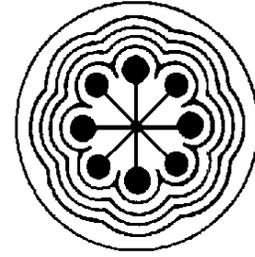




**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DEL
ESTADO DE MÉXICO**

**INSTITUTO NACIONAL DE
INVESTIGACIONES NUCLEARES**



ININ

FACULTAD DE MEDICINA

MAESTRÍA EN FÍSICA MÉDICA

**Diseño de un Programa de Aseguramiento de la
Calidad para los Aspectos Físicos en
Radioterapia Externa con Acelerador Lineal
Médico, Acorde a la Metodología QUATRO del
Organismo Internacional de Energía Atómica.**

T E S I S

**QUE PARA OBTENER EL GRADO DE
MAESTRO EN FÍSICA MÉDICA**

P R E S E N T A

JOHNATAN GUSTAVO PEÑA RAMIREZ

**Comité de Tutores: Dr. en C.S. Héctor Javier Mendoza Nava
M. en C. Miguel Valle González
M. en C. Jonathan Elizalde Cabrera**



TOLUCA, ESTADO DE MÉXICO

2021

Este trabajo se desarrolló en el Hospital Regional de Alta Especialidad de Ixtapaluca, en colaboración con el Departamento de Metrología del Instituto Nacional de Investigaciones Nucleares.

Índice

Número de pagina

| | |
|--|----|
| Resumen | 1 |
| Abstract..... | 3 |
| Abreviaturas..... | 5 |
| Índice de figuras..... | 6 |
| Índice de tablas | 8 |
| Capítulo 1. Introducción..... | 11 |
| 1.1 Modalidades y técnicas de radioterapia con haces externos | 12 |
| 1.2 Aseguramiento y Gestión de la Calidad en Radioterapia | 14 |
| 1.3 Planteamiento del Problema | 16 |
| Capítulo 2. Estado del arte..... | 19 |
| 2.1 Reportes internacionales de programas de garantía de la calidad en radioterapia..... | 19 |
| 2.2 Diseño de un programa de aseguramiento de la calidad en radioterapia | 21 |
| 2.3 Programas para verificar el aseguramiento de la calidad | 22 |
| 2.4 Regulación oficial y programas de auditoria en México | 24 |
| 2.5 Pruebas físicas para el diseño de un programa de garantía de calidad en radioterapia externa..... | 26 |
| 2.6 Pregunta investigación | 26 |
| 2.7 Hipótesis | 27 |
| 2.8 Objetivos..... | 27 |
| Capítulo 3. Marco Teórico..... | 28 |
| 3.1 Acelerador lineal de uso médico (LINAC)..... | 28 |
| 3.1.1 Fuente de alimentación y modulador..... | 29 |
| 3.1.2 Cañón de electrones | 29 |
| 3.1.3 Magnetrón y Klystron | 29 |
| 3.1.4 Guía de ondas de aceleración o tubo de aceleración | 31 |
| 3.1.5 Sistema de flexión de imanes | 32 |
| 3.1.6 Cabezal de tratamiento | 32 |
| 3.2 Sistema de planeación de tratamientos (RTPS) | 32 |
| Capítulo 4. Metodología | 34 |
| 4.1 Infraestructura y apoyo técnico..... | 34 |

| | |
|---|-----|
| 4.2 Diseño del programa de aseguramiento de la calidad para radioterapia externa con acelerador lineal médico | 34 |
| 4.2.1 Cuerpo profesional de un servicio de radioterapia..... | 35 |
| 4.2.2 Funciones y responsabilidades de un físico médico clínico en radioterapia externa... | 35 |
| 4.2.3 Programa de pruebas de aceptación, comisionamiento y control de calidad en equipos LINAC y RTPS..... | 36 |
| 4.2.4 Programa de auditoria..... | 39 |
| 4.2.5 Programa de seguimiento a pacientes | 40 |
| 4.3 Material y Métodos | 41 |
| 4.4 Pruebas de aceptación para aceleradores lineales (LINAC) | 41 |
| 4.4.1 Pruebas de seguridad | 42 |
| 4.4.2 Pruebas mecánicas | 50 |
| 4.4.3 Pruebas dosimétricas para fotones | 57 |
| 4.4.4 Pruebas dosimétricas para electrones..... | 60 |
| 4.5 Pruebas de aceptación para el sistema de planeación (RTPS) | 65 |
| 4.5.1 Pruebas de seguridad | 65 |
| 4.6 Pruebas de comisionamiento para aceleradores lineales (LINAC)..... | 70 |
| 4.6.1 Pruebas dosimétricas para fotones | 70 |
| 4.6.2 Pruebas dosimétricas para electrones..... | 79 |
| 4.7 Pruebas de comisionamiento para el sistema de planeación (RTPS)..... | 84 |
| 4.7.1 Digitalización y Unidades Hounsfield..... | 86 |
| 4.7.2 Cálculo de dosis | 87 |
| 4.8 Pruebas de control de calidad para LINACs | 95 |
| 4.8.1 Pruebas diarias | 96 |
| 4.8.2 Pruebas mensuales..... | 96 |
| 4.8.3 Pruebas anuales..... | 97 |
| 4.9 Pruebas de control de calidad para el sistema de planeación RTPS | 98 |
| 4.9.1 Pruebas semanales | 99 |
| 4.9.2 Pruebas mensuales y trimestrales | 99 |
| 4.9.3 Pruebas anuales..... | 99 |
| Capítulo 5. Resultados y Discusión..... | 100 |
| 5.1 Pruebas de aceptación para aceleradores lineales (LINAC) | 101 |
| 5.2 Pruebas de aceptación al Sistema de Planeación (RTPS) | 112 |
| 5.3 Pruebas de aceptación y comisionamiento para aceleradores lineales (LINAC)..... | 114 |
| 5.4 Pruebas de comisionamiento para el sistema de planeación (RTPS)..... | 131 |

| | |
|---|-----|
| 5.5 Cuerpo profesional del servicio de radioterapia | 139 |
| 5.6 Prueba de auditoria dosimétrica | 140 |
| 5.7 Seguimiento a pacientes..... | 141 |
| Capítulo 6. Conclusiones | 142 |
| Capítulo 7. Referencias | 145 |
| Anexos..... | 154 |
| A1. Pruebas de aceptación para aceleradores lineales (LINAC) y sistemas de planeación (RTPS) | 154 |
| A2. Pruebas de comisionamineto para un acelerador lineal (LINAC)..... | 156 |
| A3. Pruebas dosimétricas para el comisionamiento de un sistema de planeación acorde al IAEA-TECDOC-1583..... | 158 |
| A4. Incertidumbres asociadas a las mediciones..... | 164 |
| A4.1 Incertidumbres tipo A..... | 164 |
| A4.2 Incertidumbres tipo B..... | 164 |
| A5. Participación en congreso | 166 |
| A.6 Artículo | 167 |

Resumen

La radioterapia es un conjunto de técnicas que se emplea con frecuencia para tratamientos de cáncer. Su objetivo es administrar dosis de radiación al volumen blanco, minimizando la dosis que reciben los órganos de riesgo. Actualmente, los aceleradores lineales de uso médico (LINACs) y sistemas de planeación (RTPS) permiten optimizar la conformación de dosis de radiación al volumen blanco a través de técnicas sofisticadas como, Radioterapia 3D Conformacional (3DCRT), de Intensidad Modulada (IMRT) e Imagen Guiada (IGRT). La práctica clínica de estas técnicas no es trivial e implica nuevos paradigmas que incluyen el mejoramiento de programas de aseguramiento y gestión de la calidad en los servicios de radioterapia.

El objetivo de la calidad en radioterapia es administrar un tratamiento seguro, efectivo y óptimo evitando exposiciones inapropiadas. Los enfoques contemporáneos de la calidad están orientados a la implementación de programas de mejora continua, seguridad y modelos de modos de fallo que permitan optimizar los recursos disponibles en los centros de radioterapia. La garantía o aseguramiento de la calidad está definido por la Organización Mundial de la Salud (OMS) como “Todos los procesos que garantizan la consistencia entre la prescripción médica y el cumplimiento seguro de esa prescripción en cuanto a la dosis al volumen objeto, junto con una dosis mínima al tejido sano, una exposición mínima del personal y un monitoreo adecuado del paciente dirigido a determinar el resultado final del tratamiento”.

En México, la radioterapia (RT) se práctica en la mayoría de los estados a través de 110 centros de RT con un total de 171 equipos de alto mega voltaje. En los últimos años, se ha incrementado la adquisición de Aceleradores Lineales de Uso Médico (LINAC) modernos para la administración de tratamientos altamente sofisticados con requisitos específicos de aseguramiento de la calidad. Esto hace necesario revisar la regulación nacional vigente en materia de gestión y aseguramiento de la calidad, que de paso al desarrollo y actualización de las regulaciones nacionales que permitan desarrollar e implementar programas de gestión y aseguramiento de la calidad en los centros de RT.

En el presente trabajo de tesis se presenta un diseño de programa de aseguramiento de la calidad para los aspectos físicos de la radioterapia externa con LINAC acorde a recomendaciones internacionales y a la normativa nacional vigente NOM-033-NUCL-2016 y NOM-002-SSA3-2017. Este programa de aseguramiento de la calidad contempla el cálculo del personal de trabajo mínimo necesario que debe estar en una unidad de teleterapia, las responsabilidades y funciones de un físico médico clínico en teleterapia, un programa de 74 pruebas básicas de aceptación, comisionamiento y control de calidad a LINACs y RTPS, dos propuestas confidenciales de auditoría externa enfocadas a mejorar la calidad del proceso de radioterapia externa y un programa de seguimiento a pacientes enfocado a determinar la sobrevida libre de enfermedad.

El programa de aseguramiento de la calidad que se propone en el presente trabajo de tesis se aplicó en la Unidad de Radioterapia del Hospital Regional de Alta Especialidad de Ixtapaluca (HRAEI), México. Los resultados muestran que, si se aplica de manera adecuada, puede servir como una herramienta proactiva para verificar el correcto funcionamiento del LINACs, Sistemas de Planeación de Tratamiento en Radioterapia (RTPS) y sus sistemas de seguridad, además puede ser empleado como una guía que coadyuve en la labor diaria del físico médico clínico inexperto. Sin embargo, este programa queda sujeto a ser complementado o modificado con indicaciones de organismos nacionales, fabricantes y recomendaciones internacionales para el correcto funcionamiento de los equipos LINAC y RTPS.

Abstract

Radiation therapy is a set of techniques that is frequently used for cancer treatment. Its objective is to administer curative or palliative doses of radiation, minimizing the dose received by healthy organs and tissues. Currently, linear accelerators (LINACs) and planning systems (RTPS) allow optimizing the conformation of radiation doses to the target volume through sophisticated techniques such as 3D Conformational Radiotherapy (3DCRT), Intensity Modulated (IMRT) and Guided Image (IGRT). The clinical practice of these techniques is not trivial and implies new paradigms that include the improvement of quality assurance and management programs in radiotherapy.

The objective of quality in radiotherapy is to administer a safe, effective, and optimal treatment avoiding inappropriate exposures. Contemporary approaches to quality are oriented towards the implementation of continuous improvement programs, safety and failure mode models that allow optimizing the resources available in radiotherapy centres. Quality assurance is defined by the World Health Organization (WHO) as “All the processes that guarantee consistency between the medical prescription and the safe compliance with that prescription in terms of the dose to the target volume, together with a minimum dose to healthy tissue, a minimum exposure of personnel and an adequate monitoring of the patient aimed at determining the final result of the treatment”.

In recent years in Mexico, the acquisition of modern LINACs and RTPS with specific quality assurance requirements has increased. This makes it necessary to review the current regulations that lead to the development and updating of national regulations that allow the development and implementation of quality management and assurance programs in RT centres.

In this thesis work, a quality assurance program design is presented for the physical aspects of external radiotherapy with LINAC according to international recommendations and the current national regulations NOM-033-NUCL 2016 and NOM-002-SSA3-2017. This quality assurance program includes the calculation of the minimum necessary work personnel, the responsibilities,

and functions of a clinical medical physicist in teletherapy, a program of 74 basic acceptance tests, commissioning and control of quality to LINACs and RTPS, two confidential external audit proposals focused on improving the quality of the external radiotherapy process and a follow-up program for patients focused on determining disease-free survival.

The quality assurance program proposed in this thesis work was applied in the Radiotherapy Unit of the Hospital Regional de Alta Especialidad de Ixtapaluca (HRAEI), Mexico. The results show that, if applied properly, it can be a proactive tool to verify the correct operation of the LINACs, RTPS and their security systems. In addition to this, it can also be used as a guide that helps inexperienced medical physicist in the daily work. However, it is especially important to mention that these tests are subject to be supplemented or modified with indications from national organizations, manufacturers, and international recommendations for the correct operation of the LINAC and RTPS equipment.

Abreviaturas

| | |
|--------|--|
| 3DCRT | Radioterapia 3D conformacional |
| AAPM | Asociación Americana de Físicos en Medicina |
| CBCT | Tomografía Computarizada con Haz Cónico |
| CC | Control de Calidad |
| CD | Corriente Directa |
| CI | Cámara de Ionización |
| CNSNS | Comisión Nacional de Seguridad Nuclear y Salvaguardias |
| ESR | Encargado de Seguridad Radiológica |
| ESTRO | Sociedad Europea de Radioterapia y Oncología |
| GC | Garantía de Calidad |
| GM | Detector Geiger Müller |
| ICRP | Comisión Internacional de Protección Radiológica |
| ICRU | Comisión Internacional de Unidades de Radiación y Medidas |
| IGRT | Radioterapia con Imagen Guiada |
| IMRT | Radioterapia por Intensidad Modulada |
| ININ | Instituto Nacional de Investigaciones Nucleares |
| LINAC | Acelerador Lineal de Uso Médico |
| MLC | Colimador Multihojas |
| OF | Factor de salida |
| OIEA | Organismo Internacional de Energía Atómica |
| OMS | Organización Mundial de la Salud |
| PDD | Porcentaje de dosis en profundidad |
| POE | Personal Ocupacionalmente Expuesto |
| QUATRO | Grupo de Radio-oncología para el Aseguramiento de la Calidad |
| RTPS | Sistema de Planeación de Radioterapia |
| SAD | Distancia Fuente Eje |
| SBRT | Radioterapia Estereotáctica |
| SSD | Distancia Fuente Superficie |
| TC | Tomografía Computarizada |
| TG | Task Group |
| TLD | Dosímetro Termoluminiscente |
| TMR | Razón de Tejido Máximo |
| UH | Unidades Hounsfield |
| UM | Unidades Monitor |
| RED | Densidad Relativa de Electrones |

Índice de figuras

Capítulo 1.

| | |
|---|----|
| Figura 1. 1 Flujo de procesos en radioterapia, adaptado de (28) . | 15 |
|---|----|

Capítulo 3.

| | |
|--|----|
| Figura 3. 1 Diagrama básico de un acelerador lineal de uso médico, adaptado de (71). | 28 |
|--|----|

| | |
|--|----|
| Figura 3. 2 Representación básica de un Magnetron(70). | 30 |
|--|----|

| | |
|---|----|
| Figura 3. 3 Corte transversal de un Klystron básico de dos cavidades(70). | 30 |
|---|----|

| | |
|---|----|
| Figura 3. 4 Corte longitudinal de una guía de ondas de aceleración estacionaria. Las cavidades de aceleración están en el eje central y las cavidades de acoplamiento están fuera del eje (69). | 31 |
|---|----|

Capítulo 4.

| | |
|---|----|
| Figura 4.1 Estructura del programa de aseguramiento de la calidad que se propone en este trabajo. | 37 |
|---|----|

| | |
|--|----|
| Figura 4. 2 Estructura de las pruebas de aceptación para un LINAC y un RTPS. | 37 |
|--|----|

| | |
|---|----|
| Figura 4. 3 Estructura de las pruebas de comisionamiento para un LINAC y un RTPS. | 38 |
|---|----|

| | |
|--|----|
| Figura 4. 4 Estructura de las pruebas de control de calidad para un LINAC y un RTPS. | 38 |
|--|----|

| | |
|---|----|
| Figura 4. 5 Penumbra de un haz de fotones de 6 MV a 10 cm de profundidad. | 60 |
|---|----|

| | |
|---|----|
| Figura 4. 6 Maniquí de tórax CIRS 002LFC (imágenes tomadas de (80) y (79)). | 85 |
|---|----|

| | |
|--|----|
| Figura 4. 7 Maniquí antropomórfico Alderson. | 85 |
|--|----|

| | |
|--|----|
| Figura 4. 8 Maniquí QUASAR Multi-Purpose Body Phantom. | 85 |
|--|----|

Capítulo 5.

| | |
|---|-----|
| Figura 5. 1 LINAC marca Varian modelo 21 iX serie SN5167. | 100 |
|---|-----|

| | |
|--|-----|
| Figura 5. 2 Sistema de planeación Eclipse. | 101 |
|--|-----|

| | |
|--|-----|
| Figura 5. 3 Plano de las áreas y cuartos circundantes al bunker. | 102 |
|--|-----|

| | |
|--|-----|
| Figura 5. 4 Patrón de estrella formado por el colimador. | 107 |
|--|-----|

| | |
|---|-----|
| Figura 5. 5 Prueba de coincidencia de campo de luz y radiación. | 108 |
|---|-----|

| | |
|---|-----|
| Figura 5. 6 Prueba del eje de rotación de la camilla. | 109 |
|---|-----|

| | |
|---|-----|
| Figura 5. 7 En color rojo se muestra el porcentaje de dosis en profundidad para a) Fotones de 6 MV para un campo de 10 cm x 10 cm. b) Fotones de 15 MV para un campo de 10 cm x 10 cm. En color azul se muestra la mitad del perfil del haz de fotones para cada energía. | 114 |
|---|-----|

| | |
|--|-----|
| Figura 5. 8 Perfil de fotones de 10 cm x 10 cm de 6 MV a 10 cm de profundidad. | 115 |
|--|-----|

| | |
|--|-----|
| Figura 5. 9 Perfil de 10 cm x 10 cm de 15 MV a 10 cm de profundidad. | 116 |
|--|-----|

| | |
|--|-----|
| Figura 5. 10 Curva de calibración de dosis para películas radiocrómica con fotones de 6MV. | 120 |
|--|-----|

| | |
|---|-----|
| Figura 5. 11 Patrón de franjas del MLC procesado en el canal rojo con ImageJ..... | 120 |
| Figura 5. 12 Ajuste lineal para calcular la distancia de la fuente virtual para fotones de 6 MV. | 122 |
| Figura 5. 13 Perfil diagonal del haz de fotones de 6 MV a D_{max} | 123 |
| Figura 5. 14 Perfil diagonal del haz de fotones de 15 MV a D_{max} | 123 |
| Figura 5. 15 Medición de los factores de salida para fotones de 6 MV. | 124 |
| Figura 5. 16 Medición de los factores de salida para 15 MV. | 124 |
| Figura 5. 17. En color rojo se muestra el porcentaje de dosis en profundidad para a) Electrones de 6 MeV para un campo de 10 cm x 10 cm. b) Electrones de 9 MeV para un campo de 10 cm x 10 cm y c) Electrones de 12 MeV para un campo de 20 cm x 20 cm. En color azul se muestra la mitad del perfil de los haces de electrones..... | 126 |
| Figura 5. 18 Perfil de electrones con cono de 10 x 10 cm de 6 MeV a 2 cm de profundidad..... | 128 |
| Figura 5. 19 Perfil de electrones con cono de 10 x 10 cm de 9 MeV a 2 cm de profundidad..... | 128 |
| Figura 5. 20 Perfil de electrones con cono de 20 x 20 cm de 12 MeV a 2 cm de profundidad..... | 128 |
| Figura 5. 21 Ajuste lineal para calcular la distancia de la fuente virtual para electrones de 6MeV..... | 130 |
| Figura 5. 22 Linealidad de cámaras monitoras. | 131 |
| Figura 5. 23 Esquema de la vista frontal del maniquí QUASAR Multi-Purpose Body Phantom. | 132 |
| Figura 5. 24 Arreglo experimental para las pruebas de comisionamiento del RTPS..... | 132 |
| Figura 5. 25 Curva de calibración CT con maniquí QUASAR Multi-Purpose Body Phantom. | 134 |
| Anexo A4. | |
| Figura A4. 1 Configuración del campo en forma de L para la prueba 6, imagen tomada de (77). | 161 |

Índice de tablas

Capítulo 4.

| | |
|---|----|
| Tabla 4. 1 Control de calidad diario a un equipo LINAC..... | 96 |
| Tabla 4. 2 Control de calidad mensual a un equipo LINAC. | 96 |
| Tabla 4. 3 Control de calidad anual a un equipo LINAC. | 97 |
| Tabla 4. 4 Control de calidad semanal a un RTPS. | 99 |
| Tabla 4. 5 Control de calidad mensual y trimestral a un RTPS..... | 99 |
| Tabla 4. 6 Control de calidad anual a un RTPS..... | 99 |

Capítulo 5.

| | |
|--|-----|
| Tabla 5. 1 Lectura de niveles de radiación en el HRAEI. | 102 |
| Tabla 5. 2 Resultados de la prueba de coincidencia de campo de luz y campo de radiación. | 107 |
| Tabla 5. 3 Resultados de la prueba de verificación del eje de rotación del gantry..... | 108 |
| Tabla 5. 4 Resultados de la lectura del teletmetro. | 110 |
| Tabla 5. 5 Resultados de la prueba de indicador del ángulo del gantry y colimador..... | 110 |
| Tabla 5. 6 Resultados de la prueba de indicador del tamaño de campo. | 111 |
| Tabla 5. 7 Prueba de verificación de láseres..... | 111 |
| Tabla 5. 8 Prueba movimiento vertical, horizontal y longitudinal. | 112 |
| Tabla 5. 9 Medición de PDD para fotones de 6 y 15 MV. | 114 |
| Tabla 5. 10 Medida del aplanado de los haces de fotones..... | 115 |
| Tabla 5. 11 Medida de la simetría de los haces de fotones..... | 116 |
| Tabla 5. 12 Medida de la penumbra de los haces de fotones. | 117 |
| Tabla 5. 13 Cálculo de factores TMR de los haces de fotones..... | 117 |
| Tabla 5. 14 Calibración del haz de fotones de 6 MV acorde a la metodología TRS-398 del OIEA. | 118 |
| Tabla 5. 15 Calibración del haz de fotones de 15 MV acorde a la metodología TRS-398 del OIEA. | 118 |
| Tabla 5. 16 Factor de transmisión promedio del MLC para fotones de 6 MV. | 119 |
| Tabla 5. 17 Densidad óptica e incertidumbre obtenidas para la curva de calibración de películas radiocrómica para fotones de 6 MV..... | 121 |
| Tabla 5. 18 Factores de transmisión de cuñas para fotones de 6 y 15 MV a 10 cm de profundidad. | 121 |
| Tabla 5. 19 Condiciones de medición para la fuente virtual..... | 122 |

| | |
|---|-----|
| Tabla 5. 20 Medición de PDD para electrones de 6, 9 y 12 MeV..... | 125 |
| Tabla 5. 21 Medición de la contaminación por bremsstrahlung. | 125 |
| Tabla 5. 22 Medida del aplanado de los haces de electrones. | 127 |
| Tabla 5. 23 Medida de la simetría de los haces de electrones. | 127 |
| Tabla 5. 24 Medida de la penumbra de los haces de electrones..... | 129 |
| Tabla 5. 25 Calibración de los haces de electrones acorde a la metodología TRS-398 del OIEA. | 129 |
| Tabla 5. 26 Condiciones de medición para la fuente virtual en electrones. | 130 |
| Tabla 5. 27 Lecturas de medición para la linealidad de cámaras monitoras. | 131 |
| Tabla 5. 28. Resultados de la verificación de contornos en maniquí QUASAR. | 133 |
| Tabla 5. 29 Resultados de la prueba de UH y curva RED. | 133 |
| Tabla 5. 30 Prueba de condiciones de referencia..... | 135 |
| Tabla 5. 31 Comparación de la dosis calculada y dosis medida de la prueba de condiciones de referencia. | 135 |
| Tabla 5. 32 Incidencia oblicua, falta de dispersión y campos tangenciales. | 135 |
| Tabla 5. 33 Comparación de la dosis calculada y dosis medida para la prueba de incidencia oblicua, falta de dispersión. | 135 |
| Tabla 5. 34 Bloqueo significativo de las esquinas del campo. | 136 |
| Tabla 5. 35 Comparación de la dosis calculada y dosis medida para la prueba de bloqueo en las esquinas del campo..... | 136 |
| Tabla 5. 36 Técnica de caja..... | 136 |
| Tabla 5. 37 Comparación de la dosis calculada y dosis medida para la prueba de caja. | 137 |
| Tabla 5. 38 Incidencia oblicua con campo irregular y bloqueo del centro del campo..... | 137 |
| Tabla 5. 39 Comparación de dosis calculada y dosis medida para la prueba de incidencia oblicua con campo irregular..... | 138 |
| Tabla 5. 40 Colimación asimétrica de tres campos, dos pares de cuñas. | 138 |
| Tabla 5. 41 Comparación de dosis calculada y dosis medida para la prueba de colimación asimétrica de tres campos y dos pares de cuñas. | 138 |
| Tabla 5. 42 Epidemiología en el departamento de teleterapia del HRAEI durante el año 2019..... | 139 |
| Tabla 5. 43 Comparación entre el personal actual en el HRAEI y el personal mínimo necesario en la unidad de radioterapia acorde al programa “Staffing in Radiotherapy: An Activity Based Approach” (64). | 140 |
| Tabla 5. 44 Condiciones de irradiación para las cápsulas TLD. | 140 |

Anexo A1.

| | |
|--|-----|
| Tabla A1. 1 Pruebas de aceptación para un LINAC..... | 154 |
| Tabla A1. 2 Pruebas de aceptación para un sistema de planeación (RTPS)..... | 155 |
| Anexo A2. | |
| Tabla A2. 1 Pruebas de comisionamiento para un LINAC..... | 156 |
| Anexo A3. | |
| No se encuentran elementos de tabla de ilustraciones. | |
| Anexo A4. | |
| Tabla A4. 1 Comparación de las dimensiones del contorno(77). | 158 |
| Tabla A4. 2 Verificación de UH. | 158 |
| Tabla A4. 3 Geometría para el caso 1(77). | 158 |
| Tabla A4. 4 Comparación de las mediciones y cálculos en el caso 1(77)..... | 159 |
| Tabla A4. 5 Geometría para el caso 2(77). | 159 |
| Tabla A4. 6 Comparación de las mediciones y cálculos en el caso 2(77)..... | 159 |
| Tabla A4. 7 Comparación de las mediciones y cálculos en el caso 2.4(77)..... | 160 |
| Tabla A4. 8 Geometría para el caso 7(77). | 162 |

Capítulo 1. Introducción

El cáncer es un término que se emplea para designar a un grupo de enfermedades que se caracterizan por el crecimiento anormal de células en un órgano o tejido y que se expanden de forma adyacente o no a otras zonas del cuerpo (1). Acorde a la Organización Mundial de la Salud (OMS), el cáncer es la segunda causa de muerte en el mundo, siendo los más frecuentes cáncer de mama, pulmonar, colorrectal y próstata (2).

En México la situación actual del cáncer no difiere del panorama internacional. De acuerdo con el Instituto Nacional de Estadística y Geografía (INEGI), el cáncer es la tercera causa de mortalidad en la población mexicana, siendo los más frecuentes el cáncer mamario, de próstata y colorrectal (3,4). Más aún, proyecciones en la incidencia del número de casos de cáncer en México indican un aumento de 236 574, 274 383, 315 752 y 359 542 de casos para los años 2025, 2030, 2035 y 2040, respectivamente, tomando como referencia que en 2018 se registró un número de 190 667 casos de cáncer (2).

La radioterapia es una técnica que se emplea con alta frecuencia en el tratamiento del cáncer, su objetivo es administrar dosis de radiación al volumen blanco con una incertidumbre de $\pm 5\%$, minimizando la dosis que reciben los órganos y tejidos sanos o de riesgo (5,6). La radioterapia emplea como radiación ionizante, fotones y partículas cargadas como electrones, protones e iones pesados para tratar neoplasias¹. Si la radiación que se administra al paciente se hace a distancia del sujeto se le llama radioterapia externa (teleterapia), caso contrario, si se realiza de forma interna, adyacente o cerca del tumor del paciente se llama braquiterapia (7).

¹ Neoplasia: masa anormal de tejido producido por una multiplicación descontrolada de células. Las neoplasias son benignas o malignas.

En la actualidad, se estima que un 40% o más de los tratamientos de cáncer requieren de radioterapia en forma neoadyuvante, concomitante, adyuvante² o bien como método único de tratamiento (5,8). También se estima que, en un futuro para naciones con altos ingresos, la mitad de sus nuevos casos de cáncer tendrán que ser tratados con radioterapia al menos una vez y, hasta en un 25% de dichos casos de cáncer podrían recibir un segundo tratamiento. Para el caso de países con ingresos medios o bajos, el panorama es aún más adverso pues se estima un mayor aumento en el uso de la radioterapia debido las características epidemiológicas de estos países y al número de enfermedades no tratadas o avanzadas (9).

Actualmente, la teleterapia se práctica en la mayoría de los estados a través de 103 unidades de radioterapia y 171 equipos de alto mega voltaje siendo la zona metropolitana del valle de México la zona con mayor equipamiento médico (10–13).

1.1 Modalidades y técnicas de radioterapia con haces externos

Con base en el reporte Dynarad, las técnicas de radioterapia con haces externos se clasifica en tres categorías conforme a la complejidad de su planeación y metodología de tratamiento (14). Por ejemplo, la radioterapia 2D, 3DCRT e IMRT corresponden a los niveles uno, dos y tres respectivamente, siendo este último el nivel más alto. A continuación, se mencionan las técnicas de radioterapia con haces externos que más se emplean en la actualidad.

La radioterapia 2D es una técnica que, en general, emplea campos de radiación de forma opuesta para conformar el volumen blanco a partir de imágenes planas o radiográficas (15). A pesar de que la técnica 2D cada día está más en desuso, no se puede omitir debido a que se sigue empleando en países de bajos y medios ingresos pues su práctica, comparada con otras técnicas, requiere de mínimas instalaciones. Además, esta técnica es apropiada para brindar tratamientos paliativos (16,17).

² La radioterapia adyuvante es una terapia que se emplea posterior a un tratamiento principal.

La técnica de radioterapia 3D conformacional (3DCRT) muestra un gran avance comparada con su predecesora 2D y es considerada en la actualidad como la técnica estándar que se emplea en el mundo (17). Esta técnica conformacional obtiene datos espaciales de imágenes 3D tomadas por tomografías computarizadas y mediante las diferencias entre las Unidades Hounsfield³ de tejidos, se emplean campos múltiples de radiación para conformar el volumen blanco mediante un colimador multihojas. De esta forma, se focaliza la dosis al volumen blanco y se protegen los órganos y tejidos sanos.

La radioterapia por intensidad modulada (IMRT) es una técnica sofisticada que modula la intensidad de los haces de radiación durante su administración al volumen blanco y por tanto en las estructuras circundantes. Es decir, las estructuras irradiadas se ponderan de acuerdo con su importancia creando gradientes de radiación altamente diferenciados entre el tumor y los tejidos adyacentes. Para lograr esto, se emplean algoritmos iterativos de planeación inversos que optimizan la fluencia de los haces de fotones para lograr una mejor distribución y cobertura de la dosis en el volumen blanco (18–20).

Otras técnicas que se emplean en el tratamiento del cáncer por radiación corresponden a radioterapia corporal estereotáctica (SBRT) y radioterapia guiada por imagen (IGRT). SBRT es una técnica de ablación de tumores malignos recomendada en etapas tempranas. Esta técnica ha demostrado mejorar significativamente el control local y la supervivencia con la planeación de márgenes más estrechos al blanco y altas dosis con un número menor de fracciones. Por lo que se refiere a IGRT, es una técnica que emplea imágenes tridimensionales para corregir problemas de posicionamiento del paciente y localización del tumor antes y durante la administración de la dosis en radioterapia, por ejemplo, mediante la información de las tomografías computarizadas de haz cónico (CBCT) acoplados en LINACs, permiten al técnico, asegurar que el plan del tratamiento sea reproducible durante todas las sesiones de radioterapia de manera correcta (19,21).

³ Las Unidades Hounsfield (HU) relacionan el promedio del coeficiente de atenuación lineal de un volumen (voxel) en una tomografía computarizada y lo comparan con el coeficiente de atenuación lineal del agua. Estas diferencias en HU se emplean en el procesamiento de imágenes para crear una escala de grises.

Actualmente, técnicas avanzadas de radioterapia con haces externos como IMRT, SBRT o IGRT requieren de mejores procesos de aseguramiento de la calidad. Para esto, organizaciones internacionales como el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) brindan apoyo para la implementación o transición de técnicas básicas a técnicas modernas. Por ejemplo, para implementar IMRT, el OIEA recomienda demostrar mediante auditorias que el centro de radioterapia es capaz de llevar acabo dichos programas y desarrollar e implementar de forma eficaz programas integrales de aseguramiento y manejo de calidad en radioterapia (22).

1.2 Aseguramiento y Gestión de la Calidad en Radioterapia

La práctica clínica de la teleterapia es multidisciplinaria e involucra la participación de diferentes grupos de trabajo como médicos radio-oncólogos, físicos médicos, enfermeros, ingenieros biomédicos y técnicos radioterapeutas. El flujo de trabajo en teleterapia involucra diferentes procesos que inician con el diagnóstico de la enfermedad y finaliza con la administración y verificación del tratamiento, tal como se muestra en la Figura 1.1.

Cada etapa del proceso de teleterapia se debe brindar con calidad. El objetivo de la calidad en radioterapia acorde con Paul Symonds *et al.* (23), no solo es brindar un tratamiento seguro, eficaz y optimo sino también, evitar que se produzcan exposiciones inapropiadas. La norma internacional ISO 900:2015 Sistemas de gestión de la calidad: Fundamentos y vocabulario, define este concepto como, “*la capacidad para satisfacer a los clientes, y por el impacto previsto y el no previsto sobre las partes interesadas pertinentes*” (24). En el campo de la salud, el termino calidad es complejo, pues a diferencia de un producto físico, un servicio de salud por sus características, es intangible y depende de los procesos del servicio (25). La OMS define a la calidad en términos de que un servicios de salud debe ser efectivo, seguro y centrado en las personas (26). Los enfoques contemporáneos de la calidad están dirigidos a la implementación de programas de mejora continua, seguridad y modelos de modos de fallo y análisis que permitan maximizar la calidad de atención a pacientes y seguridad de los trabajadores (27).

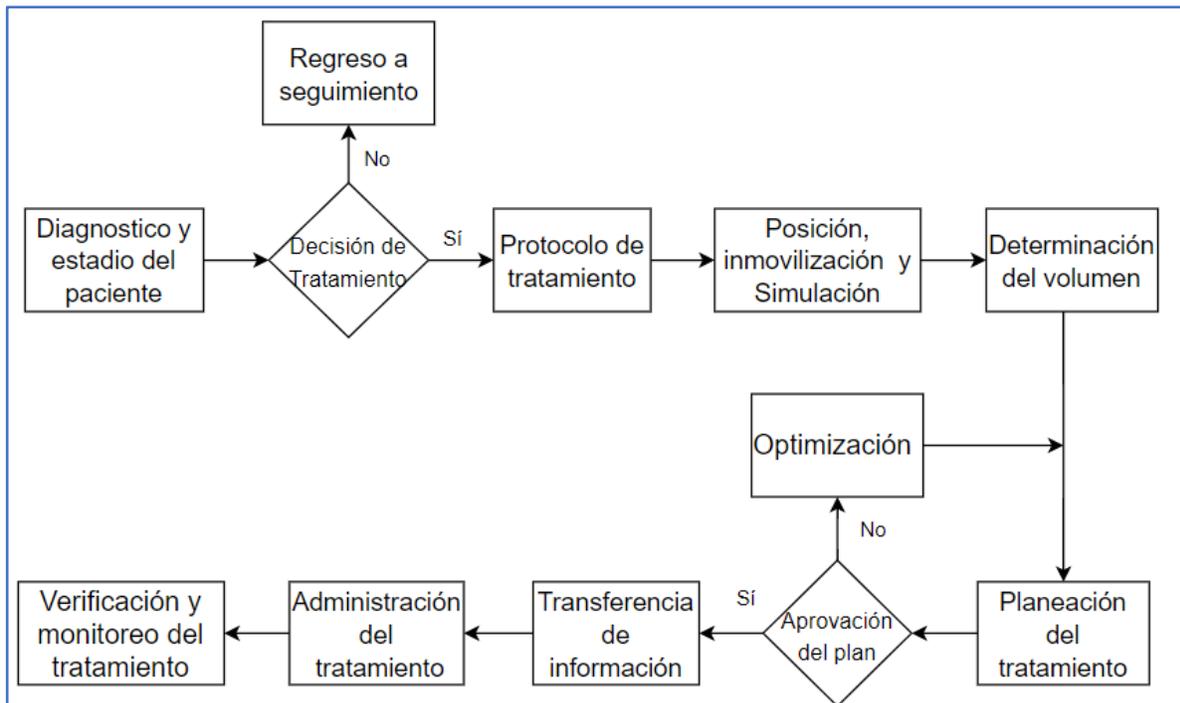


Figura 1. 1 Flujo de procesos en radioterapia, adaptado de (28).

El concepto de aseguramiento de la calidad (AC) en radioterapia está definido por la OMS como *“Todos los procesos que garantizan la consistencia entre la prescripción médica y el cumplimiento seguro de esa prescripción en cuanto a la dosis al volumen blanco, junto con una dosis mínima al tejido sano, una exposición mínima del personal y un monitoreo adecuado del paciente dirigido a determinar el resultado final del tratamiento”* (29). El objetivo y justificación de tener un AC en un servicio de radioterapia se fundamenta en el propósito de asegurar la consistencia entre la prescripción médica y su administración segura a los pacientes con una tolerancia de $\pm 5\%$, minimizando la posibilidad de accidentes por una sobre dosificación o sub dosificación (30,31).

Acorde al OIEA, un Sistema de Gestión de la Calidad (SGC), se definen como *“El conjunto de acciones necesarias para asegurar que un producto se adecua a determinados estándares de calidad”* (32). Esta definición implica la creación de programas de aseguramiento de la calidad con estándares de referencia ajustados a la complejidad de cada institución, indicadores que reflejen las características

del servicio, programas de evaluación y comparación de indicadores del servicio con los estándares actuales, y un programa que establezca criterios de acción ante un incumplimiento. Entendido el concepto de SGC de este modo, la gestión es un tema de organización y administración que permite optimizar los recursos disponibles de cada institución.

La calidad de un servicio de RT se puede medir a través de indicadores de calidad (IC). Acorde con Craig Calhoun, un indicador es “Una medida cuantitativa que proporciona información sobre una variable que es difícil de medir directamente” (33). A través de los indicadores de la calidad, se pueden desarrollar las estrategias a seguir para implementar programas de aseguramiento y mejoramiento continuo de la calidad (27,34). En países como Canadá, Italia y España organizaciones e investigadores han propuesto IC en radioterapia para estandarizar o mejorar la práctica clínica de la radioterapia (34–37).

1.3 Planteamiento del Problema

Acorde a la Comisión Internacional de Unidades y Medidas de radiación (ICRU, por sus iniciales en inglés) (38), si se pretende erradicar el tumor primario, la administración de dosis de radiación al volumen blanco debe estar acotada a una incertidumbre del $\pm 5\%$ donde una dosis menor a la necesaria puede repercutir en una recurrencia de enfermedad y una sobredosis puede estar ligada a una lesión o incluso la muerte (5,6). Organizaciones internacionales como el OIEA y la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP, por sus iniciales en inglés), han documentado este tipo de accidentes en la práctica clínica de la radioterapia con el objetivo de identificar los factores que dieron origen a los incidentes y poder evitarlos o disminuirlos en las unidades de radioterapia (39–41).

Del análisis de accidentes en la práctica clínica de la radioterapia, se sabe que los errores tienen su origen en factores humanos, instrumentales y de procesos (31). Un factor que toma vital importancia en la detección y prevención de éstos son los programas de aseguramiento y gestión de la calidad (39,42–44). Por ejemplo, el accidente documentado por el OIEA en Panamá donde la falta de un programa de aseguramiento de la calidad en los sistemas de planeación para radioterapia

(RTPS) durante los años 2000 y 2001, desencadenó una serie de accidentes que afectó a 28 pacientes que recibieron tratamientos de cáncer de próstata y cérvix (45).

Actualmente los equipos LINAC y RTPS permiten optimizar la conformación de dosis al volumen blanco protegiendo órganos y tejidos sanos a través de técnicas como, 3DCRT, IMRT, IGRT y SBRT. La práctica clínica de estas técnicas implica nuevos paradigmas que incluyen el desarrollo de programas de aseguramiento y gestión de la calidad en radioterapia enfocados a la mejora continua, seguridad del paciente y verificación del funcionamiento de los equipos que permitan optimizar la administración de dosis y mejorar la calidad de atención a pacientes (43,46,47). Es decir, cada etapa del proceso de radioterapia se debe manejar a través de un programa de aseguramiento de la calidad que evite o minimice posibles incidentes o accidentes (48–51).

