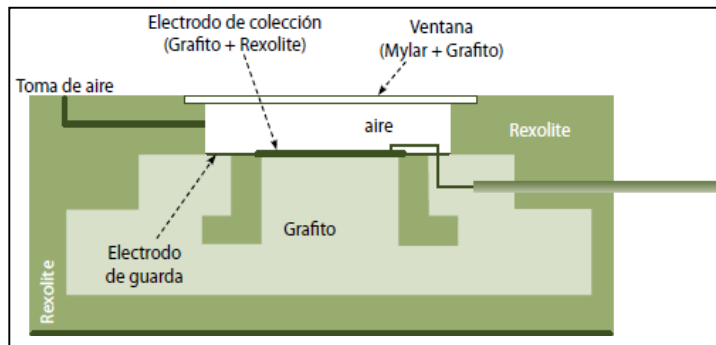
2.9.1.2. Cámara de Ionización Plano-Paralelas. Las cámaras de ionización plano-paralelas presentan una cavidad cuyo volumen oscila entre los 0,01 y 0,5 cm³, tienen forma de disco con un radio aproximado de 1 a 2 cm, 0,5 cm de altura y una ventana circular que presenta un espesor de 0,1 g/cm² (Serreta y Arroyo, 2012).

Por lo general estas cámaras son utilizadas principalmente para las energías de electrones menores a los 10 MeV. Se puede realizar medidas dosimétricas de referencia con haces de fotones únicamente si la cámara esta calibrada en términos de dosis absorbida en agua, igualmente para los iones pesados y protones.

Una de sus principales ventajas en la dosimetría de haces de electrón es la minimización de los efectos de perturbación por dispersión. Además, se pueden diseñar las cámaras para que muestre en la fluencia de los electrones que inciden por la ventana frontal y despreciar la contribución de los haces de electrones que entran por las paredes laterales. El punto de referencia de las cámaras para las medidas dosimétricas se toma en la superficie interna de la ventana de entrada, en el centro de la misma (IAEA, 2005).

Figura 17

Esquema de la cámara de ionización plano-paralelo modelo NACP



A continuación, se nombra algunas de las cámaras de ionización plano- paralelas más usadas:

Cámara electrón Ross.

Cámara electrón Advanced Markus. (Radiation Medicine, 2017)

2.9.2. *Electrómetro*

El electrómetro es un instrumento cuya finalidad es registrar la corriente eléctrica, carga eléctrica y diferencia de potencial, y que en comparación a otros instrumentos similares miden cantidades muy pequeñas del orden de 1×10^{-9} a 1×10^{-12} (Calcagno, 2009).

Los electrómetros cuentan preferiblemente con una escala digital y resolución de 4 dígitos, lo cual nos indica que posee un 0,1% de resolución en las lecturas y su variación en las respuestas no excede en un $\pm 0,5$ % al año, lo cual indica que posee una estabilidad a largo plazo. Es posible determinar la polaridad de la cámara ya que se puede invertir la polaridad de la tensión de colección y así variar el valor de la tensión y determinar su eficiencia (IAEA, 2005).

Figura 18

Electrómetro para dosimetría en radioterapia



Para una buena selección de los electrómetros se tiene en cuenta algunos aspectos importantes:

Polaridad: existen dos tipos de polaridad tanto la bipolar como la unipolar.

Offset: correspondiente a la corriente de entrada y a las fugas de cargas.

Ganancia y autorango.

Corriente de saturación.

Relación señal ruido.

Tiempo de respuesta. (Sandoval y William, 2016)

2.9.3. *Fantomas*

Los fantomas son dispositivos los cuales sirven para realizar los controles de calidad a los equipos de radioterapia, ya que estos dispositivos dan una aproximación a los tejidos de los seres humanos; existen fantomas con materiales de plástico, metal entre otros (Arias, 2014).

Las dimensiones de los fantomas han de ser los adecuados para lograr medir los haces de radiación, teniendo un margen de 5 cm en cada uno de los cuatro lados del campo. Por ejemplo, un maniquí de 30 cm x 30 cm x 30 cm, es ideal para determinar la dosis absorbida de referencia en haces de fotones y electrones, conjuntamente se puede determinar el índice de calidad de fotones.

Existen maniqués de diferentes materiales como el agua sólida, poliestireno, PMMA que son más usadas para medidas rutinarias de control de calidad (Serreta y Arroyo, 2012).

Figura 19

Fantoma de agua 41023 para dosimetría absoluta de haces horizontales



A continuación, se menciona algunos de los fantomas utilizados en la dosimetría de haces de fotones y electrones:

Fantoma acrílico y RW-3.

Fantoma tanque MP1. (Radiation Medicine, 2017)

2.10. Dosimetría Física

La dosimetría física presenta una definición establecida en el Real Decreto 1566/1998 el cual indica que, es un conjunto de procedimientos que tienen como objetivo establecer las variables dosimétricas con las que se caracterizan las fuentes y equipos; o cualquier medida de radiaciones ionizantes destinado a determinar una magnitud dosimétrica (Serreta y Arroyo, 2012).

A continuación, se presenta algunas de estas variables o magnitudes que son esenciales para el comisionamiento y aseguramiento de calidad para la radiación de uso clínico.

2.10.1. Porcentaje de dosis a profundidad (*PDD*)

Es uno de los parámetros más importantes conocido por sus siglas en inglés *PDD* (*percentage dose depth*), en la distribución y caracterización de la dosis sobre el eje central del haz de radiación, y es el cociente entre la dosis de radiación en cualquier punto de su eje central con respecto a la dosis a una profundidad de referencia (IAEA, 2000).

Ecuación 14

$$PDD[\%] = \frac{D_d}{D_{d0}} \times 100\%$$

Dónde:

D_d : Dosis absorbida a cualquier profundidad.

D_{d0} : Dosis absorbida a una profundidad de referencia.

Los *PDD* dependen de la energía, de la distancia del foco a la superficie del medio (*DFS*), del tamaño de campo en la superficie y de la profundidad en el medio. El *PDD* también expresa la variación de la dosis absorbida respecto a la distancia, los fenómenos de atenuación y la dispersión de los haces en medios diferentes del aire (Serreta y Arroyo, 2012).

Ecuación 15

$$PDP_{(z,A,f_A,h\nu)} = 100 \frac{D(z, A, f_A + z)}{D(z, A, f_A + z_{max})} = 100 \frac{\dot{D}(z, A, f_A + z)}{\dot{D}(z, A, f_A + z_{max})}$$

Dónde:

z : Profundidad de punto.

f_A : Distancia del foco a la superficie.

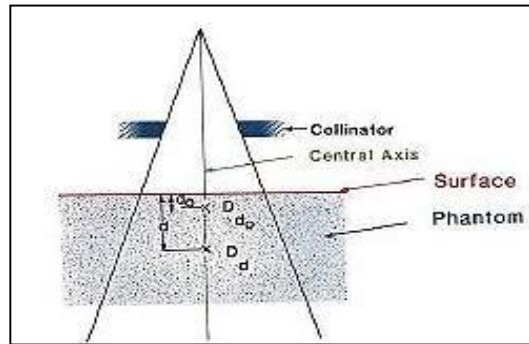
A : Campo en la superficie.

z_{max} : Profundidad del máximo de dosis absorbida.

$h\nu$: Calidad del haz de fotones.

Figura 20

Geometría para la medición del PDD, donde d es cualquier profundidad y d_0 es la profundidad de referencia de dosis máxima

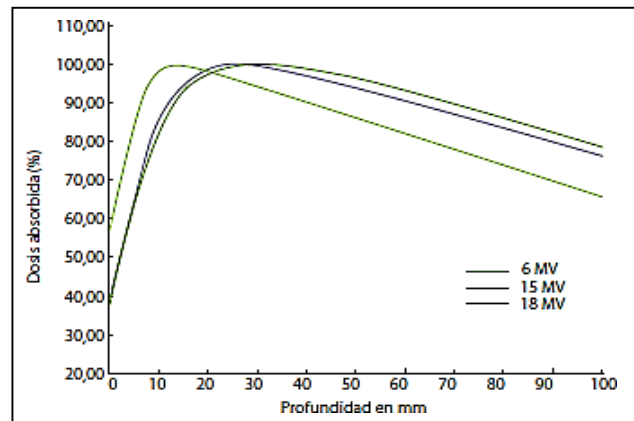


Los *PDD* utilizados para la radioterapia, generalmente son tabulados para campos cuadrados, a pesar de que los campos con frecuencia son irregulares o rectangulares. El concepto de cuadrado equivalente se utiliza para aprovechar los *PDD* de campos cuadrados para configuraciones no cuadradas (Valente, 2014).