En los últimos años en México, se ha incrementado la adquisición de LINACs y RTPS modernos con requisitos específicos de aseguramiento de calidad. Esto hace necesario revisar la normativa actual que de paso al desarrollo y actualización de las regulaciones nacionales para la gestión y aseguramiento de la calidad en los centros de RT. Esto se ve reflejado en la normativa nacional vigente “NOM-033-NUCL-2016, Especificaciones técnicas para la operación de unidades de radioterapia: aceleradores lineales” (52), insta las especificaciones técnicas para operar LINACs y los requisitos que debe cumplir la documentación de registro de verificaciones y mantenimiento periódico a los equipos a través de un conjunto de pruebas diarias, mensuales y anuales, sin embargo, estas no incluyen la instrumentación e información necesaria para desarrollar el conjunto de pruebas que se estipulan. Tampoco se incluyen pruebas de control de calidad para verificar el correcto funcionamiento del sistema de planeación (RTPS).

Por lo que se refiere a la “NOM-002-SSA3-2017, Para la organización y funcionamiento de los servicios de radioterapia” (53), ésta establece los criterios y características para garantizar una radioterapia con calidad y seguridad a los pacientes, así como proteger a los POEs, y público de riesgos probables del uso de la radiación. Esta norma rige a todo establecimiento del Sistema

Nacional de Salud del país donde se brinde servicios de radioterapia, así como al propietario, responsable sanitario, cuerpo profesional y técnicos que laboran en los establecimientos de RT (53).

La NOM-002-SSA3-2017 define el concepto calidad de la atención médica en términos de brindar una atención oportuna y segura ofreciendo el mayor beneficio con el menor riesgo utilizando los medios disponibles; y que sea consistente con los conocimientos profesionales actuales (53). Esta norma indica que una de las responsabilidades del físico médico en radioterapia es desarrollar e implementar un programa de garantía de la calidad para los aspectos físicos del uso médico de la radiación, así como el control de calidad de los equipos de radioterapia. Pese a esto, no existe una norma que sea la base para implantar un programa de garantía o aseguramiento de la calidad. La falta de guías o normas locales no es solo un problema de México sino también de otros países que, en su ausencia de éstas, se han adaptado a normas internacionales para implementar sistemas de gestión de la calidad (54,55).

Capítulo 2. Estado del arte

2.1 Reportes internacionales de programas de garantía de la calidad en radioterapia

La calidad en radioterapia se ha abordado por organizaciones internacionales enfocados a diferentes vertientes como, inspeccionar y realizar medidas correctivas e identificar mejoras en los centros de radioterapia. Actualmente, la gestión y programas de aseguramiento de la calidad están enfocados a la implementación de programas de mejora continua, seguridad y modelos de modos de fallo y análisis que permitan maximizar la calidad de atención a pacientes y seguridad de los trabajadores. Cronológicamente, se destacan los siguientes documentos internacionales.

En 1988 la OMS publicó “Quality Assurance in Radiotherapy” (29) donde se establece tanto la necesidad de establecer una garantía de calidad en radioterapia como los aspectos físicos, técnicos y clínicos que se deben tomar en cuenta para la práctica clínica de radioterapia. En 1994 la organización; American Association of Physics in Medicine (AAPM) publicó “Comprehensive QA for radiation oncology: Report of Asociación Americana de Físicos en Medicina (AAPM, por sus iniciales en inglés) Radiation Therapy Committee Task Group 40” (56), que hace énfasis en los aspectos físicos de un programa de garantía de calidad, reconociendo que el proceso de gestión de la calidad es una actividad multidisciplinaria. En este reporte también se describen las pruebas de control de calidad para el equipo de radioterapia externa. Posterior a estas dos publicaciones, la organización Sociedad Europea de Radioterapia y Oncología (ESTRO, por sus iniciales en inglés), publica dos documentos importantes. El primero en 1995, “Quality assurance in radiotherapy” (57) donde se hace una discusión de la GC en radioterapia tomando en cuenta las dos primeras publicaciones (de la OMS y de la AAPM) y una segunda publicación en 1996, “Quality assurance in radiotherapy: the importance of medical physics staffing level. Recommendations from and ESTRO/EFOMP joint task group” (58) donde se establece no solo la necesidad del físico médico sino también el método para evaluar el

número de personal que se requiere para cubrir la parte física en radioterapia. Posteriormente, en 1999 la Instituto de Física e Ingeniería en Medicina (IPEM, por sus iniciales en inglés) publicó el libro “Physics Aspects of Quality Control in Radiotherapy” (59), donde hay una serie de recomendaciones en el procedimiento de control de calidad que deben ser incluidos en un programa de garantía de calidad en radioterapia. Estas sugerencias se propusieron con base en las que se obtuvieron a partir de encuestas que realizó el IPEM mediante el grupo Radiotherapy Topic Group en el Reino Unido.

El OIEA en el año 2000 publica el protocolo “Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: Protocolo de Control de Calidad” (31), dirigido particularmente físicos médicos en la región de América Latina y en países con un desarrollo similar en radioterapia. Este protocolo establece los requisitos que una instalación oncológica debe poseer para alcanzar un nivel aceptable de calidad incluyendo el personal y el equipamiento necesario para un centro oncológico. También, el protocolo del OIEA no solo menciona que cada centro de radioterapia es responsable de desarrollar un programa de garantía de calidad sino también, que dicha garantía debe mantenerse dentro de límites admitidos internacionalmente.

En el año 2007, nuevamente el OIEA realiza otra publicación relacionada a la GC denominada metodología Quality Assurance Team for Radiation Oncology (QUATRO) (48). El objetivo principal de la metodología QUATRO es revisar todo el proceso de la radioterapia sin ser exhaustivo incluyendo la organización, la infraestructura y los aspectos clínicos y físicos de los servicios de radioterapia, siempre con el fin de una mejoría en la calidad de tratamientos.

La AAPM en el año 2009 publica el reporte “Task Group 142 report: Quality assurance of medical accelerators” (60), donde se aumentan recomendaciones relacionadas con los colimadores asimétricas, colimadores multihojas (MLC, por sus iniciales en inglés) así como de cuñas dinámicas y físicas. También, se especifican nuevas pruebas y tolerancias incluyendo los sistemas de imagen que son parte de un acelerador lineal médico. Estos sistemas de imagen agrupan dispositivos de rayos-X como CT de haz cónico.

Finalmente en el año 2016, la AAPM en su reporte técnico “The report of Task Group 100 of the AAPM: Application of risk analysis methods to radiation therapy quality management” (61), brinda una nueva perspectiva para el manejo de los sistemas de gestión de la calidad bajo el concepto de la aplicación de análisis de riesgos en radioterapia. En este documento, la AAPM hace énfasis en que los Sistemas de Gestión de la Calidad en radioterapia actuales están enfocados en verificar el funcionamiento correcto de los equipos a través de parámetros medibles y tolerancias. Pese a esto, el uso de la de los equipos actuales para la práctica clínica de la física médica en RT exige nuevos enfoques de SGC, por ejemplo, la implementación de modelos de modos de fallo y análisis que permitan maximizar la calidad de atención a pacientes y seguridad de los mismos y de los trabajadores.

2.2 Diseño de un programa de aseguramiento de la calidad en radioterapia

Acorde con la OMS y OIEA (29,31), el diseño de un programa de aseguramiento de la calidad en radioterapia es responsabilidad de cada institución y el responsable principal es el encargado del departamento de radioterapia. Aunque el diseño del programa de aseguramiento de la calidad es responsabilidad de cada institución, este debe acatarse a la normativa nacional, o en su ausencia, a estándares y recomendaciones internacionales. Para esto, organizaciones como OMS, OIEA y AAPM han publicado recomendaciones, ya mencionados en la sección 2.1, para la elaboración de dichos programas.

Los elementos físicos que un programa de aseguramiento de la calidad en radioterapia debe tener acorde al OIEA (31), son:

- Prueba de aceptación en unidades de tratamiento y RTPS.
- Comisionamiento de unidades de tratamiento y RTPS.
- Control de Calidad (CC) en equipos y RTPS, incluyendo las pruebas, procedimientos, frecuencia de las pruebas y criterios de acción ante cualquier falla en el control de calidad.

- Documentación de resultados del CC, historial de fallas y servicios de mantenimientos de los equipos en las unidades de radioterapia.
- Programa de auditoria externo.

Además de los elementos mencionados, es importante que los centros de radioterapia lleven a cabo programas de seguimiento a pacientes con el propósito de tener una estadística que sirva como método para determinar el control tumoral o sobrevida de pacientes libres de enfermedad a diferentes años, los efectos secundarios o malas administraciones de dosis.

2.3 Programas para verificar el aseguramiento de la calidad

La necesidad de evaluar o auditar los procesos de radioterapia ha sido tratada en diferentes publicaciones como una componente fundamental para identificar debilidades en el proceso de radioterapia y mejorar los Programas y Sistemas de Aseguramiento de la Calidad (5,49,50,62,63). El OIEA ha creado programas de manera independiente y en conjunto con organizaciones como la OMS para proporcionar asistencia en el proceso de Aseguramiento de la Calidad en la radioterapia con el fin de mantener o mejorar la calidad en los centros de radioterapia. Ejemplo de estos programas son el servicio postal de dosimetría termoluminiscente (TLD) y la QUATRO.

El programa conjunto del OIEA y la OMS de auditoría postal de dosimetría TLD se instauró en 1969 cuyo objetivo es verificar la calibración de los haces de radiación de fotones en radioterapia para los estados miembros a la organización (64). A pesar de que la verificación dosimétrica de haces clínicos es de suma importancia en radioterapia, esta no garantiza un tratamiento correcto (30,50).

La metodología QUATRO del OIEA surge en el año 2007 como respuesta a países de bajos y medianos ingresos para realizar auditorías completas de sus servicios de radioterapia mediante la evaluación de la calidad de la práctica de radioterapia a nivel nacional o de organizaciones individuales (48). El objetivo principal de la metodología QUATRO es revisar de manera integral el proceso de la radioterapia sin ser exhaustivo incluyendo la organización, la infraestructura y los aspectos clínicos

y físicos de los servicios de radioterapia, siempre con el fin de una mejoría en la calidad de administración de tratamientos (30). Esta metodología involucra dos vertientes, una auditoría proactiva y una reactiva.

La metodología QUATRO que se enfoca en la parte proactiva se encuentra en la publicación del OIEA *“Comprehensive Audits of Radiotherapy Practices: A Tool for Quality Improvement”* (48). Esta metodología hace una revisión mediante cuestionarios del proceso de radioterapia a través de una auditoría integral incluyendo al personal, el equipo y los procedimientos, la protección y seguridad del paciente, así como el desempeño general del departamento de radioterapia. El objetivo principal de este documento es brindar una metodología de auditoría general que pueda aplicarse a diferentes entornos económicos. Este documento se divide en cinco partes, que involucran la estructura de auditoría acorde a la metodología QUATRO y la evaluación de la infraestructura, procedimientos relacionados con los pacientes, procedimientos relacionados con los equipos y los programas de capacitación al personal, respectivamente.

Por el contrario, la parte reactiva de la metodología QUATRO se encuentra en la publicación del OIEA *“On-site Visits to Radiotherapy Centres: Medical Physics Procedures”* (30). Esta metodología reactiva se centra en la investigación de dosis mal administradas y su objetivo es brindar un modelo general y detallado para una auditoría de calidad en el centro de radioterapia para la revisión de la dosimetría o planificación del tratamiento, así como la evaluación de incidentes en radioterapia. Este documento está dirigido a físicos médicos y se divide en cuatro partes. La primera parte aborda aspectos generales de una auditoría. La parte dos, se enfoca en la dosimetría de haces de fotones y electrones, mientras que la parte tres se centra en la dosimetría para fuentes de braquiterapia. Finalmente, la parte cuatro de este documento se enfoca en la revisión del proceso de planificación del tratamiento con haces externos, es decir, RTPS. Es de interés mencionar que la metodología QUATRO se ha puesto en práctica hasta el año 2019 en 99 centros de radioterapia ubicados en Europa Central y Oriental, Asia, África y América Latina incluyendo a México (64).

2.4 Regulación oficial y programas de auditoría en México

En México, las normas oficiales y vigentes que se encargan de regir la técnica y práctica de los servicios de radioterapia externa son la normas NOM-002-SSA3-2017 y NOM-033-NUCL-2016.

La norma NOM-002-SSA3-2017, Para la organización y funcionamiento de los servicios de radioterapia, insta los criterios para la organización, funcionamiento e ingeniería sanitaria de los servicios de radioterapia externa y de braquiterapia para asegurar una radioterapia con calidad y seguridad al paciente y proteger al personal ocupacionalmente expuesto (POE) así como al entorno. El mandato de la norma rige de manera obligatoria a todo establecimiento del Sistema Nacional de Salud; donde se brinde servicios de radioterapia, así como al propietario, responsable sanitario, personal profesional y técnico que labora en los establecimientos (53).

La NOM-033-NUCL-2016, Especificaciones técnicas para la operación de unidades de radioterapia: Aceleradores lineales, insta las especificaciones técnicas para operar equipos de radioterapia externa con acelerador lineal en el uso médico, así como la documentación de registro de las verificaciones y mantenimientos periódicos que se realizan a los aceleradores lineales. El mandato de la norma rige a todos los aceleradores lineales para uso médico, excluyendo a los aceleradores montados en brazos robóticos o en equipos de tomografía (52). Esta norma incluye pruebas que recomiendan organismos internacionales como el OIEA y la AAPM para la verificación operacional diaria, mensual y anual de los equipos LINAC.

A pesar de que existen normas y reglamentos que se encargan de regir la práctica de la radioterapia externa en México, estas tienen deficiencias cuando son comparadas con las recomendaciones de organismos internacionales. Por ejemplo, el Reglamento General de Seguridad Radiológica de México se mantiene vigente sin modificaciones desde su publicación en el Diario Oficial de la Federación el 22 de noviembre de 1988, a pesar de que la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP) ha actualizado y publicado nuevos valores en la dosis efectiva y límites de dosis equivalentes para Personal Ocupacionalmente Expuesto en su publicación 60 del año 1990 (65); y

actualizado las recomendaciones de ponderación de la radiación y de tejido en las magnitudes dosis equivalente y dosis efectiva, así como la actualización al detrimento⁴ producido por radiación ionizante en su publicación 103 del año 2007 (66).

Por lo que se refiere a los programas de auditoria en el país, el departamento de Metrología de Radiaciones Ionizantes del Instituto Nacional de Investigaciones Nucleares (ININ) a través del Laboratorio Secundario de Calibración Dosimétrica (LSDC) tienen como perspectiva, impulsar una norma oficial mexicana para que las auditorias postales de haces en teleterapia sean obligatorias (67).

En términos de la normatividad nacional vigente, se destaca que, pese a que la norma NOM-002-SSA3-2017 indica que los servicios de teleterapia deben desarrollar e implementar un sistema de gestión de la calidad que comprenda entre otros aspectos programas de garantía de la calidad para los aspectos físicos y control de calidad a los equipos en radioterapia, no existe una norma que sea la base para implantar un sistema de gestión de la calidad. La falta de estas normativas locales no es solo un problema de México y sus centros de radioterapia sino también de otros países que, en su ausencia de éstas, se han adaptado a la serie de normas internacionales ISO9000 para implementar sistemas de gestión de la calidad (54,55). Por lo que se refiere a la NOM-033-NUCL-2016, pese a que se propone un conjunto de pruebas diarias, mensuales y anuales para verificar el funcionamiento de equipos LINAC, estas no incluyen pruebas al RTPS, la instrumentación mínima necesaria ni la información necesaria para desarrollar el conjunto de pruebas que se estipulan.

Recientemente, en el año 2020 entró en vigor la Ley de Infraestructura de la Calidad (68). Uno de los objetivos de esta ley es propiciar la innovación tecnológica en los procesos y servicios para mejorar la calidad de vida de las personas a través de, entre otros aspectos, evaluaciones y acreditaciones. Esta reciente ley es de interés porque evalúa la conformidad de la NOM-033-NUCL-2016 y da paso a la creación de acreditaciones en centros de radioterapia.

⁴ Detrimento: Deterioro o daño.

2.5 Pruebas físicas para el diseño de un programa de garantía de calidad en radioterapia externa

Organismos internacionales como el OIEA y la AAPM han emitido recomendaciones para diseñar programas de aseguramiento de la calidad en radioterapia externa con equipos LINAC y RTPS. En los apéndices A1, A2, y A3 de esta tesis se muestra el conjunto de pruebas físicas que recomiendan tanto los organismos internacionales como el OIEA y AAPM, como la normativa nacional vigente NOM-033-NUCL-2016 para el diseño de una garantía y control de calidad en equipos LINAC y RTPS.

Las pruebas físicas que se realizan a los equipos LINAC y RTPS pueden ser para verificar los sistemas de seguridad, mecánicas y dosimétricas. Acorde con Podgorsak (69), las pruebas de seguridad están enfocadas a proveer un espacio de trabajo seguro para los pacientes y personal de trabajo. Las pruebas mecánicas, fijan la precisión y exactitud de los movimientos mecánicos de los LINACs y mesas de tratamientos; y finalmente, las pruebas dosimétricas están enfocadas a verificar que las características de los haces de radiación y de las cámaras monitoras de ionización están dentro de los parámetros específicos para su uso clínico.

2.6 Pregunta investigación

¿Es posible diseñar e implementar exitosamente un programa de pruebas físicas en radioterapia externa con acelerador lineal médico en México, acorde a recomendaciones nacionales e internacionales que permita examinar e identificar debilidades en el proceso físico con miras al aseguramiento de la calidad en sistemas de planeación de tratamientos y aceleradores lineales médicos en unidades de teleterapia?

2.7 Hipótesis

Mediante los reportes técnicos AAPM TG-45, AAPM TG-53, AAPM TG106, AAPM TG-142, IAEA-TECDOC-1540, IAEA-TECDOC-1151, IAEA-TECDOC-1583 y la NOM-033-NUCL-2016 será posible establecer e implementar un conjunto de pruebas físicas para diseñar un programa que permita el aseguramiento de la calidad en equipos LINAC y RTPS en unidades de radioterapia externa con acelerador lineal médico en México.

2.8 Objetivos

General

Diseñar e implementar un programa de Aseguramiento de la Calidad para el proceso físico de la radioterapia externa con acelerador lineal médico acorde a la normativa nacional vigente y a recomendaciones de la AAPM y OIEA.

Específicos

- Diseñar un programa de Aseguramiento de la Calidad proactivo relacionado a los aspectos físicos de la garantía de calidad de los aceleradores lineales médicos.
- Diseñar un programa de Aseguramiento de la Calidad reactivo relacionado a los aspectos físicos de la dosimetría de haces externos de radiación y a la planificación del tratamiento de haces externos con aceleradores lineales médicos.
- Implementar el programa de Aseguramiento de la Calidad en el Hospital Regional de Alta Especiales de Ixtapaluca (HRAEI).

Capítulo 3. Marco Teórico

3.1 Acelerador lineal de uso médico (LINAC)

Un LINAC es un dispositivo que acelera electrones a diferentes energías cinéticas en el rango de 4 MV hasta 25 MV mediante el uso de ondas electromagnéticas cuya frecuencia va de 10^3 MHz hasta los 10^4 MHz(69–71). Estos electrones se pueden emplear directamente para el tratamiento de tumores superficiales o bien generar un haz de fotones mediante el efecto de radiación de frenado para el tratamiento de neoplasias profundas(70). El diseño de un LINAC puede variar significativamente dependiendo tanto de la energía nominal como del diseño del fabricante, sin embargo, las componentes comunes que todo LINAC posee corresponden a fuente de alimentación, modulador, cañón de electrones, magnetron o klystron, guía de ondas de aceleración, imán de flexión y cabezal de tratamiento, tal como se muestran en la imagen 3.1.

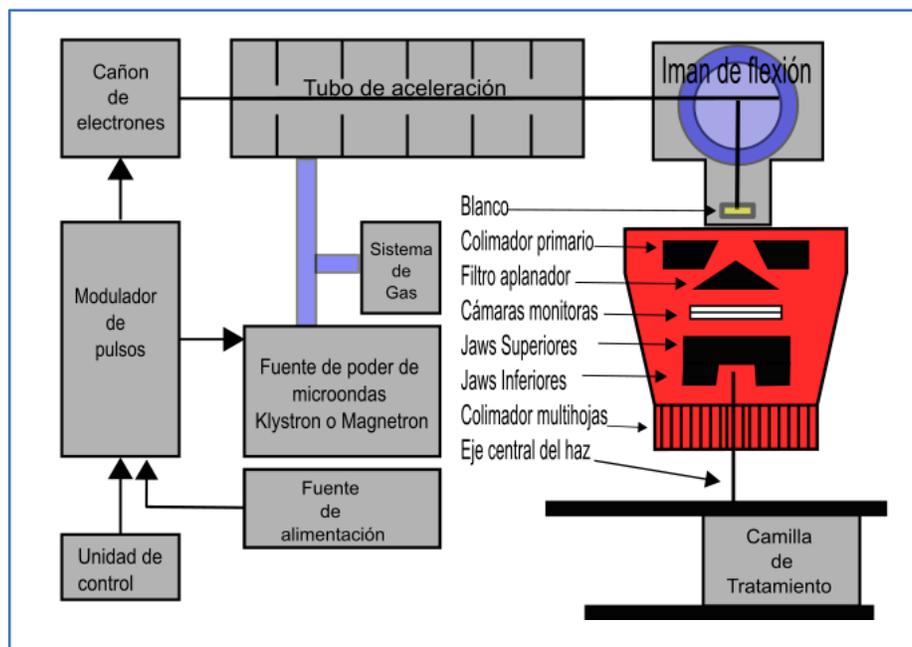


Figura 3. 1 Diagrama básico de un acelerador lineal de uso médico, adaptado de (71).

3.1.1 Fuente de alimentación y modulador

La fuente de alimentación administra la tensión de corriente directa (CD) al modulador, el cual, a su vez, da origen a la formación de pulsos planos de alto voltaje con una duración de pocos microsegundos. Posteriormente, estos pulsos se envían al magnetrón o klystron y simultáneamente al cañón de electrones (70).

3.1.2 Cañón de electrones

El cañón de electrones es el sistema que se encarga de inyectar pulsos de electrones al sistema de guía de ondas mediante el efecto termoiónico. Este proceso se lleva a cabo en un LINAC cuando el cátodo se calienta sujeto a una diferencia de potencial, formando así, una nube de electrones enfocada hacia una dirección específica.

3.1.3 Magnetrón y Klystron

El magnetrón es un subsistema con geometría cilíndrica que genera pulsos de microondas con tiempos de duración de microsegundos. Este subsistema funciona como un oscilador de alta potencia y se emplea de manera común en equipos LINAC con energías menores o iguales a 6 MV. El magnetrón se compone de un cátodo central y un ánodo exterior con cavidades resonantes de cobre (Ver Figura 3.2). De acuerdo con Khan (70), la formación de microondas en el magnetrón comienza cuando se calienta el cátodo interno y se generan electrones por emisión termoiónica. Posteriormente, se aplica un campo magnético estático perpendicular a la sección transversal de las cavidades y un campo eléctrico de CD entre el cátodo y el ánodo. De esta forma, los electrones formados por efecto termoiónico se aceleran hacia el ánodo y bajo la influencia simultánea del campo magnético, los electrones empiezan a moverse en trayectorias de espiral hacia las cavidades resonantes radiando energía en el rango de microondas.

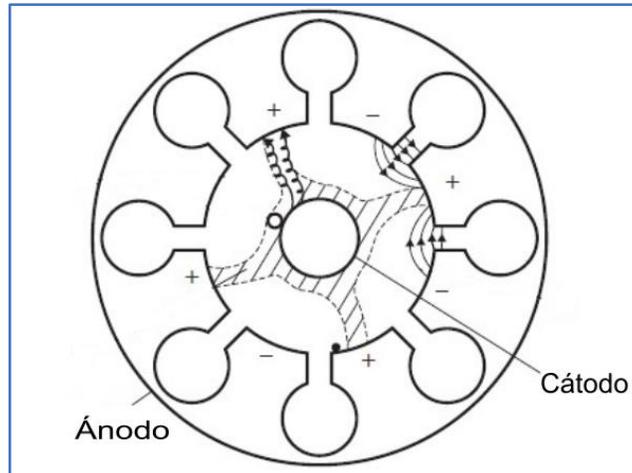


Figura 3. 2 Representación básica de un Magnetrón (70).

El Klystron es un amplificador de microondas. El funcionamiento de este subsistema se visualiza en la Figura 3.3. El proceso comienza cuando los electrones generados en el cátodo se aceleran mediante un pulso de voltaje negativo hacia la primera cavidad (cavidad de acumulación) la cual es energizada por microondas de baja potencia que forman a su vez un campo eléctrico alternativo a través de la cavidad. Como consecuencia, los electrones son agrupados y modulados en energía cinética. Finalmente, cuando los grupos de electrones llegan a la segunda cavidad (cavidad receptora), generan un campo eléctrico retardado, lo que da origen a una desaceleración y como consecuencia y efecto del principio de conservación de energía, la energía cinética de los electrones se convierte en microondas de alta potencia (70).

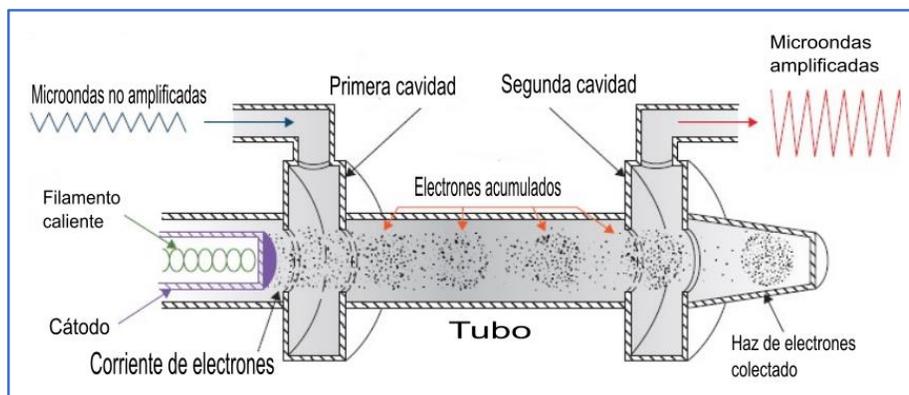


Figura 3. 3 Corte transversal de un Klystron básico de dos cavidades (70).

3.1.4 Guía de ondas de aceleración o tubo de aceleración

La guía de ondas es el lugar donde los electrones se aceleran siguiendo trayectorias rectas en un sistema evacuado. Las cavidades de la guía de ondas de aceleración tienen dos propósitos, el primero es acoplar y distribuir la energía de las microondas entre cavidades contiguas y; proveer un campo eléctrico adecuado para acelerar el haz de electrones. Existen dos tipos de guías de ondas, de tipo onda viajera y estacionaria. En el primer caso, el tubo de aceleración está formada por una guía de ondas cilíndrica uniforme con una serie de discos con cavidades ubicadas a distancias iguales a lo largo del tubo. En este tubo, los electrones son acelerados mediante la transferencia de energía de los campos de radiofrecuencia de alta potencia en cada cavidad. En el caso de ondas estacionarias, los extremos de la guía de ondas reflejan la potencia de las ondas para generar un patrón estacionario (69). Este último tipo de guía de aceleración se muestra en Figura 3.4.

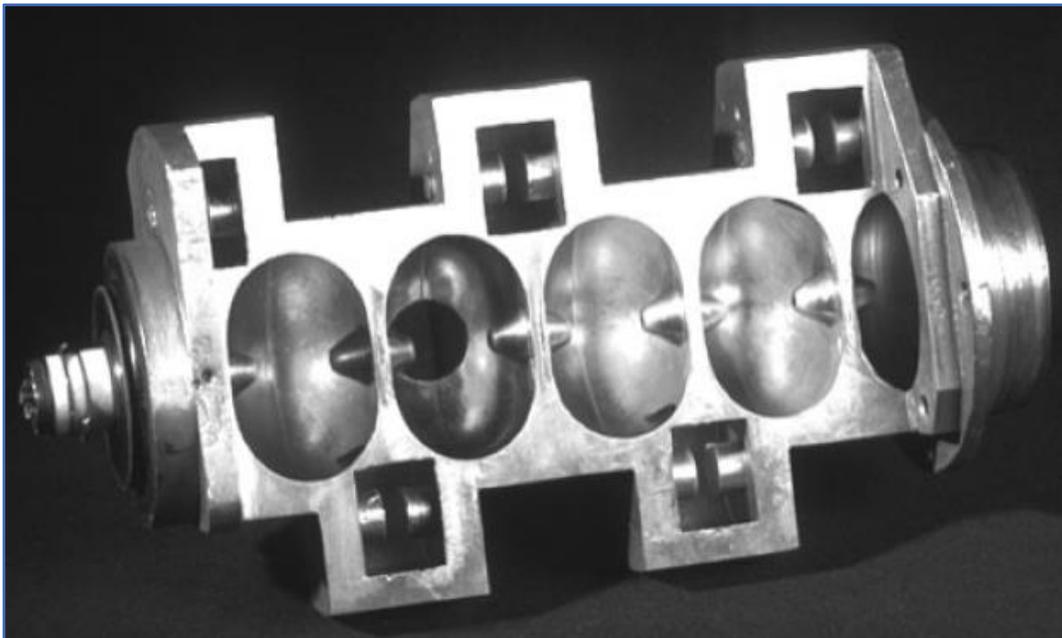


Figura 3. 4 Corte longitudinal de una guía de ondas de aceleración estacionaria. Las cavidades de aceleración están en el eje central y las cavidades de acoplamiento están fuera del eje (69).

3.1.5 Sistema de flexión de imanes

El sistema de flexión de imanes se emplea en LINAC donde el sistema de guía de ondas es largo. Este sistema de imanes se usa para guiar el haz de electrones hacia el ánodo y producir fotones mediante el efecto de radiación de frenado. Usualmente, este sistema se coloca paralelamente al eje de rotación del LINAC. Los sistemas de flexión pueden ser de 90°, 270° o 112.5°. Aunado al sistema de flexión, se utilizan dipolos y cuadrupolos para enfocar el haz de electrones acelerado.

3.1.6 Cabezal de tratamiento

El cabezal de tratamiento es una estructura de blindaje hecho de materiales de alta densidad como plomo, tungsteno o una aleación de estos. En el interior del cabezal se encuentra el blanco de rayos-X, una lámina dispersora, un filtro aplanador, dos cámaras de ionización, un sistema de colimación y de localización de luz, tal como se muestra en la Figura 3.1.

3.2 Sistema de planeación de tratamientos (RTPS)

El sistema de planeación de tratamientos de radioterapia (RTPS) es una parte imprescindible en el proceso de planeación con LINAC que consta de un arreglo compuesto por una computadora, dispositivos de entrada y salida, y un software comercial cuyas características dependen de cada fabricante (28). El RTPS se emplean para simular la configuración de campos de radiación y calcular la distribución de dosis en las regiones blanco y adyacentes de forma iterativa para optimizar y desarrollar un plan de tratamiento a partir de la información anatómica de cada paciente, colectada a través de tomografías computarizadas (CT), imágenes por resonancia magnética (MRI) o imágenes por emisión de positrones (PET). Además, los RTPS se utilizan también como una herramienta para el cálculo de unidades monitor (UM⁵). Existen elementos fundamentales en el hardware y software que todo sistema de planeación debe tener.

⁵ Timothy Holmes, Charlie Ma y Lu Wang definen a la Unidad Monitor como “una medida del tiempo de activación de la radiación que se utiliza para los aceleradores lineales médicos. Por convención, una unidad de monitor equivale a 1 cGy de dosis absorbida en agua en condiciones de calibración específicas para el LINAC” (84).

El hardware debe contar con una unidad de procesamiento central (CPU) que contenga una memoria suficiente para trabajar de forma eficiente el software. Además, debe contar con un procesador de gráficos, monitor de alta resolución, sistema de almacenamiento de datos, teclado, mouse y una interface de red local que permita la transferencia de imágenes al RTPS.

Por lo que se refiere al software, un sistema 3-D estándar debe ser capaz de representar estructuras y distribuciones de dosis en perspectiva 3-D, no poner restricciones en la orientación de los haces, siempre y cuando no sean las de la unidad de tratamiento específicas, poseer un algoritmo de cálculo de dosis tomando en cuenta la anatomía 3-D del paciente con respecto a la radiación primaria y secundaria, y admitir una planificación 2-D simple con una entrada manual de contornos.

Capítulo 4. Metodología

4.1 Infraestructura y apoyo técnico

El presente trabajo de tesis se realizó en conjunto con la Unidad de Radioterapia del Hospital Regional de Alta Especialidad de Ixtapaluca (HRAEI) y el Departamento de Metrología de Radiaciones Ionizantes del Instituto Nacional de Investigaciones Nucleares (ININ). En la unidad de radioterapia se cuenta con un LINAC marca Varian, modelo 21 iX, un sistema de planeación de tratamientos Eclipse versión 10.0 y un tomógrafo General Electric Light Speed.

4.2 Diseño del programa de aseguramiento de la calidad para radioterapia externa con acelerador lineal médico

La estructura del programa de aseguramiento de la calidad para los aspectos físicos de radioterapia externa con LINAC que se propone en el presente trabajo contiene el cuerpo profesional de un servicio de radioterapia, los roles y responsabilidades de un físico médico clínico en radioterapia externa, un programa de pruebas básicas acorde a recomendaciones internacionales de aceptación, comisionamiento y control de calidad a los equipos LINACs y RTPS, un programa de auditoria externo y una propuesta inicial de seguimiento a pacientes. A continuación, se describe la estructura de cada componente que conforma el programa de Aseguramiento de la Calidad que se propone en el presente trabajo de tesis.

4.2.1 Cuerpo profesional de un servicio de radioterapia

El cuerpo profesional que se propone para formar un servicio de radioterapia se clasifica en 5 grupos, conformados por médicos radio-oncólogos, físicos médicos, enfermeros oncólogos, técnicos radioterapeutas y personal de apoyo como ingenieros biomédicos. El cálculo del número de profesionistas en un servicio de radioterapia debe tomar en consideración, el tipo de LINAC y las técnicas de tratamiento que se emplean en la unidad de radioterapia. Además, se debe considerar a los equipos de imagenología, días de semana de trabajo, horas de jornada laboral, actividades de investigación y actividades relacionadas al proceso de control de calidad de los equipos. Por ende, se propone seguir el algoritmo de cálculo “Staffing in Radiotherapy: An Activity Based Approach” del OIEA publicado en el reporte No. 13 de la serie IAEA HUMAN HEALTH REPORTS (72). Es de interés mencionar que, la normativa nacional vigente, NOM-002SSA-2017, indica la necesidad de integrar al cuerpo profesional un Encargado de Seguridad Radiológica (ESR). Por ende y para dar cumplimiento a este requisito, al número de físicos médicos que se calcula con el algoritmo “*Staffing in Radiotherapy: An Activity Based Approach*”, se debe adicionar un físico médico que cumpla con las funciones y responsabilidades de un ESR acorde a la NOM-002-SSA3-2017 (53).

4.2.2 Funciones y responsabilidades de un físico médico clínico en radioterapia externa

Las funciones y responsabilidades de un físico médico clínico en radioterapia que se proponen en el presente trabajo se mencionan a continuación toma en total consideración las indicaciones establecidas en la NOM-002-SSA3-2017 y adiciona recomendaciones del OIEA (53,73).

- a) Optimizar los aspectos físicos de los procedimientos de radioterapia.
- b) Diseñar e implementar los programas de aseguramiento de la calidad para los aspectos físicos del uso médico de la radiación.
- c) Establecer y comprobar la aplicación de pruebas de control de calidad de los equipos LINAC y RTPS.

- d) Planear y optimizar los tratamientos de radioterapia acorde a las indicaciones del médico radio-oncólogo.
- e) Brindar asesorías a los médicos radio-oncólogos para establecer técnicas de tratamiento óptimas.
- f) Realizar las pruebas de aceptación y comisionamiento de LINACs y RTPS.
- g) Documentar, dejando registros de las pruebas de control de calidad a las unidades de teleterapia.
- h) Formar parte del equipo de diseño de construcción y blindaje en caso de una modificación o instalación de nuevos cuartos de teleterapia.
- i) Supervisar a los técnicos radioterapeutas en la implementación de nuevos procedimientos clínicos.
- j) Establecer procedimientos para el cálculo y verificación de la dosis que administran los equipos LINAC.
- k) Realice verificaciones de la dosis del paciente, incluida la dosimetría *in vivo*.
- l) Participar en la investigación de incidentes o accidentes en teleterapia enfocados a la protección y seguridad radiológica de pacientes, personal de trabajo y público general.

4.2.3 Programa de pruebas de aceptación, comisionamiento y control de calidad en equipos LINAC y RTPS

El programa de pruebas físicas para el proceso de aceptación, comisionamiento y Control de Calidad en equipos LINAC y RTPS está organizado en 74 pruebas. Las pruebas se eligieron acorde a recomendaciones nacionales e internaciones (ver apéndices A1 a A4). Estas pruebas se consideran imprescindibles para la correcta puesta en servicio y funcionamiento de los equipos LINAC y RTPS, sin embargo, también se recomienda complementarlas o modificarlas acorde a las recomendaciones del fabricante, nuevas publicaciones de organismos internacionales y datos complementarios que el RTPS requiere para un correcto funcionamiento. A continuación, se muestra la estructura del programa de pruebas físicas que se propone en el presente trabajo de investigación.

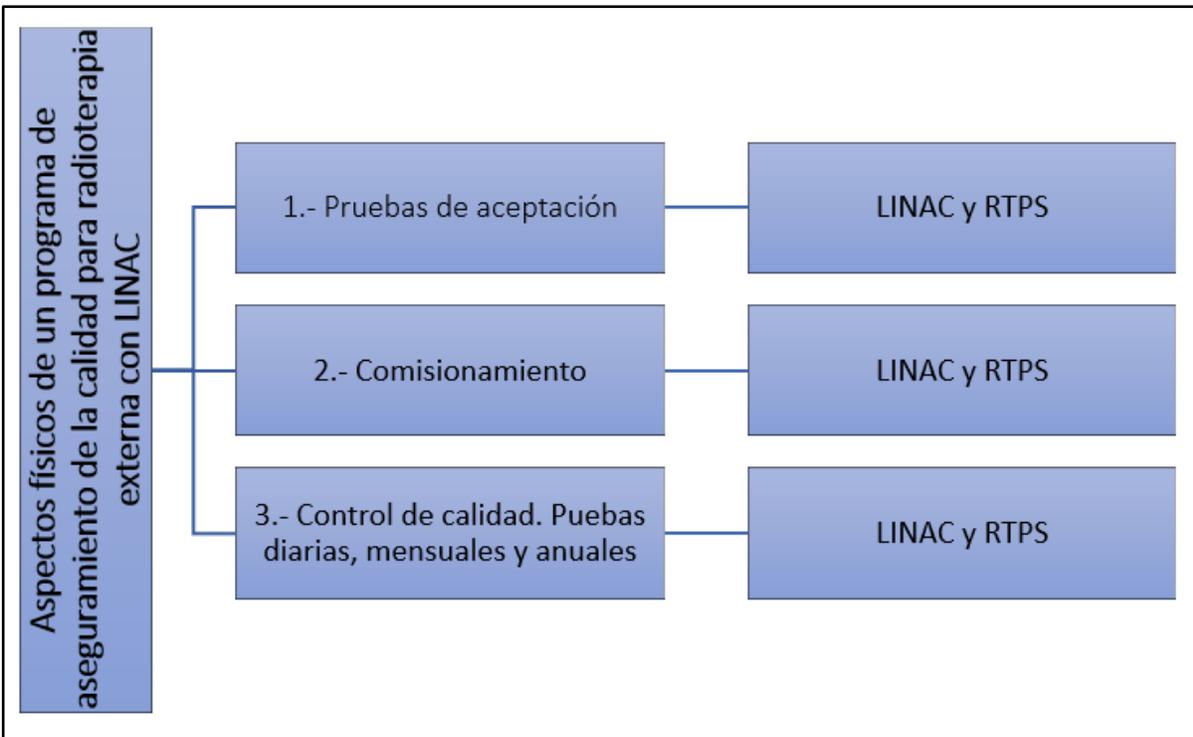


Figura 4.1 Estructura del programa de aseguramiento de la calidad que se propone en este trabajo.

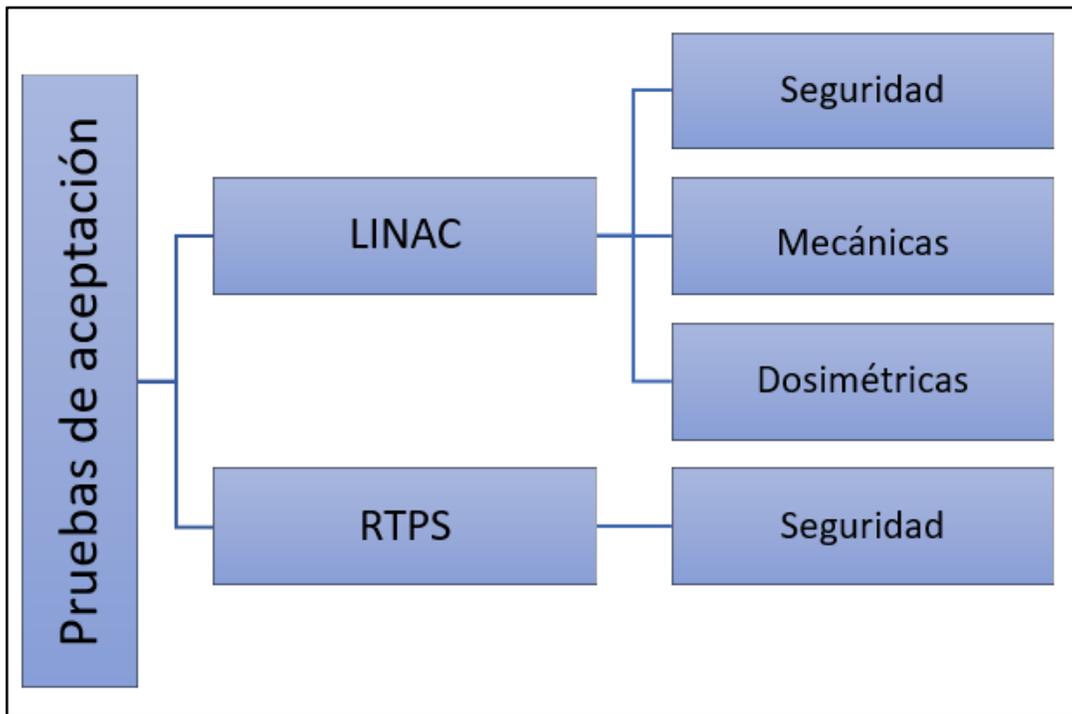


Figura 4. 2 Estructura de las pruebas de aceptación para un LINAC y un RTPS.

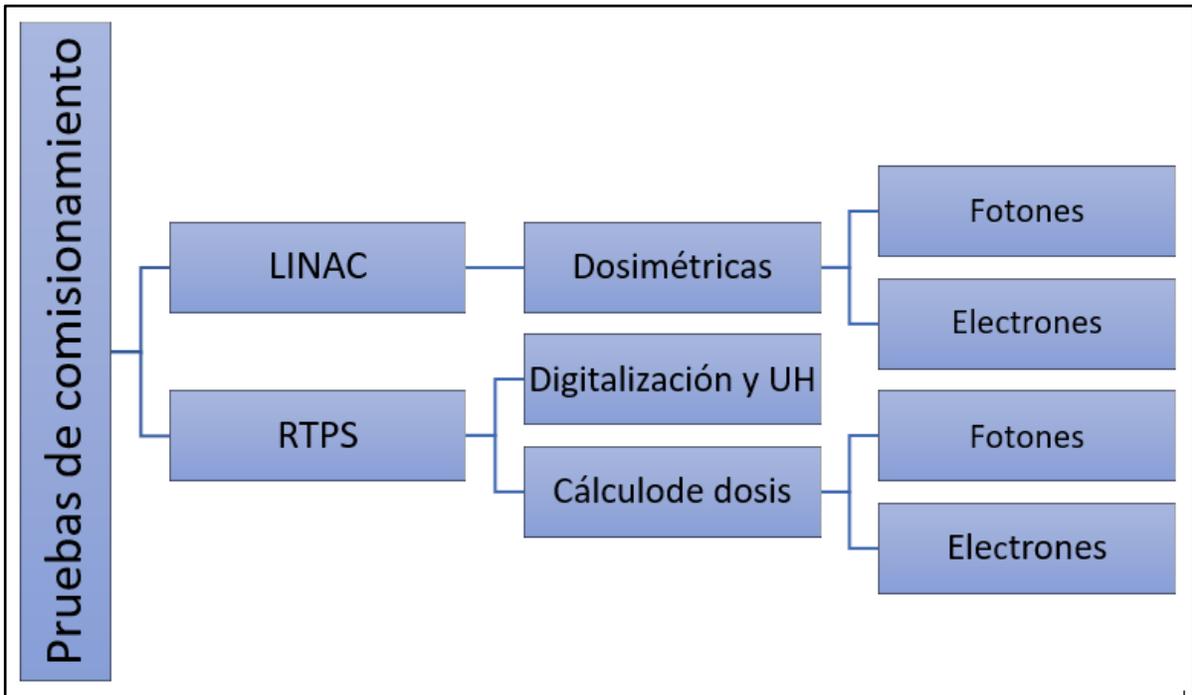


Figura 4. 3 Estructura de las pruebas de comisionamiento para un LINAC y un RTPS.

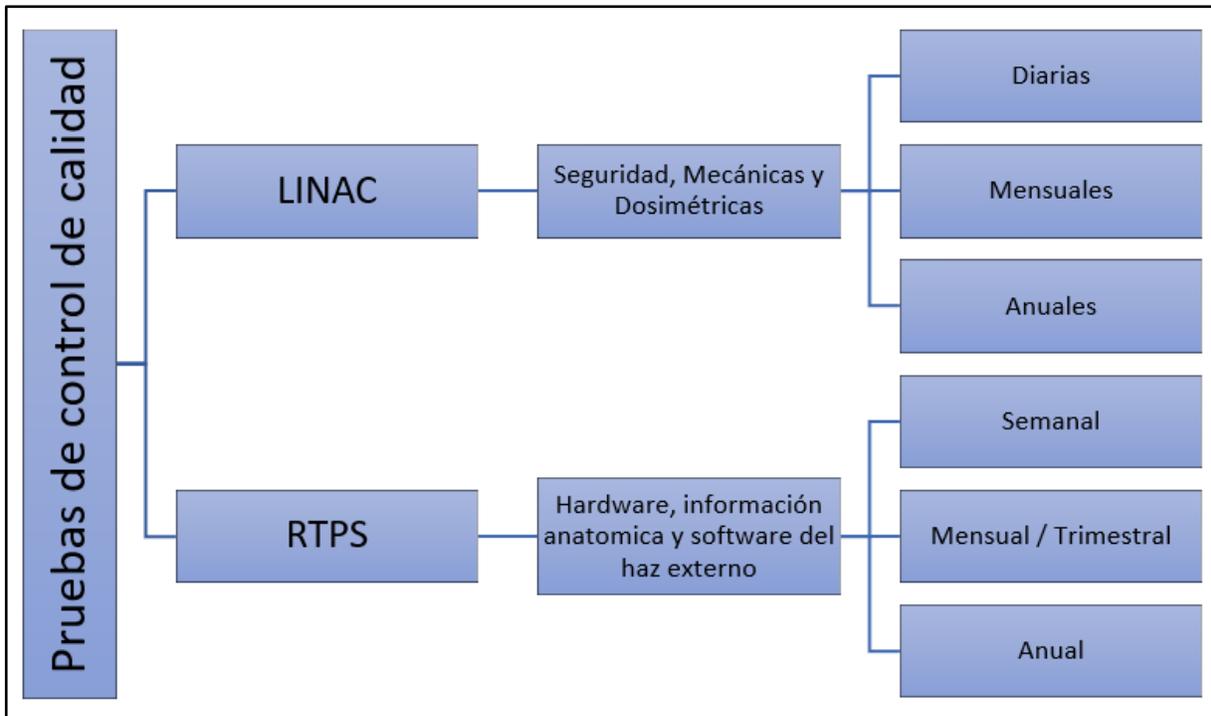


Figura 4. 4 Estructura de las pruebas de control de calidad para un LINAC y un RTPS.

4.2.4 Programa de auditoria

En el presente trabajo de investigación se proponen dos tipos de auditoria externos confidenciales, por ende, no se busca que los resultados sean exhibidos, más bien, se pretende identificar áreas de oportunidad para la mejora en los programas de aseguramiento de la calidad de los centros de radioterapia en el país.

El primer tipo de auditoria corresponde al servicio postal de dosimetría TLD del OIEA/OMS enfocado a la verificación de la dosis en condiciones de referencia para fotones. Para aplicar a este programa en el país, el departamento de radioterapia que voluntariamente desea ser auditado, debe solicitar a través del Departamento de Metrología de Radiaciones Ionizantes del ININ una auditoria postal TLD. Posterior a la gestión de la auditoria, se hará llegar al centro de radioterapia las cápsulas de TLD y las instrucciones de irradiación. Los dosímetros se deben enviar en un periodo no mayor a 6 semanas posterior a la irradiación de éstos en el centro de radioterapia. Los resultados del servicio postal se notifican al servicio de radioterapia en un periodo de 8 semanas después de que el ININ recibe los dosímetros irradiados.

Los resultados se consideran buenos si están en el límite de aceptación del 5%. Caso contrario, se envía un nuevo kit dosímetros TLD. Si el resultado de la segunda prueba de dosímetros continua fuera de la tolerancia máxima se recomienda que un experto realice una visita al servicio de radioterapia para resolver la discrepancia entre ambos resultados.

El tipo de dosímetros, instrucciones de irradiación y material de apoyo para aplicar a una dosimetría postal TLD se puede encontrar en la página oficial de auditorías del OIEA <https://dosimetry-audit-networks.iaea.org/> (74).

El segundo programa corresponde a una auditoria integral del proceso de la radioterapia que evalúe la organización, infraestructura, los aspectos físicos y médicos de la unidad de radioterapia. Para esta auditoria se propone la metodología Quality Assurance Team for Radiation Oncology (QUATRO)

del OIEA. Al igual que la auditoría postal, la metodología QUATRO es voluntaria y puede ser solicitada por los estados miembros. Acorde con el OIEA (48), las instituciones de salud o unidades de radioterapia pueden solicitar esta auditoría para, fortalecer los programas de GC, mejorar la práctica clínica en radioterapia, certificarse para convertirse en un centro de capacitación regional e identificar y documentar las deficiencias tecnológicas y prácticas a fin de solicitar financiación de organismos nacionales e internacionales. Para aplicar a esta auditoría, es necesario que el centro de radioterapia envíe una solicitud formal al OIEA a través de sus medios de contacto. Los resultados de esta auditoría son más complejos que la auditoría postal de TLD. El reporte de resultados contiene el objetivo de la auditoría, descripción de las actividades realizadas, descripción de las instalaciones, posibles descubrimientos y resultados de la visita, conclusiones, recomendaciones a la institución auditada y una serie de anexos. Los aspectos que se evalúan en este tipo de auditorías se describen con detalle en la publicación “Comprehensive audits of radiotherapy practices: A tool for quality improvement” del OIEA (48).

4.2.5 Programa de seguimiento a pacientes

Los programas de seguimiento a pacientes en radioterapia tienen el propósito de detectar recurrencias de enfermedades locales y nuevos tumores. Sin embargo, este tipo de programas de seguimiento se pueden emplear como una herramienta para determinar la supervivencia libre de enfermedad de pacientes, efectos secundarios, malas administraciones de dosis en radioterapia y como un método que permita comparar los resultados entre instituciones (48,75,76). Por ende, acorde a la metodología QUATRO del OIEA, el programa inicial de seguimiento a pacientes que se propone en el presente trabajo debe definir los aspectos que se indican a continuación.

- Objetivo del programa de seguimiento a pacientes.
- Pacientes a los cuales está dirigido este programa.
- Personal encargado del seguimiento a pacientes.
- Periodo y frecuencia de seguimiento pacientes.
- Personal encargado del análisis de datos de los resultados del programa.

Cada uno de los aspectos de este programa de seguimiento a pacientes puede modificarse y complementarse acorde a recomendaciones nacional o internacionales; adaptándose a los recursos y características epidemiológicas de cada centro de radioterapia. Pese a que los programas de seguimiento a pacientes se realizan a través del cuerpo profesional médico, el físico médico puede ser la conexión entre los registros y el análisis de datos que permitan identificar áreas de oportunidad para el mejoramiento de la calidad en los tratamientos de teleterapia.

4.3 Material y Métodos

Los materiales y métodos que se proponen en cada prueba física de aceptación, comisionamiento y control de calidad en equipos LINAC y RTPS del programa de aseguramiento de la calidad son diversos. Por ende, el objetivo, los materiales y métodos de las pruebas físicas del programa de aseguramiento de la calidad se describen con claridad en las secciones 4.4 a 4.9.

Es de interés mencionar que las pruebas que se proponen en el presente trabajo de tesis corresponden a indicaciones de la normativa nacional vigente NOM-033-NUCL-2016 y recomendaciones internacionales de la AAPM y OIEA. Así, las pruebas físicas que se proponen en el presente documento deben ser complementadas con las recomendaciones y tolerancias del fabricante para el correcto funcionamiento de equipos LINAC y RTPS.

4.4 Pruebas de aceptación para aceleradores lineales (LINAC)

El programa de aceptación para LINAC se componen de 17 pruebas de seguridad, 11 pruebas mecánicas, 4 pruebas dosimétricas para haces de fotones, 5 pruebas dosimétricas para haces de electrones y una prueba de linealidad en las cámaras monitoras.

4.4.1 Pruebas de seguridad

1. Niveles de radiación o levantamiento de niveles de radiación

Objetivo: Verificar que no existen fugas de radiación y que los niveles de radiación afuera de la sala de tratamiento o bunker no excedan los límites permitidos.

Material: Bitácora, plano arquitectónico del bunker donde se indiquen las zonas o habitaciones circundantes y detector Geiger Müller.

Método:

- a) Programar un disparo de fotones con la energía y tamaño de campo máximo disponibles en LINAC.
- b) Posicionar el haz de fotones hacia cada barrera primaria y realizar la medición de radiación para cada habitación circundante a la sala de tratamiento incluyendo el techo y piso inferior del bunker acorde al diseño de la instalación.
- c) Si la energía máxima del LINAC supera los 10 MV, se debe realizar un monitoreo de radiación para neutrones.
- d) Verificar que la lectura del detector Geiger Müller no exceda los límites permitidos acorde a la normatividad nacional vigente o en ausencia de una normativa, de los límites recomendados por organismos internacionales como el OIEA.

Tolerancia: Funcional.

2. Verificación de sistemas de alarmas, luces de seguridad verde / roja y de emergencia

Objetivo: Verificar que la alarma sonora y las luces de seguridad verde y roja funcionen de manera adecuada en el cuarto de tratamiento y en el panel de control cuando el LINAC está irradiando.

Material: Bitácora.

Método:

- a) Programar un disparo con el LINAC y verificar que la luz verde se enciende cuando el equipo está listo para irradiar y que cambia a rojo cuando el LINAC está irradiando.
- b) Programar un disparo con el LINAC y verificar que, durante la irradiación, la alarma sonora emite sonido para advertir al POE que el equipo está irradiando.

Tolerancia: Funcional.

3. Luces en consola

Objetivo: Verificar que los iconos en el panel de control funcionen y que se encienden de manera correcta a cada modo de irradiación.

Material: Bitácora.

Método:

- a) Realizar un disparo con el LINAC para cada modo de irradiación y verificar que las luces e iconos del colimador multihojas correspondientes del panel de control se mantienen encendidas durante la irradiación.

Tolerancia: Funcional.

4. Sistema de vigilancia de audio y video

Objetivo: Verificar de manera independiente que el sistema audio y de video funcionan de manera correcta y que permiten al paciente establecer una comunicación con el POE de forma oral y mímica y viceversa de manera oral.

Material: Bitácora y dos POEs.

Método:

- a) Un POE debe entrara al bunker o cuarto de tratamiento y cerrar la puerta y el segundo POE debe estar en el panel de control del LINAC.

- b) El POE que está en el panel de control debe establecer una comunicación con tono de voz normal y dar indicaciones de movimiento dirigidas al POE que se encuentra en el bunker para verificar que el mensaje puede ser transmitido, recibido y replicado sin contratiempos; y que además el sistema de video no presenta fallas de imágenes congeladas.

Tolerancia: Funcional.

5. Sistema de anticolisión del brazo (gantry)

Objetivo: Pese a que no todos los equipos cuentan con un sistema anticolisión, este sistema evita colisiones entre el colimador y el paciente o camilla de tratamiento, por ende, posibles incidentes. El objetivo de esta prueba es verificar que el sistema de anticolisión evita que el gantry colisione con la mesa de tratamiento.

Material: Bitácora.

Método:

- a) Planear una prueba en donde intencionalmente, al girar el gantry se tenga la coincidencia espacial con la mesa de tratamiento y verificar que el sistema de anticolisión detiene el movimiento del gantry cuando detecta la mesa para evitar una colisión del cabezal con la mesa de tratamiento.

Tolerancia: Funcional.

6. Movimiento máximo vertical y horizontal de la cama de tratamiento

Objetivo: Verificar que los desplazamientos máximos verticales, laterales y de rotación de la mesa de tratamiento no se tenga ningún tipo de obstrucción que impida el desplazamiento.

Material: Bitácora.

Método:

- a) Realizar el desplazamiento máximo de la mesa en la dirección vertical ascendente y descendente y registrar los valores de las lecturas que se muestran digitalmente en la consola de control.
- b) Realizar el desplazamiento máximo de la mesa en dirección lateral hacia la derecha e izquierda y registrar los valores de las lecturas que se muestran digitalmente en la consola de control.
- c) Realizar el desplazamiento máximo de rotación de la mesa y registrar los valores de las lecturas.
- d) Verificar que la mesa no presenta ningún tipo de obstrucción que le impida realizar los desplazamientos máximos de manera electrónica y manualmente.

Tolerancia: Funcional.

7. Botón de interrupción de irradiación en la consola de control

Objetivo: Verificar que todos los botones de interrupción de irradiación que se encuentran en la consola de control funcionan y que al presionarlos interrumpen cualquier tipo de haz de electrones y fotones en un caso de emergencia.

Material: Bitácora.

Método:

- a) Programar un disparo con el LINAC para cada tipo de haz de electrones y fotones con el que se cuente en la unidad de radioterapia.
- b) Verificar que al presionar el botón rojo de interrupción de irradiación en la consola control, el LINAC interrumpe la irradiación.

Tolerancia: Funcional.

8. Botones de corte de suministro eléctrico

Objetivo: Verificar que todos los botones físicos de paro de corte de suministro eléctrico que se encuentran en el cuarto de tratamiento y en la consola de control funcionan correctamente.

Material: Bitácora.

Método:

- a) Presionar cada uno de los botones rojos en la consola de control.
- b) Verificar que, al presionar los botones rojos de paro de emergencia, el LINAC se apaga completamente.
- c) Presionar cada uno de los botones rojos en el cuarto de tratamiento o bunker.
- d) Verificar que, al presionar los botones rojos de paro de emergencia, el LINAC se apaga completamente

Tolerancia: Funcional.

9. Interrupción por Unidades Monitor (UM)

Objetivo: Verificar que el LINAC para de irradiar cuando se completan las unidades monitor programadas.

Material: Bitácora.

Método:

- a) Programar un disparo con el LINAC de 100 UM de energía específica, por ejemplo 6 MV y verificar que transcurridas las unidades monitor el acelerador lineal para la irradiación.

Tolerancia: Funcional.

10. Verificación e independencia de ambas cámaras monitoras

Objetivo: Verificar que las lecturas de las cámaras monitoras que se muestran en la pantalla de la consola de control indican la misma lectura y que al terminar la irradiación estas permanecen indicadas.

Material: Bitácora.

Método:

- a) Realizar un disparo de 200 UM y verificar que en la pantalla del panel de control las dos cámaras monitoras indiquen la misma lectura y que al terminar la irradiación, ambas lecturas permanecen indicadas.

Tolerancia: Funcional.

11. Unidades Monitor y corte de suministro eléctrico

Objetivo: Verificar que, ante un corte de energía eléctrica, las UM entregadas al paciente: 1) Permanecen visibles por un tiempo en el monitor o en un contador mecánico; o 2) Quedan guardadas en el sistema. De esta forma, el personal que opera el LINAC sabe la dosis administrada al paciente y la dosis que falta por recibir.

Material: Bitácora.

Método:

- a) Realizar un disparo de 200 UM en el LINAC e intencionalmente cortar el suministro eléctrico del LINAC. Posteriormente, verificar que las UM administradas se guardan automáticamente o bien, estas quedan indicadas en el monitor de la consola de control.

Tolerancia: Funcional.

12. Verificación de colocación para accesorios

Objetivo: Verificar que los accesorios que se coloca en el LINAC ensamblan correctamente para diferentes orientaciones del gantry y colimador.

Material: Bitácora y accesorios.

Método:

- a) Ensamblar el porta-accesorios al gantry acorde a las instrucciones del fabricante y verificar que su colocación queda firme, inmóvil y que las luces de seguridad verde o roja indiquen una correcta o incorrecta colocación de cada accesorio respectivamente.
- b) Ensamblar cada cuña disponible en el LINAC y verificar que la posición en que se inserta y la que se muestra en la consola de control indican la misma orientación.

Tolerancia: Funcional.

13. Verificación de la posición de conos para cada energía de los haces de electrones

Objetivo: Verificar que el LINAC permite irradiar con haces de electrones solo cuando se coloca de manera correcta el cono indicado para cada tamaño de campo y energía de electrones.

Material: Bitácora y conos de electrones.

Método:

- a) Programar un disparo con el LINAC en modo electrones y colocar un cono de tamaño arbitrario, por ejemplo, de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ e intencionalmente colocar un tamaño de cono diferente al planeado.
- b) Verificar que el LINAC muestra un mensaje de error e invalida la acción de irradiación con haces de electrones cuando: 1) Se cambia el tamaño de cono y 2) en la ausencia de conos.

Tolerancia: Funcional.

14. Códigos para cada accesorio

Objetivo: Pese a que no todos los LINAC poseen este sistema de seguridad, en caso de contar con él, se recomienda verificar que la irradiación solo es posible colocando el código del accesorio correspondiente.

Material: Bitácora y códigos.

Método:

- a) Realizar un disparo con el LINAC y verificar que el panel de control no permite la irradiación si no se coloca el código apropiado o bien, el accesorio correspondiente.

Tolerancia: Funcional.

15. Bloqueo de irradiación para un campo mayor al permitido por cada cuña

Objetivo: Verificar que el sistema no permite irradiar para un campo mayor al tamaño máximo permitido para cada cuña.

Material: Bitácora y cuñas físicas de cualquier inclinación.

Método:

- a) Programar un disparo con un tamaño cuña, por ejemplo, una cuña de 60° e intencionalmente, programar una irradiación para un campo de tamaño mayor al indicado por el fabricante. Para el caso de cuña de 60°, el campo máximo es de 15 cm x 40 cm y verificar que no se activa el modo disparo en el panel de control del LINAC para iniciar la irradiación.

Tolerancia: Funcional.

16. Monitores de área

Objetivo: Verificar que los monitores de área funcionen adecuadamente.

Material: Bitácora.

Método:

- a) Programar un disparo con el LINAC y verificar que el monitor de área de radiación que se encuentra en el cuarto de la consola de control funciona de manera correcta cuando el LINAC está irradiando. Además, verificar que su certificado de calibración este vigente.

Tolerancia: Funcional.

17. Manual del acelerador

Objetivo: Verificar que el centro de radioterapia tenga el manual en el idioma español o ingles del acelerador lineal médico. Este manual debe contener una descripción del LINAC y sus componentes.

Material: Bitácora.

Método:

- a) Verificar que se tenga en físico un manual de equipo que concuerde con las especificaciones del LINAC instalado en la unidad de radioterapia y que este cuente con la descripción de las partes que componen al LINAC, panel de control e INTERLOCK o BLOQUEOS de seguridad.

Tolerancia: Sí / No.

4.4.2 Pruebas mecánicas

1. Alineación del eje de rotación del colimador

Objetivo: Verificar que el eje central de los campos de fotones está alineado con el eje de rotación del colimador.

Material: Bitácora, distanciador mecánico de 100 cm de longitud, papel milimétrico, película radiocrómica y cinta adhesiva.

Método: Para esta prueba se proponen dos metodologías.

- a) Para hallar el eje de rotación. Posicionar el gantry a 0° , insertar el distanciador mecánico en el colimador, fijar el papel milimétrico a la camilla de tratamiento y elevar el sistema hasta tener un punto de coincidencia entre la barra rígida y la camilla.
 - b) Rotar completamente el colimador con la barra rígida hasta que se marque un arco sobre el papel milimétrico. La punta afilada de la barra debe desplazarse hacia el centro de arco.
 - c) El círculo de radio mínimo se considera el eje de rotación del colimador.
-
- a) Para realizar el control de calidad con película radiocrómica. Posicionar el gantry a 0° , colocar la película radiocrómica en la camilla de tratamiento a una SSD = 100 cm y cerrar las mordazas (jaws) del LINAC para formar un campo con X = 0.7 cm y Y = 6 cm.
 - b) Irradiar la película radiocrómica con 400 UM o más para cada ángulo de rotación del colimador en pasos de 30° ($0^\circ, 30^\circ, \dots, 180^\circ$). Finalmente, verificar que cada una de las franjas obtenidas se intersecan en un círculo de diámetro menor a la tolerancia.

Tolerancia: ± 2 mm para 3DCRT y ± 1 mm para IMRT.

2. Simetría de movimiento de las mandíbulas o jaws del colimador

Objetivo: Verificar que las mandíbulas se abren simétricamente al eje de rotación del colimador.

Material: Bitácora e indicador dial.

Método:

- a) Colocar en posición de contacto el indicador dial en un punto de la superficie del colimador de tal manera que éste permanezca inmóvil durante la rotación de las mordazas del colimador y registrar su lectura.
- b) Girar el colimador 180° , colocar nuevamente el indicador dial en contacto con las mandíbulas y registrar la lectura de medición.
- c) La simetría del par de mandíbulas alrededor del eje de rotación del colimador es la mitad de la diferencia de ambas lecturas. Repetir este proceso para el segundo par de mandíbulas.

Tolerancia: ± 2 mm.

3. Coincidencia del campo de luz y el campo de radiación

Objetivo: Verificar la coincidencia del haz de luz con el haz de radiación.

Material: Bitácora, papel milimétrico o regla, cinta adhesiva, patrón de campo con película radiocrómica y regla.

Método:

- a) Adherir el papel milimétrico a la mesa de tratamiento y posicionar el gantry y la camilla en 0° y una SSD = 100 cm, respectivamente.
- b) Verificar que la proyección de la cruz de hilo que se indica en el papel milimétrico y la imagen proyectada del retículo coincide con el eje de rotación del colimador con una tolerancia máxima de 1 mm.
- c) Fijar la película radiocrómica perpendicularmente al eje de rotación del colimador.
- d) Marcar los bordes de luz con objetos radiopacos o con un alfiler, pinchar la película en las esquinas del campo de luz.
- e) Irradiar el patrón de película radiocrómica hasta producir un ennegrecimiento.
- f) Medir y verificar que el borde del campo de luz y el campo de radiación están dentro de la tolerancia.

Tolerancia: ± 2 mm o 1%. Tomar el valor mayor.

4. Localización del isocentro mecánico del gantry

Objetivo: Localizar o verificar la posición del isocentro mecánico del gantry.

Material: Bitácora, Distanciadores mecánicos, cinta adhesiva, hoja milimétrica.

Método:

- a) Colocar el distanciador mecánico en el eje de rotación del colimador y ajustar su extremo a una SSD= 100 cm.

- b) Colocar el segundo distanciador mecánico a la camilla de tratamiento con la punta hacia arriba para identificar el isocentro preliminar.
- c) Girar el gantry 180° y colocar la camilla de tratamiento en la posición donde los distanciadores mecánicos hagan contacto.
- d) Si el puntero frontal indica correctamente la distancia del isocentro, los puntos de las dos varillas deben hacer contacto en la misma posición relativa en ambos ángulos. Caso contrario a la tolerancia máxima, la altura de la cama de tratamiento y la longitud del puntero frontal se ajustan hasta que se logre esta condición lo más cercano posible.
- e) Repetir este procedimiento con el gantry en ángulos horizontales paralelos opuestos para establecer la posición derecha e izquierda del eje de rotación del gantry.
- f) Por último, verifica que ambas, la cruz de hilos y las puntas de los distanciadores, indican el eje de rotación del gantry.

Tolerancia: ± 2 mm para 3DCRT y ± 1 mm para IMRT.

5. Verificar el eje de rotación de la camilla de tratamiento

Objetivo: Verificar el isocentro de la camilla de tratamiento.

Material: Bitácora, hoja milimétrica, cinta adhesiva.

Método:

- a) Colocar el gantry a 0° y fijar el papel milimétrico a la mesa de tratamiento. Posteriormente, con ayuda de la cruz de hilo del LINAC y el papel milimétrico, rotar la mesa de tratamiento a diferentes ángulos y mediante la observación, verificar que la imagen de cruz que se forma traza un arco o círculo con radio menor o igual a 2 mm.
- b) Con película radiocrómica. Posicionar el gantry a 0°, colocar la película radiocrómica en la camilla de tratamiento a una SSD = 100 cm.
- c) Cerrar las mordazas del LINAC y formar un campo con X = 0.7 cm y Y = 6 cm e irradiar la película radiocrómica para obtener un patrón estrella con 400 UM (o más) y ángulos de rotación del colimador de 30 ° (0°, 30°, ...,180°).

- d) Verificar que las franjas obtenidas se intersecan en un círculo de diámetro menor o igual a la tolerancia.

Tolerancia: radio de ± 2 mm para 3DCRT y ± 1 mm para IMRT.

6. Localización del isocentro de radiación

Objetivo: Verificar que el isocentro del gantry, colimador y camilla de tratamiento se intersecan dentro de una esfera imaginaria de diámetro menor o igual a 2mm.

Material: Bitácora, maniqués de agua sólida, alfiler y película radiocrómica.

Método:

- a) Colocar la película radiocrómica entre dos maniqués de agua sólida.
- b) Posicionar la película radiocrómica perpendicularmente al eje de rotación del gantry.
- c) Indicar el eje de rotación del gantry en la película radiocrómica marcando el origen con el alfiler.
- d) Irradiar con 400 UM (o más) la película radiocrómica con fotones para un tamaño de campo de $X = 0.5$ cm y $Y = 5$ cm.
- e) Irradiar nuevamente la película, sin tocarla, a diferentes ángulos de gantry, camilla y colimador en los cuatro cuadrantes hasta formar un patrón de estrella.
- f) Verificar que el diámetro donde se intersecan todas las franjas de la estrella es menor a la tolerancia.

Tolerancia: diámetro ± 2 mm.

7. Indicador de distancia óptico / telemetro

Objetivo: Verificar las lecturas del telemetro.

Material: Bitácora y maniqués solidos de agua sólida de 1 cm y 0.5 cm.

Método:

- a) Posicionar el gantry y la camilla de tratamiento a 0° y una SSD = 100 cm, respectivamente.
- b) Añadir sobre la camilla de tratamiento maniqués de agua solida de 1 cm y 0.5 cm de grosor y verificar al mismo tiempo que el telemetro indica la distancia correcta (acorde al maniquí de agua solida que se le adiciona o resta) dentro de la tolerancia.

Tolerancia: ± 2 mm.

8. Indicador del ángulo del gantry y colimador

Objetivo: Verificar los indicadores de ángulo de gantry y colimador.

Material: Bitácora y nivel digital.

Método:

- a) Para el indicador de ángulo del gantry. Colocar el nivel electrónico en el cabezal y girar el gantry a 0° , 90° , 180° y 270° para verificar que las lecturas de la pantalla del equipo LINAC y el nivel digital se encuentren dentro de la tolerancia.
- b) Para el indicador de ángulo del colimador. Girar el colimador a diferentes ángulos y verificar que el indicador luminoso en la pantalla del equipo y la cinta análoga del colimador indican la misma lectura y se encuentre dentro de la tolerancia.

Tolerancia: $\pm 1^\circ$.

9. Indicador del tamaño de campo

Objetivo: Verificar que los tamaños de campo programados en la consola de control y la imagen proyectada del tamaño de campo del LINAC coincidan.

Material: Hoja de registro, bitácora, cinta adhesiva, papel milimétrico o regla y patrones de campos de 3×3 cm² y 5×5 cm² hasta 40×40 cm² en aumentos de 5 cm.

Método:

- a) Fijar cada uno de los patrones de campo a la camilla de tratamiento y posicionarlos a una SSD = 100 cm.
- b) Verificar con la regla que el tamaño de campo programado corresponde al tamaño de campo patrón.
- c) Se recomienda repetir la misma metodología para campos asimétricos distintos.

Tolerancia: ± 2 mm.

10. Alineación de láseres

Objetivo: Verificar que los láseres cruzan el isocentro.

Material: Bitácora, cinta adhesiva, papel milimétrico y hoja blanca.

Método:

- a) Para el láser sagital. Fijar el papel milimétrico a la camilla de tratamiento y realizar desplazamientos ascendente y descendente.
- b) Verificar que el láser sagital no se desplace más allá de la tolerancia permitida.
- c) Para el láser transversal y coronal. Sostener una hoja blanca en posición vertical.
- d) Mover en sentido horizontal la camilla y verificar que los láseres contrapuestos se interceptan dentro de la tolerancia.
- e) En caso de un desajuste. Ubicar el isocentro del gantry y hacer incidir los láseres en ese punto.

Tolerancia: 2 mm para 3DCRT y 1.5 mm para IMRT.

11. Movimiento vertical, horizontal y longitudinal de la mesa de tratamiento

Objetivo: Verificar que el indicador digital de desplazamientos de la mesa coincida con los desplazamientos físicos y que la camilla no tenga movimientos de inclinación.

Material: Bitácora, maniquí de plástico o cuba de agua, nivel electrónico, regla, papel milimétrico y plomada.

Método:

- a) Colocar el maniquí de plástico en la camilla de tratamiento.
- b) Realizar desplazamientos ascendentes con la camilla de tratamiento y verificar con ayuda de la plomada y el nivel digital que la camilla no sufre desviaciones laterales e inclinación, respectivamente.
- c) Realizar desplazamientos horizontales y longitudinales y verificar que el indicador del cuarto de tratamiento y el que se muestra en la consola de control indican lo mismo dentro de la tolerancia.
- d) Repetir todo el proceso sin maniquí.

Tolerancia: ± 2 mm.

4.4.3 Pruebas dosimétricas para fotones

1. Energía de fotones (PDD)

Objetivo: Medir el porcentaje de dosis en profundidad (PDD) para campos de fotones de 10 cm x 10 cm y una SSD = 100 cm. Esta prueba se realiza para cada energía de fotones.

Material: Bitácora, cuba de agua con sistema de barrido, dos cámaras de tipo dedal con un volumen sensible entre 0.1 y 0.2 cm³, nivel digital y laptop.

Método:

- a) Colocar la cuba de agua con su sistema de barrido y alinearla con la cruz de hilos.
- b) Llenar la cuba con agua destilada hasta el nivel máximo con una profundidad mínima de 30 cm, posicionar la superficie de agua de la cuba a una SSD = 100 cm y ajustar la inclinación de cada lado de la cuba con el nivel digital.
- c) Dejar los sistemas de cuba-agua y bunker en reposo por 30 mn para alcanzar una misma temperatura.

- d) Programar un tamaño de campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ y colocar el sistema de Cámaras de Ionización (CI) de referencia y primaria.
- e) Colocar en la parte superior y externa a la cuba de agua la CI de referencia.
- f) Colocar como CI primaria, (la que realiza el barrido) la segunda en el isocentro.
- g) Conectar todo el equipo a la fuente de alimentación y esta a su vez al electrómetro. El voltaje de aplicación que se emplea para la recolección de cargas no es aleatorio y obedece al voltaje con el cual las CI están calibradas.
- h) Conectar el cable del electrómetro a la computadora con su adaptador para realizar las mediciones.
- i) Salir del bunker, abrir el software que controla al sistema de barrido y seleccionar las condiciones de medición. Por ejemplo, energía de 6 MV, SSD = 100 cm, tasa máxima de dosis de 3 Gy/min, tamaño de campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, profundidad de 100 mm, gantry a 0° y tiempo de medición de 0.3 s.
- j) Descargar el electrómetro a cero previo a la medición.
- k) Programar un disparo de LINAC con energía de 6 MV en el máximo de UM que permite el LINAC en modo servicio.
- l) Comenzar la medición de PDD iniciando al mismo tiempo el electrómetro y la irradiación con el LINAC.

Tolerancia: 2% respecto a las especificaciones del fabricante. Por ejemplo, si en el comisionamiento tiene un 0.3%, un valor de 2.3% es aceptable. Caso contrario, comparar con el valor de referencia acorde a la Revista Británica de Radiología (BJR, por sus iniciales en inglés) complemento 25.

2. Aplanado

Objetivo: Determinar el valor de aplanado de los perfiles de haces de fotones para campos de fotones de $10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$, SSD = 100 cm y profundidad de 10 cm.

Material: Bitácora, cuba de agua con sistema de barrido, dos cámaras de tipo dedal con un volumen sensible entre 0.1 y 0.2 cm^3 , nivel digital y laptop.

Método:

- a) Realizar los pasos de a) hasta h) de la prueba 1 “PDD” de la sección 4.4.3.
- b) Salir del bunker, abrir el software que controla al sistema de barrido y seleccionar las condiciones de medición para perfil de fotones y calcular el aplanado con la ecuación 4.1.

$$F = \frac{100(D_{max}-D_{min})}{D_{max}+D_{min}} \quad (\text{Ec. 4.1})$$

Donde D_{max} Es la dosis máxima y D_{min} es la dosis mínima.

Tolerancia: 3%.

3. Simetría

Objetivo: Determinar el valor de simetría de los perfiles de haces de fotones para campos de 10 x10 cm² y una SSD = 100 cm a profundidad de dosis máxima.

Material: Bitácora, cuba de agua con sistema de barrido, dos cámaras de tipo dedal con un volumen sensible entre 0.1 y 0.2 cm³, nivel digital y laptop.

Método:

- a) Realizar los pasos de a) hasta h) de la prueba 1 “PDD” de la sección 4.4.3.
- b) Salir del bunker, abrir el software que controla al sistema de barrido y seleccionar las condiciones de medición para perfil de fotones y calcular la simetría con la ecuación 4.2.

$$S = \frac{100(\text{Área}_{izq}-\text{Área}_{dcha})}{\text{Área}_{izq}+\text{Área}_{dcha}} \quad (\text{Ec. 4.2})$$

Donde Área_{izq} es el área bajo la curva de la parte izquierda del perfil del haz de fotones y Área_{dcha} es el área bajo la curva de la parte derecha del perfil del haz de fotones.

Tolerancia: 3% para 3DCRT y 1% para IMRT 1%.

4. Penumbra de fotones

Objetivo: Determinar el valor de la penumbra a partir de los perfiles de haces de fotones para campos de 10 x10 cm², SSD = 100 cm y profundidad de 10 cm.

Material: Bitácora, cuba de agua con sistema de barrido, dos cámaras de tipo dedal con un volumen sensible entre 0.1 y 0.2 cm³, nivel digital y laptop.

Método:

- a) Realizar los pasos de a) hasta h) de la prueba 1 “PDD” de la sección 4.4.3.
- b) Salir del bunker, abrir el software que controla al sistema de barrido y seleccionar las condiciones de medición para perfil de fotones y determinar la penumbra⁶, ver figura 4.6.

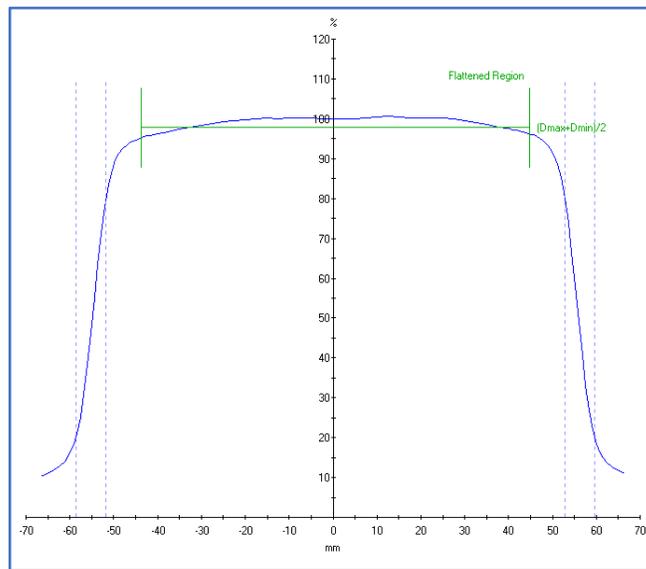


Figura 4. 5 Penumbra de un haz de fotones de 6 MV a 10 cm de profundidad.

4.4.4 Pruebas dosimétricas para electrones

1. Energía de electrones (PDD)

Objetivo: Medir el porcentaje de dosis en profundidad (PDD) para campos de electrones con cono de 10 cm x 10 cm y una SSD = 100 cm.

⁶ La penumbra es la distancia entre los puntos de dosis del 80% y el 20% en un perfil de haz transversal medido a 10 cm de profundidad en un maniquí de agua.

Material: Bitácora, cuba de agua con sistema de barrido, dos cámaras de ionización, una de tipo dedal con un volumen sensible entre 0.1 y 0.2 cm³ y una plano paralelo, nivel digital y laptop.

Método:

- a) Colocar la cuba de agua con su sistema de barrido y alinearla con la cruz de hilos.
- b) Llenar la cuba con agua destilada hasta el nivel máximo, posicionar la superficie de agua de la cuba a una SSD igual a 100 cm y ajustar la inclinación de cada lado de la cuba con el nivel digital.
- c) Anclar al colimador el cono de 10 cm x 10 cm.
- d) Colocar en la parte superior y externa a la cuba de agua la CI de referencia semiflex.
- e) Colocar como CI primaria, (la que realiza el barrido) la cámara plano-paralela en el isocentro por debajo de la superficie superior de la cuba de tal forme que, siguiendo las recomendaciones internacionales, la CI haga un reflejo de espejo con el agua.
- f) Conectar todo el equipo a la fuente de alimentación y esta a su vez al electrómetro. El voltaje de aplicación que se emplea para la recolección de cargas no es aleatorio y obedece al voltaje con el cual las CI están calibradas.
- g) Conectar el cable del electrómetro a la computadora con su adaptador para realizar las mediciones.
- h) Salir del bunker, abrir el software software que controla al sistema de barrido y seleccionar las condiciones de medición. Por ejemplo, energía de 6 MeV, SSD de 100 cm, electrómetro tándem con tasa máxima de dosis de 3 Gy/mn, cono de 10 x 10 cm², profundidad de 20 mm, gantry a 0° y tiempo de medida de 0.3 s.
- i) Descargar el electrómetro a cero previo a la medición.
- j) Programar un disparo de LINAC con energía de 6 MeV en el máximo de UM que permite el LINAC en modo servicio.
- k) Comenzar la medición de PDD iniciando al mismo tiempo el electrómetro y la irradiación con el LINAC.