Se denomina espesor de acumulación o “*buildup region*” a la zona entre la superficie y la profundidad del máximo, y es donde se produce la acumulación de las partículas cargadas provenientes de los fotones incidentes; cuando se aumenta la energía, el alcance es mayor de las partículas y por lo tanto la profundidad en donde se produce el máximo de dosis absorbida. (Serreta y Arroyo, 2012).

Figura 21

Curvas de PDD de haces de fotones de 6, 15 y 18 MV



Nota. Se muestran las curvas de dosis en profundidad para las energías de 6, 15 y 18 MV teniendo en cuenta una distancia fuente superficie de 100 cm y un campo de 10 cm x 10 cm. Adaptado de curvas de *PDD*, por Serreta y Arroyo, 2012, Radioterapia externa. Bases físicas, equipos, determinación de la dosis absorbida y programa de garantía de calidad.

2.10.2. Razón Tejido Maniquí (TPR)

Parámetro conocido por sus siglas *TPR* (*tissue-phantom ratio*), el cual está definido como el cociente de la dosis absorbida en agua o maniquí en el eje del haz a una profundidad Z y un tamaño de campo a esa profundidad S_Z , con la dosis absorbida en ese mismo punto, pero a una profundidad de referencia Z_R en las mismas condiciones geométricas (Paguay, 2018).

Ecuación 16

$$TPR(Z, S_Z) = \frac{D(Z, S_Z, f)}{D(Z_R, S_Z, f)}$$

La $TPR_{20,10}$ también puede obtenerse mediante la relación sencilla:

Ecuación 17

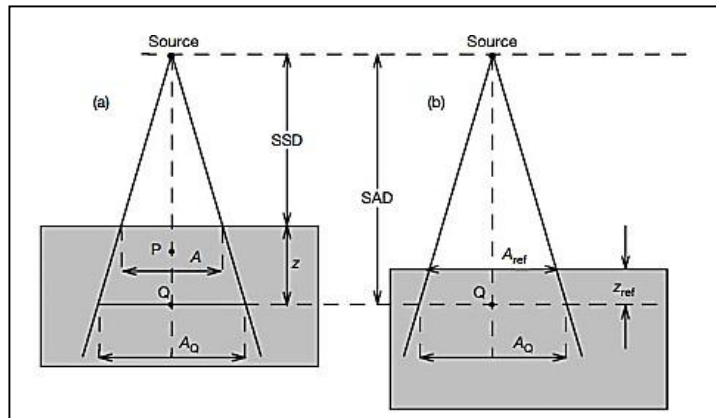
$$TPR_{20,10} = 1,2661 PDD_{20,10} - 0,0595$$

Donde $PDD_{20,10}$ es el cociente de los porcentajes de dosis en las profundidades de 20

y 10 cm para un tamaño de campo de 10x10 cm, definido en la superficie del maniquí a un SSD de 100 cm. (IAEA, 2005).

Figura 22

Geometría para la medida del TPR



2.10.3. Razón Tejido Máximo (TMR)

Cuando la profundidad Z coincide con la profundidad máxima Z_{max} se denomina “factor de retrodispersión” el cual viene definido por:

Ecuación 18

$$BSF(S_{Z_{max}}) = TAR(Z_{max}, S_{Z_{max}})$$

Si la profundidad de referencia Z_R coincide con la del máximo de dosis absorbida Z_{max} , la función toma el nombre de TMR el cual se define como sigue (Delgado, 2013):

Ecuación 19

$$TMR(Z, S_Z) = \frac{TAR(Z, S_Z)}{BSF(S_{Z_{max}})}$$

III. MÉTODO.

3.1 Tipo de Investigación

La presente investigación es de enfoque cuantitativo, de tipo aplicada y diseño experimental, con un alcance descriptivo-comparativo, orientada a evaluar la viabilidad del uso del fantoma de agua sólida RW-3 en el control de calidad dosimétrico.

3.2 Ámbito temporal y espacial

La presente investigación es de carácter transversal, debido a que la recolección de datos se realizó en un período de tiempo determinado, sin seguimiento longitudinal. El estudio se llevó a cabo en el área de radioterapia de la Clínica Ricardo Palma y en el área de radioterapia del Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas (INEN), donde se efectuaron las mediciones experimentales correspondientes.

3.3 Variables

Variable independiente: Fantoma de agua sólida RW-3.

Variable dependiente: Parámetros dosimétricos (*PDD*, índice de calidad del haz) del haz de fotones de 6 MV.

3.4 Población y muestra

Población: Está conformada por los sistemas dosimétricos utilizados en radioterapia clínica, específicamente los haces de fotones de 6 MV generados por aceleradores lineales, los equipos de medición dosimétrica y los fantomas empleados en el control de calidad dosimétrico.

Muestra: Es de tipo no probabilística e intencional, estuvo constituida por dos aceleradores lineales clínicos (Varian y Elekta), cámaras de ionización tipo Farmer y un conjunto de fantomas de agua sólida RW-3, utilizados para la realización de las mediciones experimentales.

3.5 Instrumentos

3.5.1. *Linac Elekta Synergy*

El linac utilizado en este trabajo es un Elekta Synergy, el cual presenta las siguientes características:

Equipo de alta tecnología equipado con sistemas de imagen que ayudan a localizar con mayor precisión las estructuras, presenta colimador multilaminas (MLC) de 1 cm de ancho en el isocentro, rápida colocación de campos irregulares complejos, compatible con la mayoría de planificadores presentes en el mercado, tamaño de campo máximo de 40 x 40 cm² y láminas de doble focalización (Elekta, 2017).

Figura 23

Linac Elekta Synergy



3.5.2. *Linac Varian UNIQUE*

El otro linac utilizado es el Varian UNIQUE, el cual presenta las siguientes características:

La reproducibilidad de la dosimetría de medición es del $\pm 1\%$.

La irradiación se acaba si se produce un cambio en la energía nominal superior a

$\pm 3\%$.

La distancia del target al eje es de $100 \pm 0.2\text{cm}$ (Varian, 2014).

Figura 24

Linac Varian Unique



3.5.3. *Electrómetro PC*

El Electrómetro PC de referencia presenta doble canal para la calibración de la dosis absoluta. Posee un peso adecuado que bordea los 0,4 kg y se opera mediante conexión USB.

Especificaciones:

Rango de corriente continuo que oscila entre 2pA a 5nA.

Rango de corriente pulsado que oscila entre 0 a 105 pC/pulso.

Frecuencia de actualización de la pantalla es de 500 ms.

La tensión de polarización es ajustable desde 0 a $\pm 400\text{ V}$.

Presenta estabilidad a largo plazo de $\pm 0.5\%$.

La dimensión del electrómetro es de 10.6 x 14.8 x 4.5 cm (Dosimetry, 2015).

Figura 25

Electrómetro PC



3.5.4. *Electrómetro Universal UNIDOS E*

El electrómetro UNIDOS E es de fácil manejo, y utilizado principalmente para la dosimetría de control diario. Su estructura permite conectar cámaras de iones y detectores de estado sólido; como también permite corregir la densidad del aire introduciendo la presión y temperatura.

El UNIDOS E muestra la dosis y tasa de dosis en las unidades de Gray (Gy), Roentgen (R), Gy/min, R/min o Gy .m, mientras que la carga y corriente se miden en Coulomb (C) y Ampere (A).

Características:

Alta precisión, excelente resolución (1fA) y amplios rangos dinámicos de medición.

Mide la dosis integrada y la tasa de dosis simultáneamente.

Fuente de alimentación desde 0 a ± 400 V en incrementos de ± 50 V.

Cumple con la norma IEC 60731 para medidas de campo.

Cumple con la norma IEC 60731 para medidas de referencia. (Radiation Medicine, 2017)

Figura 26

Electrómetro Universal UNIDOS E



3.5.5. Cámara de Ionización Farmer

La cámara Farmer de $0,6 \text{ cm}^3$ se usa fundamentalmente para la dosimetría absoluta tanto de fotones y electrones. Están disponibles tres tipos de cámara para las mediciones en aire o fantomas de estado sólido.

La cámara 30010, cuyas paredes son de grafito y el electrodo de aluminio (Al). El rango de energía para fotones es de 30 kV a 50 MV.

La cámara 30011, cuyas paredes y electrodo son de grafito. El rango de energía para fotones es de 140 kV a 50 MV.

La cámara 30012, cuyas paredes son de grafito y el electrodo de Al. El rango de energía para fotones es de 60 kV a 50 MV.