- l) Para electrones, es necesario convertir la curva ion a curva de dosis mediante el uso de los coeficientes de poder de frenado, agua-aire.
- m) Calcular la energía del haz de electrones mediante el rango practico, con la ecuación 4.3.

$$E = 0.0025 R_p^2 + 1.98R_p + 0.22 \quad (\text{Ec. 4.3})$$

Donde R_p es el rango practico de los electrones en agua y E es la energía del haz en MeV.

Tolerancia: $\pm 2\%$ o 2 mm.

2. Contaminación por efecto bremsstrahlung⁷

Objetivo: Determinar el valor de contaminación por efecto bremsstrahlung en los haces de electrones.

Material: Bitácora, cuba de agua con sistema de barrido, dos cámaras de ionización, una de tipo dedal con un volumen sensible entre 0.1 y 0.2 cm³ y una plano paralelo, nivel digital y laptop.

Método:

- a) Realizar los pasos de a) hasta h) de la prueba 1 “PDD” de la sección 4.4.3.
- b) Salir del bunker, abrir el software que controla al sistema de barrido y seleccionar las condiciones de medición para medir el PDD de los electrones.
- c) La contaminación por efecto bremsstrahlung de un haz de electrones se determina a partir de la curva PDD. Es el excedente de la curva de ionización posterior al rango práctico del haz de electrones.

Tolerancia: Acorde con el OIEA (69), la contaminación por bremsstrahlung debe ser menor al 1% para haces de 4 MeV y menor al 4% para haces de hasta 20 MeV.

⁷ Efecto Bremsstrahlung: Radiación electromagnética que se produce por la desaceleración de una partícula cargada. Por ejemplo, un electrón que se desacelera por la interacción de un núcleo de un átomo.

3. Aplanado

Objetivo: Determinar el valor de aplanado de los perfiles de haces de electrones para el cono de 10 cm x 10 cm y SSD = 100 cm.

Material: Bitácora, cuba de agua con sistema de barrido, dos cámaras de ionización, una de tipo dedal con un volumen sensible entre 0.1 y 0.2 cm³ y una plano paralelo, nivel digital y laptop.

Método:

- a) Realizar los pasos de a) hasta h) de la prueba 1 "PDD" de la sección 4.4.4.
- b) Salir del bunker, abrir el software que controla al sistema de barrido y seleccionar la profundidad de medición acorde al fabricante y medir el perfil de electrones.
- c) Calcular el aplanado y verificar que está dentro de la tolerancia establecida.

Tolerancia: $\pm 5\%$.

4. Simetría

Objetivo: Determinar el valor de simetría de los perfiles de haces de electrones para el cono de 10 cm x 10 cm y SSD = 100 cm.

Material: Bitácora, cuba de agua con sistema de barrido, dos cámaras de ionización, una de tipo dedal con un volumen sensible entre 0.1 y 0.2 cm³ y una plano paralelo, nivel digital y laptop.

Método:

- a) Realizar los pasos de a) hasta h) de la prueba 1 "PDD" de la sección 4.4.4.
- b) Salir del bunker, abrir el software que controla al sistema de barrido y seleccionar la profundidad de medición acorde al fabricante y medir el perfil de electrones.
- c) Calcular la simetría y verificar que está dentro de la tolerancia establecida.

Tolerancia: $\pm 5\%$

5. Penumbra de electrones

Objetivo: Determinar el valor de la penumbra de los perfiles de haces de electrones.

Material: Bitácora, cuba de agua con sistema de barrido, dos cámaras de ionización, una de tipo dedal con un volumen sensible entre 0.1 y 0.2 cm³ y una plano paralelo, nivel digital y laptop.

Método:

- a) Realizar los pasos de a) hasta h) de la prueba 1 "PDD" de la sección 4.4.4.
- b) Salir del bunker, abrir el software que controla al sistema de barrido y seleccionar la profundidad de medición acorde al fabricante y medir el perfil de electrones.
- c) Calcular la penumbra⁸ de los haces de electrones.

6. Linealidad de cámaras monitoras

Objetivo: Verificar la linealidad de las cámaras monitoras.

Material: Hoja de registro, bitácora, nivel digital, cuba de agua, cámaras de ionización tipo dedal, de 0.6 cm³ nivel digital y electrómetro.

Método:

- a) Llenar la cuba de agua y alinearla con la cruz de hilos.
- b) Llenar la cuba con agua destilada hasta el nivel máximo, posicionar la superficie de agua de la cuba a una SSD igual a 100 cm y ajustar la inclinación de cada lado de la cuba con el nivel digital.
- c) Conectar la cámara de ionización tipo Farmer al voltaje con el cual está calibrada y aplicar una corrección por el factor de fondo a una profundidad de 10 cm para un campo de 10 x 10 cm².

⁸ Penumbra: Se define como la distancia entre los puntos de dosis del 80% y el 20% a lo largo de un eje central a una profundidad determinada. El IEC (International Electrotechnical Commission) define esta profundidad como la mitad de la profundidad de la dosis del 80% en el eje central.

- d) Realizar cuatro disparos con el LINAC con 50 UM, 100 UM, 150UM y 200 UM y verificar que las lecturas promedio corregidas por presión y temperatura que indica el electrómetro siguen una relación lineal de UM contra Carga.

Tolerancia: 1%.

4.5 Pruebas de aceptación para el sistema de planeación (RTPS)

Las pruebas de aceptación para un RTPS se componen de 10 pruebas de seguridad. A continuación, se describe cada una de estas pruebas.

4.5.1 Pruebas de seguridad

1. Contraseña de protección para un uso no autorizado

Objetivo: Verificar la protección contra el uso de personal no autorizado para el manejo del RTPS.

Material: Bitácora.

Método:

- a) Abrir el software del RTPS e ingresar al sistema con el nombre de usuario y contraseña para verificar el correcto funcionamiento.
- b) Cerrar el software del RTPS.
- c) Abrir de nuevo el RTPS y verificar que, al ingresar otra contraseña, nombre de usuario o una combinación de ambos, el RTPS no permite el acceso al software.
- d) También, verificar que las contraseñas de los radioterapeutas no permiten bloquear mensajes de error o aprobar planes de tratamientos.

Tolerancia: Funcional.

2. Verificación de datos dosimétricos y físicos ingresados y preestablecidos

Objetivo: Verificar que los datos que se ingresan al RTPS son comparados con los límites preestablecidos por el fabricante.

Material: Bitácora.

Método:

- a) Abrir el sistema de planeación e ingresar intencionalmente valores que estén fuera de los límites preestablecidos acorde a las especificaciones del fabricante. Por ejemplo, ingresar un tamaño de campo mayor a 40 cm x 40 cm, ingresar dosis de radiación negativas, SSD con valores negativos, etc.
- b) Verificar que al ingresar los valores fuera del rango preestablecido, el RTPS impide la operación o muestre un mensaje de advertencia.

Tolerancia: Si / No.

3. Verificación de la transferencia de datos entre equipos

Objetivo: Verificar la transferencia de datos del tomógrafo al RTPS y del RTPS a la consola de control.

Material: Bitácora.

Método:

- a) Realizar una transferencia de imágenes CT desde el simulador al RTPS y verificar que la salida de datos incluya: el nombre del operador / técnico, la fecha en la que se escribieron los datos y cualquier identificador relevante para identificar a los pacientes como nombre, ID, padecimiento, etc.
- b) Realizar una transferencia de un plan de tratamiento desde el cuarto de planeación a la consola de control del LINAC y verificar que la salida de datos incluya toda la información relevante para identificar al paciente como, nombre, ID, padecimiento, foto, etc.

Tolerancia: Si / No.

4. Sistema de coordenadas y escalas

Objetivo: Verificar que la interfaz gráfica del RTPS muestra las escalas y coordenadas del equipo acorde a las características con las que se solicitó el equipo.

Material: Bitácora.

Método:

- a) Verificar en la interfaz gráfica del RTPS que el sistema indique la posición y escalas de unidades de medida acorde a las especificaciones del comprador o del fabricante. En su defecto, a las recomendaciones del Comisión Internacional Electrotécnica (IEC, por sus iniciales en inglés).

Tolerancia: Si / No.

5. Sistema para guardar y archivar datos

Objetivo: Verificar que los datos de los planes de tratamiento se guarden automáticamente mientras el RTPS está en progreso y que estos puedan ser recuperados en caso de un mal funcionamiento o falla completa del sistema de planeación.

Material: Bitácora.

Método:

- a) Verificar en el sistema independiente de almacenamiento que los datos del equipo LINAC, RTPS, plan de tratamiento y otros datos críticos para el funcionamiento adecuado de los mismos se puedan guardar automáticamente mientras el trabajo de planeación está en progreso.
- b) Verificar en el sistema independiente de almacenamiento de datos que es posible recuperar archivos históricos del RTPS.

Tolerancia: Cumple / No cumple.

6. Verificación de la curva de calibración CT

Objetivo: Verificar que, si la corrección de falta de homogeneidad se realiza con base a datos de imágenes de CT y los datos no se pueden usar directamente sin un factor de conversión o curva de calibración

Material: Bitácora.

Método:

- a) La corrección de falta de homogeneidad no se ejecuta si algún elemento de datos está fuera de la curva de conversión o se muestra un mensaje de advertencia.
- b) Aparece un mensaje de advertencia que solicita confirme que la curva de calibración es apropiada para esas imágenes, a menos que esto pueda ser confirmado automáticamente a través de la información adquirida con las imágenes.

Tolerancia: Si / No.

7. Firma de aprobación de tratamientos

Objetivo: Verificar que la aprobación de un plan de tratamiento requiere de la autorización con firma del médico radio-oncólogo y físico médico.

Material: Bitácora.

Método:

- a) Realizar un plan de tratamiento de prueba y verificar que, si se aprueba el plan de tratamiento, el sistema solicita una firma electrónica del médico radio-oncólogo y físico médico. Caso contrario, no se puede aprobar satisfactoriamente un plan de tratamiento.

Tolerancia: Si / No.

8. Verificación necesaria de la información enviada en el plan de tratamiento

Objetivo: Verificar que un plan de tratamiento no se puede transferir si no cumple con datos clave.

Material: Bitácora.

Método:

- a) Realizar un plan de tratamiento y verificar que la información del plan de tratamiento se transmita a otros dispositivos o ubicaciones como la consola de control y que solicite al operador confirmar que se ha ingresado la información necesaria para identificar el plan de tratamiento del paciente.

Tolerancia: Si / No.

9. Sistema de reporte de fallas del RTPS

Objetivo: Verificar que los usuarios del RTPS tiene una interfaz gráfica para reportar fallas en el sistema del RTPS.

Material: Bitácora.

Método:

- a) Abrir la interfaz gráfica del RTPS y verificar que existe un espacio virtual para reportar o informar fallas en el sistema de planeación.

Tolerancia: Si / No.

10. Ayuda para el manejo del RTPS

Objetivo: Verificar que la interfaz gráfica del RTPS muestra instrucciones para el uso del programa.

Material: Hoja de registro y bitácora.

Método:

- a) Abrir el RTPS y verificar que el software muestra información, instrucciones o sugerencias de uso al usuario de los comandos de la pantalla para una operación segura.

Tolerancia: Si / No.

4.6 Pruebas de comisionamiento para aceleradores lineales (LINAC)

Las pruebas de comisionamiento para un LINAC se componen de 11 pruebas dosimétricas para fotones y 6 pruebas dosimétricas para electrones. Es de interés mencionar que pruebas como la medición del PDD entre otras se repiten, sin embargo, durante el comisionamiento se busca variar los tamaños de campo y SSD para analizar el comportamiento de las dosis variando sus parámetros.

4.6.1 Pruebas dosimétricas para fotones

1. Calibración del haz de fotones para todas las energías

Objetivo: Determinar la dosis absorbida en agua en condiciones de referencia para cada energía de los haces de fotones.

Material: Bitácora, nivel digital, cuba de agua con sistema de barrido, cámaras de ionización tipo dedal de 0.6 cm³, nivel digital, dosímetro con electrómetro, formato de cálculo de dosis del OIEA TRS-398 y laptop.

Es de interés mencionar que, pese al hecho de que en el presente trabajo de tesis se propone emplear el protocolo de calibración TRS-398, los usuarios pueden optar por el protocolo TG-51 de la AAPM.

Método:

- a) Colocar la cuba de agua con su sistema de barrido y alinearla con la cruz de hilos del LINAC.
- b) Llenar la cuba con agua destilada hasta el nivel máximo con una profundidad mínima de 30 cm, posicionar la superficie de agua de la cuba a una SSD igual a 100 cm y ajustar la inclinación de cada lado de la cuba con el nivel digital.
- c) Programar un campo de tratamiento de 10 cm x 10 cm.

- d) Colocar la cámara de ionización en el sistema de barrido y posicionarla a $Z_{ref} = 10$ cm en el isocentro del campo de luz.
- e) Conectar la CI al electrómetro.
- f) Cerrar el bunker.
- g) Seleccionar el electrómetro en modo carga.
- h) Llenar la información que solicita la Macro de Excel oficial del OIEA "TRS-398 HE Photons"
- i) Programar una serie de disparos de 100 UM en el LINAC con energía de 6 MeV en modo servicio acorde al protocolo TRS-398.
- j) Registrar las mediciones de colección de carga en nC que indica la MACRO "TRS-398 HE Photons", y hacer las correcciones de voltaje.
- k) Registrar la lectura de carga colectada acorde a los voltajes de calibración V1, V2 y V2reducido, acorde a la metodología de calibración del TRS-398 HE fotones de alta energía.
- l) Realizar las correcciones de carga en el inciso k) por presión y temperatura, para cada lectura.
- m) Verificar que el resultado de calcular $D_{w,Q}(z_{max}) = 100 \frac{D_{w,Q}(z_{ref})}{PDD(z_{ref})} \left[\frac{Gy}{UM} \right]$ sea 1 cGy/UM con una tolerancia del 2%. Donde $D_{w,Q}(z_{max})$ es la dosis absorbida en agua a una profundidad de máxima dosis, $D_{w,Q}(z_{ref})$ es la dosis absorbida en agua en condiciones de referencia y $PDD(z_{ref})$ es el porcentaje de dosis en profundidad medido en agua a una profundidad de referencia.
- n) Si el resultado de $D_{w,Q}(z_{max})$ esta dentro de la tolerancia que indica la NOM-033-NUCL-2016, el proceso de calibración termina, caso contrario, realizar el siguiente proceso.
- o) En el caso particular del LINAC que se tiene en el HRAEI, se abre el gabinete electrónico y se ajustan los potenciómetros.
- p) Posteriormente, se realiza otro cálculo de dosis a condiciones de referencia hasta obtener la tolerancia requerida.
- q) Realizar este proceso para cada energía de fotones.

Tolerancia: 2% para 3DCRT y 1% para IMRT.

2. Perfiles y PDD en haces de fotones

Objetivo: Medir los perfiles y el porcentaje de dosis en profundidad (PDD) para campos de fotones a una SSD = 100 cm y campos de 3 x 3 cm², 5 x 5 cm² hasta 40 x 40 cm² en incrementos de 2, 5 o los que el RTPS requiere para los cálculos de dosis.

Material: Bitácora, cuba de agua con sistema de barrido, dos cámaras de tipo dedal con un volumen sensible entre 0.1 y 0.2 cm³, nivel digital y laptop.

Método:

- a) Realizar los mismos pasos de la a) – h) de la prueba 1 “PDD de fotones” de la sección 4.4.3.
- b) Salir del bunker, abrir el software que controla al sistema de barrido y seleccionar las condiciones de medición. Variando los tamaños de campo, SSD y profundidad en caso de que el RTPS lo requiera.
- c) Descargar el electrómetro a cero previo a la medición.
- d) Programar un disparo de LINAC con energía de 6 MV en el máximo de UM que permite el LINAC en modo servicio.
- e) Comenzar la medición del perfil y PDD iniciando al mismo tiempo el electrómetro y la irradiación con el LINAC.
- f) Repetir este proceso para cada una de las energías de fotones que se tengan disponibles.

Tolerancia: $\pm 2\%$.

3. Perfiles de TMR⁹

Objetivo: Determinar los factores de TMR para campos a una SSD = 100 cm y tamaños 3 x 3 cm² hasta 40 x 40 cm² en incrementos de 2 cm x 2 cm, 5 cm x 5 cm o los que el RTPS requiere para los cálculos de dosis.

⁹ TMR: Razón Máxima de Tejido. Es el cociente entre la dosis absorbida en un punto en el maniquí y la dosis en el mismo punto a profundidad de referencia de máxima dosis.

Material: Bitácora, nivel digital, cuba de agua, cámara de ionización tipo Farmer, nivel digital, dosímetro con electrómetro.

Método: El TMR se puede calcular por diferentes metodologías. En el presente trabajo se proponen dos.

- a) **Primera metodología por medición.** Realizar los mismos pasos de la a) – h) de la prueba 1 “PDD de fotones” de la sección 4.4.3.
- b) Registrar las mediciones con el electrómetro en modo de carga para una profundidad de 10 cm y una SSD = 90 cm y otra medición a una profundidad de 1.5 cm y una SSD = 98.5 cm para fotones de 6 MV. Estas distancias toman en consideración la distancia de dosis máxima del haz de fotones. Por ende, una medición para un haz de 15 MV será de 2.9 cm y una SSD= 97.1 cm.
- c) Calcular los factores TMR definido como la razón entre la dosis en un punto y la dosis en el punto de máxima dosis.
- d) Repetir este proceso campos de radiación de 3 x 3 cm², 5 x 5 cm² hasta 40 x 40 cm².

- a) **Segunda metodología por cálculo directo.** Existe una relación entre el PDD y TMR, a saber,

$$TMR(d, S) = PDD(d, f, \frac{S}{f(f+d)}) \left(\frac{PSF(\frac{Sf}{f+d})}{PSF(\frac{Sf}{f+d_m})} \right) \left(\frac{f+d}{f+d_m} \right)^2$$

donde d es la profundidad, f es la SSD, S es el tamaño de campo y PSF es el factor de dispersión del maniquí. Actualmente existen programas computacionales como Mephysto mc² que calculan el TMR mediante el PDD.

Tolerancia: 2% para 3DCRT y 1% para IMRT.

4. Dosis en superficie y región de buildup

En algunos sistemas de planeación se recomienda calcular la dosis entre la interface de dos materiales distintos, por ejemplo aire y agua (69). Esta prueba es opcional y se sugiere revisar acorde a las recomendaciones del fabricante.

Objetivo: Conocer la dosimetría de interfaz, como la dosis de entrada entre la superficie del paciente y la dosis en Z_{max} , donde Z_{max} es la profundidad de dosis máxima.

Material: Bitácora, nivel digital, maniquí de agua sólida, cámara plano-paralela y electrómetro.

Método:

- a) Colocar la cámara plano-paralela encima de 5 bloques de maniquí de agua sólida de 1 cm y posicionarla sobre la camilla de tratamiento a una SSD = 100 cm.
- b) Alinear el arreglo con los láseres.
- c) Realizar una primera medición. Realizar la segunda medición moviendo la lámina de buildup de la parte inferior a la parte superior del maniquí. Realizar este procedimiento para las siguientes láminas. Este esquema mantiene un SSD constante
- d) Realizar las mediciones dosimétricas de interfaz con las polaridades positivas y negativas del electrómetro. El valor total de la carga Q_T de la ionización medida en cada profundidad se calcula acorde a la ecuación 4.6.

$$Q_T = \frac{Q_+ - Q_-}{2} \quad (\text{Ec. 4.6})$$

Donde Q_+ y Q_- es la carga colectada en la polaridad positiva y negativa del electrómetro, respectivamente.

Tolerancia: Fabricante.

5. Factor de transmisión del MLC

Objetivo: Calcular o verificar que el factor de transmisión y fuga promedio del Colimador Multihojas (MLC) permanezca constante para cada energía de tratamiento disponible.

Material: Bitácora, maniquí de agua sólida, película radiocrómica o cámara de ionización tipo dedal de 0.6 cm^3 .

Método: Esta prueba se puede realizar con película radiocrómica o cámara de ionización.

- a) Fijar una película radiocrómica a D_{max} (a 1.5 cm para el caso de fotones de 6 MV) en el maniquí de agua solida sobre la camilla de tratamiento con una SSD = 100 cm y posicionar el gantry a 0° . Programar un disparo con el LINAC en la película radiocrómica con el colimador multihojas completamente cerrado y un número alto de UM, digamos 3000 UM y verificar que se forme un patrón de franjas oscuras y claras en la película radiocrómica.
- b) Colocar una segunda película radiocrómica a D_{max} sobre la camilla de tratamiento con una SSD = 10 cm y gantry en 0° . Programar un disparo abierto de 200 UM.
- c) Determinar el factor de normalización $(3000 \text{ UM} / 200 \text{ UM}) = 15$ para compensar la fluencia de fotones.
- d) Calcular el factor de transmisión como $T (\%) = \frac{D_{MLC}}{D_{abierto}} \times 100$, donde D_{MLC} es la dosis medida con el MLC cerrado y $D_{abierto}$ es la dosis con el MLC abierto.
- e) Para calcular el factor de transmisión promedio con CI, realizar el mismo procedimiento, evitando que la CI quede en el eje central donde se juntan los dos pares de multihojas.
- f) Posteriormente, calcular el factor de transmisión como el cociente entre la lectura de la cámara de ionización por UM de los campos cerrados y abiertos.

Tolerancia: $\pm 0.5\%$ del valor comisionado.

6. Verificación del factor de charola

Objetivo: Calcular la atenuación que producen las charolas. Esta prueba no aplica para todos los LINAC debido al colimados multihojas (MLC).

Material: Bitácora, cámara de ionización tipo dedal de 0.6 cm^3 , cuba de agua y electrómetro.

Método:

- a) Llenar la cuba de agua y alinearla con la cruz de hilos del LINAC a una SSD = 100 cm. Ajustar la cuba a un nivel de 0° con el nivel digital y colocar la cámara de ionización en el eje central a una profundidad de 10 cm.

- b) Dar un disparo con el LINAC con un campo de 10 cm x 10 cm con y sin la charola y calcular la razón entre ambas lecturas.

Tolerancia: $\pm 2\%$ del valor comisionado.

7. Verificación de los factores de las cuñas físicas y dinámicas

Objetivo: Calcular los factores de transmisión de las cuñas físicas y dinámicas.

Material: Bitácora, cuba de agua, cámara de ionización tipo dedal de 0.6 cm³, nivel digital, electrómetro y cuñas físicas disponibles en la unidad de radioterapia.

Método:

- a) Para cuñas físicas: Llenar el maniquí de agua y alinearlo con la cruz de hilos a una SSD = 100 cm. Dejar que el maniquí de agua tenga la misma temperatura que el cuarto de tratamiento, ajustar el maniquí de agua a un nivel de 0° y colocar la cámara de ionización dentro del maniquí en el eje central del haz a una profundidad de 10 cm. Posteriormente, programar una irradiación para los tamaños de campo de 5 x 5, 10 x 10, 15 x 15 y 20 x 20 cm² para cada cuña que se tenga en la unidad de radioterapia. Finalmente, determinar el factor de cuñas como el cociente entre las lecturas del electrómetro con cuña y sin cuña.
- a) Para cuñas dinámicas: La implementación clínica de cuña dinámicas requieren el cálculo del PDD en el eje central y los perfiles transversales. Para esto, la dosis de profundidad porcentual del eje central y los perfiles transversales deben medirse en cada punto durante toda la irradiación del campo de la cuña dinámica. Los perfiles de haz transversal se pueden medir con una matriz de detectores o un dosímetro de integración, por ejemplo, una película radiocrómica. Si se utiliza una matriz de detectores, se debe determinar la sensibilidad de cada detector. El factor de transmisión de cuñas dinámicas se calcula de la misma forma que las cuñas físicas.

Tolerancia: $\pm 2\%$ del valor comisionado.

8. Distancia de fuente virtual

Objetivo: Determinar la distancia de fuente virtual generada en un LINAC para tratamientos con una SSD más allá de 100 cm.

Material: Bitácora, cámara de ionización, placas de agua solida o cuba de agua y electrómetro.

Método:

- a) Programar una serie de irradiaciones con el LINAC de 200 UM y realizar mediciones en aire con la cámara de ionización a diferentes distancias de la posición nominal de la fuente de radiación.
- b) Graficar las lecturas conforme a lo siguiente. En el eje de las X, graficar la distancia nominal de la fuente y en el eje de las Y graficar el inverso de la raíz cuadrada de la lectura en la cámara de ionización, es decir, $1/\sqrt{Q}$, donde Q es la carga colectada. El resultado de esta prueba es una línea recta que cruza el origen, lo que indica que la distancia de la fuente virtual y nominal son la misma.
- c) Si la recta tiene una intersección positiva o negativa con el eje Y, por ejemplo, de +2 cm o -2 cm, la distancia de la fuente virtual será de 98 cm o 102 cm, respectivamente.

9. Perfil diagonal de los haces de fotones

Objetivo: Determinar el perfil diagonal a condiciones de referencia para conocer la distribución de dosis de los haces de fotones.

Material: Bitácora, cuba de agua con sistema de barrido, dos cámaras de tipo dedal con un volumen sensible entre 0.1 y 0.2 cm³, nivel digital y laptop.

Método:

- a) Realizar los mismos pasos de la a) – h) de la prueba 1 “PDD de fotones” de la sección 4.4.3.

- b) Salir del bunker, abrir el software que controla al sistema de barrido y seleccionar las condiciones de medición. Variando los tamaños de campo, SSD y profundidad en caso de que el RTPS lo requiera.
- c) Descargar el electrómetro a cero previo a la medición.
- d) Programar un disparo de LINAC con energía de 6 MV en el máximo de UM que permite el LINAC en modo servicio.
- e) Comenzar la medición del perfil diagonal iniciando al mismo tiempo el electrómetro y la irradiación con el LINAC.

Repetir este proceso para cada una de las energías de fotones que se tengan disponibles.

10. Factores de salida de haces de fotones

Objetivo: Determinar los factores de salida en condiciones de referencia para conocer la razón de dosis de diferentes tamaños de campo al tamaño de campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ de los haces de fotones.

Material: Bitácora, cuba de agua con sistema de barrido, dos cámaras de tipo dedal con un volumen sensible entre 0.1 y 0.2 cm^3 , nivel digital y laptop.

Método:

- a) Realizar los mismos pasos de la a) – h) de la prueba 1 “PDD de fotones” de la sección 4.4.3.
- b) Salir del bunker, abrir el software que controla al sistema de barrido y seleccionar las condiciones de medición. Variando los tamaños de campo, SSD y profundidad en caso de que el RTPS lo requiera.
- c) Descargar el electrómetro a cero previo a la medición.
- d) Programar un disparo de LINAC con energía de 6 MV en el máximo de UM que permite el LINAC en modo servicio.
- e) Comenzar la medición del perfil diagonal iniciando al mismo tiempo el electrómetro y la irradiación con el LINAC.

Repetir este proceso para cada una de las energías de fotones que se tengan disponibles. A continuación, se muestra una segunda metodología, en caso de no contar con un sistema de barrido y software computacional.

- a) Realizar los mismos pasos de la a) – h) de la prueba 1 “PDD de fotones” de la sección 4.4.3.
- b) Por definición, calcular los factores de salida variando el tamaño igual a $FS(E, F, z) = \frac{D(E, F, z)}{D(E, Ref, z)}$. Donde FS es el factor de salida con energía E, tamaño de campo F y profundidad z. $D(E, F, z)$ es la dosis en condiciones de E, F y z; y $D(E, Ref, z)$ es la dosis para un campo de referencia de 10 cm x 10 cm en condiciones de E, F y z.

4.6.2 Pruebas dosimétricas para electrones

1. Calibración de los haces de electrones

Objetivo: Calcular la dosis absorbida en agua en condiciones de referencia para cada energía de electrones.

Material: Bitácora, nivel digital, cuba de agua, cámaras de ionización plano-paralela, electrómetro, laptop y formato para la calibración de haces de electrones de alta energía del OIEA TRS-398.

En el presente trabajo de tesis se proponer emplear el protocolo de calibración TRS-398, sin embargo, los usuarios pueden optar por el protocolo TG-51 de la AAPM.

Método:

- a) Colocar la cuba de agua con su sistema de barrido y alinearla con la cruz de hilos del LINAC.
- b) Llenar la cuba con agua destilada hasta el nivel máximo con una profundidad mínima de 30 cm, posicionar la superficie de agua de la cuba a una SSD igual a 100 cm y ajustar la inclinación de cada lado de la cuba con el nivel digital.
- c) Anclar al colimador del LINAC el cono de electrones de 10 cm x 10 cm y verificar que el sistema de cono que fijo y con la luz verde encendida.

- d) Programar un campo de tratamiento de 10 cm x 10 cm.
- e) Colocar la CI plano paralela en el sistema de barrido y posicionarla a una profundidad de referencia $Z_{ref} = 0.6 R_{50} - 0.1$, donde R_{50} es la profundidad donde la dosis absorbida en agua es el 50% de la dosis máxima. $R_{50} = 1.29 R_{50,ion} - 0.06 \text{ g/cm}^2$ para ($R_{50,ion} \leq 10 \text{ g/cm}^2$).
- f) Conectar la CI al electrómetro.
- g) Seleccionar el electrómetro en modo carga.
- h) Llenar los datos de la Macro oficial de Excel del OIEA "TRS-398 HE Electrons".
- i) Programar una serie de disparos de 100 UM en el LINAC con energía de 6 MeV en modo servicio.
- j) Realizar las mediciones de colección de carga en nC que indica la MACRO "TRS-398 HE Electrons".
- k) Registrar la lectura de carga de voltaje acorde a la metodología del OIEA en su publicación TRS-398 V1, V2 y V2 y verificar que el resultado de calcular $D_{w,Q}(z_{max}) = 100 \frac{D_{w,Q}(z_{ref})}{PDD(z_{ref})} \left[\frac{Gy}{UM} \right] = 1 \text{ cGy/UM}$, con una tolerancia del 2%. Donde $D_{w,Q}(z_{max})$ es la dosis absorbida en agua a profundidad de Z_{max} , $D_{w,Q}(z_{ref})$ es la dosis absorbida en agua a profundidad de referencia (ver inciso e) y $PDD(z_{ref})$ es el porcentaje de dosis en profundidad a una profundidad de referencia.
- l) Si el resultado de $D_{w,Q}(z_{max})$ esta dentro de la tolerancia que indica la NOM-033-NUCL-2016, el proceso de calibración termina, caso contrario, realizar el siguiente proceso.
- m) En el caso particular del LINAC que se tiene en el HRAEI, se abre el gabinete electrónico y se ajustan los potenciómetros.
- n) Posteriormente, se realiza otro cálculo de dosis a condiciones de referencia hasta obtener la tolerancia requerida.
- o) Realizar este proceso para cada energía de electrones.

Tolerancia: $\pm 2\%$.

2. PDD en el eje central

Objetivo: Medir el porcentaje de dosis en profundidad (PDD) para campos de electrones a una SSD = 100 cm para todos los tamaños de cono y para cada energía de tratamiento disponible.

Material: Bitácora, nivel digital, cuba de agua con sistema de barrido, cámara de ionización plano-paralela, electrómetro y laptop.

Método:

- a) Realizar los mismos pasos de la a) – h) de la prueba 1 “PDD de electrones” de la sección 4.4.4.
- b) Salir del bunker, abrir el software que controla al sistema de barrido y seleccionar las condiciones de medición. Variando los tamaños de conos disponibles, SSD y profundidad en caso de que el RTPS lo requiera.
- c) Descargar el electrómetro a cero previo a la medición.
- d) Programar un disparo de LINAC con energía de 6 MeV en el máximo de UM que permite el LINAC en modo servicio.
- e) Comenzar la medición del perfil iniciando al mismo tiempo el electrómetro y la irradiación con el LINAC.
- f) Para el caso de electrones, es necesario convertir la curva ion a curva de dosis mediante el uso de los coeficientes de poder de frenado, agua-aire.
- g) Repetir este proceso para cada una de las energías de electrones que se tengan disponibles.

Tolerancia: 2 mm.

3. Perfil de los haces de electrones

Objetivo: Medir el perfil para campos de electrones a una SSD = 100 cm y todos los tamaños de cono que se tengan en la unidad de radioterapia.

Material: Bitácora, nivel digital, cuba de agua con sistema de barrido, cámara de ionización plano-paralela, electrómetro y laptop.

Método:

- a) Realizar los mismos pasos de la a) – h) de la prueba 1 “PDD de electrones” de la sección 4.4.4.
- b) Salir del bunker, abrir el software que controla al sistema de barrido y seleccionar las condiciones de medición. Variando los tamaños de cono, SSD y profundidad en caso de que el RTPS lo requiera.
- c) Descargar el electrómetro a cero previo a la medición.
- d) Programar un disparo de LINAC con energía de 6 MeV con el máximo de UM que permite el LINAC en modo servicio.
- e) Comenzar la medición del perfil iniciando al mismo tiempo el electrómetro y la irradiación con el LINAC.
- f) Para el caso de electrones, es necesario convertir la curva ion a curva de dosis mediante el uso de los coeficientes de poder de frenado, agua-aire.
- g) Repetir este proceso para cada una de las energías de electrones que se tengan disponibles.

Tolerancia: 5%.

4. Distancia de fuente virtual

Objetivo: Determinar la distancia de fuente virtual generada en un LINAC para tratamientos con una SSD más allá de 100 cm.

Material: Bitácora, cámara de ionización y maniquí de agua solida o cuba de agua.

Método:

- a) Programar una serie de irradiaciones con el LINAC de 200 UM y realizar mediciones en aire con la cámara de ionización a diferentes distancias de la posición nominal de la fuente de radiación.
- b) Graficar las lecturas conforme a lo siguiente. En el eje de las X, graficar la distancia nominal de la fuente y en el eje de las Y graficar el inverso de la raíz cuadrada de la lectura en la cámara de ionización, es decir, $1/\sqrt{Q}$ donde Q es la carga colectada. El resultado de esta

prueba es una línea recta que cruza el origen, lo que indica que la distancia de la fuente virtual y nominal son la misma.

- c) Si la recta tiene una intersección positiva o negativa con el eje Y, por ejemplo, de +2 cm o -2 cm, la distancia de la fuente virtual será de 98 cm o 102 cm, respectivamente.

5. Factores de cono

Objetivo: Medir los factores de cono para los haces de electrones y tamaños de cono disponibles en la unidad de radioterapia.

Material: Bitácora, nivel digital, cuba de agua, cámara de ionización plano-paralela y electrómetro.

Método:

- a) Llenar la cuba de agua y alinearla con los láseres a una SSD = 100 cm. Dejar que el maniquí de agua tenga la misma temperatura que el cuarto de tratamiento, ajustar el maniquí de agua a un nivel de 0° y colocar una cámara de ionización dentro del maniquí a la profundidad de Z de referencia (ver prueba 1 de la sección 4.6.2). Posteriormente, conectar la cámara de ionización al electrómetro.
- b) Programar un disparo con el LINAC con 100 UM para cada una de las energías de electrones disponibles en la unidad de radioterapia.
- c) Calcular el factor de cono mediante el cociente entre la lectura corregida del dosímetro usando como referencia el cono de 10 x 10 cm².
- d) Repetir este proceso para cada energía de electrones y para cada tamaño de cono que se tenga en la unidad de radioterapia.

Tolerancia: 2% del valor comisionado.

6. Factores de corte

Objetivo: Calcular los factores de salida producidos por las protecciones de metal de plomo o de cerrobend que se colocan en el extremo de cada cono. Esta prueba no se aplica a todos los LINAC y se debe verificar si el RTPS lo requiere durante su comisionamiento.

Material: Bitácora, nivel digital, maniquí cubico de agua, cámara de ionización plano-paralela y electrómetro.

Método:

- a) Llenar el maniquí de agua y alinearlos con los láseres a una SSD = 100 cm. Ajustar el maniquí de agua a un nivel de 0°.
- b) Colocar una cámara de ionización dentro del maniquí a la profundidad de Z de referencia (ver prueba 1 de la sección 4.6.2) y conectarla al electrómetro.
- c) Programar un disparo con el LINAC con 100 UM para cada una de las energías de electrones disponibles en la unidad de radioterapia para cada cono con su respectivo recorte de campo de metal.
- d) Calcular el factor de salida producido por la protección de cerrobend.
- e) Repetir este proceso para cada energía de electrones y para cada tamaño de cono que se tenga en la unidad de radioterapia.

Tolerancia: $\pm 2\%$ del valor comisionado.

4.7 Pruebas de comisionamiento para el sistema de planeación (RTPS)

En el presente trabajo se proponen pruebas de digitalización, Unidades Hounsfield y de cálculo de dosis acorde a las recomendaciones del OIEA en su publicación IAEA-TECDOC-1583 (77). Las pruebas se pueden realizar en diferentes maniquíes de tórax. Por mencionar, el maniquí CIRS 002LFC, el maniquí antropomórfico Alderson o QUASAR Multi-Purpose Body Phantom, tal como se muestra en las Figuras 4.6, 4.7 y 4.8.



Figura 4. 6 Maniquí de tórax CIRS 002LFC, imágenes tomadas de (78) y (77).

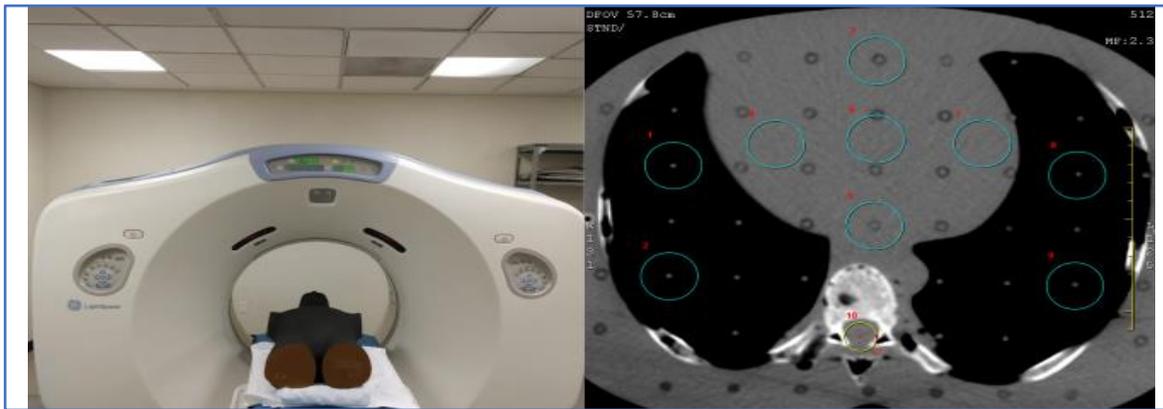


Figura 4. 7 Maniquí antropomórfico Alderson.

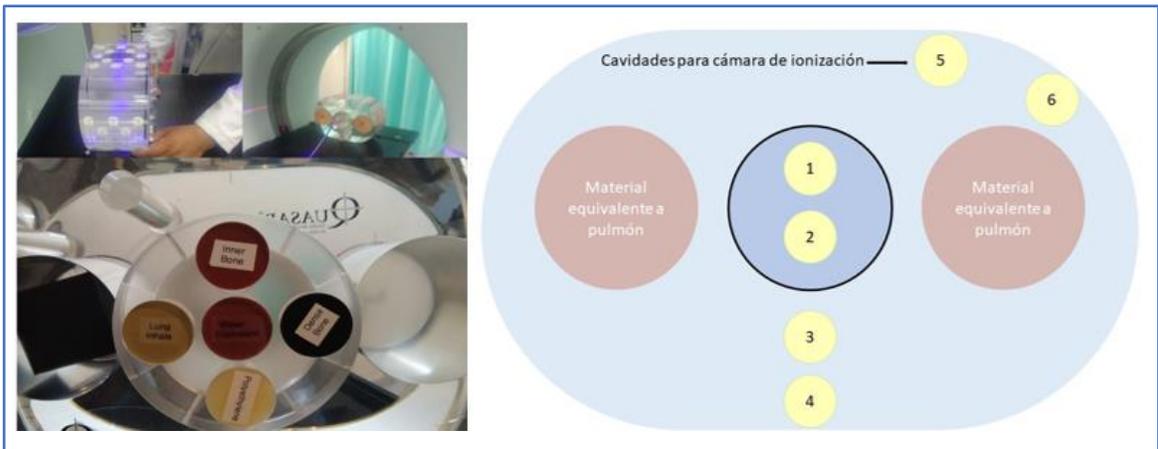


Figura 4. 8 Maniquí QUASAR Multi-Purpose Body Phantom.

4.7.1 Digitalización y Unidades Hounsfield

1. Verificación del contorno digitalizado

Objetivo: Comparar las dimensiones reales de las estructuras de tórax del maniquí con una imagen CT para verificar la capacidad de contorno del RTPS.

Material: Bitácora, maniquí de tórax, copia patrón de la imagen del maniquí y regla.

Método:

- a) Crear contornos del maniquí a partir de imágenes del TC utilizando el nivel y ventana de contraste adecuado.
- b) Comparar los contornos con la copia maestra o bien con mediciones directas en el maniquí.

Tolerancia: ± 2 mm con respecto a la copia patrón de la imagen del maniquí.

2. Verificación / determinación del número de Unidades Hounsfield y la conversión de densidad relativa de electrones (RED) en el RTPS

Objetivo: Verificar o ajustar las unidades Hounsfield (UH) a la curva de conversión RED almacenada en el RTPS.

Material: Bitácora, maniquí de tórax.

Método:

- a) Escanear el maniquí con el tomógrafo acorde a la siguiente configuración: Cabeza en posición supina, utilizar el kV, campo de visión, núcleo de reconstrucción de imagen de TC, grosor de corte y espaciado como se aplica habitualmente en el departamento para un protocolo típico de exploración torácica, tal como se muestra en la Figura 4.6.

- b) Para las inhomogeneidades de agua y aire, las UH deben promediarse sobre un área fija. La región de interés para la cual se promedian las UH no debe estar cerca del borde del área seleccionada.
- c) Comparar los valores promediados con las UH usados en los números de la curva de conversión RED almacenada en el RTPS. Un resultado dentro de 0.02 es aceptable para REDs, es decir, los números de UH para un objeto dado no deben variar en más de 20 UH.
- d) Si se observa un cambio significativo en los números de TC y no se puede eliminar mediante la recalibración del escáner de TC, es necesario ingresar nuevos valores de UH a los datos REDs en el RTPS.

Tolerancia: 2%.

4.7.2 Cálculo de dosis

Las pruebas que se proponen para el cálculo de dosis durante el comisionamiento de un RTPS se describen a continuación. La configuración y formatos de registro para realizar estas pruebas se muestran en el Apéndice A4.

1. Prueba en condición de referencia y unidades Hounsfield

Objetivo: Verificar el cálculo para el campo de referencia de 10 cm x 10 cm con un ángulo de gantry de 0° y un ángulo de colimador de 0°. Las mediciones están definidas para las cavidades número 1,3,5,9 y 10 (Figura 4.6).

Método:

- a) Realizar el plan de tratamiento con el RTPS de acuerdo con la Tabla A4.2.
- b) Calcular las Unidades Monitor (UM) para administrar 2 Gy en la cavidad de referencia número 3 con el RTPS.
- c) Registrar la dosis calculada en las cavidades 1, 5, 9 y 10.
- d) Colocar el maniquí en la camilla de tratamiento en decúbito supino hacia el gantry.
- e) Alinear el maniquí con la intersección del láser en el centro la cavidad número 5.
- f) Configurar el ángulo del gantry en 0°.

- g) Configurar una SSD = 100 cm.
- h) Configurar la rotación del colimador en 0°.
- i) Establecer tamaño de campo: Largo (Y) = 10 cm Ancho (X) = 10 cm.
- j) Insertar la cámara de ionización en el tapón de tejido y colocarla en la cavidad 3.
- k) Irradiar el maniquí con las UM calculadas por RTPS.
- l) Registrar el valor de las dosis medidas. Repetir la irradiación al menos tres veces y determinar el valor promedio.
- m) Cambiar la posición de la cámara de ionización a la cavidad número 5.
- n) Repetir los pasos k) y l). Después de cambiar la posición de la cámara.
- o) Cambiar la posición de la cámara de ionización a la siguiente cavidad número 1.
- p) Repetir los pasos k) y l). Después de cambiar la posición de la cámara.
- q) Inserte la cámara de ionización en el tapón equivalente al hueso y colóquelo en la cavidad número 10.
- r) Repetir los pasos k) y l) después de cambiar la posición de la cámara.
- s) Insertar la cámara de ionización en el tapón equivalente a pulmón y colocarlo en la cavidad número 9.
- t) Repetir los pasos k) y l) después de cambiar la posición de la cámara.
- u) Completar la Tabla A4.3 con los datos calculados y medidos.

Tolerancia: Ver apéndice A4.

2. Incidencia oblicua, falta de dispersión y campos tangenciales

Objetivo: Verificar los cálculos en caso de falta de dispersión para el campo tangencial.

Método:

- a) Realizar el plan de tratamiento acorde a la Tabla A4.4 con el RTPS.
- b) Calcular las UM para administrar 2 Gy a la cavidad de referencia número 1 con el RTPS.
- c) Colocar el maniquí en la camilla en decúbito supino hacia el gantry.
- d) Alinear el maniquí con los láseres que se cruzan en el centro de la cavidad 5.
- e) Establecer el gantry en 0°, bajar la camilla a una SSD = 97 cm y una SAD = 100 cm.

- f) Establecer la rotación del colimador en 0° .
- g) Ajustar el tamaño del campo: Longitud (Y) = 15 cm; Ancho (X) = 10 cm (dirección de cuña).
- h) Mover el gantry a 90° .
- i) Insertar la cuña y si es necesario, girar el colimador.
- j) Inserte la cámara de ionización en la cavidad de tejido y colocarla en la cavidad número 1.
- k) Irradiar el maniquí con las UM calculadas por RTPS.
- l) Registrar el valor de la dosis medida. Repetir la irradiación al menos tres veces y determinar el valor promedio.
- m) Completar la Tabla A4.5 con los datos calculados y medidos.

Tolerancia: Ver apéndice A4.

3. Bloqueo significativo en las esquinas del campo

Objetivo: Verificar el cálculo de dosis para un campo bloqueado: un campo de 14 cm x 14 cm con un ángulo de colimador de 45° se bloquea en un campo de 10 cm x 10 cm con el MLC.

Método:

- a) Realizar el plan de tratamiento con el RTPS acorde a la Tabla A4.6.
- b) Calcular con RTPS las UM para administrar 2 Gy a la cavidad de referencia número 3.
- c) Colocar el maniquí en la camilla de la máquina de tratamiento con el cabeza primero en decúbito supino hacia el gantry.
- d) Alinear el maniquí con la intersección del láser en el centro de la cavidad número 5.
- e) Establecer el ángulo del gantry en 0° .
- f) Configurar SSD = 100 cm.
- g) Fijar la rotación del colimador a 45° .
- h) Establecer tamaño de campo: Largo (Y) = 14 cm Ancho (X) = 14 cm.
- i) Bloquear las esquinas del campo a 10 cm x 10 cm.
- j) Insertar la cámara de ionización en la cavidad número 3.
- k) Irradiar el maniquí con las UM calculadas por RTPS.

- l) Registrar el valor de la dosis medida. Repita la irradiación al menos tres veces y determine el valor promedio.
- m) Completar la Tabla A4.7 con los datos calculados y medidos y compare los resultados.

Tolerancia: Ver apéndice A4.

4. Técnica de caja o de cuatro campos

Objetivo: Verificar el cálculo de dosis para haces separados y la dosis total de cuatro campos.

Método:

- a) Realizar el plan de tratamiento acorde a la Tabla A4.8 en el RTPS.
- b) Calcular con RTPS las UM para administrar 2 Gy a la cavidad de referencia número 5.
- c) Registrar la dosis calculada en los puntos 6 y 10.
- d) Colocar el maniquí en la camilla de tratamiento con la cabeza primero en decúbito supino hacia el gantry.
- e) Alinear el maniquí con los láseres que se cruzan en el centro de la cavidad número 5.
- f) Establecer el ángulo del gantry en 0° .
- g) Establecer la rotación del colimador en 0° .
- h) Establecer tamaño de campo: Largo (Y) = 15 cm Ancho (X) = 10 cm,
- i) Insertar la cámara de ionización en la cavidad número 5.
- j) Irradiar el maniquí con las UM calculado por RTPS solo para el campo anterior.
- k) Registrar el valor de la dosis medida. Repetir la irradiación al menos tres veces y determine el valor promedio.
- l) Girar el gantry a 180° .
- m) Irradiar el maniquí con las UM calculadas por RTPS para el campo posterior.
- n) Registrar el valor de la dosis medida. Repetir la irradiación al menos tres veces y determinar el valor promedio.
- o) Girar el gantry a 90° .
- p) Establecer tamaño de campo: Largo (Y) = 15 cm Ancho (X) = 8 cm.
- q) Irradiar el maniquí con las UM por RTPS solo para este campo.

- r) Registrar el valor de la dosis medida. Repita la irradiación al menos tres veces y determine el valor promedio.
- s) Girar el gantry a 270°.
- t) Irradiar el maniquí con las UM calculadas por RTPS solo para este campo.
- u) Registrar el valor de la dosis medida. Repetir la irradiación al menos tres veces y determine el valor promedio.
- v) Repetir los pasos h) a v) (excepto j) con la cámara de ionización colocada en la cavidad número 6.
- w) Repetir los pasos h) a v) (excepto j) con la cámara de ionización colocada en la cavidad número 10.
- x) Completar la Tabla A4.9 con los datos calculados y medidos; y compare los resultados.

Tolerancia: Ver apéndice A4.

5. Bloqueo personalizado

Objetivo: Verificar la dosis de un bloqueo personalizado con el MLC en una región inhomogénea.

Método:

- a) Realizar el plan de tratamiento con el RTPS acorde a la Tabla A4.10 del apéndice A4.
- b) Calcular con RTPS las UM para administrar 2 Gy al punto de referencia número 2.
- c) Registrar la dosis calculada en la cavidad número 7.
- d) Colocar el maniquí en la camilla de tratamiento con la cabeza primero en decúbito supino hacia el gantry.
- e) Alinear el maniquí con los láseres que se cruzan en el centro de la cavidad número 5.
- f) Establecer el ángulo del gantry en 0°.
- g) Mover la mesa 4 cm lateralmente y 3 cm hacia abajo (isocentro en la cavidad número 2).
- h) Establecer la rotación del colimador en 0°.
- i) Insertar un bloque personalizado o conforme a MLC (si corresponde) y configurar el tamaño del campo.
- j) Insertar la cámara de ionización en la cavidad número 2.

- k) Irradiar el maniquí con las UM o tiempo calculadas por RTPS.
- l) Registrar el valor de la dosis medida. Repetir la irradiación al menos tres veces y determinar el valor promedio.
- m) Insertar la cámara de ionización en la cavidad número 7 (tejido pulmonar).
- n) Completar la Tabla A4.11 con los datos calculados y medidos; y compararlos.

Tolerancia: Ver apéndice A4.

6. Incidencia oblicua con campo irregular y bloqueo del centro del campo

Objetivo: Verificar el cálculo de dosis para campos irregulares con bloqueo en el centro del campo.

Método:

- a) Realizar el plan de tratamiento con el RTPS acorde a la Tabla A4.12.
- b) Calcular con RTPS las UM para administrar 2 Gy a la cavidad de referencia número 3.
- c) Registrar la dosis calculada en los puntos 7 y 10.
- d) Realizar el cálculo manual de UM o tiempo y compare el resultado con el valor calculado de RTPS MU o tiempo.
- e) Colocar el maniquí en la camilla de tratamiento con la cabeza primero en decúbito supino hacia el gantry.
- f) Alinear el maniquí con los láseres que se cruzan en el centro de la cavidad número 5.
- g) Fijar el ángulo del gantry en 45°.
- h) Fijar la rotación del colimador a 90°.
- i) Establecer tamaño de campo: Largo (Y) = 10 cm Ancho (X) = 20 cm.
- j) Insertar la cámara de ionización en la cavidad número 3.
- k) Insertar un bloqueo personalizado con el MLC.
- l) Irradiar el maniquí con las MU calculadas por RTPS.
- m) Registrar el valor de la dosis medida. Repetir la irradiación al menos tres veces y determine el valor promedio.
- n) Insertar la cámara de ionización en la cavidad número 7 (tejido pulmonar).
- o) Repetir los pasos l y m después de cambiar la posición de la cámara.

- p) Insertar la cámara de ionización en la cavidad número 10.
- q) Repetir los pasos l y m después de cambiar la posición de la cámara de ionización.
- r) Completar la Tabla A4.13 con los datos calculados y medidos; y compararlos.

Tolerancia: Ver apéndice A4.

7. Colimación asimétrica de tres campos, dos pares de cuñas

Objetivo: Verificar el cálculo de dosis para campos opuestos por cuñas y colimación asimétrica.

Método:

- a) Realizar el plan de tratamiento con el RTPS acorde a la Tabla A4.14.
- b) Calcular con el RTPS las UM para administrar 2 Gy a la cavidad de referencia número 5.
- c) Colocar el maniquí en la camilla de tratamiento con la cabeza primero en decúbito supino hacia el gantry.
- d) Alinear el maniquí con los láseres que se cruzan en el centro de la cavidad número 5.
- e) Establecer el ángulo del gantry en 0° .
- f) Establecer la rotación del colimador en 0° .
- g) Bajar la mesa 3 cm hacia abajo (isocentro en la cavidad número 3).
- h) Establecer tamaño de campo: Largo (Y) = 10 cm Ancho (X) = 12 cm.
- i) Insertar la cámara de ionización en el tapón de tejido y colóquela en el orificio número 5.
- j) Irradiar el maniquí con las UM calculadas por RTPS para el campo anterior.
- k) Registrar el valor de la dosis medida. Repetir la irradiación al menos tres veces y determinar el valor promedio.
- l) Girar el gantry a 90° .
- m) Configurar el ángulo de rotación del colimador para proporcionar la orientación adecuada de la cuña.
- n) Establecer el tamaño del campo: Largo (Y) = 10 cm Ancho (X1) = 0, Ancho (X2) = 6 cm.
- o) Insertar cuña física de 30° .
- p) Irradiar el maniquí con las UM calculadas por RTPS para el campo LL (ver Tabla A4.15 del apéndice A4).

- q) Registrar el valor de la dosis medida. Repetir la irradiación al menos tres veces y determinar el valor promedio.
- r) Girar el gantry a 270°.
- s) Configurar el ángulo de rotación del colimador para proporcionar la orientación adecuada de cuñas dinámicas o cuñas físicas.
- t) Irradiar el maniquí con las UM calculadas por RTPS para el campo RL (ver Tabla A4.15 del apéndice A4).
- u) Registrar el valor de la dosis medida. Repetir la irradiación al menos tres veces y determinar el valor promedio.
- v) Completar la Tabla A4.15 con los datos calculados y medidos; y compararlos.

Tolerancia: Ver apéndice A4.

8. Haces no coplanares y prueba de rotación de la camilla y rotación del colimador

Objetivo: Verificar el cálculo de dosis rotando la camilla y el colimador.

Método:

- a) Realizar el plan de tratamiento con el RTPS acorde a la Tabla A4.16.
- b) Calcular con RTPS las UM necesarias para administrar 2 Gy a la cavidad de referencia número 5.
- c) Colocar el maniquí en la camilla de tratamiento con la cabeza primero en decúbito supino hacia el gantry.
- d) Alinear el maniquí con los láseres que se cruzan en el centro del agujero número 5.
- e) Establecer el ángulo del gantry en 90°.
- f) Fijar la rotación del colimador a 330°.
- g) Establecer tamaño de campo: Largo (Y) = 4 cm Ancho (X) = 16 cm.
- h) Insertar la cámara de ionización en el tapón de tejido y colocarla en el orificio número 5.
- i) Irradiar el maniquí con las UM calculadas por RTPS para el campo LL (ver Tabla A4.17 del apéndice A4).

- j) Registrar el valor de la dosis medida. Repetir la irradiación al menos tres veces y determinar el valor promedio.
- k) Establecer el ángulo del gantry en 270°.
- l) Ajustar la rotación del colimador a 30°.
- m) Irradiar el maniquí con las UM calculadas por RTPS para el campo RL (ver Tabla A4.17 del apéndice A4).
- n) Registrar el valor de la dosis medida. Repetir la irradiación al menos tres veces y determinar el valor promedio.
- o) Establecer el ángulo del gantry en 30°.
- p) Establecer la rotación del colimador en 0°.
- q) Girar la mesa a 270°.
- r) Establecer tamaño de campo: Largo (Y) = 4 cm Ancho (X) = 4 cm.
- s) Irradiar el maniquí con las UM calculadas por RTPS para el campo no coplanar.
- t) Registrar el valor de la dosis medida. Repetir la irradiación al menos tres veces y determinar el valor promedio.
- u) Completar la Tabla A4.17 con los datos calculados y medidos y comparar los resultados.

Tolerancia: Ver apéndice A4.

4.8 Pruebas de control de calidad para LINACs

En esta sección, se muestran las pruebas de control de calidad diarias, mensuales y anuales que se proponen para verificar el correcto funcionamiento de un LINAC. Las pruebas de control de calidad están organizadas en tablas con tres columnas. En la primera columna se muestra el nombre de la prueba a realizar, en la segunda columna la tolerancia de aceptación y en la tercera columna la sección donde se describe la prueba. La nomenclatura de las pruebas empieza con la letra S, M y D que denotan pruebas de seguridad, mecánicas y dosimétricas. Posteriormente, se coloca la letra D, M y A que denotan las pruebas diarias, mensuales y anuales, respectivamente. Finalmente, se coloca un número arábigo para indicar el orden de las pruebas.

4.8.1 Pruebas diarias

Tabla 4. 1 Control de calidad diario a un equipo LINAC.

| Prueba | Tolerancia | Sección |
|--|---------------|---------------|
| Seguridad | | |
| SD1. Prueba de luces en puerta. | Funcional | 4.4.1P2 |
| SD2. Luces de modos de irradiación. | Funcional | 4.4.1P3 |
| SD3. Sistema de vigilancia de video y audio. | Funcional | 4.4.1P4 |
| SD4. Interrupción de irradiación con botón físico y electrónico. | Funcional | 4.4.1P9 |
| SD5. Interrupción por unidades monitor. | Funcional | 4.4.1P8 |
| SD7. Sistema anticolidión del gantry. | Funcional | 4.4.1P5 |
| SD8. Verificación de la lectura de las cámaras monitoras en la pantalla de consola de control. | Funcional | 4.4.1P10 |
| SD9. Verificación de los monitores de área | Funcional | 4.4.1P16 |
| Mecánica | | |
| MD1. Indicadores del ángulo del gantry y colimador. | $\pm 1^\circ$ | 4.4.2P8 |
| MD2. Movimiento de la camilla. | ± 2 mm | 4.4.2P11 |
| MD3. Telemetro. | ± 2 mm | 4.4.2P7 |
| MD4. Alineación de láseres. | ± 2 mm | 4.4.2P10 |
| MD5. Tamaño de campo luminoso. | ± 2 mm | 4.4.2P9 |
| Dosimétrica | | |
| *DD1. Constancia de dosis, aplanado y simetría de los haces de rayos-X. | $\pm 3\%$ | 4.4.3 P2 & P3 |
| *DD2. Constancia de dosis, aplanado y simetría de los haces de electrones. | $\pm 5\%$ | 4.4.4 P3 & P4 |

* Las pruebas de control de calidad diarias para la constancia de dosis, aplanado y simetría se realizan a través de un equipo de control de calidad diario. Por ejemplo, el equipo Quickcheck de PTW.

4.8.2 Pruebas mensuales

Tabla 4. 2 Control de calidad mensual a un equipo LINAC.

| Prueba | Tolerancia | Sección |
|--|------------|----------|
| Seguridad | | |
| SM1. Sistema anticolidión del gantry. | Funcional | 4.4.1P5 |
| SM2. Verificación de colocación para accesorios. | Funcional | 4.4.1P12 |
| SM3. Verificación de cuñas. | Funcional | 4.4.1P15 |
| Mecánica | | |

| | | |
|---|----------------------------|-----------------------|
| MM1. Coincidencia del haz de luz con los haces de radiación. | ± 2 mm o 1% | 4.4.2P3 |
| MM2. Indicadores de la posición de la mesa de tratamiento. | ± 2 mm / $\pm 1^\circ$ | 4.4.2P11 |
| MM3. Indicadores del tamaño de campo. | ± 2 mm | 4.4.2P9 |
| MM4. Verificación del haz luminoso del campo. | Funcional | 4.4.2P9 |
| MM5. Alineación de los láseres. | ± 2 mm | 4.4.2P10 |
| MM6. Determinación del isocentro. | ± 2 mm | 4.4.2P6 |
| MM7. Indicadores del ángulo del gantry y colimador. | $\pm 1^\circ$ | 4.4.2P8 |
| MM9. Telemetro. | ± 2 mm | 4.4.2P7 |
| MM10. Simetría de movimiento de las mandíbulas o jaws. | ± 2 mm | 4.4.2P2 |
| Dosimétrica | | |
| DM1. Constancia de energía TPR y PDD de los haces de rayos-X. | $\pm 2\%$ | 4.4.3 P1 4.6.1 P3 |
| DM2. Constancia de dosis, aplanado y simetría de los haces de rayos-X. | $\pm 3\%$ | 4.4.3P2 & P3 |
| DM3. Constancia de energía E_0 y R_{50} en el haz de electrones. | $\pm 5\%$ | 4.4.4P1 & 4.6.2 P1 |
| DM4. Constancia de dosis, aplanado y simetría de los haces de electrones. | $\pm 5\%$ | 4.4.4P3 & P4 |
| DM5. Constancia de los valores de PDD. | 5% | 4.4.4P1 |

4.8.3 Pruebas anuales

Tabla 4. 3 Control de calidad anual a un equipo LINAC.

| Prueba | Tolerancia | Sección |
|---|------------|----------|
| Seguridad | | |
| SA1. Levantamiento de niveles de radiación. | Funcional | 4.4.1P1 |
| SA2. Prueba de luces en puerta. | Funcional | 4.4.1P2 |
| SA3. Sistema de vigilancia de video y audio. | Funcional | 4.4.1P4 |
| SA4. Interrupción de irradiación con botón físico y electrónico. | Funcional | 4.4.1P7 |
| SA5. Sistema anticolidión del gantry. | Funcional | 4.4.1P5 |
| SA6. Códigos para cada accesorio. | Funcional | 4.4.1P14 |
| SA7. Verificación de posición de conos para electrones. | Funcional | 4.4.1P13 |
| SA8. Bloqueo de irradiación para un campo mayor al permitido por cada cuña. | Funcional | 4.4.1P15 |
| Mecánica | | |
| MA1. Alineación del eje de rotación del colimador. | ± 2 mm | 4.4.2P1 |
| MA2. Verificación mecánica del sistema de colimación. | Funcional | * |
| MA3. Verificación mecánica de la mesa de tratamiento. | Funcional | * |
| MA4. Verificación del isocentro mecánico del gantry. | ± 2 mm | 4.4.2P4 |
| MA5. Verificación del eje de rotación de la camilla de tratamiento. | ± 2 mm | 4.4.2P5 |

| | | |
|--|---|----------|
| MA6. Verificación del isocentro de radiación. | ± 2 mm | 4.4.2P6 |
| MA7. Verificación del indicador del tamaño de campo. | ± 2 mm | 4.4.2P9 |
| MA8. Coincidencia del haz de luz con los haces de radiación. | ± 2 mm o 1% | 4.4.2P3 |
| MA9. Alineación de láseres. | ± 2 mm | 4.4.2P10 |
| MA10. Movimiento vertical, horizontal y longitudinal de la mesa de tratamiento. | ± 2 mm | 4.4.2P11 |
| MA11. Verificación del eje de rotación del colimador. | ± 2 mm | 4.4.2P1 |
| Dosimétrica | | |
| DA1. Determinación de dosis absorbida en agua en condiciones de referencia para haces de rayos-X. | $\pm 2\%$ | 4.6.1P1 |
| DA2. Determinación de dosis absorbida en agua en condiciones de referencia para haces de electrones. | $\pm 2\%$ | 4.6.2P1 |
| DA3. Verificación de los factores de cuñas. | $\pm 2\%$ | 4.6.1P7 |
| DA4. Verificación del factor de charola. | $\pm 2\%$ | 4.6.2P6 |
| DA5. Verificación de la linealidad de las cámaras monitoras. | $\pm 1\%$ | 4.4.4P6 |
| DA6. Verificación del PDD en fotones. | $\pm 2\%$ | 4.6.1P2 |
| DA7. Verificación de TPR o TMR en fotones. | $\pm 2\%$ | 4.6.1P3 |
| DA8. Verificación de los factores de cono para todas las energías de los haces de electrones. | $\pm 2\%$ | 4.6.2P5 |
| DA9. Verificación del PDD para los conos que se emplean en la unidad. | 1 mm a 80% y a valores del fabricante a 30% | 4.6.2P2 |
| DA10. Constancia de dosis, aplanado y simetría de todos los haces de rayos-x. | $\pm 3\%$ | 4.4.3P2 |
| DA11. Constancia de dosis, aplanado y simetría de todos los haces electrones. | $\pm 5\%$ | 4.4.4P3 |
| DA12. Factores de transmisión y fuga del MLC. | $\pm 5\%$ | 4.6.1P5 |

* La norma NOM-033-NUCL-2016 establece realizar una verificación mecánica del colimador y de la mesa de tratamiento, sin embargo, no especifica que pruebas se deben realizar.

4.9 Pruebas de control de calidad para el sistema de planeación RTPS

A continuación, se muestran las pruebas de control de calidad semanales, mensuales, trimestrales y anuales para verificar el correcto funcionamiento de un RTPS. Las pruebas están organizadas en tablas con tres columnas. En la primera columna se muestra el nombre de la prueba a realizar, en la segunda columna se indica la tolerancia de aceptación de dicha prueba y en la tercera columna se especifica la sección de este trabajo donde se describe minuciosamente.

4.9.1 Pruebas semanales

Tabla 4. 4 Control de calidad semanal a un RTPS.

| Prueba | Tolerancia | Sección |
|---|------------|---------|
| Hardware | | |
| SD1. Verificación de la digitalización de imágenes. | 2 mm | 4.7.1P1 |

4.9.2 Pruebas mensuales y trimestrales

Tabla 4. 5 Control de calidad mensual y trimestral a un RTPS.

| Prueba | Tolerancia | Sección |
|---|--|----------------------|
| Hardware | | |
| SM1. Verificación de digitalización. | 2 mm | 4.7.1P1 |
| ST3. Verificación de graficado. | 1 mm | 4.7.1P2 & 4.7.1P1 |
| ST4. Verificación de recuperación de información de respaldo. | Funcional | 4.7.1P8 |
| Información anatómica | | |
| MT1. Transferencia de tomografía. | Funcional sin cambio | 4.7.1P4 |
| MT2. Verificación geométrica y de densidad de TC. | 2 mm para distancias y 0.02 para densidades | 4.7.1P2 |
| MT3. Anatomía del paciente. | 2 mm | 4.7.1P2 |
| Software del haz externo | | |
| DT1. Verificación de UM. | 0% | 4.7.1P8 4.7.1P6 |
| DT2. Detalles de planeación. | 0% | 4.7.1P7 |
| DT3. Transferencia electrónica de una planeación. | Sin cambios | 4.7.1P7 |

4.9.3 Pruebas anuales

Tabla 4. 6 Control de calidad anual a un RTPS.

| Prueba | Tolerancia | Sección |
|------------------------------------|------------|---------|
| Software del haz externo | | |
| DA1. Revalidación del haz externo. | Funcional | 4.7.1P7 |

Capítulo 5. Resultados y Discusión

En el presente capítulo se muestran los resultados de la aplicación del programa de aseguramiento de la calidad para los aspectos físicos de la radioterapia externa con LINAC que se obtuvieron en el Hospital Regional de Alta Especialidad de Ixtapaluca (HRAEI). Las pruebas se aplicaron a un LINAC Varia Modelo 21 iX serie SN5167 y un sistema de planeación Eclipse versión 10, tal como se muestra en las Figuras 5.1 y 5.2.



Figura 5. 1 LINAC marca Varian modelo 21 iX serie SN5167.

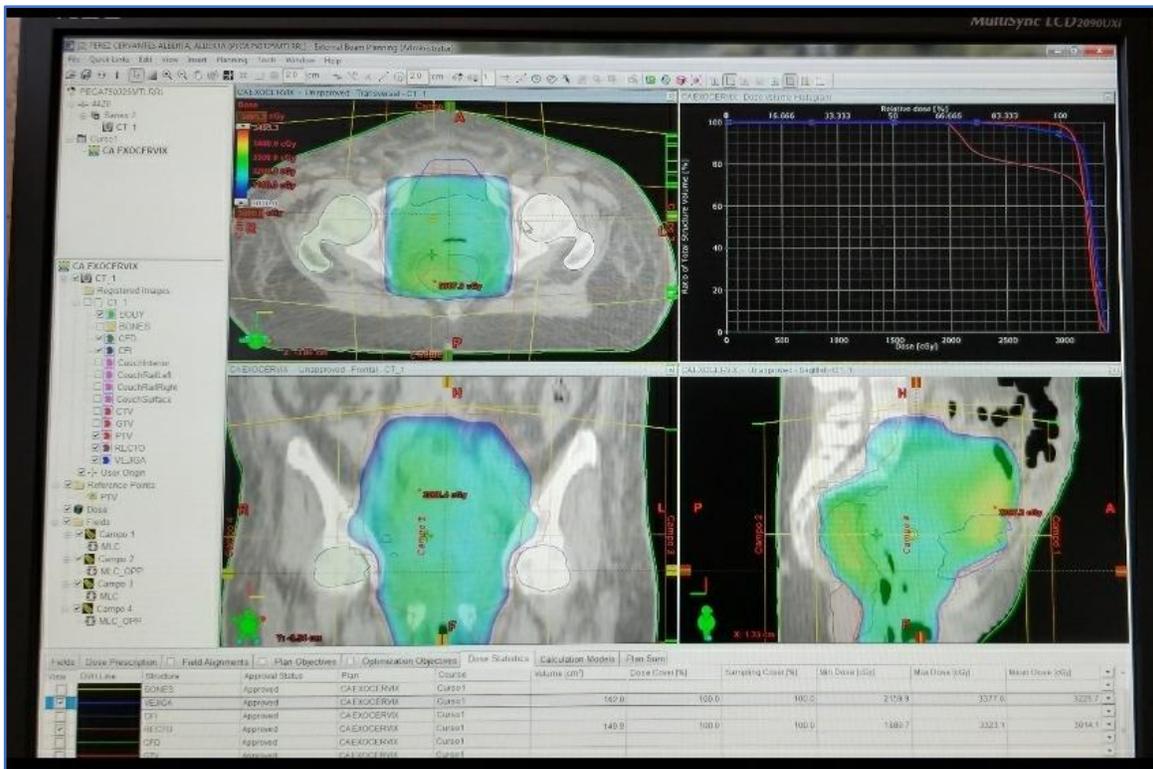


Figura 5. 2 Sistema de planeación Eclipse.

5.1 Pruebas de aceptación para aceleradores lineales (LINAC)

A continuación, se muestran los resultados de cada una de las pruebas de aceptación de los sistemas de seguridad, de tipo mecánicas y dosimétricas.

5.1.1 Pruebas de seguridad

1. Niveles de radiación

Resultado: Aceptable. Se verificó que los niveles de radiación en las áreas o cuartos circundantes al bunker no excedieran los límites permitidos de 50 mSv por año ($570.38 \mu R/hr$). Para esta prueba se tomó en cuenta el plano arquitectónico que se muestra en la Figura 5.3. También, se tomó en cuenta la energía de 15 MV que corresponde a la energía más alta disponibles en el centro de radioterapia. Los resultados de esta prueba se observan en la Tabla 5.1. La incertidumbre de esta prueba acorde al certificado de calibración del detector LUDLUM 9DP es de 6%.

Tabla 5. 1 Lectura de niveles de radiación en el HRAEI.

| Colindancia | Ángulo de gantry | Tasa de exposición a 100 cm (μR/hr) |
|--|------------------|-------------------------------------|
| Acceso y salida de residuos radiológicos | 0° | 8.1 |
| | 90° | 11.0 |
| | 180° | 6.2 |
| | 270° | 152 |
| Acceso vehicular y peatonal | 0° | 11.2 |
| | 90° | 8.7 |
| | 180° | 9.5 |
| | 270° | 12.1 |
| Taller de almacén y moldes | 0° | 18.1 |
| | 90° | 212 |
| | 180° | 9.8 |
| | 270° | 8.5 |
| Cuarto de control y guarda de material dosimétrico | 0° | 14.7 |
| | 90° | 16.2 |
| | 180° | 12.7 |
| | 270° | 13.1 |
| Techo (cielo abierto) | 0° | 13.5 |
| | 90° | 11.5 |
| | 180° | 310 |
| | 270° | 22.1 |

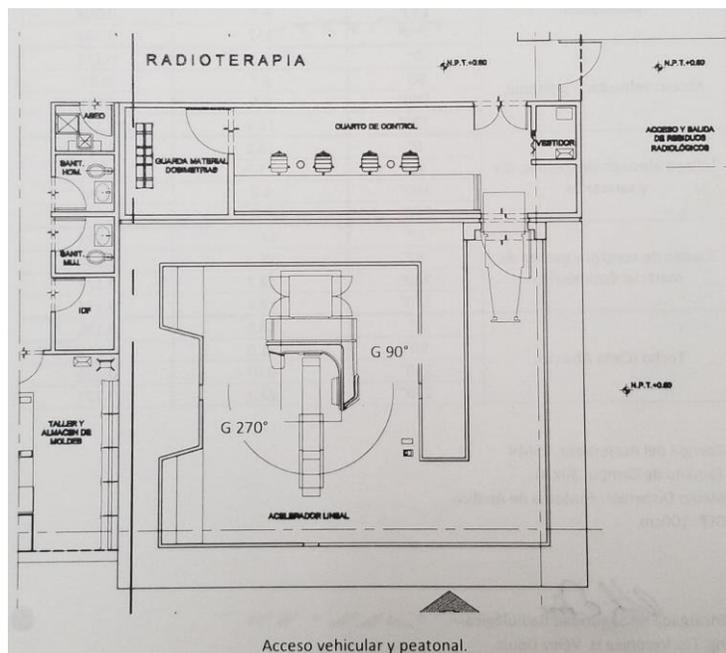


Figura 5. 3 Plano de las áreas y cuartos circundantes al bunker.

2. Verificación de los sistemas de alarmas, luces de seguridad verde y roja, y de emergencia

Resultado: Funcional. Se verificó que la alarma sonora y las luces de seguridad verde y roja funcionan correctamente en el cuarto de tratamiento y en el panel de control cuando el LINAC está irradiando. Para esto, se realizó un disparo con el LINAC y se observó que la luz verde se encendió cuando el equipo estaba listo para irradiar y que cambió a rojo mientras se estaba irradiando. También, durante la irradiación se verificó que la alarma sonora emitiera sonido durante todo el proceso de irradiación como mensaje de advertencia al POE que el equipo está irradiando.

Finalmente, se verificó que la luz de emergencia que se encuentra en el bunker se encendiera cuando hay una falta de suministro eléctrico. Para esto, se programó un corte de suministro eléctrico con el personal de ingeniería biomédica del hospital para corroborar el funcionamiento.

3. Luces en consola

Resultado: Funcional. Se verificó que todas las luces en el panel de control funcionan y que se encienden de manera correcta a cada modo de irradiación seleccionado. Para comprobar esto, se realizó un disparo con el LINAC para los modos de irradiación 3DCRT e IMRT y se verificó que las luces correspondientes se mantuvieron encendidas durante toda la irradiación.

4. Sistema de vigilancia de audio y video

Resultado: Funcional. Se verificó que los sistemas de audio y video en el bunker y panel de control funcionan de manera correcta para que el POE pueda vigilar y comunicarse con el paciente en todo momento y que el paciente se pueda comunicar de forma oral y mímica. Para corroborar esta prueba, un POE se quedó en el panel de control del LINAC y el segundo POE se quedó encerrado en el cuarto de tratamiento o bunker. El POE que se quedó en el panel de control del LINAC estableció una comunicación con tono de voz normal y dio indicaciones de movimiento (por ejemplo, levantar mano derecha) para el POE que se quedó en el bunker. Así, el POE que se quedó en el panel de control verificó que el mensaje se pudo transmitir, recibir y replicar sin contratiempos; y que además el sistema de video no tiene fallas de imágenes congeladas.

5. Sistema de anticolisión del gantry

Resultado: No funcional. Esta prueba fue no funcional debido a que el LINAC Varian modelo 21 iX con el que se cuenta en el HRAEI no posee un sistema de anticolisión.

6. Movimiento máximo vertical y horizontal de la camilla de tratamiento

Resultado: Funcional. Se verificaron los desplazamientos máximos en dirección vertical y horizontal de forma manual y electrónica. También, se realizaron los desplazamientos máximos verticales con una manivela y se verificó que la camilla no presento ningún tipo de obstrucción que le impidiera realizar los desplazamientos.

7. Botón de interrupción de irradiación en la consola de control

Resultado: Funcional. Se verificó que el único botón físicos de interrupción de irradiación en el panel de control funciona.

8. Botones de paro de emergencia o corte de suministro eléctrico.

Resultado: Funcional. Se verificó que al presionar el botón rojo de corte de suministro eléctrico que alimenta al LINAC, funcionan de manera correcta apagando el circuito eléctrico del LINAC y que, además, al cortar el suministro eléctrico, la lampara de luz de emergencia se enciende. También se verificó que no es posible irradiar o realizar cualquier función en el LINAC a menos que se vuelva a desbloquear los botones físicos.

9. Interrupción por Unidades Monitor (UM)

Resultado: Funcional. Se verificó que el LINAC suspende la irradiación cuando transcurren las unidades monitor programadas. Para esto, se programó un disparo con el LINAC de 200 UM y se verificó que, transcurridas las UM, el acelerador lineal para la irradiación y los sistemas de seguridad como luces, y alarma permiten ingresar al cuarto de tratamiento.

10. Verificación e independencia de las cámaras monitoras MU1 y MU2

Resultado: Funcional. Se verificó que la lectura de la MU1 y MU2 que se muestra en la pantalla de la consola de control indicaran el mismo valor numérico y en caso de existir una discrepancia, las lecturas no excedieran 5 % de unidades.

11. Unidades Monitor y corte de suministro eléctrico

Resultado: Funcional. Se verificó que, ante la falta de suministro eléctrico, el equipo en la sala de tratamiento guarda automáticamente la información de las UM administradas y la geometría en que estaba posicionado el LINAC. Es de interés mencionar que, a pesar de que las pantallas de la consola del LINAC que se tiene en el HRAEI se mantienen encendidas, estas no muestran las UM administradas hasta que se recupera y establece el suministro eléctrico.

12. Verificación de colocación para accesorios

Resultado: Funcional. Se verificó que al ensamblar el porta charolas, conos y cuñas en el gantry, estos queden firmes, inmóviles y que las luces de seguridad verde o roja del colimador indicaran una correcta colocación.

13. Verificación de posición de conos para cada energía

Resultado: Funcional. Se verificó que al realizar un disparo con el LINAC programando un cono de tamaño de 10x10 cm² y colocar intencionalmente un tamaño de cono diferente, la consola de control muestra el mensaje de error "Mismatch" e impide realizar la irradiación con electrones.

14. Códigos para cada accesorio

Resultado: Parcialmente funcional. El modelo de LINAC con el que se cuenta en el HRAEI no tiene esta función habilitada, sin embargo, cuando un accesorio no está bien colocado o se coloca el accesorio incorrecto, se muestra un mensaje de precaución que indica una incorrecta colocación de accesorio e impide cualquier tipo de irradiación.

15. Bloqueo de irradiación para un campo mayor al permitido por cada cuña

Resultado: Funcional. Se verificó para las cuñas de 15°, 30°, 45° y 60° que, al programar un disparo con un tamaño de cuña de 60° (u otro), y colocar intencionalmente un tamaño de campo mayor al permitido por la cuña, por ejemplo, de 40 cm x 40 cm, la consola de control no activa el modo disparo, impide realizar cualquier tipo de irradiación y muestra un mensaje de advertencia.

16. Monitores de área

Resultado: Funcional. Se verificó que cuando el LINAC está irradiando, el monitor de área indica las lecturas de exposición en mR/hr o en $\mu\text{Sv/hr}$ en el cuarto de panel de control donde el dispositivo se encuentra ubicado. Adicionalmente, se cuenta con su certificado de calibración vigente.

17. Funcionamiento del porta conos

Resultado: Funcional. Se verificó que al ensamblar el porta conos en el gantry, el dispositivo quedara firme e inmóvil y que las luces de seguridad verde o roja indiquen una correcta o incorrecta colocación.

18. Manual del acelerador

Resultado: Aceptable. Se verificó la unidad de radioterapia del HRAEI tiene en físico el manual de equipo con las especificaciones del LINAC e INTERLOCKS o BLOQUEOS de seguridad y además, que el Personal Ocupacionalmente Expuesto conoce su ubicación.

5.1.2 Pruebas mecánicas

1. Alineación o verificación del eje de rotación del colimador

Resultado: Aceptable dentro de la tolerancia ± 1 mm. Se utilizó una película radiocrómica para formar un patrón de estrella con un campo de fotones con $X = 0.7$ cm y $Y = 6$ cm a una $SSD = 100$ cm y se verificó que el centro donde se intersecan todos los capos en la imagen de estrella forma un círculo con radio menor a 1 mm, tal como se muestra en la Figura 5.4. La incertidumbre tipo B de esta prueba es de 0.3 mm suponiendo una distribución rectangular y un valor de $M = 0.5$ mm (escala de discriminación de hoja milimétrica). Ver Apéndice A5.