El rango de energía para todos los tipos de cámaras va desde los 10 MeV a 45 MeV, y las cámaras tipo 30011 y 30012 son las más delicadas debido a sus paredes de grafito (Radiation Medicine, 2017).

Figura 27

Izquierda: Cámara PTW Farmer. Derecha: Cámara Farmer Sun Nuclear



3.5.6. *Fantoma (Maniquí) de Agua Solida RW-3*

Los maniquies están diseñados para uso de energías que comprende desde el ^{60}Co hasta fotones de 25 MV, y energías de electrones de 5 MeV a 25 MeV. El RW-3 T29672 se compone de 33 placas de 30 x 30 cm mientras que el RW-3 T40006.1.001 presenta la misma cantidad de placas, pero de dimensión 40 x 40 cm.

Las placas presentan los siguientes espesores:

29 láminas de 10 mm de espesor.

2 láminas de 2 mm de espesor.

1 lamina de 5 mm de espesor.

1 lamina de 1 mm de espesor.

Figura 28

Maniquí de agua solida RW-3



El fantoma se utiliza para mediciones de dosis en profundidad y para la calibración de cámaras tipo dedal y plano paralelos en los rangos de energía para la radiación gamma desde el ^{60}Co hasta fotones de 25 MV y para los electrones desde los 5 MeV hasta los 25 MeV en unidades de dosis absorbida en agua.

El RW-3 está compuesto en un 2% de TiO_2 en masa de poliestireno blanco; su densidad es $1,045 \text{ g/cm}^3$, su valor medio efectivo $(Z/\text{Ar})_{\text{eff}}$ es 0,536 y su densidad electrónica referente al del agua es de 1,012 (PTW, 2015).

3.6. Procedimiento

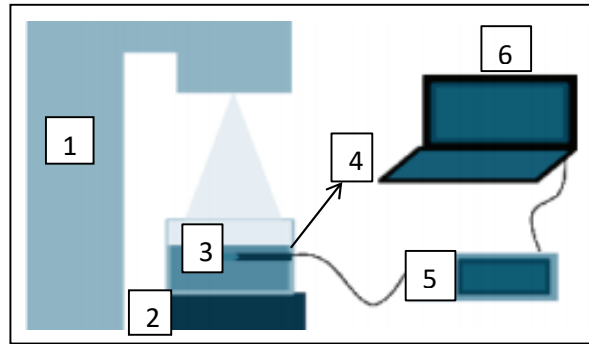
Para realizar la parte experimentada de la presente tesis se procedió de la siguiente manera:

3.6.1. Montaje del equipo

En la figura 29 se muestra el montaje del equipo para realizar la prueba de calibración dosimétrica, donde la mesa de tratamiento se desplaza en forma horizontal y vertical en beneficio de la colocación del fantoma de agua solida RW-3. Como los fantomas han sido diseñados para trabajos con fotones presentan una pequeña cavidad en la cual se coloca la cámara de ionización cilíndrica; en la parte posterior presenta una salida tnc que se conecta mediante un cable coaxial al electrómetro y mediante un cable USB al computador.

Figura 29

Esquema general para la calibración dosimétrica



Dónde:

- (1) Linac con haz de fotones de 6MV.
- (2) Mesa de tratamiento.
- (3) Fantoma de agua sólida RW-3.
- (4) Cámara de ionización de 0,6 cm³.
- (5) Electrómetro.
- (6) Computador.

3.6.2. Procedimiento para la calibración dosimétrica

Para la calibración dosimétrica se tiene en cuenta los valores indicados en la tabla 1; esta calibración se realizó teniendo en cuenta los lineamientos de la Agencia Internacional de Energía Atómica, a través del reporte TRS-398 (Coronado y Hernández, 2014) para su óptimo aprovechamiento.

Tabla 1

Parámetros específicos utilizados en las mediciones dosimétricas

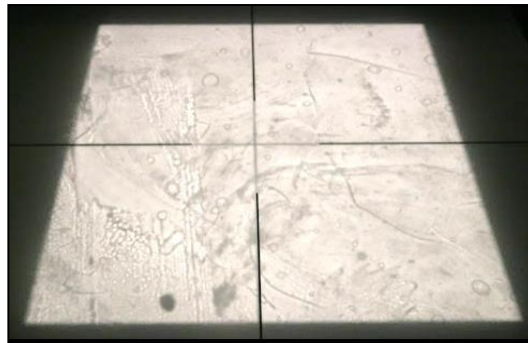
Tamaño de Campo (cm)	Tasa de Dosis	Angulo del Gantry	Angulo del Colimador	Energía
10x10	100 UM/min	0°	0°	6MV

Se detalla los lineamientos del TRS-398.

Los fantomas de agua solida RW-3 son removidos de su lugar de almacenamiento, para su posterior ubicación sobre la mesa de tratamiento. La ubicación de los fantomas tiene que estar dentro del campo de radiación en el isocentro del mismo.

Figura 30

Vista desde arriba del fantoma de agua solida RW-3 dentro del campo de radiación



Posicionar en el interior del fantoma la cámara de ionización cilíndrica SNC 600C Modelo 1047 de la marca Sun Nuclear, este conjunto fantoma-cámara se tiene que alinear en el isocentro mediante ayuda de la luz de campo y del sistema de láseres para ubicar el punto efectivo de la cámara que coincide justamente con las líneas trazadas en el fantoma de agua solida RW-3.

Figura 31

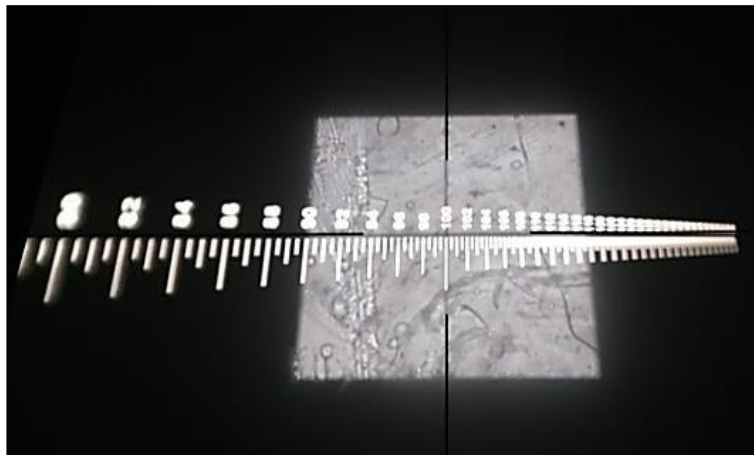
Alineación del conjunto fantoma-cámara mediante el sistema de láseres y luz de campo



Se utilizó la técnica de medida distancia fuente superficie (SSD) de 100cm, el cual se llegó a corroborar mediante el telemetro del linac para una adecuada dosimetría clínica.

Figura 32

Alineación del SSD 100cm mediante el telemetro



El conjunto fantoma-cámara se empalmo al electrómetro mediante un cable coaxial que es lo suficientemente largo para que el electrómetro se ubique fuera del bunker del linac. El electrómetro PC de la marca Sun Nuclear se unió a la laptop Lenovo Intel Core i5 mediante un cable con entrada TNC y salida USB, en donde se visualiza los datos de carga obtenidos en cada disparo de 100UM/min en las unidades de nanocoulombs (nC).

Figura 33

Carga obtenida en una de las mediciones con unidades de nC



Para la toma de datos se tomó una profundidad que oscila entre los 0.7cm a 20 cm para los parámetros de *PDD* y *TPR*. En cada remoción de las láminas de RW-3 se alinea el sistema fantoma-cámara con el objetivo de obtener datos experimentales adecuados.

Figura 34

Alineación del sistema fantoma-cámara en las profundidades de 20cm y 0.7 cm de profundidad



Se tomó datos de parámetros que intervienen en la dosimetría con ayuda de un barómetro OPUS 20, las cuales se muestran en la tabla 2.

Tabla 2

Parámetros ambientales tomados con el Barómetro OPUS 20

Temperatura	Humedad	Presión
21.5 °C	20-80%	998hPa

Una vez finalizado el procedimiento para la toma de datos, se procede con el encendido del panel de mando del linac para dar inicio a la irradiación del fantoma RW-3 y obtener los datos necesarios para la calibración dosimétrica.

Los mismos lineamientos se realizaron para el linac Elekta Synergy, mismo tamaño de campo, tasa de dosis de 100UM/min, ángulo del gantry, ángulo del colimador, energía de 6MV, SSD igual a 100cm. Los únicos parámetros que se modificaron se muestran en la tabla 3.