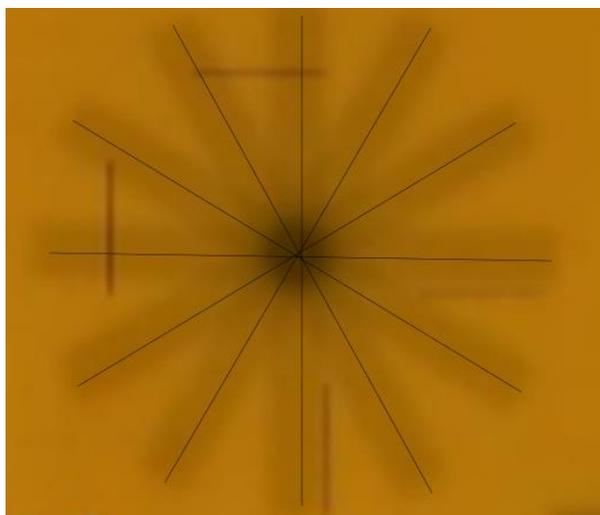


Figura 5. 4 Patrón de estrella formado por el colimador.

2. Simetría de movimiento de las mordazas del colimador

Resultado: Aceptable dentro de la tolerancia ± 2 mm. El indicador dial mostró una lectura promedio de 1 mm para las jaws X1 y X2. Para las jaws Y1 y Y2 una lectura de 0.9 mm. La incertidumbre B para esta prueba es de 0.01 mm acorde al certificado de calibración.

3. Coincidencia del campo de luz y el campo de radiación

Resultado: Aceptable dentro de la tolerancia ± 2 mm. Se verificó que los campos de luz y de radiación de 10 cm x 10 cm, 15 cm x 15 cm y 20 cm x 20 cm coincidieran dentro de la tolerancia. Los resultados se muestran en la Tabla 5.2 y en la Figura 5.5. La incertidumbre tipo B de esta prueba es de 0.3 mm suponiendo una distribución rectangular y un valor de $M = 0.5$ mm (escala de discriminación de hoja milimétrica).

Tabla 5. 2 Resultados de la prueba de coincidencia de campo de luz y campo de radiación.

| Campo programado [cm x cm] | Campo de luz [cm x cm] | Campo de radiación [cm x cm] |
|-------------------------------|---------------------------|---------------------------------|
| 10 x 10 | 10 x 10 | 9.9 x 10 |
| 15 x 15 | 15 x 15 | 14.9 x 15 |
| 20 x 20 | 20 x 20 | 19.9 x 20 |

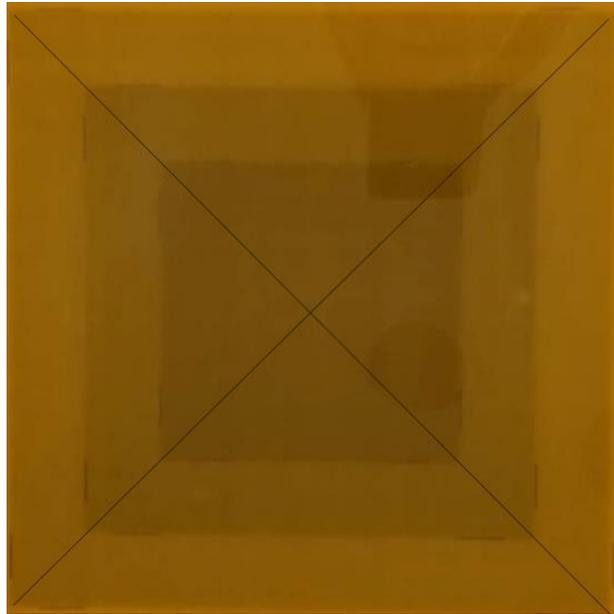


Figura 5. 5 Prueba de coincidencia de campo de luz y radiación.

4. Localización o verificación del isocentro mecánico del gantry

Resultado: Aceptable dentro de la tolerancia ± 1 mm. Para esta prueba se empleó un distanciador mecánico de 100 cm. Los resultados se muestran la Tabla 5.3. La incertidumbre B de esta prueba es de 0.3 mm suponiendo una distribución rectangular y un valor de $M = 0.5$ mm (escala de discriminación de hoja milimétrica).

Tabla 5. 3 Resultados de la prueba de verificación del eje de rotación del gantry.

| Ángulo de gantry | Lectura de distancia [cm] | Diámetro máximo [mm] |
|------------------|---------------------------|----------------------|
| 0° | 100 | 1 |
| 45° | 100 | |
| 90° | 100 | |
| 315° | 100 | |
| 270° | 99.9 | |

5. Localización del eje de rotación de la camilla de tratamiento

Resultado: Aceptable dentro de la tolerancia ± 2 mm de diámetro. Se utilizó una película radiocrómica para formar un patrón de estrella con un campo de fotones con $X = 6$ cm y $Y = 0.7$ cm

a una SSD = 100 cm y se verificó que el centro donde se intersecan todos los capos en la imagen estrella forma un círculo con diámetro menor a 1.5 mm, tal como se muestra en la Figura 5.6. La incertidumbre B de esta prueba es de 0.3 mm suponiendo una distribución rectangular y un valor de M = 0.5 mm (escala de discriminación de hoja milimétrica).

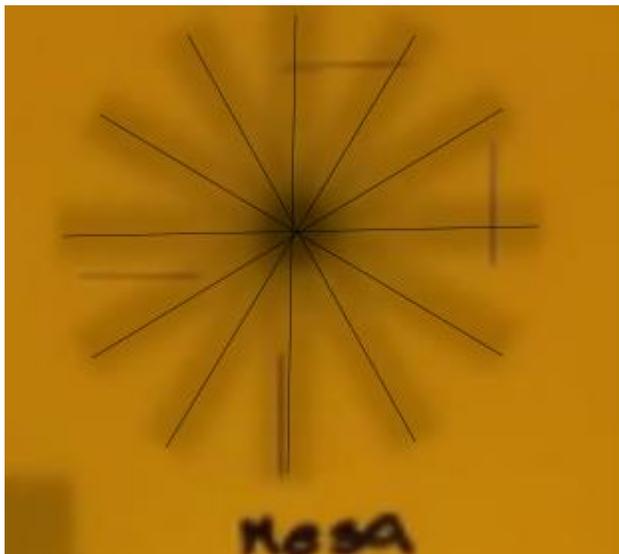


Figura 5. 6 Prueba del eje de rotación de la camilla.

6. Localización del isocentro de radiación

Resultado: Aceptable dentro de la tolerancia ± 2 mm. El isocentro de radiación se verificó implícitamente al verificar que el eje de rotación del gantry, colimador y camilla de tratamiento estaban dentro de la tolerancia.

7. Indicador de distancia óptico / telemetro

Resultado: Aceptable dentro de la tolerancia ± 2 mm. En la Tabla 5.4 se muestran los resultados de la lectura del telemetro y las placas de agua sólida. La incertidumbre B de esta prueba es de 0.1 mm suponiendo una distribución rectangular y un valor de M = 0.2 mm (escala de discriminación de hoja milimétrica).

Tabla 5. 4 Resultados de la lectura del telemetro.

| SSD [cm] | Lectura del telemetro [cm] |
|----------|----------------------------|
| 98.5 | 98.5 |
| 99 | 99.0 |
| 99.5 | 99.5 |
| 100 | 100.0 |
| 100.5 | 100.5 |
| 101 | 101.0 |
| 102 | 102.1 |

8. Indicador del ángulo del gantry y colimador

Resultado: Aceptable dentro de la tolerancia $\pm 0.5^\circ$. Se verificó que los indicadores de ángulo que muestra el nivel digital, la pantalla del gantry y del colimador coincidan dentro de una tolerancia de 1° . Los resultados se muestran en la Tabla 5.5. La incertidumbre tipo B de esta prueba es de 0.02° acorde al certificado de calibración del nivel digital.

Tabla 5. 5 Resultados de la prueba de indicador del ángulo del gantry y colimador.

| Ángulo | Pantalla gantry | Pantalla colimador | Nivel digital |
|-------------|-----------------|--------------------|---------------|
| 0° | 0° | 0° | 0° |
| 90° | 90° | 90° | 90° |
| 180° | 180° | 180° | 180° |
| 270° | 270° | 270° | 270° |

9. Indicador del tamaño de campo

Resultado: Aceptable dentro de la tolerancia ± 2 mm. Se verificó que la proyección del campo de luz coincidiera dentro de la tolerancia con un patrón de campos en una hoja milimétrica. Los resultados se muestran en la Tabla 5.6. La incertidumbre tipo B de esta prueba es de 0.3 mm suponiendo una distribución rectangular y un valor de $M = 0.5$ mm (escala de discriminación de hoja milimétrica).

Tabla 5. 6 Resultados de la prueba de indicador del tamaño de campo.

| Tamaño de campo programado [cm x cm] | Tamaño de campo patrón [cm x cm] | Tamaño de la proyección [cm x cm] |
|---|-------------------------------------|--------------------------------------|
| 10 x 10 | 10 x 10 | 10 x 10 |
| 15 x 15 | 15 x 15 | 15 x 15 |
| 20 x 20 | 20 x 20 | 20 x 20 |

10. Verificación o alineación de láseres

Resultado: Aceptable dentro de la tolerancia ± 1.5 mm. Se verificó que la ubicación espacial de los láseres coronal, transversal y sagital no tuvieran una desviación más allá de la tolerancia. Los resultados se muestran en la Tabla 5.7. La incertidumbre B de esta prueba es de 0.3 mm suponiendo una distribución rectangular y un valor de $M = 0.5$ mm (escala de discriminación de hoja milimétrica).

Tabla 5. 7 Prueba de verificación de láseres.

| Láser | Desviación [mm] |
|-------------|--------------------|
| Coronal | 1.4 mm |
| Sagital | 1.3 mm |
| Transversal | 1.4 mm |

11. Movimiento vertical, horizontal y longitudinal de la mesa de tratamiento

Resultado: Aceptable dentro de la tolerancia ± 2 mm. Se verificó que el indicador digital de los desplazamientos de la camilla coincidiese con los desplazamientos físicos y que, además, la camilla no sufre de inclinación. Los resultados de esta prueba se muestran en la Tabla 5.8. La incertidumbre tipo B de la hoja milimétrica es de 0.3 mm para el movimiento vertical respecto a la plomada suponiendo una distribución rectangular y un valor de $M = 0.5$ mm. La incertidumbre tipo B del nivel digital es de 0.02° acorde al certificado de calibración.

Tabla 5. 8 Prueba movimiento vertical, horizontal y longitudinal.

| Desplazamiento de la camilla de tratamiento | Desviación máxima |
|---|-------------------|
| Vertical respecto a la plomada | 1 mm |
| Inclinación de la mesa lateralmente | 1° |
| Vertical respecto a la plomada con maniquí | 1 mm |
| Inclinación de la mesa lateralmente con maniquí | 1° |

5.2 Pruebas de aceptación al Sistema de Planeación (RTPS)

1. Contraseña de protección para un uso no autorizado

Resultado: Funcional. Se verificó que el software del RTPS tiene una prueba de seguridad de contraseña para evitar que personal no autorizado como técnicos o personal externo sea capaz de abrir el programa, modificar y aprobar un plan de tratamiento.

2. Verificación de datos ingresados y preestablecidos

Resultado: Funcional. Se ingresó al RTPS de manera independiente un campo de 60 cm x 60 cm, -100 cGy, SSD de 140 cm y se verificó que el RTPS muestra un mensaje de advertencia y error.

3. Verificación de la transferencia de datos a otros dispositivos

Resultado: Funcional. Se verificó que la información de imágenes clínicas que se transfieren desde el tomógrafo al RTPS cumple con el protocolo del hospital. Los datos del protocolo son: Nombre del paciente, diagnóstico, CURP del paciente, número y grosor de cortes.

4. Sistema de coordenadas y escalas

Resultado: Funcional. Se verificó que la interfaz gráfica del software del RTPS es capaz de realizar medidas acordes al sistema internacional de unidades y que, además el software tiene preestablecido un sistema de coordenadas fijo para la planeación de tratamientos.

5. Sistema para guardar y archivar datos

Resultado: Funcional y no cumple por conveniencia. Acorde al protocolo interno del hospital, el software del RTPS no realiza la acción de guardar archivos de manera automática. Lo anterior con el

propósito de no generar incertidumbre al momento de que ocurra una modificación en el plan de tratamiento no deseada y que se almacene o guarde como una acción intencional del físico médico u oncólogo.

6. Firma de aprobación de tratamientos

Resultado: Funcional. Se verificó que la aprobación de un plan de tratamiento no se ejecuta a menos que el físico médico y el médico oncólogo firmen la aprobación de la planeación.

7. Verificación necesaria de la información enviada en el plan de tratamiento

Resultado: Funcional. Se verificó los planes de tratamiento no se puede transferir al panel de control del LINAC si no cumple con datos necesarios acorde al protocolo del hospital. Para esta prueba, se verificó el nombre del paciente, el número de sesiones de tratamiento por semana y por día, la dosis prescrita al volumen de planeación (PTV) prescrita por el médico radio-oncólogo y los campos de verificación para tratamientos con campos de radiación oblicuos.

8. Sistema de reporte de fallas del RTPS

Resultado: Funcional: El software de eclipse tiene un comando para reportar fallas del sistema de planeación.

9. Ayuda para el manejo del RTPS

Resultado: Funcional: El sistema de planeación despliega instrucciones para el manejo o flujo de trabajo dentro del RTPS. Estas instrucciones se despliegan al iniciar el software o al dar click en los iconos como herramientas de medición, de campos, insertar estructuras, cálculo de dosis, etc.

5.3 Pruebas de aceptación y comisionamiento para aceleradores lineales (LINAC)

5.3.1 Pruebas dosimétricas para fotones

1. Energía de fotones (PDD)

Resultado: Aceptable dentro de la tolerancia $\pm 2\%$. En la Figura 5.7 se muestra la gráfica PDD y en la Tabla 5.9 se muestran los resultados para los haces de fotones de energías de 6 MV y 15 MV. La incertidumbre tipo B del sistema de cuba es de 0.005 mm suponiendo una distribución rectangular y un valor M del sistema de barrido de 0.01 mm. La incertidumbre tipo B de la cámara de ionización PTW TN31010 es de 1.3 % acorde a su certificado de calibración.

Tabla 5. 9 Medición de PDD para fotones de 6 y 15 MV.

| Energía [MV] | Curva | Campo [cm x cm] | SSD [cm] | D _{max} comisionado [mm] | D _{max} actual [mm] | Variación |
|--------------|-------|-----------------|----------|-----------------------------------|------------------------------|-----------|
| 6 | PDD | 10 x 10 | 100 | 14.2 | 14.1 | 0.7 % |
| 15 | | | | 30 | 29.7 | 1.0 % |

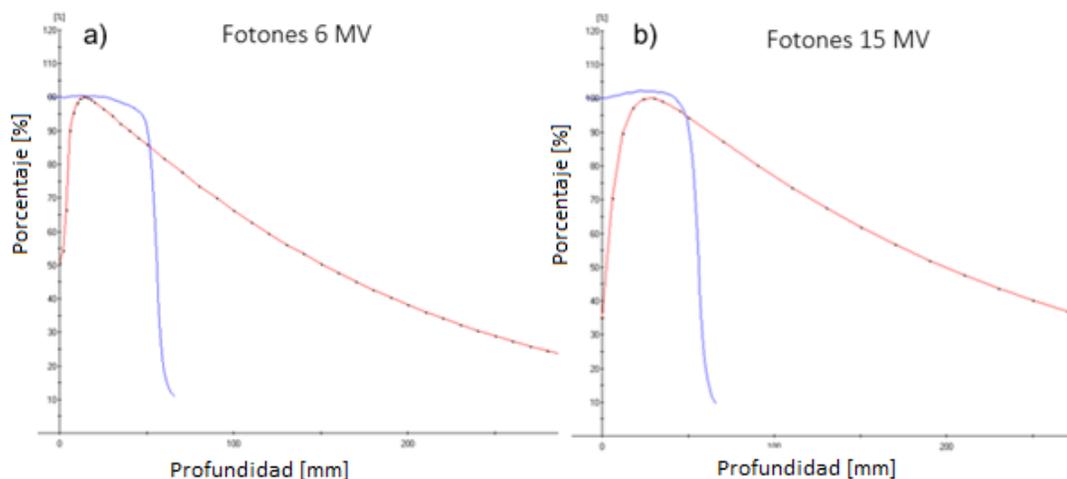


Figura 5. 7 En color rojo se muestra el porcentaje de dosis en profundidad para a) Fotones de 6 MV para un campo de 10 cm x 10 cm. b) Fotones de 15 MV para un campo de 10 cm x 10 cm. En color azul se muestra la mitad del perfil del haz de fotones para cada energía.

2. Aplanado

Resultado: Aceptable dentro de la tolerancia 3%. En las Figuras 5.8 y 5.9 y en la Tabla 5.10 se muestra el perfil y los resultados del aplanado de los haces de fotones, respectivamente. La incertidumbre tipo B del sistema de cuba es de 0.005 mm suponiendo una distribución rectangular y un valor M del sistema de barrido igual a 0.01 mm. La incertidumbre tipo B de la cámara de ionización PTW TN31010 es de 1.3 % acorde a su certificado de calibración.

Tabla 5. 10 Medida del aplanado de los haces de fotones.

| Energía [MV] | Campo [cm x cm] | SSD [cm] | Profundidad [cm] | Aplanado |
|--------------|-----------------|----------|------------------|----------|
| 6 | 10 x 10 | 100 | 10 | 2.67 % |
| 15 | | | | 2.87 % |

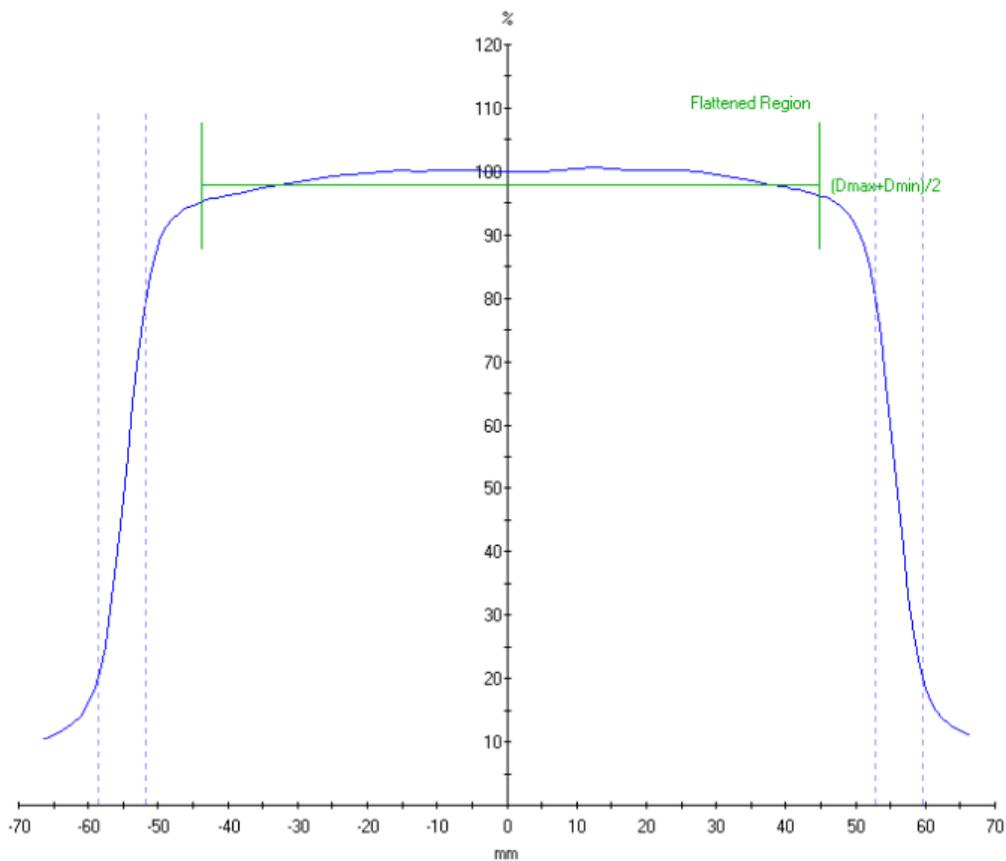


Figura 5. 8 Perfil de fotones de 10 cm x 10 cm de 6 MV a 10 cm de profundidad.

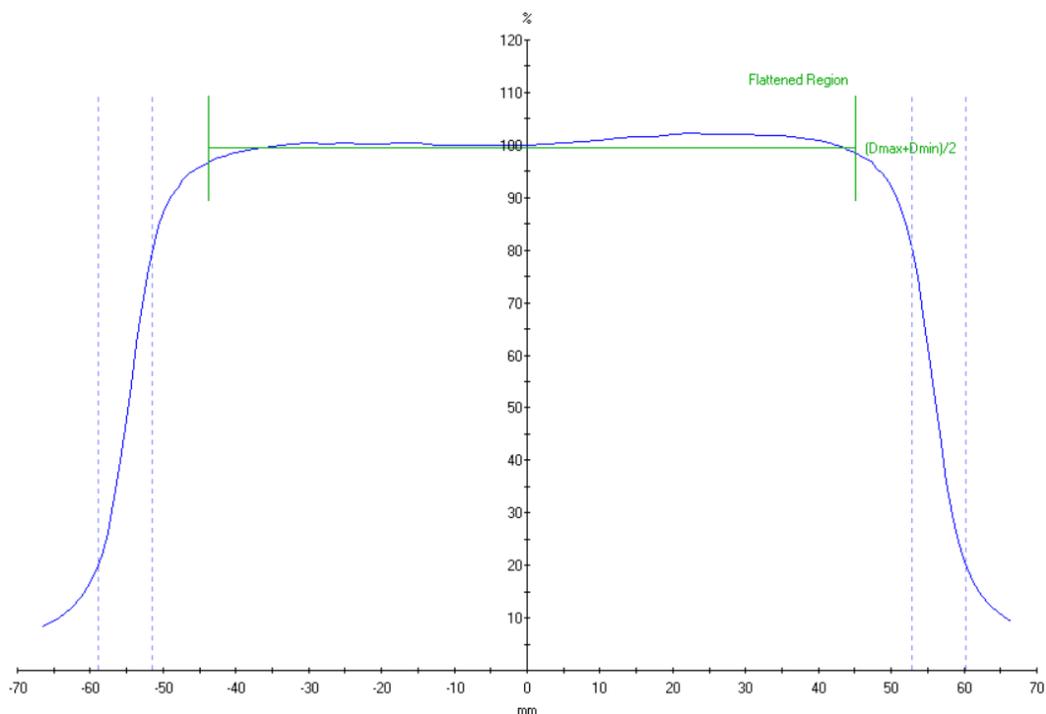


Figura 5. 9 Perfil de 10 cm x 10 cm de 15 MV a 10 cm de profundidad.

3. Simetría

Resultado: Aceptable dentro de la tolerancia 5%. En la Tabla 5.11 se muestran los resultados para fotones de energías de 6 MV y 15 MV. La incertidumbre tipo B del sistema de cuba es de 0.005 mm suponiendo una distribución rectangular y un valor M de la posición del sistema de barrido de 0.01 mm. La incertidumbre tipo B de la cámara de ionización PTW TN31010 es de 1.3 % acorde a su certificado de calibración.

Tabla 5. 11 Medida de la simetría de los haces de fotones.

| Energía [MV] | Campo [cm x cm] | SSD [cm] | Profundidad [cm] | Simetría |
|--------------|-----------------|----------|------------------|----------|
| 6 | 10 x 10 | 100 | 10 | 1.22 % |
| 15 | | | | 1.97 % |

4. Penumbra de fotones

Resultado: Aceptable dentro de la tolerancia. En las Figuras 5.8 y 5.9 se muestran los perfiles y los resultados y en la Tabla 5.12 para fotones de energías de 6 MV y 15 MV. La incertidumbre tipo B del sistema de cuba es de 0.005 mm suponiendo una distribución rectangular y un valor M del sistema

de barrido de 0.01 mm. La incertidumbre tipo B de la cámara de ionización PTW TN31010 es de 1.3 % acorde a su certificado de calibración.

Tabla 5. 12 Medida de la penumbra de los haces de fotones.

| Energía [MV] | Campo [cm x cm] | SSD [cm] | Profundidad [cm] | Penumbra Izquierda [mm] | Penumbra Derecha [mm] |
|--------------|-----------------|----------|------------------|-------------------------|-----------------------|
| 6 MV | 10 x 10 | 100 | 10 | 6.94 | 6.82 |
| 15 MV | | | | 7.47 | 7.32 |

5. Verificación de los valores de la Razón Máxima de Tejido (TMR)

Resultado: Aceptable dentro de la tolerancia 2%. En la Tabla 5.13 se muestran los resultados de los factores TMR calculados a partir del PDD y los resultados de la medición del factor de calidad del haz $TPR_{20,10}$ para haces de fotones de 6 MV y 15 MV. La incertidumbre tipo A de esta medición fue de 0.07% y 0.06% para fotones de 6 y 15 MV, respectivamente. Para obtener los resultados de las incertidumbres se tomaron tres lecturas de la carga a 10 y 20 cm de profundidad con un voltaje de 300 V. Cada una de las lecturas fue corregida por presión y temperatura. Posteriormente, se tomó el promedio, desviación estándar e incertidumbre de las lecturas corregidas. Finalmente, La incertidumbre total se calculó como la raíz de la suma de los cuadrados de ambas lecturas a 10 cm y 20 cm de profundidad.

Tabla 5. 13 Cálculo de factores TMR de los haces de fotones.

| Energía [MV] | Campo [cm x cm] | Profundidad [cm] | TMR | $TPR_{20,10}$ medido |
|--------------|-----------------|------------------|------|----------------------|
| 6 | 10 x 10 | 1.5 | 1.00 | 0.670 |
| 15 | | 2.9 | 1.00 | 0.761 |

6. Calibración del haz de fotones

Resultado: Aceptable dentro de la tolerancia 2%. Los haces de fotones se calibraron empleando la macro de Excel TRS-398 del OIEA. En la Tabla 5.14 y 5.15 se muestran los resultados y condiciones de irradiación en las cuales fueron obtenidos los resultados. El valor de la incertidumbre supera la recomendación del OIEA establecida en 1.5%.

Tabla 5. 14 Calibración del haz de fotones de 6 MV acorde a la metodología TRS-398 del OIEA.

| Configuración SSD = 100 cm. | | | Incertidumbre | | Aporte |
|-------------------------------------|-----------|----------------|---------------|---------|----------|
| | | | Tipo A | Tipo B | |
| FACTOR | VALOR | UNIDAD | s_i % | u_i % | % |
| ND _w | 5.41E+07 | Gy/C | | 1.30 | 53.3 |
| Estabilidad cámara | 1.00 | | 0.11 | | 0.4 |
| Z _{ref} + SSD | 110.0 | cm | | 0.15 | 0.7 |
| M* | 1.261E-08 | C | -0.05 | | 0.1 |
| k _{pol} | 0.9990 | 1 | 0.05 | | 0.1 |
| k _s | 0.9954 | 1 | 0.08 | | 0.2 |
| K _{QQ0} | 0.992 | 1 | 0.01 | 1 | 31.5 |
| Ke _{le} | 1.000 | UE/nC | | 0.08 | 0.2 |
| D _w (Z _{ref})= | 0.672 | Gy | | | - |
| suma cuadrados | | | 0.025 | 2.718 | |
| Incertidumbre combinada | 1.7 | % | | | |
| PDD | 0.669 | 1 | 0.62 | | 12.2 |
| UM | 100 | UM | | 0.20 | 1.3 |
| | | | | | 100.00 |
| | | suma cuadrados | 0.41 | 2.76 | 3.172 |
| | | | u_c (%) | 1.78 | % |
| | | | u_c | 0.013 | Gy/100UM |
| D _w (Z _{max}) | 1.005 | Gy/100UM | U(k=2) | 0.026 | Gy/100UM |
| | | | | | % |

k = 2 corresponde a un nivel de confianza de 95,5 %

Tabla 5. 15 Calibración del haz de fotones de 15 MV acorde a la metodología TRS-398 del OIEA.

| Configuración SSD = 100 cm. | | | Incertidumbre | | Aporte |
|-------------------------------------|-----------|--------|---------------|---------|--------|
| | | | Tipo A | Tipo B | |
| FACTOR | VALOR | UNIDAD | s_i % | u_i % | % |
| ND _w | 5.41E+07 | Gy/C | | 1.30 | 53.4 |
| Estabilidad cámara | 1.00 | | 0.11 | | 0.4 |
| Z _{ref} +SSD | 110.0 | cm | | 0.15 | 0.7 |
| M* | 1.472E-08 | C | -0.03 | | 0.0 |
| k _{pol} | 0.9998 | 1 | 0.03 | | 0.0 |
| k _s | 0.9908 | 1 | 0.05 | | 0.1 |
| K _{QQ0} | 0.975 | 1 | 0.03 | 1 | 31.6 |
| Ke _{le} | 1.000 | UE/nC | | 0.08 | 0.2 |
| D _w (Z _{ref})= | 0.769 | Gy | | | - |
| suma cuadrados | | | 0.017 | 2.718 | |
| uc | 1.7 | % | | | |
| PDD | 0.771 | 1 | 0.62 | | 12.2 |

| | | | | | |
|--|-------|----------------|--------------------|-------|----------|
| UM | 100 | UM | | 0.20 | 1.3 |
| | | | | | 100.00 |
| | | suma cuadrados | 0.40 | 2.76 | 3.164 |
| | | | u _c (%) | 1.78 | % |
| | | | u _c | 0.013 | Gy/100UM |
| Dw(Zmax) | 0.997 | Gy/100UM | U(k=2) | 0.026 | Gy/100UM |
| <i>k = 2 corresponde a un nivel de confianza de 95,5 %</i> | | | | | |

7. Dosis en superficie y región de buildup

Resultado: No aplica. El sistema de planeación con el que se cuenta no requiere del cálculo de dosis en superficie y región de buildup.

8. Factor de transmisión promedio del MLC

Resultado: Aceptable dentro de la tolerancia $\pm 0.5\%$. En la Figura 5.10 y 5.11 se muestra la curva de calibración de películas radiocrómica para fotones de 6 MV y la película irradiada con 3000 UM y el MLC completamente cerrado, respectivamente. En la Tabla 5.16 se muestran los resultados y condiciones de irradiación en los cuales éstos fueron obtenidos. La incertidumbre de la densidad óptica de las películas radiocrómica tomando en cuenta la propagación de errores se calcula como,

$$\sigma_{D_{O_{neta}}} = \frac{1}{\ln(10)} \sqrt{\left(\frac{\sigma_{I_0}}{I_0}\right)^2 + \left(\frac{\sigma_I}{I}\right)^2} \quad (\text{Ec. 5.1})$$

Donde σ_0 y σ son las desviaciones estándar de las películas no expuestas (I_0) y expuestas (I), respectivamente. Los resultados de las incertidumbres asociadas a la curva de dosis-densidad óptica se muestran en la Tabla 5.17.

Tabla 5. 16 Factor de transmisión promedio del MLC para fotones de 6 MV.

| Campo [cm x cm] | SSD [cm] | Profundidad [cm] | Dosis Campo abierto [cGy] | Dosis MLC cerrado [cGy] | Factor de Trasmisión |
|-----------------|----------|------------------|---------------------------|-------------------------|----------------------|
| 10 x 10 | 100 | 1.5 | 200 | 42.84 | 0.0144 |

El valor que se tiene registrado por parte del fabricante es de 0.0145. Por ende, el error porcentual del valor medido es -0.7 %.

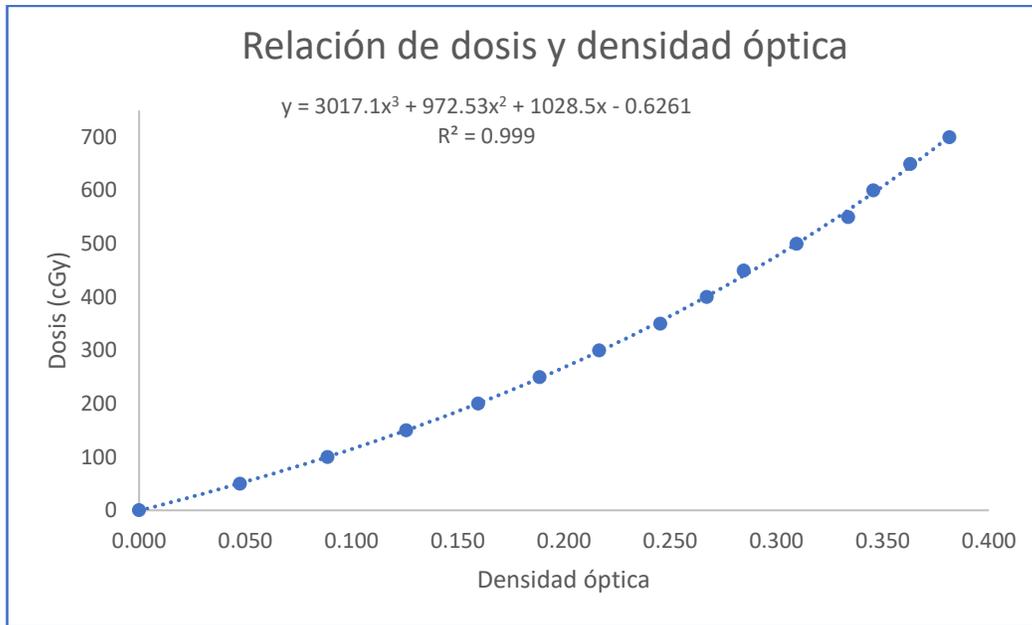


Figura 5. 10 Curva de calibración de dosis para películas radiocrómica con fotones de 6MV.

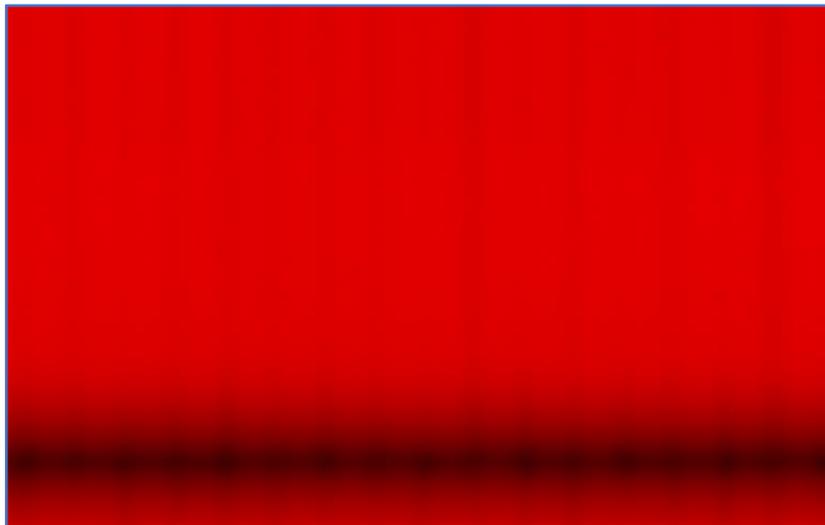


Figura 5. 11 Patrón de franjas del MLC procesado en el canal rojo¹⁰ con ImageJ.

¹⁰ El espectro de absorción de las películas radiocrómicas EBT2 es más sensible en la longitud de onda roja (85).

Tabla 5. 17 Densidad óptica e incertidumbre obtenidas para la curva de calibración de películas radiocrómicas para fotones de 6 MV.

| Dosis [cGy] | Intensidad I_0 | Desviación estándar promedio I_0 | Intensidad I | Desviación estándar promedio I | $\sigma_{DO_{neta}}$ | DO neta |
|-------------|------------------|------------------------------------|----------------|----------------------------------|----------------------|---------|
| 50 | 43004.885 | 375.296 | 38548.378 | 299.988 | 0.005 | 0.048 |
| 100 | 42973.028 | 380.430 | 35029.442 | 352.162 | 0.006 | 0.089 |
| 150 | 42980.798 | 374.004 | 32171.357 | 390.483 | 0.006 | 0.126 |
| 200 | 43049.043 | 367.324 | 29807.955 | 425.556 | 0.007 | 0.160 |
| 250 | 42984.374 | 366.557 | 27846.208 | 303.036 | 0.006 | 0.189 |
| 300 | 42989.774 | 374.714 | 26106.032 | 373.115 | 0.007 | 0.217 |
| 350 | 43021.676 | 364.935 | 24455.169 | 345.741 | 0.007 | 0.245 |
| 400 | 42993.121 | 370.553 | 23234.859 | 361.997 | 0.008 | 0.267 |
| 450 | 42982.430 | 373.169 | 22321.130 | 326.337 | 0.007 | 0.285 |
| 500 | 43039.814 | 373.252 | 21102.475 | 317.576 | 0.007 | 0.310 |
| 550 | 43030.035 | 373.167 | 19948.080 | 262.361 | 0.007 | 0.334 |
| 600 | 42985.171 | 374.233 | 19391.159 | 281.115 | 0.007 | 0.346 |
| 650 | 42985.171 | 374.233 | 18631.652 | 286.090 | 0.008 | 0.363 |
| 700 | 42993.759 | 376.487 | 17864.181 | 291.425 | 0.007 | 0.381 |

9. Verificación del factor de charola

Resultado: No aplica. En la unidad de radioterapia del HRAEI no se cuentan con charolas para la conformación de neoplasias. En su lugar, se tiene un sistema de colimación multihojas.

10. Factores de cuñas físicas

Resultado: Aceptable dentro del 2%. En la Tabla 5.18 se muestran los resultados de los factores de transmisión para las cuñas en la orientación IN a 10 cm de profundidad. Se tomaron tres mediciones para cada ángulo de cuña y se tomó el promedio. La incertidumbre tipo B de la cámara de ionización PTW TN30013 es de 1.3 % acorde a su certificado de calibración.

Tabla 5. 18 Factores de transmisión de cuñas para fotones de 6 y 15 MV a 10 cm de profundidad.

| Energía [MV] | SSD [cm] | Campo [cm x cm] | Cuña | Carga con cuña [nC] | Carga sin cuña [nC] | Trasmisión medida | Trasmisión fabricante | Error % |
|--------------|----------|-----------------|------|---------------------|---------------------|-------------------|-----------------------|---------|
| 6 | 100 | 10 x 10 | 15° | 10.15 | 14.28 | 0.711 | 0.707 | 0.56 |
| | | | 30° | 7.89 | | 0.553 | 0.548 | 0.91 |
| | | | 45° | 7.00 | | 0.491 | 0.491 | 0.00 |
| | | | 60° | 5.51 | | 0.39 | 0.405 | 0.49 |

| | | | | | | | | |
|----|-----|---------|-----|-------|-------|-------|-------|------|
| 15 | 100 | 10 x 10 | 15° | 10.99 | 14.36 | 0.766 | 0.761 | 0.65 |
| | | | 30° | 8.98 | | 0.626 | 0.618 | 1.29 |
| | | | 45° | 7.49 | | 0.522 | 0.522 | 0.00 |
| | | | 60° | 5.78 | | 0.403 | 0.432 | 1.85 |

11. Distancia de fuente virtual

Resultado: Fuente virtual a una distancia de 92.325 cm. Los resultados para fotones de 6 MV se muestran en la Tabla 5.19 y en la Figura 5.12. La incertidumbre tipo B de la cámara de ionización PTW TN301010 es de 1.1 % acorde a su certificado de calibración.

Tabla 5. 19 Condiciones de medición para la fuente virtual.

| SSD [cm] | Dosis [cGy] | Raíz (1/M) | SSD + Z _{max} cm |
|----------|-------------|------------|---------------------------|
| 97.5 | 1.12 | 9.44E-01 | 98.9 |
| 100 | 1.03 | 9.85E-01 | 101.4 |
| 105 | 9.41 | 1.03E+00 | 106.4 |
| 108 | 8.99 | 1.05E+00 | 109.4 |

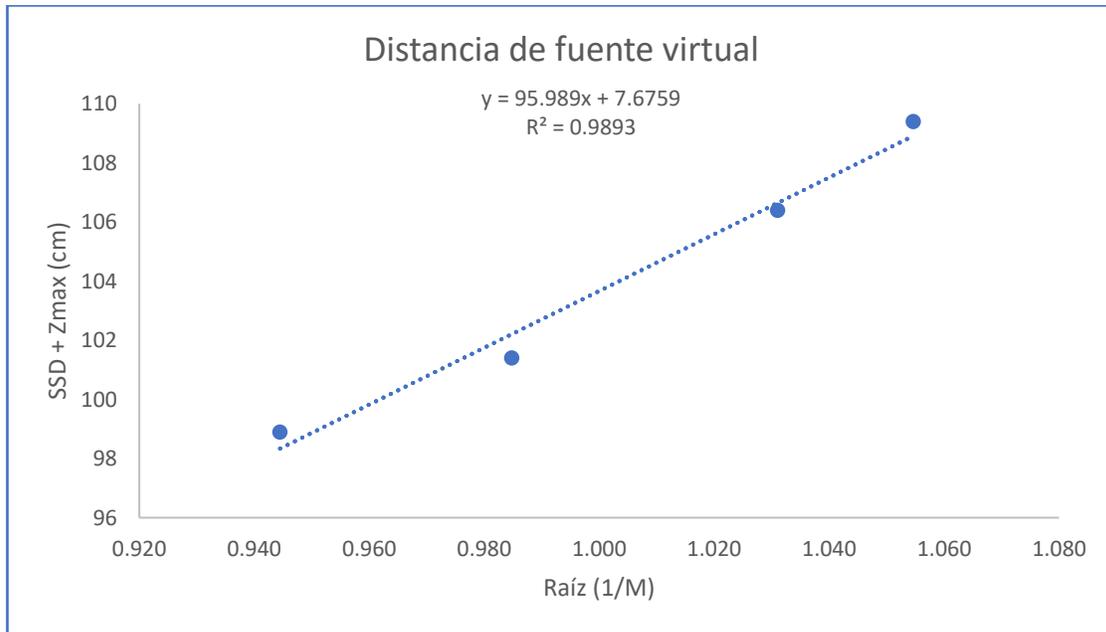


Figura 5. 12 Ajuste lineal para calcular la distancia de la fuente virtual para fotones de 6 MV.