Tabla 3

Parámetros ambientales tomados con el Barómetro OPUS 20 para el Elekta Synergy

Temperatura	Voltaje	Presión
21°C	400V	995hP

3.7. Análisis de datos

El análisis se realizó a partir de los valores dosimétricos obtenidos experimentalmente mediante el uso del fantoma de agua sólida RW-3 y su comparación con las mediciones efectuadas en agua. Los parámetros analizados incluyeron los *PDD*, el índice de calidad del haz y los factores de calibración dosimétrica, determinados para haces de fotones de 6 MV en aceleradores lineales clínicos.

Los datos recolectados fueron organizados en tablas y gráficos para su evaluación descriptiva. Posteriormente, se efectuó un análisis comparativo entre los resultados obtenidos con ambos tipos de fantomas, calculándose las diferencias porcentuales y el margen de error relativo. Estos valores fueron contrastados con las tolerancias establecidas en el protocolo internacionales de dosimetría TRS-398, considerando aceptables aquellos resultados con desviaciones inferiores al 2 %.

Finalmente, los resultados obtenidos fueron interpretados en función del cumplimiento de los criterios de calidad dosimétrica, con el fin de evaluar la viabilidad de la implementación del fantoma de agua sólida RW-3 en los procedimientos de control de calidad en radioterapia.

IV. RESULTADOS.

4.1 Obtención de la curva de dosis en profundidad para la energía de 6 MV con fantomas de agua solida RW-3 en el linac Varian Unique

En la primera parte de la calibración se obtuvo las lecturas directas las cuales se presentan en la tabla 4 con una incertidumbre del $\pm 1\%$.

Tabla 4

Lecturas directas con el fantoma de agua solida RW-3 a diferentes profundidades para el Varian Unique

Profundidad	Lectura 1	Lectura 2	Lectura 3	Promedio
(cm)	(nC)	(nC)	(nC)	(nC)
0.7	18.48	18.47	18.47	18.47
1	18.51	18.50	18.50	18.50
1.2	18.86	18.85	18.85	18.85
1.6	19	19	18.99	19
1.7	18.97	18.96	18.96	18.96
1.8	18.93	18.92	18.92	18.92
2	18.81	18.80	18.80	18.80
3	18.04	18.03	18.02	18.03
5	16.39	16.38	16.37	16.38
8	14.06	14.05	14.05	14.05
10	12.62	12.61	12.61	12.61
12	11.31	11.31	11.30	11.31
16	9.04	9.03	9.03	9.03
18	8.06	8.06	8.06	8.06

20	7.18	7.19	7.19	7.19
----	------	------	------	------

Nota. Las lecturas experimentales mostradas se obtuvieron siguiendo el esquema general de calibración (figura 29), realizando tres lecturas para cada profundidad en unidades de nC y para cada una de ellas sus respectivos promedios. Autoría propia.

Con cada uno de los promedios de las lecturas se obtuvo la curva de dosis en profundidad utilizando la ecuación 14 que se muestra en la tabla 5, para la distancia de máximo de dosis el cual presenta un valor 1.6 cm.

Tabla 5

Valores calculados con el Varian Unique de los PDD a diferentes profundidades con el fantoma de agua solida RW-3

Profundidad (cm)	PDD (%)
0.7	0.97210
1	0.97368
1.2	0.99210
1.6	1
1.7	0.99789
1.8	0.99578
2	0.98947
3	0.94894
5	0.86210
8	0.73947
10	0.66368
12	0.59526
16	0.47526

18

0.42421

20

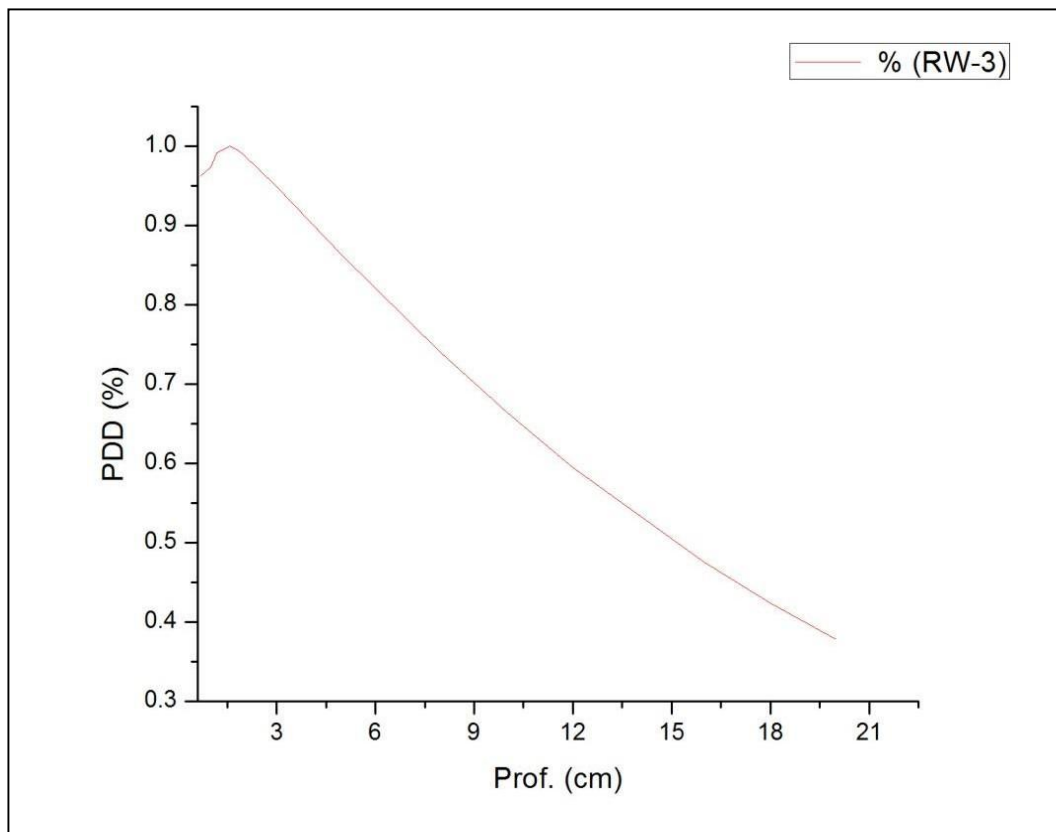
0.37842

Nota. Los valores que se muestran corresponden a los *PDD*, estas se obtuvieron utilizando la dosis absorbida a las diferentes profundidades y la dosis absorbida a la profundidad de referencia. Autoría propia.

Se procedió a realizar la gráfica del *PDD* para energía de 6MV, haciendo uso del software OriginPro 8; la cual se presenta en la figura 35.

Figura 35

Curva de dosis en profundidad para el RW-3, normalizado al máximo de dosis para el Varian Unique



Nota. Se muestra la curva del *PDD* para una energía igual a 6MV utilizando el fantoma RW-3 para una distancia fuente superficie de 100 cm y tamaño de campo de 10cm x 10cm,

normalizado a su d_{\max} . Autoría propia.

4.2 Obtención de la curva de dosis en profundidad para la energía de 6MV con fantoma de agua en el linac Varian Unique

Se presenta las lecturas directas en la tabla 6 con una incertidumbre del $\pm 1\%$.

Tabla 6

Lecturas directas con el fantoma de agua a las mismas profundidades para el Varian Unique

Profundidad	Lectura 1	Lectura 2	Lectura 3	Promedio
(cm)	(nC)	(nC)	(nC)	(nC)
0.7	18.46	18.46	18.45	18.46
1	18.53	18.52	18.52	18.52
1.2	18.89	18.88	18.87	18.88
1.6	19.02	19.04	19.04	19.04
1.7	18.99	18.98	18.98	18.98
1.8	18.95	18.94	18.94	18.94
2	18.78	18.76	18.76	18.76
3	18.01	18.02	18.01	18.01
5	16.37	16.36	16.37	16.37
8	14.02	14.03	14.03	14.03
10	12.59	12.58	12.59	12.59
12	11.34	11.35	11.33	11.34
16	9.01	9.02	9.01	9.01
18	8.08	8.09	8.06	8.07
20	7.15	7.13	7.13	7.13

Se muestra la curva de dosis en profundidad en la tabla 7, para el d_{\max} .