12. Perfil diagonal de los haces de fotones

Resultado. En la Figura 5.13 y 5.14 se muestran los resultados de la medición de perfiles diagonales para los haces de fotones a D_{max} de profundidad y una $SSD = 100$ CM. La D_{max} se obtuvo de la medición de PDD para fotones (ver resultados de la prueba 1 de comisionamiento, sección 5.3.1). La incertidumbre tipo B de la cámara de ionización PTW TN31010 es de 1.3 % acorde a su certificado de calibración.

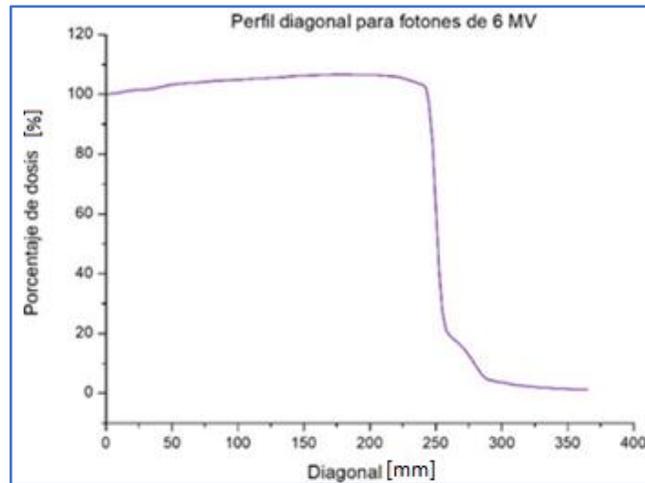


Figura 5. 13 Perfil diagonal del haz de fotones de 6 MV a D_{max} .

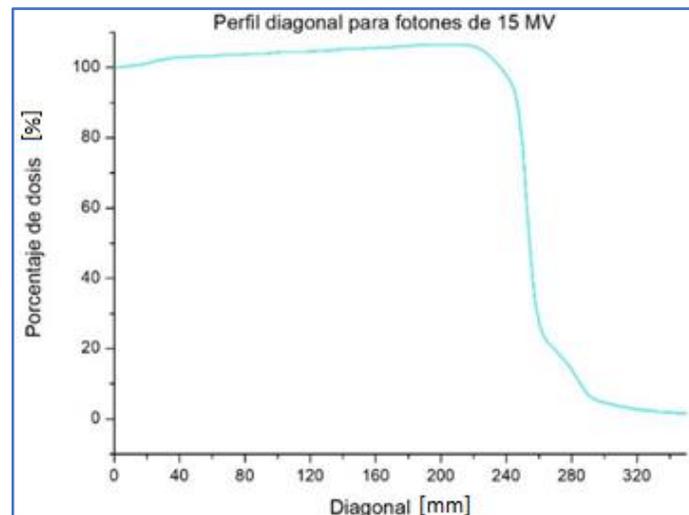


Figura 5. 14 Perfil diagonal del haz de fotones de 15 MV a D_{max} .

13. Factores de salida de los haces de fotones

Resultado: La medición de datos arroja una matriz de 40 x 40 para cada haz de fotones. Los tamaños de campo que se midieron están en el rango de 3 cm a 40 cm en la dirección X y de 3 cm a 40 cm en la dirección Y. Los resultados de esta prueba se muestran en las Figuras 5.15 y 5.16. La incertidumbre tipo B de la cámara de ionización PTW TN31010 es de 1.3 % acorde a su certificado de calibración.

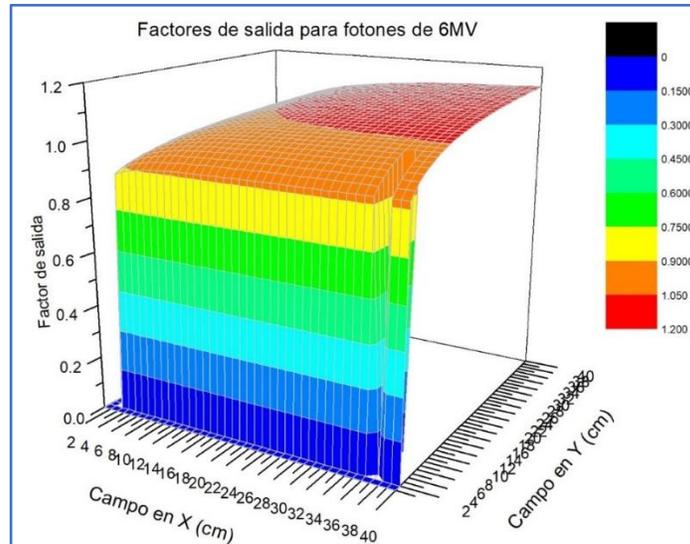


Figura 5. 15 Medición de los factores de salida para fotones de 6 MV.

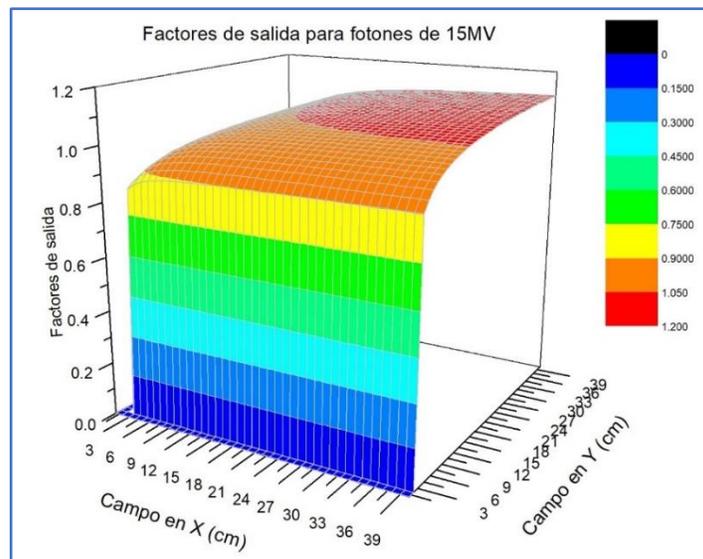


Figura 5. 16 Medición de los factores de salida para 15 MV.

5.3.1 Pruebas dosimétricas para electrones

1. Energía de electrones (PDD)

Resultado: Aceptable dentro de la tolerancia 2%. En las Figura 5.17 se muestra la gráfica PDD y en la Tabla 5.20 se muestran los resultados para los haces de electrones de 6 MeV, 9 MeV y 12 MeV. La incertidumbre tipo B de la cámara de ionización PTW TN34045 es de 1.1 % acorde a su certificado de calibración.

Tabla 5. 20 Medición de PDD para electrones de 6, 9 y 12 MeV.

| Energía [MeV] | Curva | Campo [cm x cm] | SSD [cm] | R100 comisionado [mm] | R100 Actual [mm] | Error |
|---------------|-------|-----------------|----------|-----------------------|------------------|-------|
| 6 | PDD | 10 x 10 | 100 | 13 | 13.6 | 0.6 % |
| 9 | | 10 x 10 | | 20.7 | 21 | 0.3 % |
| 12 | | 20 x 20 | | 29 | 29.4 | 0.4 % |

2. Contaminación por bremsstrahlung

Resultado: Aceptable, menor al 4%. La contaminación por efecto bremsstrahlung se determinó de la gráfica PDD (ver Fig. 5.17). Los resultados se muestran en la Tabla 5.21. La incertidumbre tipo B de la cámara de ionización PTW TN34045 es de 1.1 % acorde a su certificado de calibración.

Tabla 5. 21 Medición de la contaminación por bremsstrahlung.

| Energía [MeV] | Curva | Campo [cm x cm] | SSD [cm] | Contaminación bremsstrahlung |
|---------------|-------|-----------------|----------|------------------------------|
| 6 | PDD | 10 x 10 | 100 | 1.1% |
| 9 | | 10 x 10 | | 2.1% |
| 12 | | 20 x 20 | | 3.2% |

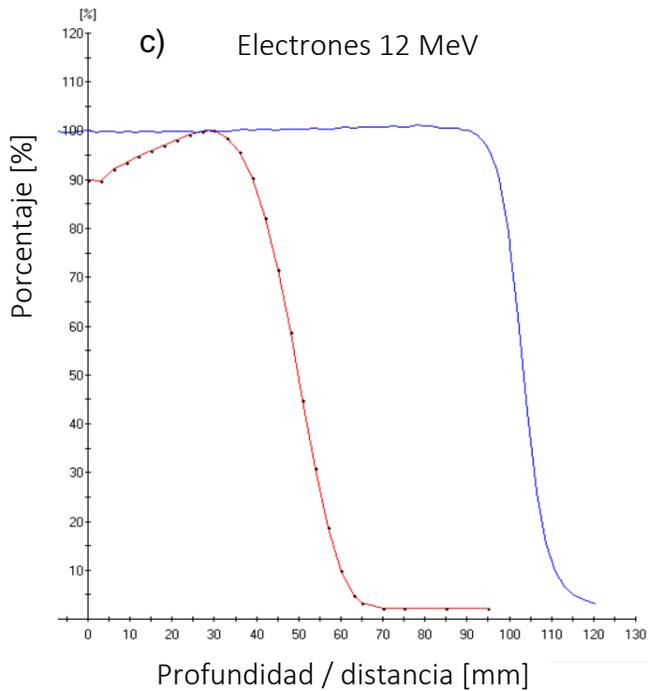
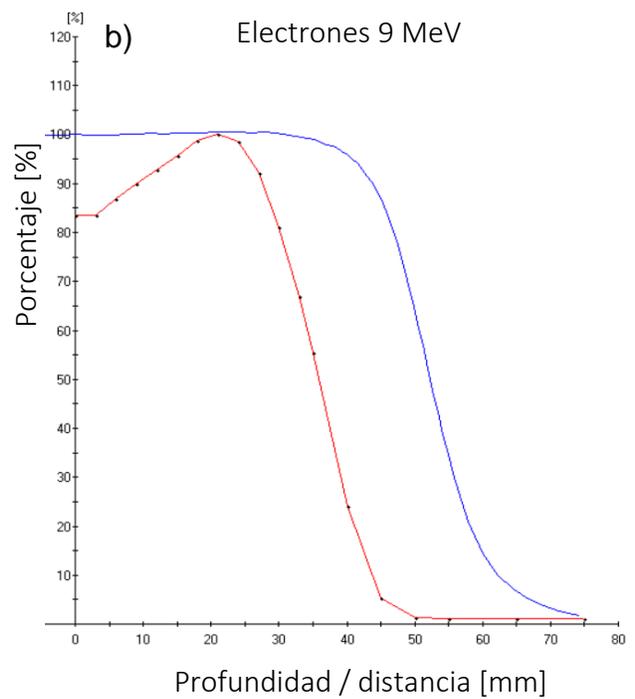
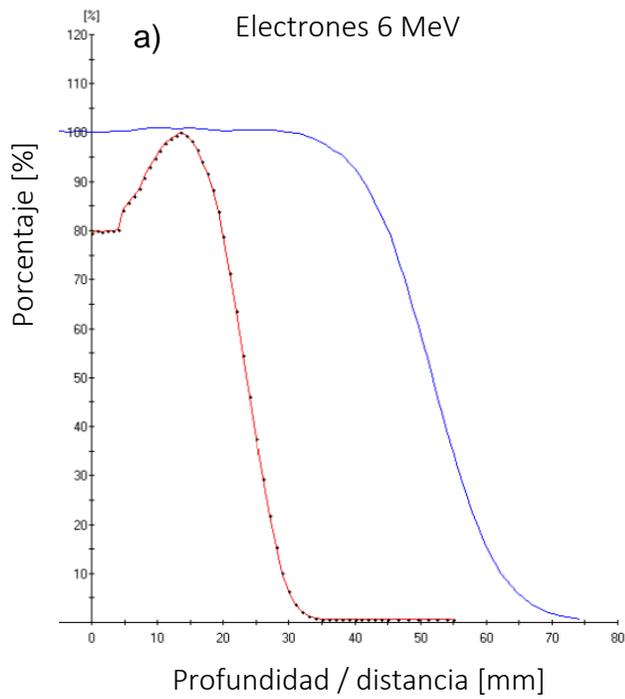


Figura 5. 17. En color rojo se muestra el porcentaje de dosis en profundidad para a) Electrones de 6 MeV para un campo de 10 cm x 10 cm. b) Electrones de 9 MeV para un campo de 10 cm x 10 cm y c) Electrones de 12 MeV para un campo de 20 cm x 20 cm. En color azul se muestra la mitad del perfil de los haces de electrones.

3. Aplanado

Resultado: Aceptable dentro de la tolerancia 5%. En las Figuras 5.18, 5.19 y 5.20; y en la Tabla 5.22 se muestran los perfiles y los resultados del aplanado de los haces de electrones, respectivamente. La incertidumbre tipo B de la cámara de ionización PTW TN34045 es de 1.1 % acorde a su certificado de calibración.

Tabla 5. 22 Medida del aplanado de los haces de electrones.

| Energía [MeV] | Cono [cm x cm] | SSD [cm] | Profundidad [cm] | Aplanado |
|---------------|----------------|----------|------------------|----------|
| 6 | 10 x 10 | 100 | 2 | 4.49 % |
| 9 | 10 x 10 | | | 3.96 % |
| 12 | 20 x 20 | | | 1.28 % |

4. Simetría

Resultado: Aceptable dentro de la tolerancia 5%. En las Figuras 5.18, 5.19 y 5.20; y en la Tabla 5.23 se muestran los perfiles y los resultados de la simetría de los haces de electrones, respectivamente. La incertidumbre tipo B de la cámara de ionización PTW TN34045 es de 1.1 % acorde a su certificado de calibración.

Tabla 5. 23 Medida de la simetría de los haces de electrones.

| Energía [MeV] | Cono [cm x cm] | SSD [cm] | Profundidad [cm] | Simetría |
|---------------|----------------|----------|------------------|----------|
| 6 | 10 x 10 | 100 | 2 | 1.19 % |
| 9 | 10 x 10 | | | 1.22 % |
| 12 | 20 x 20 | | | 2.19 % |

5. Penumbra de electrones

Resultado Aceptable dentro de la tolerancia. En las Figuras 5.18, 5.19 y 5.20; y en la Tabla 5.24 se muestran los perfiles y los resultados de la penumbra de los haces de electrones, respectivamente. La incertidumbre tipo B de la cámara de ionización PTW TN34045 es de 1 % acorde a su certificado de calibración.

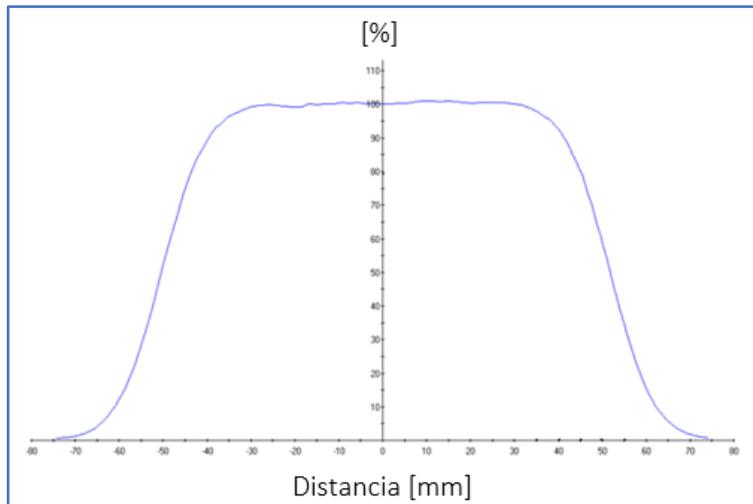


Figura 5. 18 Perfil de electrones con cono de 10 x 10 cm de 6 MeV a 2 cm de profundidad.

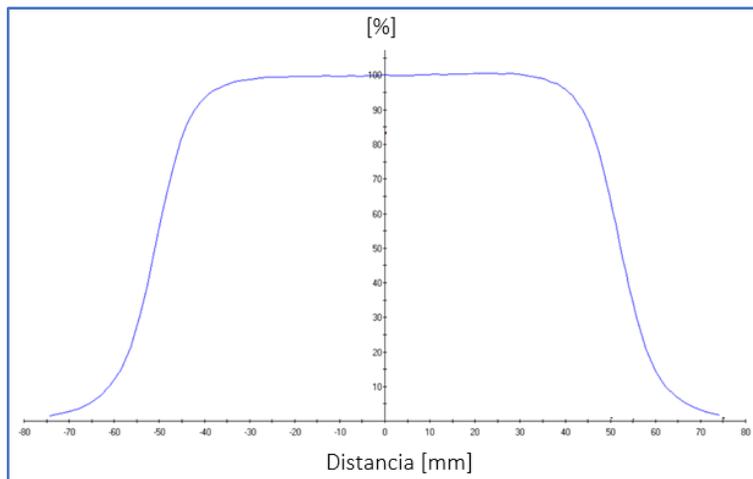


Figura 5. 19 Perfil de electrones con cono de 10 x 10 cm de 9 MeV a 2 cm de profundidad.

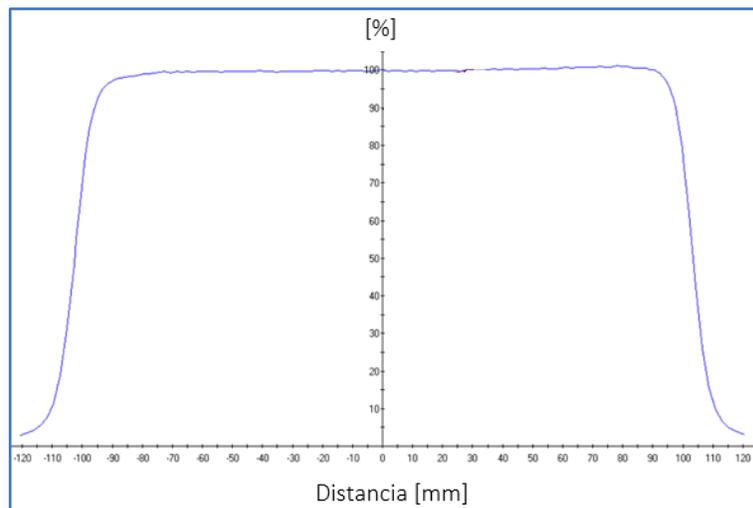


Figura 5. 20 Perfil de electrones con cono de 20 x 20 cm de 12 MeV a 2 cm de profundidad.

Tabla 5. 24 Medida de la penumbra de los haces de electrones.

| Energía [MeV] | Cono [cm x cm] | SSD [cm] | Profundidad [cm] | Penumbra Izquierda [mm] | Penumbra Derecha [mm] |
|---------------|----------------|----------|------------------|-------------------------|-----------------------|
| 6 | 10 x 10 | 100 | 2 | 8.7 | 8.6 |
| 9 | 10 x 10 | | 2 | 6.3 | 6.3 |
| 12 | 20 x 20 | | 2 | 5.4 | 5.3 |

6. Calibración de los haces de electrones

Resultado: Aceptable dentro de la tolerancia 2%. Los haces de electrones se calibraron empleando la macro de Excel TRS-398 del OIEA. En la Tabla 5.25 se muestran los resultados y las incertidumbres asociadas al proceso de calibración.

Tabla 5. 25 Calibración de los haces de electrones acorde a la metodología TRS-398 del OIEA.

| Energía [MeV] | Campo [cm x cm] | SSD [cm] | R _{max} [mm] | R ₅₀ [mm] | Dosis absorbida en Z _{max} [Gy/UM] | Incertidumbre Total |
|--|-----------------|---------------|-----------------------|----------------------|---|---------------------|
| 6 | 10x10 | 100 | 13.60 | 23.55 | 1.004E-2 Gy/UM | 1.55% |
| 9 | 10x10 | 100 | 21.00 | 35.89 | 1.003E-2 Gy/UM | 1.55% |
| 12 | 20x20 | 100 | 29.40 | 49.90 | 1.005E-2 Gy/UM | 1.55% |
| Condiciones de irradiación y factores de corrección | | | | | | |
| Parámetro | 6 [MeV] | Incertidumbre | 9 [MeV] | Incertidumbre | 12 [MeV] | Incertidumbre |
| Calibración de la cámara PTW TN43045 | 1.399 [Gy/nC] | 1.1% | 1.399 [Gy/nC] | 1.1% | 1.399 [Gy/nC] | 1.1% |
| Presión y temperatura | 1.304 | 0.2% | 1.309 | 0.2% | 1.307 | 0.2% |
| Polaridad | 1.008 | 0.1% | 1.005 | 0.1% | 1.0039 | 0.1% |
| Recombinación | 1.006 | 0.1% | 1.003 | 0.1% | 1.006 | 0.1% |
| M _Q | 0.0078 | 0.6% | 0.0078 | 0.6% | 0.0081 | 0.6% |
| K _{Q, Q0} | 0.921 | 1% | 0.912 | 1% | 0.901 | 1% |

7. Distancia de la fuente virtual

Resultado: Fuente virtual a una distancia de 104.59 cm. Los resultados para electrones de 6 MeV se muestran en la Tabla 5.26 y en la Figura 5.21. La incertidumbre tipo B de la cámara de ionización PTW TN34045 es de 1.1 % acorde a su certificado de calibración.

Tabla 5. 26 Condiciones de medición para la fuente virtual en electrones.

| Profundidad [cm] | Medición | 97 + Z_{max} | 100 + Z_{max} | 105 + Z_{max} | 108 + Z_{max} |
|------------------|----------|----------------|-----------------|-----------------|-----------------|
| Dosis [cGy] | 1 | 1.11 | 1.04 | 0.96 | 0.91 |
| | 2 | 1.11 | 1.04 | 0.96 | 0.91 |
| | 3 | 1.11 | 1.03 | 0.96 | 0.91 |
| | 4 | 1.11 | 1.04 | 0.95 | 0.91 |
| | 5 | 1.11 | 1.03 | 0.96 | 0.9 |
| Promedio [cGy] | | 1.11 | 1.04 | 0.96 | 0.91 |

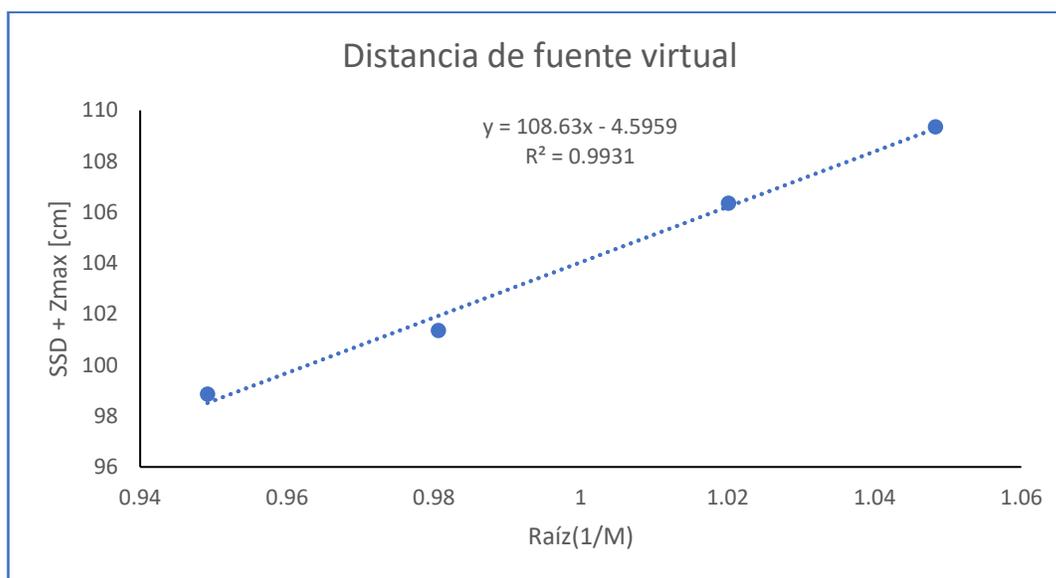


Figura 5. 21 Ajuste lineal para calcular la distancia de la fuente virtual para electrones de 6 MeV.

5.3.3 Otras pruebas

1. Linealidad de cámaras monitoras

Resultado: Aceptable dentro de la tolerancia 1%. Para esta prueba se eligió el haz de electrones de 6 MeV. Las lecturas y resultados se muestran en la Figura 5.22 y Tabla 5.27, respectivamente. El ajuste lineal de los datos muestra una R^2 igual a 1. La incertidumbre tipo B de la cámara de ionización PTW TN34045 es de 1.1 % acorde a su certificado de calibración.

Tabla 5. 27 Lecturas de medición para la linealidad de cámaras monitoras.

| UM | Lectura I [nC] | Lectura II [nC] | Lectura III [nC] | Promedio [nC] |
|-----|----------------|-----------------|------------------|---------------|
| 50 | 3.12 | 3.12 | 3.11 | 3.116 |
| 100 | 6.23 | 6.22 | 6.23 | 6.226 |
| 150 | 9.33 | 9.33 | 9.33 | 9.33 |
| 200 | 12.44 | 12.45 | 12.44 | 12.443 |

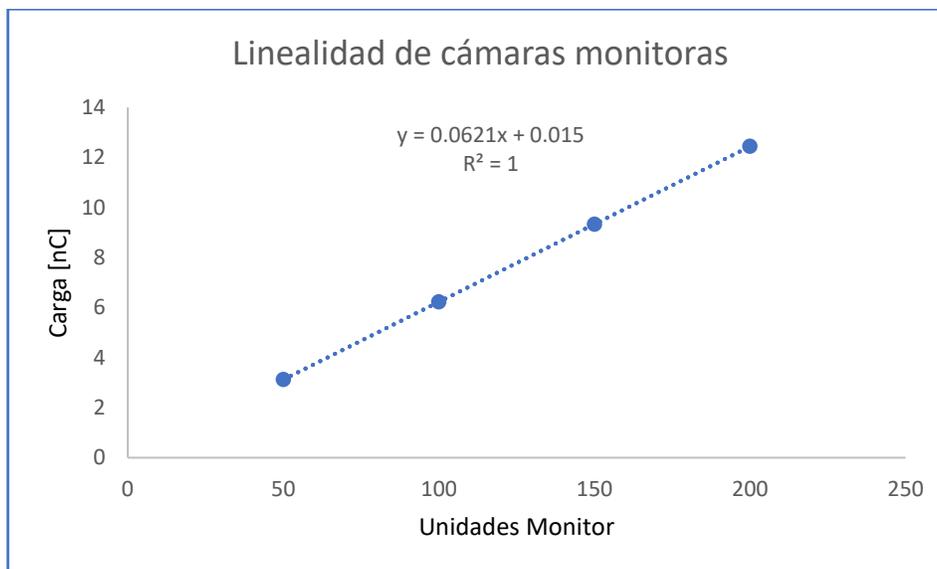


Figura 5. 22 Linealidad de cámaras monitoras.

5.4 Pruebas de comisionamiento para el sistema de planeación (RTPS)

Por disponibilidad de los equipos de medición y maniqués en el presente trabajo de investigación, las pruebas para el comisionamiento de un RTPS acorde al OIEA, se realizaron en el Instituto Nacional de Cancerología con el maniquí Multi-Purpose Body Phantom. Este maniquí tiene un cuerpo ovalado que mide 30 cm de largo, 20 cm de alto y 12 cm de ancho. Se compone de 3 aberturas en el cuerpo de 8 cm de diámetro, 6 cavidades con un diámetro de 2 cm para realizar dosimetría con cámaras de ionización y un accesorio con 5 materiales de diferente densidad electrónica, tal como se muestra en las Figuras 5.23 y 5.24.

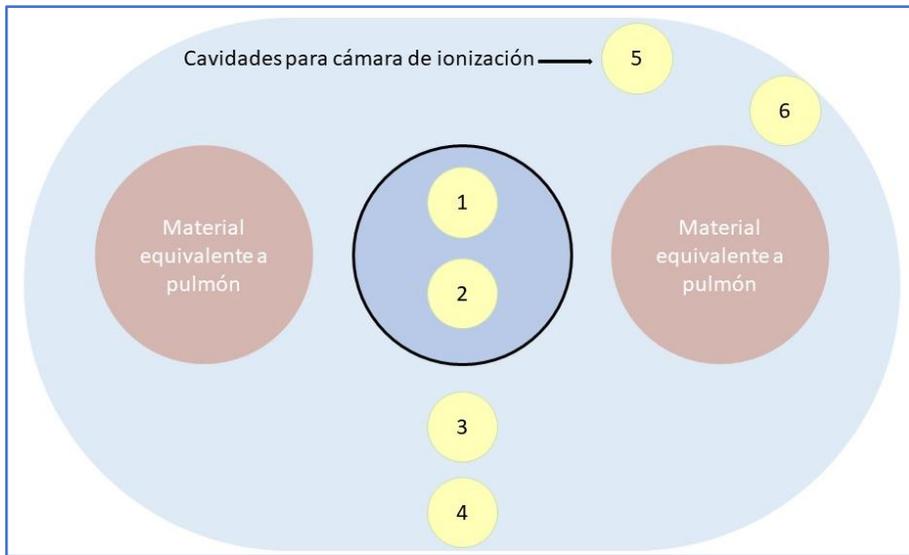


Figura 5. 23 Esquema de la vista frontal del maniquí QUASAR Multi-Purpose Body Phantom.



Figura 5. 24 Arreglo experimental para las pruebas de comisionamiento del RTPS acorde al IAEA-TECDOC-1583.

5.4.1 Digitalización y Unidades Hounsfield

1. Verificación del contorno digitalizado

Resultados: Aceptable dentro de la tolerancia de 2 mm. Se seleccionaron 5 estructuras para comparar las dimensiones que el maniquí QUASAR posee y las dimensiones que indica el RTPS, los resultados son aceptables acorde a la tolerancia y se muestran en la Tabla 5.28. La incertidumbre tipo B de esta prueba es de 0.3 mm suponiendo una distribución rectangular y un valor de $M = 0.5$ mm (escala de discriminación de regla).

Tabla 5. 28. Resultados de la verificación de contornos en maniquí QUASAR.

| Estructura | Diámetro de cavidades [mm] | Diámetro Pulmón [mm] | Diam. QUASAR [mm] | Largo [mm] | Diámetro de materiales [mm] |
|---------------------|----------------------------|----------------------|-------------------|------------|-----------------------------|
| Copia patrón | 20 | 80 | 200 | 300 | 30 |
| Imagen digitalizada | 19.95 | 78.9 | 200.2 | 298.6 | 29.92 |
| Diferencia | 0.05 | 1.1 | 0.2 | 1.4 | 0.08 |

2. Verificación de número de Unidades Hounsfield (UH)

Resultados: Aceptable dentro de la tolerancia de 2% o ± 5 UH acorde a la NOM-229-SSA1-2002. Para esta prueba se empleó el accesorio del maniquí QUASAR con cinco materiales de diferentes densidades electrónicas. Para cada medición se tomaron tres lecturas y se tomó el promedio. Los resultados de esta prueba se muestran en la Tabla 5.29 y la curva de Densidad Relativa de Electrones (RED) se muestra en la Figura 5.25.

Tabla 5. 29 Resultados de la prueba de UH y curva RED.

| Material | Variación [UH] | Factor RED |
|---------------|----------------|------------|
| Hueso interno | 230 | 1.09 |
| Hueso denso | 703 | 1.36 |
| Agua | 0 | 1 |
| Agua solida | 2.5 | 1.01 |
| Polietileno | -60 | 0.945 |
| Pulmón | -718 | 0.25 |
| Pulmón | -1000 | 0 |

Además, se verificó que las UH no variaran en más de 20 unidades en una región de interés menor o igual 0.5 veces el radio de los insertos de materiales, es decir 0.75 cm.

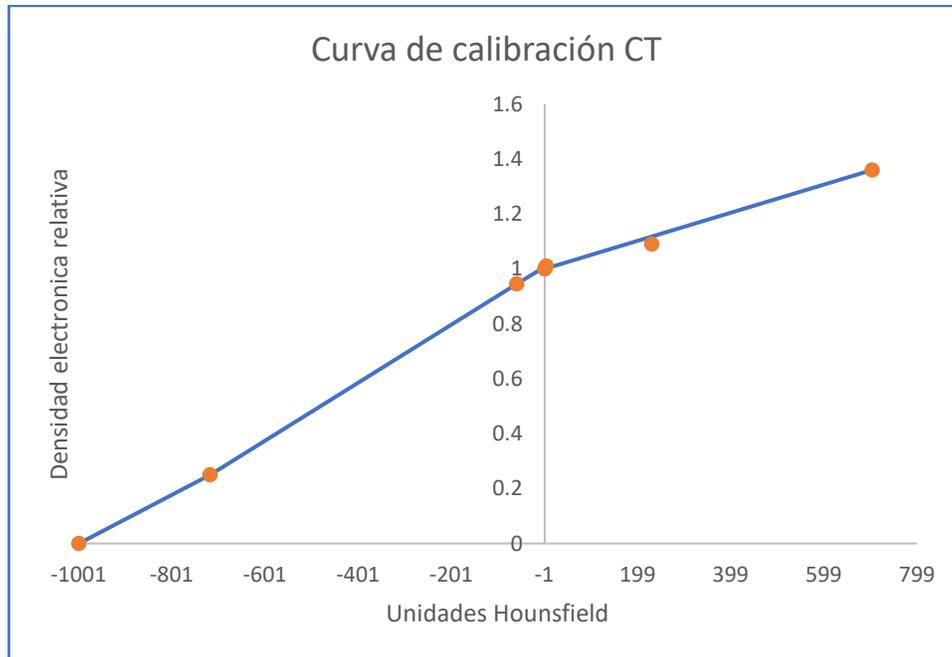


Figura 5. 25 Curva de calibración CT con maniquí QUASAR Multi-Purpose Body Phantom.

5.4.2 Cálculo de dosis

Las pruebas para el cálculo de dosis en el RTPS se realizaron modificando las cavidades de referencia y de medición descritas en la sección 4.5 y se adaptaron al maniquí QUASAR. En cada punto de referencia, la dosis que se planeo fue de 1 Gy. El algoritmo de cálculo empleado fue el AAA (Algoritmo Anisotrópico Analítico).

1. Prueba de condición de referencia

Resultados: Aceptable. Las condiciones de irradiación se observan en la Tabla 5.30 y los resultados de se muestran en la Tabla 5.31. Esta prueba indica que, para el campo de referencia de 10cm x 10cm, la dosis que calcula el algoritmo AAA del RTPS coinciden de manera aceptable con la dosis que administra el LINAC y que se imparte al maniquí.

Tabla 5. 30 Prueba de condiciones de referencia.

| Número de haces | Configuración | Punto de referencia | Punto de medición | Campo [cm x cm] | Ángulo Gantry | Ángulo colimador |
|-----------------|---------------|---------------------|-------------------|-----------------|---------------|------------------|
| 1 | SAD = 100 cm | 2 | 1 | 10 x 10 | 0° | 0° |
| | | | 2 | | | |
| | | | 3 | | | |
| | | | 4 | | | |

Tabla 5. 31 Comparación de la dosis calculada y dosis medida de la prueba de condiciones de referencia.

| Cavidad | Dosis calculada [Gy] | Dosis medida [Gy] | Diferencia [%] | Tolerancia [%] |
|---------|----------------------|-------------------|----------------|----------------|
| 1 | 1.16 | 1.16 | 0.00 | 2 |
| 2 | 1.00 | 1.00 | 0.00 | 2 |
| 3 | 0.69 | 0.68 | 1.44 | 2 |
| 4 | 0.58 | 0.57 | 1.72 | 3 |

2. Incidencia oblicua, falta de dispersión y campos tangenciales

Resultados: Aceptable. Las condiciones de irradiación se observan en la Tabla 5.32 y los resultados se muestran en la Tabla 5.33. Esta prueba indica que, para campos tangenciales y con material no dispersor como el aire (pulmones), la dosis que calcula el algoritmo AAA del RTPS coinciden de manera aceptable con la dosis que administra el LINAC y que se imparte al maniquí.

Tabla 5. 32 Incidencia oblicua, falta de dispersión y campos tangenciales.

| Número de haces | Configuración | Punto de referencia | Punto de medición | Campo [cm x cm] | Ángulo Gantry | Ángulo colimador | Accesorio |
|-----------------|---------------|---------------------|-------------------|-----------------|---------------|------------------|-----------------------|
| 1 | SAD = 100 cm | 2 | 2 | 15 x 10 | 90° | 0° | Cuña dinámica 45° OUT |

Tabla 5. 33 Comparación de la dosis calculada y dosis medida para la prueba de incidencia oblicua, falta de dispersión.

| Cavidad | Dosis calculada [Gy] | Dosis medida [Gy] | Diferencia [%] | Tolerancia [%] |
|---------|----------------------|-------------------|----------------|----------------|
| 2 | 1 | 0.98 | 2 | 3 |

3. Bloqueo significativo en las esquinas del campo

Resultados: Aceptable. Las condiciones de irradiación se observan en la Tabla 5.34 y los resultados se muestran en la Tabla 5.35. Esta prueba indica que, para campos bloqueados con el MLC, la dosis que calcula el algoritmo AAA del RTPS coinciden de manera aceptable con la dosis que administra el LINAC y que se imparte al maniquí.

Tabla 5. 34 Bloqueo significativo de las esquinas del campo.

| Número de haces | Configuración | Punto de referencia | Punto de medición | Campo [cm x cm] | Ángulo Gantry | Ángulo colimador | Accesorio |
|-----------------|---------------|---------------------|-------------------|-------------------------------|---------------|------------------|-----------|
| 1 | SAD = 100 cm | 2 | 2 | 14 x 14 y bloqueado a 10 x 10 | 0° | 45° | MLC |

Tabla 5. 35 Comparación de la dosis calculada y dosis medida para la prueba de bloqueo en las esquinas del campo.

| Cavidad | Dosis calculada [Gy] | Dosis medida [Gy] | Diferencia [%] | Tolerancia [%] |
|---------|----------------------|-------------------|----------------|----------------|
| 2 | 1 | 1.007 | 0.7 | 3 |

4. Técnica de caja o de cuatro campos

Resultados: Aceptable. Las condiciones de irradiación se observan en la Tablas 5.36 y los resultados se muestran en la Tabla 5.37. Esta prueba indica que, para la técnica de caja, el algoritmo AAA del RTPS coinciden de manera aceptable con la dosis que administra el LINAC y que se imparte al maniquí.

Tabla 5. 36 Técnica de caja.

| Número de haces | Configuración | Punto de referencia | Punto de medición | Campo [cm x cm] | Ángulo Gantry | Ángulo colimador |
|-----------------|---------------|---------------------|-------------------|-----------------|---------------|------------------|
| 4 | SAD = 100 cm | 2 | 2 | 15 x 10 | 0° | 0° |
| | | | 1 | 15 x 10 | 180° | |
| | | | 4 | 15 x 8 | 270° | |
| | | | | 15 x 8 | 90° | |

Tabla 5. 37 Comparación de la dosis calculada y dosis medida para la prueba de caja.

| Cavidad | Ángulo | Dosis calculada [Gy] | Dosis medida [Gy] | Diferencia [%] | Tolerancia [%] |
|---------|----------|----------------------|-------------------|----------------|----------------|
| 1 | C1: 0° | 0.571 | 0.576 | -0.87 | 2 |
| | C2: 90° | 0.235 | 0.233 | 0.85 | 3 |
| | C3: 270° | 0.232 | 0.230 | 0.86 | 3 |
| | C4: 180° | 0.208 | 0.208 | 0.00 | 3 |
| | Suma | | 1.249 | | |
| 2 | C1: 0° | 0.251 | 0.250 | 0.39 | 4 |
| | C2: 90° | 0.250 | 0.246 | 1.6 | 3 |
| | C3: 270° | 0.250 | 0.246 | 1.6 | 3 |
| | C4: 180° | 0.250 | 0.244 | 2.4 | 4 |
| | Suma | | 0.987 | | |
| 4 | C1: 0° | 0.149 | 0.145 | 2.68 | 3 |
| | C2: 90° | 0.007 | 0.007 | 0.00 | 4 |
| | C3: 270° | 0.007 | 0.007 | 0.00 | 4 |
| | C4: 180° | 0.406 | 0.396 | 2.46 | 3 |
| | Suma | | 0.556 | | |

La letra C denota el campo de radiación.

5. Incidencia oblicua con campo irregular y bloqueo del centro del campo

Resultados: Aceptable. Las condiciones de irradiación se observan en la Tablas 5.38 y los resultados se muestran en la Tabla 5.39. Esta prueba indica que, para campos irregulares con bloqueo en el centro del campo, el algoritmo AAA del RTPS coinciden de manera aceptable con la dosis que administra el LINAC y que se imparte al maniquí.