Tabla 7

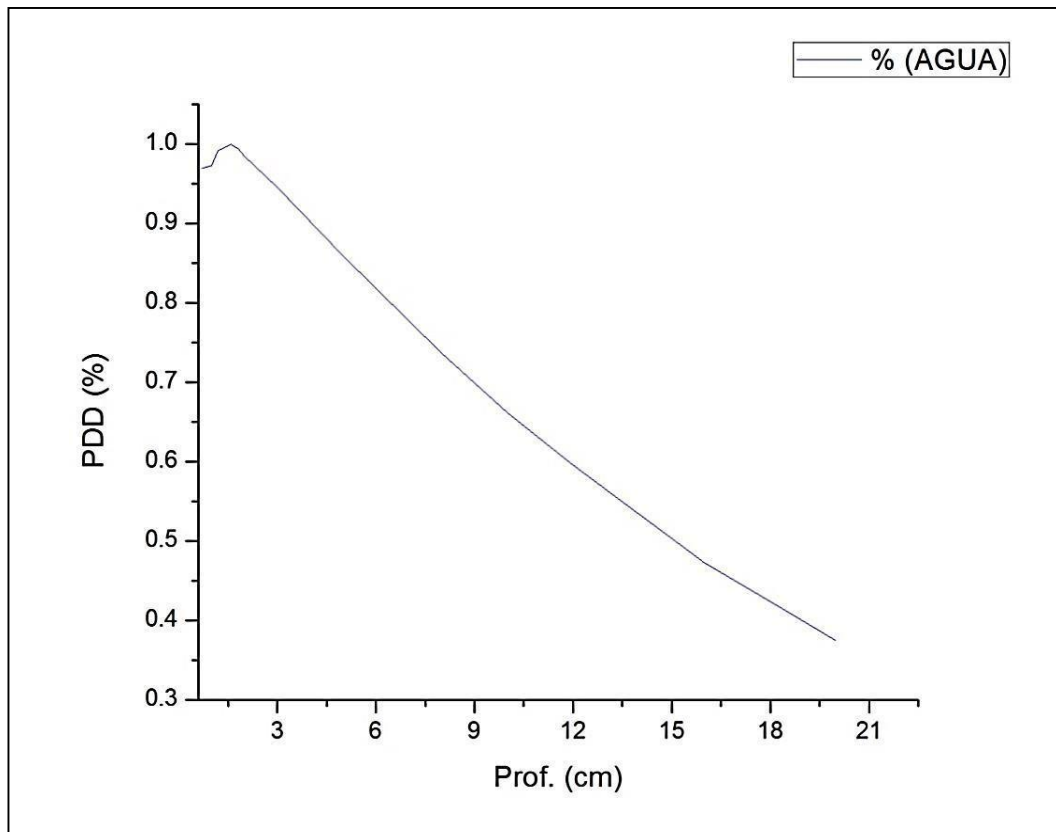
Valores calculados con el Varian Unique de los PDD a las mismas profundidades con el fantoma de agua

Profundidad (cm)	PDD (%)
0.7	0.96954
1	0.97268
1.2	0.99159
1.6	1
1.7	0.99684
1.8	0.99474
2	0.98529
3	0.94590
5	0.85976
8	0.73686
10	0.66123
16	0.47321
18	0.42384
20	0.37447

Se procedió a realizar la gráfica del *PDD* para energía de 6MV, haciendo uso del software OrigenPro 8; la cual se presenta en la figura 36.

Figura 36

Curva de dosis en profundidad para el fantoma de agua, normalizado al máximo para el Varian Unique



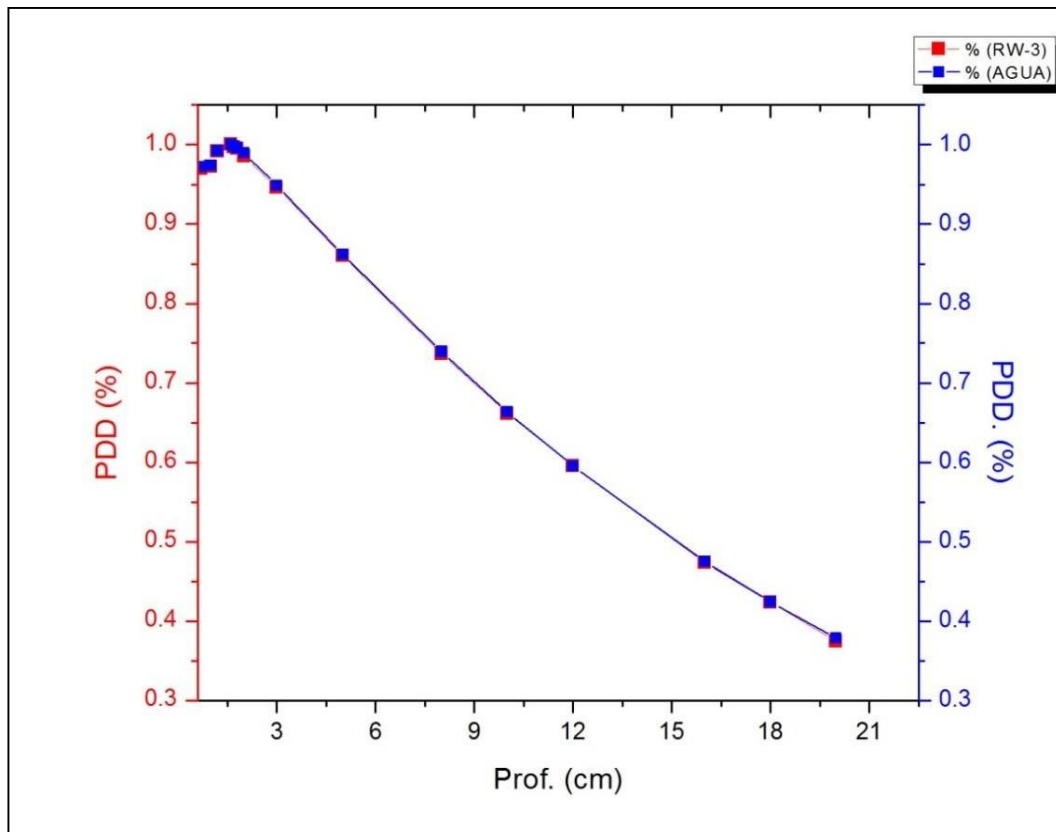
Nota. Se muestra la curva del *PDD* para una energía igual a 6MV utilizando el fantoma de agua para una distancia fuente superficie de 100 cm y tamaño de campo de 10cm x 10cm, normalizado a su d_{max} . Autoría propia.

4.3 Comparación de los *PDD* obtenidos con el Varian Unique para el RW-3 y el fantoma de agua

Para validar los resultados en el acelerador Varian Unique se procedió a comparar los *PDD* obtenidos para el fantoma de agua solida RW-3 y el fantoma de agua, tal y como se muestra en la figura 37.

Figura 37

Curvas de PDD obtenidas para el fantoma de agua solida RW-3 (línea roja) y fantoma de agua (línea azul)



Nota. Los puntos en la gráfica muestran la evolución de la dosis absorbida para la energía de 6MV en dos medios y profundidades diferentes, esto arroja que el error porcentual de la dosis es menor al 2%. Autoría propia.

4.4 Obtención de la curva de dosis en profundidad para la energía de 6MV con fantomas de agua sólida RW-3 en el linac Elekta Synergy

Se presenta las lecturas directas en la tabla 8 con una incertidumbre del $\pm 1\%$.

Tabla 8

Lecturas directas con el fantoma de agua sólida RW-3 a diferentes profundidades para el Elekta Synergy

Profundidad	Lectura 1	Lectura 2	Lectura 3	Promedio
(cm)	(nC)	(nC)	(nC)	(nC)

0.7	15.08	15.08	15.07	15.08
1	17.01	17.01	17.02	17.01
1.2	17.88	17.89	17.88	17.88
1.6	18.21	18.20	18.21	18.21
1.7	18.18	18.18	18.18	18.18
1.8	18.16	18.15	18.16	18.16
2	18.13	18.13	18.14	18.13
3	17.45	17.45	17.44	17.45
5	15.91	15.91	15.91	15.91
8	13.69	13.70	13.70	13.70
10	12.40	12.39	12.39	12.39
20	7.22	7.22	7.21	7.22

Se muestra la curva de dosis en profundidad en la tabla 9, para el d_{max} .

Tabla 9

Valores calculados con el Elekta Synergy de los PDD a diferentes profundidades con el fantoma de agua solida RW-3

Profundidad (cm)	PDD (%)
0.7	0.82811
1	0.93410
1.2	0.98187
1.6	1
1.7	0.99835
1.8	0.99725
2	0.99560
3	0.95826

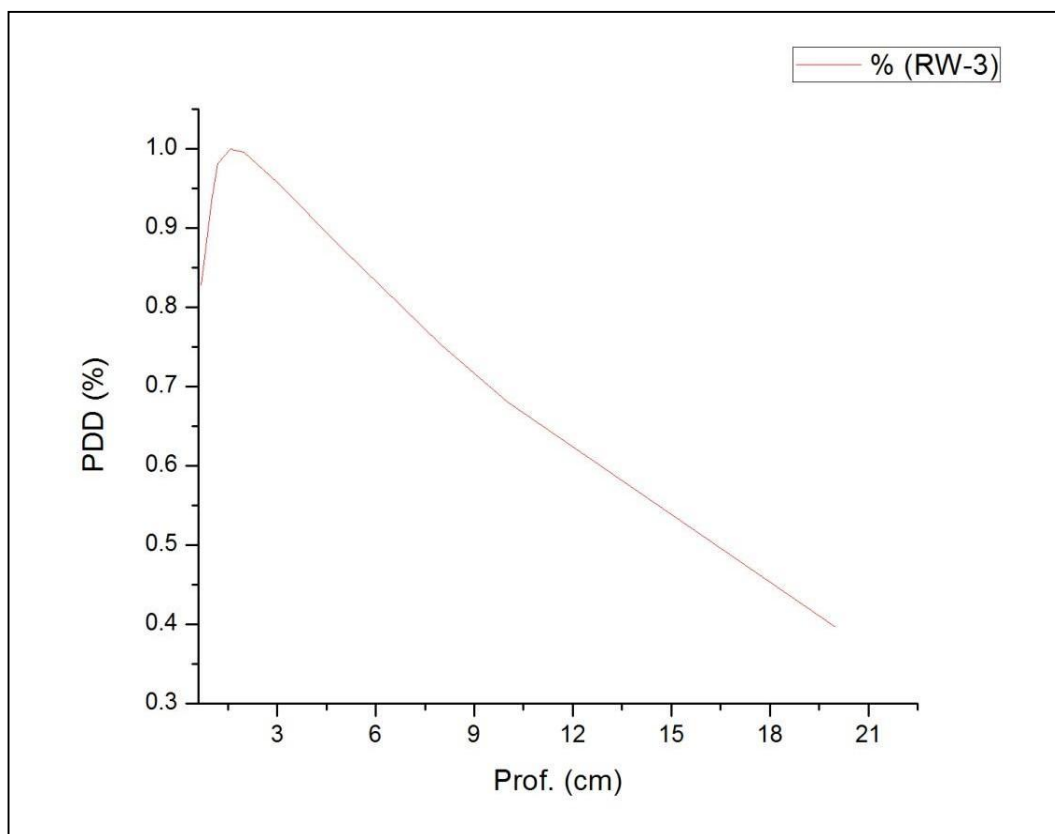
5	0.87369
8	0.75233
10	0.68039
20	0.39648

Se muestra el gráfico de las curvas de dosis en profundidad, realizado con el software

OriginPro 8.

Figura 38

Curva de dosis en profundidad para el RW-3, normalizado al máximo de dosis para el Elekta Synergy



Nota. Se muestra el *PDD* para la energía de 6MV utilizando los mismos parámetros y medio de la figura 35, siempre normalizando la dosis absorbida a su d_{\max} . Autoría propia.

4.5 Obtención de la curva de dosis en profundidad para la energía de 6MV con

fantoma de agua en el linac Elekta Synergy

Se presenta las lecturas directas en la tabla 10 con una incertidumbre del $\pm 1\%$.

Tabla 10

Lecturas directas con el fantoma de agua a las mismas profundidades para el Elekta Synergy

Profundidad	Lectura 1	Lectura 2	Lectura 3	Promedio
(cm)	(nC)	(nC)	(nC)	(nC)
0.7	15.46	15.46	15.45	15.46
1	17.25	17.25	17.26	17.25
1.2	17.78	17.79	17.79	17.79
1.6	18.19	18.19	18.20	18.19
1.7	18.18	18.18	18.19	18.18
1.8	18.17	18.16	18.17	18.17
2	18.09	18.11	18.10	18.10
3	17.39	17.41	17.41	17.41
5	15.93	15.93	15.93	15.93
8	13.72	13.72	13.73	13.72
10	12.42	12.44	12.44	12.44
20	7.27	7.28	7.27	7.27

Se muestra la curva de dosis en profundidad en la tabla 11, para el d_{\max} .

Tabla 11

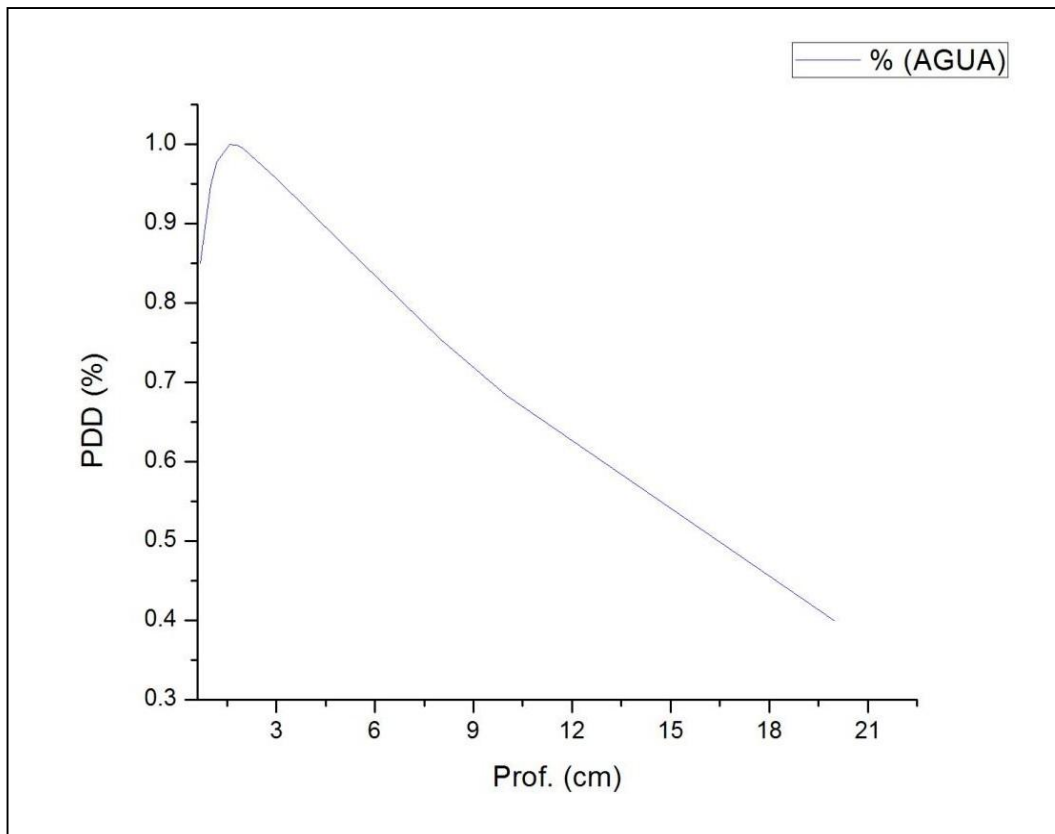
Valores calculados con el Elekta Synergy de los PDD a las mismas profundidades con el fantoma de agua

Profundidad (cm)	<i>PDD</i> (%)
0.7	0.84991
1	0.94832
1.2	0.97800
1.6	1
1.7	0.99945
1.8	0.99890
2	0.99505
3	0.95712
5	0.87575
8	0.75426
10	0.68389
20	0.39967

Se muestra el gráfico de las curvas de dosis en profundidad, realizado con el software OriginPro 8.

Figura 39

Curva de dosis en profundidad para el fantoma de agua, normalizado al máximo de dosis para el Elekta Synergy

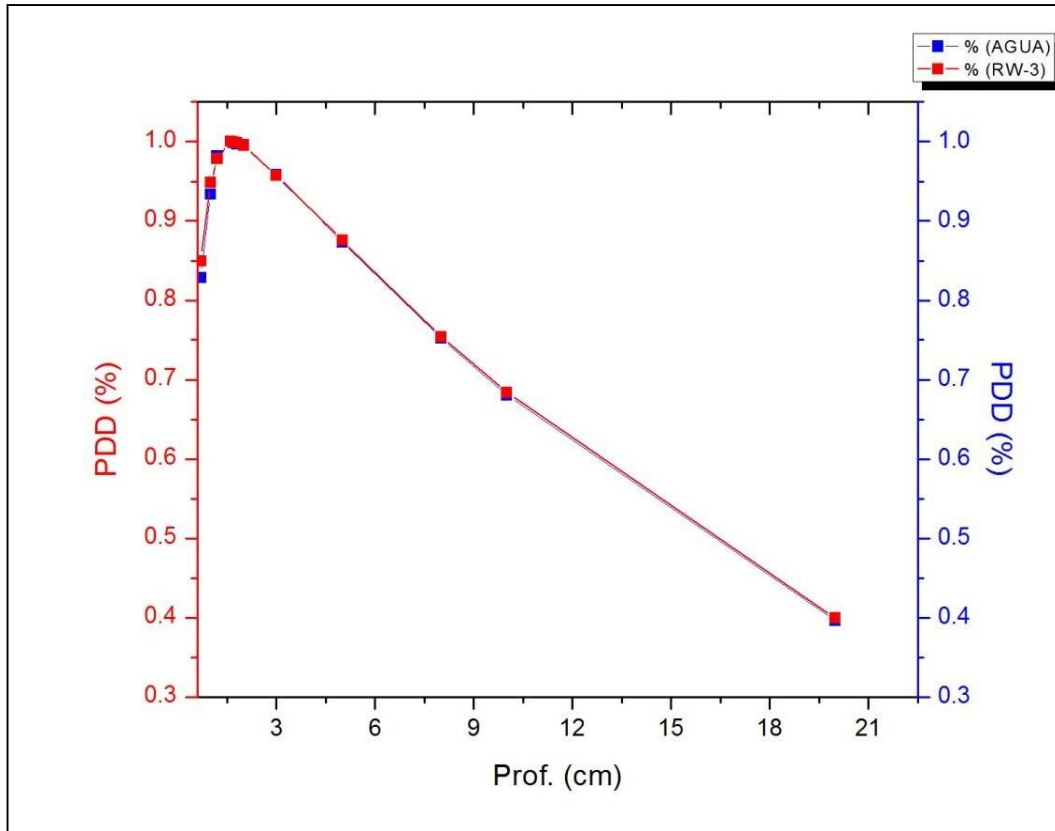


4.6 Comparación de los *PDD* obtenidos con el Elekta Synergy para el RW-3 y el fantoma de agua

Para validar los resultados he comparado el *PDD* obtenido en el fantoma de agua sólida RW-3 y el *PDD* obtenido en el fantoma de agua para el Elekta Synergy tal y como se muestra en la figura 40.

Figura 40

Curvas de PDD obtenidas para el fantoma de agua sólida RW-3 (línea roja) y fantoma de agua (línea azul) para el Elekta Synergy



Nota. Los puntos en la gráfica muestran que el error porcentual de la dosis absorbida para los dos medios utilizados no supera el 2% lo que nos indica los protocolos establecidos para la calibración dosimétrica para energías de 6MV. Autoría propia.

4.7 Cálculo del factor de índice de calidad del haz $TPR_{20,10}$

Se utilizó el haz con energía de 6MV con un campo de 10cm x 10cm, y a un SSD de 100cm como lo recomienda el TRS-398. Se utilizó la ecuación 17 y se muestra en la tabla 12.

Tabla 12

Cálculo del índice de calidad $TPR_{20,10}$ y sus respectivos porcentajes de error

$TPR_{20,10}$ (UNIQUE)		$TPR_{20,10}$ (SYNERGY)		Porcentaje de Error	
RW-3	AGUA	RW-3	AGUA	UNIQUE	SYNERGY
0.662	0.657	0.678	0.680	0.6%	0.3%

Nota. Los valores mostrados se obtuvieron utilizando la ecuación 17, estos muestran que para ambos medios utilizados dicho parámetro indican que los *PDD* para una profundidad de 20cm y 10 cm no difieren extensamente y que se encuentran dentro de la tolerancia expresados en los protocolos internacionales de control dosimétrico. Autoría propia.

V. DISCUSIÓN DE RESULTADOS.

- Existe un amplio estudio en la calibración dosimétrica para fotones de altas energías en el área de teleterapia; ya que existen varios instrumentos para realizar cada vez un mejor control de calidad en la parte de dosimetría. Según mis resultados, encontramos un número de parámetros específicos asociados a la calibración dosimétrica, las cuales podrían desempeñar un rol importante y significativo, no solo por los valores encontrados, sino también por la caracterización del fantoma de agua solida RW-3. Así, con los datos obtenidos para los parámetros tales como las curvas de dosis en profundidad y el índice de calidad del haz se desarrollaron de forma correcta debido a los datos obtenidos en relación a parámetros físicos y de medición con el fantoma de agua.

- Por ello, el estudio y conocimiento de los aspectos dosimétricos del fantoma de agua solida RW-3, fortalecen y desarrollan la base de programas que implementen el uso para la calibración dosimétrica. El presente estudio, con un diseño metodológico adecuado y con una serie de grandes avances en el área de la radioterapia podría ser tomado en cuenta para futuros estudios referentes al control de calidad dosimétrico en los centros hospitalarios del país.

VI. CONCLUSIONES.

- Con los datos obtenidos se pudo obtener las curvas de dosis en profundidad para fotones de energía 6MV con el fantoma de agua solida RW-3 y compararlas con los obtenidos en la calibración con fantoma de agua, se nota que son similares ya que existe un porcentaje de error, esto se justifica ya que los parámetros físicos (presión, temperatura y recombinación de cargas) o del sistema de medida (polaridad, estabilidad de electrómetro) para la calibración son diferentes en ambos casos. Además, también implica las densidades que presentan los fantomas, ya que la densidad del fantoma de agua solida RW-3 es de 1.045g/cm^3 y el del agua es 1g/cm^3 .
- Los resultados experimentales obtenidos con el fantoma de agua solida RW-3 nos arroja un error porcentual que son menores al 2% respecto de los resultados experimentales obtenidos en agua, el cual está por debajo del nivel de tolerancia recomendado por el reporte TRS-398.
- El $TPR_{20,10}$ es uno de los factores más importantes en el tema de la calidad del haz de radiación al realizar las calibraciones dosimétricas, al calcular este factor mediante las curvas de PDD obtenidas con el fantoma de agua solida RW-3 se obtuvieron los valores de 0.662 para el linac Varian Uniquey de 0.678 para el linac Elekta Synergy, por el cual estos valores caen dentro de los valores aceptables estipulados en los protocolos establecidos para este factor.
- Se realizó la caracterización del fantoma de agua sólida RW-3 en el linac Varian Unique y Elekta Synergy, para su implementación en el control de calidad dosimétrico habiendo cumplido con todas las tolerancias dadas en los protocolos internacionales. Su implementación permitirá grandes beneficios como el ahorro de tiempo en las mediciones, agilidad en la práctica y sobre todo garantizar la calidad en la toma de mediciones

dosimétricas en favor de los pacientes que son tratados con haces de fotones de 6MV.

VII. RECOMENDACIONES

- Se recomienda implementar el uso del fantoma de agua sólida RW-3 en los procedimientos de control de calidad de los servicios de radioterapia, debido a que los resultados obtenidos se encuentran dentro de las tolerancias establecidas por el protocolo internacional.
- Se sugiere que las mediciones dosimétricas realizadas con el fantoma RW-3 sigan los lineamientos del protocolo TRS-398, con el fin de garantizar la confiabilidad y reproducibilidad de los resultados.
- Se recomienda capacitar al personal encargado de las mediciones dosimétricas en el uso adecuado del fantoma de agua sólida RW-3, a fin de asegurar una correcta aplicación en la práctica clínica.
- Se sugiere realizar futuras investigaciones que evalúen el desempeño del fantoma RW-3 en otras energías de fotones y condiciones de medición, con el propósito de ampliar su aplicación en radioterapia.

VIII. REFERENCIAS

- Arias, C., Borrás, C., Castellanos Robayo, J., Miguel, M. A. D., Hanson, G., Khatib, S., & Skvarca, J. (1997). Organización, desarrollo, garantía de calidad y radioprotección en los servicios de radiología: Imaginología y radioterapia. Organización Panamericana de la Salud.
- Arias Garcés, M. J. (2014). Comisionamiento y puesta en marcha del acelerador lineal digital de alta energía Elekta Synergy para rayos X en el departamento de radioterapia del Hospital Carlos Andrade Marín. Escuela Superior Politécnica de Chimborazo.
- Attix, F. H. (2004). Introduction to radiological physics and radiation dosimetry. John Wiley & Sons.
- Azcona, J. D. (2010). Caracterización experimental de núcleos de convolución en radioterapia con modulación de intensidad. Universidad de Navarra.
- Baskar, R., Lee, K. A., Yeo, R., & Yeoh, K. W. (2012). Cancer and radiation therapy: Current advances and future directions. *International Journal of Medical Sciences*, 9(3), 193–199.
- Borcia, C., & Mihailescu, D. (2008). Are water-equivalent materials used in electron beams dosimetry really water equivalent? *Romanian Journal of Physics*, 53(7–8), 851–863.
- Bransden, B. H., Joachain, C. J., & Plivier, T. J. (2003). Physics of atoms and molecules. Pearson Education India.
- Cabrera Pazos, A., Palacios Fornell, M. P., & Gil Ramírez, M. I. (2011). Fundamentos teóricos-prácticos en radioterapia. Fesitess Andalucía.
- Calcagno, A. P. (2009). Informe técnico electrómetro. Instituto Nacional de Investigaciones Nucleares (ININ).
- Asociación Española Contra el Cáncer (Ed.). (2008). ¿Qué es la radioterapia? Madrid, España.

- Cátodo de un tubo de rayos X. (2016). Tubo de rayos X. <http://adri07nr.blogspot.com/2016/11/tubo-de-rayos-x.html>
- Chow, J. C., & Owrangi, A. M. (2009). Solid water as phantom material for dosimetry of electron backscatter using low-energy electron beams: A Monte Carlo evaluation. *Medical Physics*, 36(4), 1587–1594.
- Colodro, F. M. (s. f.). Interacción de la radiación con la materia. Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Hospital General Universitario Santa Lucía.
- Coronado, L. V., & Hernández Martín, J. (2014). Caracterización dosimétrica de un phantom RW3 con fotones de 6 MV para control de calidad. V Congreso Nacional de Tecnología Aplicada a Ciencias de la Salud, Puebla, México.
- De la Vega Fernández, J. M. (2016). Caracterización y control de calidad de la energía de los haces de electrones empleados en radioterapia. Universidad de Granada.
- Dosimetry, R. (2015). PC Electrometer TM. Sun Nuclear Corporation.
- Elekta. (2017). The field of radiation therapy is constantly changing.
- Escobar, J. (2019). Introducción a la RT: Equipamiento. <https://slideplayer.es/slide/1075453/>
- Fujita, Y., Tohyama, N., Myojoyama, A., & Saitoh, H. (2010). Depth scaling of solid phantom for intensity modulated radiotherapy beams. *Journal of Radiation Research*, 51(4), 457–463.
- Gabor, M., & Litoborski, M. (2008). Dose measurement verification in solid state phantom in place of field connection for non-standard radiotherapy conditions. *Reports of Practical Oncology & Radiotherapy*, 13(6), 270–276.
- Goldstone, K. E. (1990). Tissue substitutes in radiation dosimetry and measurement (ICRU Report 44). International Commission on Radiation Units and Measurements.

- Greene, D., & Williams, P. C. (1997). *Linear accelerators for radiation therapy*. CRC Press.
- Hill, R. F., Brown, S., & Baldock, C. (2008). Evaluation of the water equivalence of solid phantoms using gamma ray transmission measurements. *Physics in Medicine & Biology*, 53(5), 1258–1264.
- Hubbell, J. H., Gimm, H. A., & Overbo, I. (1980). Pair, triplet, and total atomic cross sections (and mass attenuation coefficients) for 1 MeV–100 GeV photons in elements $Z = 1$ to 100. *Journal of Physical and Chemical Reference Data*, 9(4), 1023–1046.
- Kaplan, I. (s. f.). *Física nuclear*.
- International Atomic Energy Agency. (2000). *Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: Protocolo de control de calidad*. Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA).
- Karzmark, C. J., & Morton, R. J. (1982). *A primer on theory and operation of linear accelerators in radiation therapy*. U.S. Department of Health and Human Services.
- Karzmark, C. J., Nunan, C. S., & Tanabe, E. (1993). *Medical electron accelerators*. McGraw-Hill.
- Kemp, L. A. W. E. (1974). The concept and practical realization of the unit of X-ray exposure. *Physics in Medicine and Biology*, 19(4), 525–532.
- Khan, F. M. (1994). *The physics of radiation therapy* (2nd ed.). Lippincott Williams & Wilkins.
- Khan, F. M. (1998). *Treatment planning in radiation oncology* (1st ed.). Lippincott Williams & Wilkins.
- Khan, F. M. (2003). *The physics of radiation therapy* (3rd ed.). Lippincott Williams & Wilkins.
- Khan, F. M. (2010). *The physics of radiation therapy* (5th ed.). Lippincott Williams & Wilkins.
- Lilley, J. (2013). *Nuclear physics: Principles and applications*. John Wiley & Sons.

- Mackie, T. R., Scrimger, J. W., & Battista, J. J. (1985). A convolution method of calculating dose for 15 MV X-rays. *Medical Physics*, 12(2), 188–196.
- Martin, B. R., & Shaw, G. (2019). *Nuclear and particle physics: An introduction*. John Wiley & Sons.
- Ministerio del Interior. (1989). *Información y capacitación sobre emergencias nucleares*. Dirección General de Protección Civil.
- Monografias.com. (s. f.). Formalismos de cálculo de unidades de monitor para haces de fotones de alta energía. <https://www.monografias.com/trabajos41/calculo-haces-fotones/calculo-haces-fotones2.shtml>
- Mountford, P. J., & Temperton, D. H. (1992). Recommendations of the International Commission on Radiological Protection (ICRP) 1990. *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, 19(2), 77–79. <https://doi.org/10.1007/bf00184120>
- Ortega Aaramburu, X., & Jorba Bisbal, J. (1996). *Radiaciones ionizantes: Utilización y riesgos I*.
- Paguay Villarroel, J. C. (2018). *Verificación del comportamiento dosimétrico del sistema de planificación de tratamientos de radioterapia a través de las curvas de calibración de densidades electrónicas relativas (DER) en el Hospital de la Sociedad de Lucha Contra el Cáncer (SOLCA) Núcleo Loja*. Escuela Superior Politécnica de Chimborazo.
- Pérez Liva, M. (2012). *Simulación de aceleradores para radioterapia intraoperatoria*. Universidad Complutense de Madrid.
- Podgorsak, E., & Podgorsak, M. (1999). Special techniques in radiotherapy. En *Modern technology in radiation oncology*. Medical Physics Publishing.
- Proyector de fuente de braquiterapia. (2019). <https://www.medicalexpo.es/prod/varian->

oncology/product-70440-424114.html

PTW. (2015). Maniquí de láminas RW3. Radiation Medicine.

Rodríguez, F. M., Miranda, S. V., Martínez, F. M., & Sánchez, T. M. (1998). Análisis de dosis a cristalino en radiología intervencionista: A propósito de un caso. *Revista de Protección Radiológica*, 3(1), 25–32.

Ruggeri, R. M., Mairal, L., Scarabino, M. L., Colombo, S., & Sardi, M. (2013). Estimation of delivered doses to the fetus in an external radiation therapy treatment of megavoltage. *Reports of Practical Oncology & Radiotherapy*, 18(5), 270–274.

Sánchez, R. G., García, C., & Martínez, M. (1998). Comparación de dos protocolos dosimétricos en fantomas de agua y sólido para haces de electrones en un cono de extensión. *Revista Mexicana de Física Médica*, 44(3), 210–218.

Sánchez Galiano, P. (s. f.). *Introducción a la física de la radioterapia*.

Sandoval, L., & William, K. (2016). Análisis de parámetros técnicos y dosimétricos en el comisionamiento de aceleradores lineales clínicos Elekta Synergy Platform. Universidad Nacional de Colombia.

Serreta, A. B., & Arroyo, M. L. (2012). Radioterapia externa: Bases físicas, equipos, determinación de la dosis absorbida y programa de garantía de calidad. En *Fundamentos de física médica* (Vol. 3).

Sociedad Española de Física Médica (SEFM). (2003). ICRU-60: Magnitudes y unidades fundamentales para la radiación ionizante. Comisión Internacional para las Unidades y Medidas de la Radiación.

Sociedad Española de Física Médica (SEFM). (2012). *Fundamentos de física médica*. Vol. 1: Medida de la radiación. Universidad Internacional de Andalucía.

- Sociedad Española de Física Médica (SEFM). (2012). Fundamentos de física médica. Vol. 2: Radiodiagnóstico: Bases físicas, equipos y control de calidad. Universidad Internacional de Andalucía.
- Thomadsen, B., Constantinou, C., & Ho, A. (1995). Evaluation of water-equivalent plastics as phantom material for electron-beam dosimetry. *Medical Physics*, 22(3), 291–296.
- International Atomic Energy Agency (IAEA). (2005). Determinación de la dosis absorbida en radioterapia con haces externos (TRS-398). IAEA.
- Valente, M. (2014). Curso de posgrado: Física médica. CONICET & Universidad Nacional de Córdoba.
- Varian. (2014). UNIQUE. Varian Medical Systems.