Tabla 5. 38 Incidencia oblicua con campo irregular y bloqueo del centro del campo.

| Número de haces | Configuración | Punto de referencia | Punto de medición | Campo [cm x cm] | Ángulo Gantry | Ángulo colimador | Accesorio |
|-----------------|---------------|---------------------|-------------------|-----------------|---------------|------------------|-----------|
| 1 | SAD = 100 cm | 1 | 2 | 10x20 | 45° | 90° | MLC |
| | | | 1 | | | | |
| | | | 4 | | | | |

Tabla 5. 39 Comparación de dosis calculada y dosis medida para la prueba de incidencia oblicua con campo irregular.

| Cavidad | Dosis calculada [Gy] | Dosis medida [Gy] | Desviación [%] | Tolerancia [%] |
|---------|----------------------|-------------------|----------------|----------------|
| 3 | 0.071 | 0.069 | 2.81 | 3 |
| 1 | 1 | 0.977 | 2.23 | 4 |
| 4 | 0.02 | 0.019 | 5 | 5 |

6. Colimación asimétrica de tres campos, dos pares de cuñas

Resultados: Aceptable. Las condiciones de irradiación se observan en la Tablas 5.40 y los resultados se muestran en la Tabla 5.41. Esta prueba indica que, para campos asimétricos y con un par de cuñas opuestas a sí mismas, el algoritmo AAA del RTPS coinciden de manera aceptable con la dosis que administra el LINAC y que se imparte al maniquí.

Tabla 5. 40 Colimación asimétrica de tres campos, dos pares de cuñas.

| Número de haces | Configuración | Punto de referencia | Punto de medición | Campo [cm x cm] | Ángulo Gantry | Accesorio |
|-----------------|---------------|---------------------|-------------------|-----------------|---------------|-------------------|
| 3 | SAD = 100 cm | 2 | 2 | 10 x 12 | 0° | Cuña dinámica 30° |
| | | | | 10 x 6 | 90° | |
| | | | | 10 x 6 | 270° | |

Tabla 5. 41 Comparación de dosis calculada y dosis medida para la prueba de colimación asimétrica de tres campos y dos pares de cuñas.

| Cavidad | Ángulo Gantry | Dosis calculada [Gy] | Dosis medida [Gy] | Desviación [%] | Tolerancia [%] |
|---------|---------------|----------------------|-------------------|----------------|----------------|
| 2 | 0° | 0.498 | 0.500 | 0.40 | 2 |
| | 90° | 0.194 | 0.188 | 3.09 | 4 |
| | 270° | 0.267 | 0.277 | 3.74 | 4 |
| | Suma | | 0.963 | | |

5.5 Cuerpo profesional del servicio de radioterapia

Resultados: Aceptable acorde a recomendaciones internacional. Para evaluar el cuerpo profesional mínimo que se requiere en el servicio de radioterapia se siguieron las recomendaciones del OIEA en su publicación “Staffing in Radiotherapy: An Activity Based Approach” (79). Se consideraron los registros de productividad del año 2019 del Hospital Regional de Alta Especialidad de Ixtapaluca. Se eligió este periodo debido a que en el año 2020 se disminuyó la cantidad de pacientes ocasionado por la pandemia del virus SARS-COV-2, por lo cual, el número de pacientes, técnicas de tratamiento y controles de calidad no sería representativo de la unidad; y el año 2021 al tiempo que este trabajo de tesis se está desarrollando aún no termina. Los datos que se introdujeron en el programa de cálculo se muestran en la Tabla 5.41.

Datos adicionales como número de equipos de imagen, LINACs, braquiterapia de alta tasa de dosis, vacaciones de los trabajadores y tiempo dedicado a la investigación, cursos de capacitación al personal y tiempo empleado para realiza verificaciones del funcionamiento de los equipos se introdujeron en el programa. Los resultados calculados por el programa se muestran en la Tabla 5.41 e indican el número total de personal de ambos turnos, matutino y vespertino.

Tabla 5. 42 Epidemiología en el departamento de teleterapia del HRAEI durante el año 2019.

| Cáncer | Mama | Cérvix / Endometrio | Tiroides | Colorrectal | Cuello uterino | Próstata | Estómago | Otro |
|-------------------|-------|------------------------|----------|-------------|-------------------|----------|---------------|------|
| Subtotal | 88 | 25 | 11 | 31 | 64 | 25 | 9 | 112 |
| Total de casos | 365 | | | | | | | |
| Técnicas | 3DCRT | | | IMRT | | | Arco dinámico | |
| | 283 | | | 60 | | | 22 | |
| Porcentaje [%] | 77.6 | | | 16.4 | | | 6.0 | |

Tabla 5. 43 Comparación entre el personal actual en el HRAEI y el personal mínimo necesario en la unidad de radioterapia acorde al programa “Staffing in Radiotherapy: An Activity Based Approach” (64).

| Categoría | Radio-Oncólogos | Físicos Médicos | Enfermeros | Técnicos en Radioterapia | Ingenieros / Otros |
|----------------------|-----------------|-----------------|------------|--------------------------|--------------------|
| Personal calculado | 1 | 1.8 | 1 | 2 | 1 |
| Personal en el HRAEI | 2 | 3 | 1 | 2 | 0 |

5.6 Prueba de auditoria dosimétrica

Resultados: En espera de resultados. El proceso de auditoría que se realizó en el presente trabajo de tesis corresponde a la auditoria postal TLD del OIEA para fotones de energía 6 MV y 15 MV. La auditoría se compuso de tres pruebas, con las condiciones de irradiación que se muestran en la Tabla 5.44.

Tabla 5. 44 Condiciones de irradiación para las cápsulas TLD.

| Prueba | Energía [MV] | Técnica | Campo [cm x cm] | Profundidad [cm] | Dosis [cGy] |
|--------|--------------|--------------|-----------------|------------------|-------------|
| I | 6 | SAD = 100 cm | 10 x 10 | 5 | 200 |
| II | 6 | SSD = 100 cm | 10 x 10 | 7.5 | |
| III | 15 | SSD = 100 cm | 10 x 10 | 10 | |

El cálculo de unidades monitor se realizó acorde a los siguiente. Para la prueba I con técnica SAD= 100 cm, se tomó el valor de TMR ($Z_{\text{profundidad}}$ de 5 cm) = 0.928 y una tasa de dosis en agua $D_w=(Z_{\text{max}})= 1.005$ cGy/UM y un factor de corrección de isocentro $ISq = 1.03$. Por ende, para administrar 200 cGy, las $UM= 200/ [0.928*1.005*1.030]= 208$.

Para la prueba II con técnica SSD= 100 cm, se tomó el valor de PDD ($Z_{\text{profundidad}}$ de 7.5 cm) = 0.768 y una tasa de dosis en agua $D_w=(Z_{\text{max}})= 1.005$ cGy/UM. Por ende, para administrar 200 cGy, las $UM= 200/ (1.005*0.768) = 259$.

Finalmente, para la prueba III con técnica SSD= 100 cm, se tomó el valor de PDD ($Z_{\text{profundidad}}$ de 10 cm) = 0.775 y una tasa de dosis en agua $D_w=(Z_{\text{max}})= 1.0083$ cGy/UM. Por ende, para administrar 200 cGy, las UM= $200 / (1.0083 * 0.775) = 255$. Al finalizar el cálculo manual de UM, los resultados fueron comparados con el cálculo de las mismas con ayuda del sistema de planeación, mostrando consistencia.

5.7 Seguimiento a pacientes

Actualmente en el HRAEI, no se tiene un programa implantado de seguimiento a pacientes en la unidad de radioterapia. Por ende, en el presente trabajo de tesis se propuso registrar la sobrevida libre de enfermedad de pacientes con cáncer de mama y cuello uterino tratados con teleterapia 3D Conformacional y Radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT). Lo anterior derivado del registro de la epidemiología de los pacientes con cáncer tratados en el HRAEI en el año 2019 (ver Tabla 5.42). Este programa está dirigido a pacientes que recibieron tratamientos paliativos y curativos. El periodo de seguimiento acorde a publicaciones, es de 5 años pues es el periodo donde se ha reportado una mayor recurrencia de enfermedad (75). El personal encargado de realizar el seguimiento y análisis de datos de los pacientes son los médicos, físicos médicos, enfermeros, técnicos y asistentes.

Pese al hecho de que un programa de seguimiento a pacientes no es una tarea sencilla, pues implica costos monetarios, uso de instalaciones, personal médico y de apoyo, estos permiten comparar la sobrevida libre de enfermedad entre diferentes centros de radioterapia, siempre y cuando las condiciones de los pacientes sean equivalentes, por ejemplo, mismo tipo de cáncer, estadio clínico y región geográfica.

Capítulo 6. Conclusiones

En el presente trabajo de tesis se diseñó un programa de aseguramiento de la calidad para los aspectos físicos de la radioterapia externa con acelerador lineal que complementa a la normativa nacional vigente NOM-033-NUCL-2016 y NOM-002-SSA3-2017 a través de un programa que incluye el cálculo del personal de trabajo mínimo necesario que debe poseer una unidad de teleterapia, las responsabilidades y funciones de un físico médico clínico en teleterapia, un programa de 74 pruebas básicas de aceptación, comisionamiento y control de calidad a equipos LINAC y RTPS, dos propuestas confidenciales de auditoría externa enfocadas a mejorar la calidad del proceso de radioterapia externa y un programa de seguimiento a pacientes enfocado a determinar la sobrevida libre de enfermedad de los mismos.

Durante la ejecución de las pruebas físicas del programa de aseguramiento de la calidad se generaron hallazgos, los cuales fueron notificados al Encargado de Seguridad Radiológica de la unidad junto con las implicaciones y acciones propuestas para resolver la no conformidad (ver Tabla 6.1). Además, se sugirió implementar un programa de control de calidad al sistema de planeación acorde al reporte técnico IAEA-TECDOC-1583 y participar en un programa de auditoría externo de dosimetría TLD para verificar el cálculo de dosis en condiciones de referencia. Así, la correcta aplicación del presente programa de aseguramiento de calidad puede ayudar a identificar acciones de mejora y proponer soluciones para restablecer el funcionamiento de los equipos y sistemas de seguridad acorde a las tolerancias de aceptación. Es decir, funciona como un programa proactivo y reactivo.

Tabla 6. 1 Hallazgos de la aplicación del programa de aseguramiento de la calidad.

| No. | Hallazgo | No conformidad | Normativa / Recomendación | Implicaciones | Acción propuesta |
|-----|---|--|---|--|---|
| 1 | Luz verde del estado del acelerador. No funcional. | La luz de estado verde del acelerador lineal no funciona. | NOM-033-NUCL-2016. Prueba A9. Verificación de los señalamientos luminosos de los estados del acelerador lineal. Funcional. | Las pruebas de seguridad garantizan un espacio de trabajo seguro para los pacientes y trabajadores. | Reemplazar la luz verde que se ubica en la parte superior de la puerta de acceso al bunker. |
| 2 | Luz de emergencia que se ubica en el bunker no está cargada. | La luz de emergencia que se ubica en el bunker esta desconectada. | NOM-033-NUCL-2016. Prueba A10. Funcionalidad de luces de emergencia. Funcional. | Las pruebas de seguridad garantizan un espacio de trabajo seguro para los pacientes y trabajadores. | Conectar la lampara de emergencia al suministro eléctrico para que su batería de emergencia este cargada en todo momento. |
| 3 | Impactos de la camilla de tratamiento recibidos por el gantry. | El acelerador lineal no cuenta con un sistema anticolidión. | NOM-033-NUCL-2016. Prueba B9. Funcionamiento del sistema de colisión del gantry con la mesa, cuando aplique. Funcional. | Se disminuye la probabilidad de duplicar las condiciones de simulación por desplazamiento de isocentro mecánico. | Generar una tabla de desplazamientos máximos para evitar que la camilla y el gantry colisiones. Diseñar un sistema anticolidión. |
| 4 | Incertidumbre expandida $U(k=2) = 1.3\%$ del factor ND_w de la cámara de referencia PTW 30013. | Incertidumbre expandida en el punto de referencia $D_w(Z_{max})$ fuera de tolerancia. $U(k=2) = 3.6\%$. | IAEA TRS-398: 2005, pagina 93 Cuadro 15. Incertidumbre típica combinada del proceso $D_{w,Q}$ (pasos 1 + 2) igual a 1.5 %. | Se disminuye la probabilidad de control tumoral $U(k=2) < 5\%$. | Recalibrar la cámara de ionización PTW 30013 en un laboratorio con una incertidumbre expandida $\leq 1\%$ para el factor ND_w . |
| 5 | Toma de temperatura en la pared del bunker a una distancia de 2 metros del punto de medición para la calibración del LINAC. | Incertidumbre expandida $U(k=2)$ en el punto de referencia clínico $D_w(Z_{max})$ fuera de tolerancia. | IAEA TRS-398: 2005, pagina 58. La temperatura del aire en la cavidad de la cámara se toma como la existente en el maniquí. | Se subestima la incertidumbre en la determinación de dosis $D_w(Z_{max})$. | Diseñar un dispositivo para la toma de temperatura en una cavidad inmersa en el maniquí (cuba) de agua. |

De la aplicación del programa para el cálculo de personal de trabajo se concluye que, pese a que la unidad de radioterapia cuenta con un cuerpo profesional amplio de físicos médicos acorde a las recomendaciones del OIEA, las labores diarias que se tienen en el hospital siguieren la incorporación de otro físico médico que lleve seguimiento al programa de pruebas físicas para verificar el correcto funcionamiento de los equipos LINAC y RTPS.

Finalmente, la aplicación del presente programa de aseguramiento de la calidad se puede emplear como una herramienta proactiva y reactiva para verificar el correcto funcionamiento de los equipos LINAC y RTPS, y como una guía que coadyuve en la labor diaria del físico médico clínico inexperto. Pese a esto, las presentes recomendaciones quedan sujetas a ser verificadas y complementadas con indicaciones de organismos nacionales, de los fabricantes y recomendaciones internacionales para el correcto funcionamiento de los equipos LINAC y RTPS.

Como trabajo futuro, se propone continuar con el diseño un programa de manejo del aseguramiento de la calidad que incluya un sistema de aprendizaje de incidentes aplicado a teleterapia y braquiterapia.

Capítulo 7. Referencias

1. World Health Organization. Cancer [Internet]. 2021 [citado el 9 de junio de 2020]. Disponible en: https://www.who.int/health-topics/cancer#tab=tab_1
2. World Health Organization. Global Cancer Observatory [Internet]. 2020 [citado el 9 de junio de 2020]. Disponible en: <https://gco.iarc.fr/>
3. Instituto Nacional de Estadística y Geografía. “Estadísticas a Propósito Del Día Mundial Contra El Cáncer (4 De Febrero)” Datos Nacionales [Internet]. México; 2018. Disponible en: <https://www.inegi.org.mx/>
4. Instituto Nacional de Estadística y Geografía. CARACTERÍSTICAS DE LAS DEFUNCIONES REGISTRADAS EN MÉXICO DURANTE 2017 [Internet]. COMUNICADO DE PRENSA NÚM. 525/18. México; 2018. Disponible en: <https://www.inegi.org.mx/>
5. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. RADIOTHERAPY IN CANCER CARE: FACING THE GLOBAL CHALLENGE. Rosenblatt E, Zubizarreta E, editores. Vienna: IAEA; 2017. 1–578 p.
6. ORGANISMO INTERNACIONAL DE ENERGÍA ATÓMICA. Determinación de la dosis absorbida en radioterapia con haces externos Un Código de Práctica Internacional para la dosimetría basada en patrones de dosis absorbida en agua. TRS 398. Viena; 2005.
7. ORGANISMO INTERNACIONAL DE ENERGÍA ATÓMICA. Tratamiento del cáncer: Radioterapia [Internet]. 2021 [citado el 15 de mayo de 2020]. Disponible en: <https://www.iaea.org/es/temas/tratamiento-del-cancer-radioterapia>
8. Rosenblatt E, Acuña O, Abdel-Wahab M. The challenge of global radiation therapy: An IAEA perspective. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2015;91(4):687–9.
9. Pinillos L, Pinto JA, Sarria G. History of the development of radiotherapy in Latin America. *E cancer Med Sci*. 2017;11.
10. García-Hernández D, López-Rendón X, Hernández-Bojórquez M, Herrera-González JA, Soberanis-Domínguez OE, González-Azcorra SA, et al. Present status of Medical Physics practice in Mexico: An occupational analysis. *Phys Medica*. 2020;76:1–7.

11. Comisión Nacional de Seguridad Nuclear y Salvaguardias [Internet]. 2021 [citado el 9 de junio de 2020]. Disponible en: <https://www.gob.mx/cnsns>
12. Maldonado Magos F, Lozano Ruíz FJ, Pérez Álvarez SI, Garay Villar O, Cárdenas Pérez C, Bautista Hernández MY, et al. Radiation oncology in Mexico: Current status according to Mexico's Radiation Oncology Certification Board. *Reports Pract Oncol Radiother.* 2020;25(5):840–5.
13. International Atomic Energy Agency. DIRAC Directory of RAdiotherapy Centres [Internet]. 12/11/2018. 2018 [citado el 30 de junio de 2021]. Disponible en: <https://dirac.iaea.org/>
14. Kolitsi Z, Dahl O, Van Loon R, Drouard J, Van Dijk J, Ruden BI, et al. Quality assurance in conformal radiotherapy: DYNARAD consensus report on practice guidelines. *Radiother Oncol.* 1997;45(3):217–23.
15. Pelayo BDC. Radioterapia externa: lo que el médico general debe saber. *Revista Médica Clínica Las Condes.* 2013;24(4):705–15.
16. Benveniste MF, Gomez D, Carter BW, Betancourt Cuellar SL, Shroff GS, Benveniste APA, et al. Recognizing radiation therapy– related complications in the chest. *Radiographics.* 2019;39(2):344–66.
17. Buwenge M, Cilla S, Cammelli S, Macchia G, Arcelli A, Farina E, et al. Feasibility of 2D-conformal radiotherapy for pancreatic carcinoma. *Oncol Lett.* 2018;16(5):5939–45.
18. Fang FM, Tsai WL, Chen HC, Hsu AC, Hsiung CY, Chien CY, et al. Intensity-modulated or conformal radiotherapy improves the quality of life of patients with nasopharyngeal carcinoma: Comparisons of four radiotherapy techniques. *Am Cancer Soc.* 2006;109(2):313–21.
19. Abshire D, Lang MK. The Evolution of Radiation Therapy in Treating Cancer. *Semin Oncol Nurs.* 2018;34(2):151–7.
20. Ezzell GA, Galvin JM, Low D, Palta JR, Rosen I, Sharpe MB, et al. Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT: Report of the IMRT subcommittee of the AAPM radiation therapy committee. *Med Phys.* 2003;30(8):2089–115.
21. Sorcini B, Tilikidis A. Clinical application of image-guided radiotherapy, IGRT (on the Varian OBI platform). *Cancer Radiother.* 2006;10(5):252–7.

22. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. Transition from 2-D Radiotherapy to 3-D Conformal and Intensity Modulated Radiotherapy, IAEA-TECDOC-1588 [Internet]. Vienna: IAEA; 2008. Disponible en: http://www-pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/TE_1588_web.pdf
23. Symonds P, Mills JA, Duxbury A. Walter and Miller's TEXTBOOK OF RADIOTHERAPY Radiation Physics, Therapy and Oncology. Eighth. El Sevier; 2019. 1–641 p.
24. International Organization for Standardization. ISO 9000:2015 Quality management systems — Fundamentals and vocabulary [Internet]. 2015 [citado el 22 de julio de 2021]. p. 51. Disponible en: <https://www.iso.org/standard/45481.html>
25. Mosadeghrad AM. Healthcare service quality: Towards a broad definition. Int J Health Care Qual Assur. 2013;26(3):203–19.
26. World Health Organization. Handbook for National Quality Policy and Strategy [Internet]. WHO; 2018. 1–74 p. Disponible en: http://www.who.int/servicedeliverysafety/areas/qhc/nqps_handbook/en/%0Ahttp://apps.who.int/iris/bitstream/handle/10665/272357/9789241565561-eng.pdf?ua=1
27. Busse R, Quentin W, Niek K, Dimitra P, Wilm Q. Improving healthcare quality in Europe Characteristics, effectiveness and implementation of different strategies. 2019. 1–477 p.
28. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. Commissioning And Quality Assurance Of Computerized Planning Systems For Radiation Treatment Of Cancer [Internet]. Vol. 430, Technical reports series No. 430. Vienna: IAEA; 2004. Disponible en: <https://www.iaea.org/publications>
29. World Health Organization. Quality assurance in radiotherapy. Geneva: WHO; 1988.
30. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. On-site Visits to Radiotherapy Centres: Medical Physics Procedures. IAEA-TECDOC-1543. Vienna: IAEA; 2007. 1–152 p.
31. ORGANISMO INTERNACIONAL DE ENERGIA ATOMICA. Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia : Protocolo de control de calidad [Internet]. Viena: OIEA; 2000. 1–144 p. Disponible en: <https://www.iaea.org/publications>
32. Organismo Internacional de Energía Atómica. Aspectos Clínicos de la Garantía de Calidad en Radioterapia: Guía de Gestión de Calidad Clínica. Vienna: IAEA; 2015. 1–52 p.

33. Craig C. Dictionary of the Social Sciences [Internet]. Oxford University Press. 2002 [citado el 27 de julio de 2021]. Disponible en: <https://www.oxfordreference.com/view/10.1093/acref/9780195123715.001.0001/acref-9780195123715>
34. Gabriele P, Maggio A, Garibaldi E, Bracco C, Delmastro E, Gabriele D, et al. Quality indicators in the intensity modulated / image-guided radiotherapy era. *Crit Rev Oncol Hematol*. 2016;108:52–61.
35. Canadian Partnership for Quality Radiotherapy, Canadian Association of Radiation Oncology, Canadian Organization of Medical Physics, Canadian Association of Medical Radiation Technologists. Quality Assurance Guidelines for Canadian Radiation Treatment Programs [Internet]. 2015. p. 1–31. Disponible en: <http://www.cpqr.ca/wp-content/uploads/2013/09/QRT2015-12-03.pdf>
36. Cionini L, Gardani G, Gabriele P, Magri S, Morosini PL, Rosi A, et al. Quality indicators in radiotherapy. *Radiother Oncol*. 2007;82(2):191–200.
37. López Torrecilla J, Marín i Borràs S, Ruiz-Alonso A, Jaen Olasolo J, Vázquez de la Torre ML, Bóveda Carro E, et al. Quality indicators in radiation oncology: proposal of the Spanish Society of Radiation Oncology (SEOR) for a continuous improvement of the quality of care in oncology. *Clin Transl Oncol*. 2019;21(4):519–33.
38. International Commission on Radiation Units and Measurements. ICRU Report 24. Determination of Absorbed Dose in a Patient Irradiated by Beams of X or Gamma Rays in Radiotherapy Procedures. Vol. 13. Washintong, D.C.: ICRU; 1976.
39. Novonty J. ACCIDENTS IN RADIOTHERAPY: LACK OF QUALITY ASSURANCE? En: IAEA-TECDOC-989 Quality Assurance in Radiotherapy [Internet]. Vienna: IAEA; 1997. p. 54–67. Disponible en: <https://www.iaea.org/publications/search/type/tecdoc-series?keywords=>
40. International Commission on Radiological Protection. Prevention of Accidental Exposures to Patients Undergoing Radiation Therapy. *Ann ICRP*. 2000;30(3).
41. Bogdanich W. The Radiation Boom: Radiation Offers New Cures, and Ways to Do Harm. *The New York Times* [Internet]. enero de 2010 [citado el 30 de mayo de 2020]; Disponible en: <https://www.nytimes.com/2010/01/24/health/24radiation.html>

42. Shafiq J, Barton M, Noble D, Lemer C, Donaldson LJ. An international review of patient safety measures in radiotherapy practice. *Radiother Oncol*. 2009;92(1):15–21.
43. Fraass BA. Errors in Radiotherapy: Motivation for Development of New Radiotherapy Quality Assurance Paradigms. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2008;71(1 SUPPL.):162–5.
44. Tsegmed U, Fahim N, Batcha AK, Nakashima T, Nagata Y, Abdel-Wahab M. Accidental overexposure related to new radiation therapy technologies. *J Radiat Oncol*. 2017;6(2):117–32.
45. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. INVESTIGATION OF AN ACCIDENTAL EXPOSURE OF RADIOTHERAPY PATIENTS IN PANAMA. Vienna: IAEA; 2001. 1–126 p.
46. Choi WH, Cho J. Evolving clinical cancer radiotherapy: Concerns regarding normal tissue protection and quality assurance. *J Korean Med Sci*. 2016;31(1):S75–87.
47. International Commission on Radiological Protection. ICRP publication 112. A report of preventing accidental exposures from new external beam radiation therapy technologies. Vol. 39, *Annals of the ICRP*. 2009.
48. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. Comprehensive Audits of Radiotherapy Practices: A Tool for Quality Improvement [Internet]. Vienna: IAEA; 2007. Disponible en: <https://www.iaea.org/publications>
49. Ishikura S. Quality assurance of radiotherapy in cancer treatment: Toward improvement of patient safety and quality of care. *Jpn J Clin Oncol*. 2008;38(11):723–9.
50. Meghzifene A. Medical Physics Challenges for the Implementation of Quality Assurance Programmes in Radiation Oncology. *Clin Oncol*. 2016;29(2):116–9.
51. van der Merwe D, Van Dyk J, Healy B, Zubizarreta E, Izewska J, Mijnheer B, et al. Accuracy requirements and uncertainties in radiotherapy: a report of the International Atomic Energy Agency. *Acta Oncol (Madr)*. 2017;56(1):1–6.
52. Secretaría de Energía. NORMA Oficial Mexicana NOM-033-NUCL-2016, Especificaciones técnicas para la operación de unidades de teleterapia: Aceleradores lineales. México; 2016 p. 1–7.
53. Secretaría de Salud. NORMA Oficial Mexicana NOM-002-SSA3-2017, Para la organización y funcionamiento de los servicios de radioterapia. México; 2017.

54. Leer JWH, Corver R, Kraus JJAM, Togt JC v.d., Buruma OJS. A quality assurance system based on ISO standards: experience in a radiotherapy department. *Radiother Oncol.* 1995;35(1):75–81.
55. Bogusz-Czerniewicz M. Quality management system in radiotherapy in the light of regulations applicable in Poland. *Wspolczesna Onkol.* 2012;16(2):140–6.
56. Gerald J. Kutcher, Coia L, Gillin M, Hanson WF, Leibel S, Robert J M, et al. Comprehensive QA for radiation oncology: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40. *Med Phys.* 1994;21(4):581–618.
57. Thwaites D, Scalliet P, Leer JW, Overgaard J. Quality assurance in radiotherapy. European Society for Therapeutic Radiology and Oncology Advisory Report to the Commission of the European Union for the “Europe Against Cancer Programme”. *Radiother Oncol.* 1995;35(1):61–73.
58. Belletti S, Dutreix A, Garavaglia G, Gfirtner H, Haywood J, Jessen KA, et al. Quality assurance in radiotherapy: The importance of medical physics staffing levels. Recommendations from an ESTRO/EFOMP joint task group. *Radiother Oncol.* 1996;41(1):89–94.
59. Lillicrap SC. Physics Aspects of Quality Control in Radiotherapy [Internet]. Mayles WPM, R. Lake AM, Macaulay EM, Morgan HM, Jordan TJ, S.K. Powley, editores. Vol. 45, *Physics in Medicine and Biology*. York: IPEM; 2000. 815–815 p. Disponible en: <https://doi.org/10.1088%2F0031-9155%2F45%2F3%2F501>
60. Klein EE, Hanley J, Bayouth J, Yin FF, Simon W, Dresser S, et al. Task group 142 report: Quality assurance of medical accelerators. *Med Phys.* 2009;36(9):4197–212.
61. Huq MS, Fraass BA, Dunscombe PB, Gibbons JP, Ibbott GS, Mundt AJ, et al. The report of Task Group 100 of the AAPM: Application of risk analysis methods to radiation therapy quality management. *Med Phys.* 2016;43(7):4209–62.
62. Lefresne S, Olivotto IA, Joe H, Blood PA, Olson RA. Impact of quality assurance rounds in a Canadian radiation therapy department. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* [Internet]. 2013;85(3):e117–21. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ijrobp.2012.10.015>
63. Goodman KA. Quality assurance for radiotherapy: A priority for clinical trials. *J Natl Cancer Inst.* 2013;105(6):376–7.

64. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. SSDL Newsletter Issue No. 70. Vienna: IAEA; 2019. 1–52 p.
65. International Commission on Radiological Protection. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Ann ICRP [Internet]. 1991;21(1–3):1–201. Disponible en: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2053748>
66. International Commission on Radiological Protection. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Ann ICRP. 2007;(37):1–337.
67. Romero JTÁ. Contribución del LSCD a la metrología de la dosimetría de radiaciones ionizantes en México. En: Contribuciones del Instituto Nacional de Investigaciones Nucleares al avance de la Ciencia y la Tecnología en México [Internet]. ININ; 2010. p. 119–34. Disponible en: <http://inin.gob.mx/documentos/publicaciones/contridelinin/Capítulo 8.pdf>
68. LEY DE INFRAESTRUCTURA DE LA CALIDAD. México; jul 1, 2020 p. 1–63.
69. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. Radiation Oncology Physics [Internet]. Podgorsak EB, editor. Vienna: IAEA; 2005. Disponible en: <https://www.iaea.org/publications>
70. Khan FM, Gibbons JP. Khan's The Physics of Radiation Therapy. Fifth. Wolters Kluwer Health; 2014. 1–584 p.
71. Podgorsak EB. Radiation Physics for Medical Physicists. Second. Greenbaum E, editor. Biological and Medical Physics, Biomedical Engineering. Berlin: Springer; 2010. 1–759 p.
72. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. Staffing in radiotherapy: an activity based approach [Internet]. Vol. 13. Vienna; 2015. Disponible en: <http://www.iaea.org/books>
73. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. Roles and Responsibilities, and Education and Training Requirements for Clinically Qualified Medical Physicists [Internet]. Vienna; 2013. 1–88 p. Disponible en: <https://www.iaea.org/publications>
74. International Atomic Energy Agency. Dosimetry Audit Networks (DAN) database [Internet]. 2021 [citado el 22 de mayo de 2021]. Disponible en: <https://dosimetry-audit-networks.iaea.org/Home/PostalDoseAuditService>
75. Algara López M, Vicente García F, Adrover Cebrian E, Prats De Puig M, González Bejar M, Sabadell Mercadal MD. Consenso de seguimiento de pacientes con cáncer de mama de la Sociedad Española de Senología y Patología Mamaria. Rev Senol y Patol Mamar.

2015;28(1):24–33.

76. De Felice F, de Vincentiis M, Valentini V, Musio D, Mezi S, Lo Mele L, et al. Follow-up program in head and neck cancer. *Crit Rev Oncol Hematol* [Internet]. 2017;113:151–5. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1016/j.critrevonc.2017.03.012>
77. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. Commissioning of Radiotherapy Treatment Planning Systems : Testing for Typical External Beam Treatment Techniques. IAEA-TECDOC-1583. Vienna: IAEA; 2008.
78. IMRT Thorax Phantom - CIRS [Internet]. [citado el 9 de agosto de 2021]. Disponible en: <https://www.cirsinc.com/products/radiation-therapy/imrt-thorax-phantom/>
79. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. Staffing in radiotherapy: an activity based approach [Internet]. Vienna: IAEA; 2015 [citado el 19 de mayo de 2021]. Disponible en: <https://www.iaea.org/publications/10800/staffing-in-radiotherapy-an-activity-based-approach>
80. Nath R, Biggs PJ, Bova FJ, Ling CC, Purdy JA, Van de Geijn J, et al. AAPM code of practice for radiotherapy accelerators: Report of AAPM Radiation Therapy Task Group No. 45. *Med Phys*. 1994;21(7):1093–121.
81. Fraass B, Doppke K, Hunt M, Kutcher G, Starkschall G, Stern R, et al. American association of physicists in medicine radiation therapy committee task group 53: Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning. *Med Phys*. 1998;25(10):1773–829.
82. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. Specification and Acceptance Testing of Radiotherapy Treatment Planning Systems. Vienna: IAEA; 2007. 1–68 p.
83. Das IJ, Cheng CW, Watts RJ, Ahnesjö A, Gibbons J, Li XA, et al. Accelerator beam data commissioning equipment and procedures: Report of the TG-106 of the Therapy Physics Committee of the AAPM. *Med Phys*. 2008;35(9):4186–215.
84. Patel NR, Wong ML, Dragun AE, Mose S, Donahue BR, Cooper JS, et al. Monitor Unit. En: *Encyclopedia of Radiation Oncology* [Internet]. Berlin: Springer Berlin Heidelberg; 2013 [citado el 17 de mayo de 2021]. p. 515–515. Disponible en: https://link.springer.com/referenceworkentry/10.1007/978-3-540-85516-3_351
85. León-Marroquín EY, García-Garduño OA, Camacho-López MÁ. Caracterización de la película

radiocrómica EBT2 con diferentes sistemas ópticos. Arch Neurociencias.
2013;18(SUPPL.1):38–43.

Anexos

A1. Pruebas de aceptación para aceleradores lineales (LINAC) y sistemas de planeación (RTPS)

Tabla A1. 1 Pruebas de aceptación para un LINAC.

| Prueba | Tolerancia TG 45 (80) | Tolerancia OIEA (31,69) | Tolerancia NOM-033-NUCL-2016 (52) |
|--|-----------------------|-------------------------|-----------------------------------|
| Seguridad | | | |
| Luz verde / roja en la sala de tratamiento | | Funcional | Funcional |
| Luces en la consola | Funcional | Funcional | |
| Encendido permanente de luz durante la irradiación | | Funcional | |
| Sistema de audio y video | Funcional | Funcional | Funcional |
| Sistema anticolisión del gantry | Funcional | Funcional | Funcional |
| Movimiento máximo vertical de la mesa de tratamiento | | Funcional | |
| Interruptor de seguridad de la puerta de acceso a la sala de tratamiento | Funcional | Funcional | Funcional |
| Intensidad del haz luminoso | Funcional | | |
| Interrupción de irradiación con la tecla "Off" en la consola | Funcional | Funcional | Funcional |
| Corte de energía eléctrica | | Funcional | |
| Interrupción por UM | Funcional | Funcional | |
| Verificación de cámaras monitoras | Funcional | Funcional | |
| Verificación de conos para campos de electrones | Funcional | Funcional | |
| Verificación de UM administradas en condiciones de falta de suministro eléctrico | | Funcional | |
| Verificación de colocación para accesorios | Funcional | Funcional | |
| Control de irradiación de códigos para cada accesorio | Funcional | Funcional | |
| Bloqueo de irradiación para un campo mayor al permitido de cada cuña | | Funcional | |
| Independencia de cámaras monitoras | | Funcional | |
| Sistemas de alarma | | Funcional | |
| Verificación de los monitores de área | | | Funcional |
| Verificación de luces de emergencia | | | Funcional |
| Funcionalidad de interruptores de seguridad | | | Funcional |
| Funcionamiento de la charola porta protecciones | Funcional | | Funcional |

| | | | |
|---|---|--|-----------------------------------|
| Monitoreo de fuga de radiación | | Si / No, Identificar zonas calientes | |
| Mecánicas | | | |
| Alineación del eje de rotación | ± 2 mm / ± 1 mm IMRT | ± 1 mm | ± 2 mm |
| Simetría de movimiento de las mandíbulas del colimador | ± 1 mm | ± 1 mm | |
| Coincidencia del campo de luz y el campo de radiación | ± 2 mm o 1%, el que sea mayor | ± 2 mm | ± 2 mm o 1%, el que sea mayor |
| Localización del isocentro mecánico | ± 2 mm | ± 1 mm | ± 2 mm |
| Localización del isocentro de radiación | ± 2 mm | ± 2 mm | ± 2 mm |
| Localización del eje de rotación de la camilla de tratamiento | ± 2 mm / ± 1 mm IMRT | ± 1 mm | ± 2 mm |
| Indicador de distancia óptico | ± 2 mm | ± 2 mm | ± 2 mm |
| Indicador del ángulo del gantry | | $\pm 0.5^\circ$ | |
| Indicador del taño del campo de colimación | ± 2 mm | ± 2 mm | ± 2 mm |
| Movimiento vertical y horizontal de la mesa de tratamiento | ± 2 mm | ± 2 mm | ± 2 mm / $\pm 1^\circ$ |
| Dosimétricas | | | |
| Fotones | | | |
| Energía de fotones (PDD) | 2% | 2% | $\pm 2\%$ |
| Aplanado | 2% / IMRT 1° | 3% | $\pm 3\%$ |
| Simetría | 3% / IMRT 1% | 2% | $\pm 3\%$ |
| Penumbra de fotones | * | * | |
| Electrones | | | |
| Energía de electrones (PDD) | $\pm 2\%$ / 2 mm | 5% | $\pm 3\%$ |
| Contaminación por efecto bremsstrahlung | * | * | |
| Aplanado | 3% | 5% | $\pm 5\%$ |
| Simetría | $\pm 3\%$ | 2% | $\pm 5\%$ |
| Penumbra de electrones | * | * | |
| Características monitoras (linealidad) | Fotones: $3D \pm 2\% \geq 5$ MU / IMRT $\pm 5\%$ (2-4 MU), $2\% \geq 5$ MU Electrons: $\pm 2\% \geq 5$ MU | $\pm 1\%$ | $\pm 1\%$ |
| Radioterapia en arco | * | * | |

* Acorde a las especificaciones y tolerancias de cada fabricante.

Tabla A1. 2 Pruebas de aceptación para un sistema de planeación (RTPS).

| Prueba | Tolerancia | Tolerancia | Tolerancia |
|--------|------------|------------|------------|
|--------|------------|------------|------------|

| | TG 53 (81) | TECDOC-1540 (82) | NOM-033-NUCL- 2016 (52) |
|--|---------------|---------------------|----------------------------|
| Seguridad | | | |
| Contraseña de protección para un uso no autorizado | | Si / No | |
| Verificación de datos ingresados y preestablecidos | | Si / No | |
| Verificación de la transferencia de datos a otros dispositivos | | Si / No | |
| Sistema de coordenadas y escalas | | Si / No | |
| Sistema para guardar y archivar datos | | Si / No | |
| Modelo anatómico | | | |
| Verificación para corrección de inhomogeneidades | | Si / No | |
| Sistema de coordenadas y escalas | | Si / No | |
| Planeación de tratamientos | | | |
| Firma de aprobación de tratamientos | | Si / No | |
| Cálculo de la distribución absorbida de dosis | | | |
| Exactitud de los algoritmos | | Si / No | |
| Reporte del plan de tratamiento | | | |
| Verificación necesaria de la información enviada del plan de tratamiento | | Si / No | |
| Errores del software | | | |
| Errores humanos en el diseño del software | | Si / No | |
| Errores humanos durante el uso | | Si / No | |

¹ Ver el reporte técnico IAEA-TECDOC-1540 para la descripción y condiciones de referencia de cada prueba.

* Acorde a las especificaciones y tolerancias de cada fabricante.

A2. Pruebas de comisionamiento para un acelerador lineal (LINAC)

Tabla A2. 1 Pruebas de comisionamiento para un LINAC.

| Prueba | Tolerancia TG45, TG106 (80,83) | Tolerancia OIEA (31,69) | Tolerancia NOM-033-NUCL-2016 (52) |
|-------------------------------------|-----------------------------------|----------------------------|---|
| Fotones | | | |
| Calibración de los haces de fotones | ± 1% (absoluta) | * | |
| PDD en el eje central | 2% | 2% | |
| TMR o TPR | 2% | | |
| Dosis en condiciones de referencia | 2% / IMRT 1% (absoluta) | 2% | ± 2% |

| | | | |
|---|----------------------|-----------------------------------|-----------|
| Dosis en superficie y región de buildup | * | * | |
| Perfil de los haces de fotones | * | * | |
| Penumbra del MLC | * | 2 mm | |
| Fuga de radiación a través del MLC | * | 3% - 5% de la dosis del isocentro | |
| Cálculo del factor de dispersión total S_{cp} | * | | |
| Cálculo del factor de salida in*air S_c | * | | |
| Cálculo del factor de dispersión del maniquí S_p | * | | |
| Verificación del factor de charola | | | $\pm 2\%$ |
| Verificación de los factores de las cuñas dinámicas y estáticas | * | | $\pm 2\%$ |
| Determinación de la posición de fuente virtual | | * | |
| Electrones | | | |
| Calibración de los haces de electrones | $\pm 1\%$ (absoluta) | * | |
| PDD en el eje central | 2 mm | 5% | |
| Dosis en condiciones de referencia | 1% (absoluta) | 2% | $\pm 2\%$ |
| Perfil de los haces de electrones | 1% | 5% | |
| Determinación de la posición de fuente virtual | * | * | |
| Factores de corte | $\pm 2\%$ | * | |
| Factores de cono | $< 2\%$ | * | |

* Acorde a las especificaciones y tolerancias de cada fabricante.

A3. Pruebas dosimétricas para el comisionamiento de un sistema de planeación acorde al IAEA-TECDOC-1583

Formatos de trabajo para las pruebas de comisionamiento en el RTPS. Los presentes formatos fueron tomados y traducidos de la publicación IAEA-TECDOC-1583 (77). Estos formatos se pueden modificar acorde al maniquí y las necesidades de cada centro de radioterapia.

1. Verificación del contorno digitalizado

Tabla A4. 1 Comparación de las dimensiones del contorno (77).

| Tipo de contorno | Distancias medidas (mm) | | | | |
|-----------------------------|-------------------------|---|---|---|---|
| | A | B | C | D | E |
| Copia maestra. | | | | | |
| Imagen digitalizada por TC. | | | | | |

2. Verificación / determinación del número de UH y la conversión de densidad relativa de electrones (RED) en el RTPS

Tabla A4. 2 Verificación de UH.

| Material | Lectura 1 | Lectura 2 | Lectura 3 | Promedio | Valor RTPS | Error |
|----------|-----------|-----------|-----------|----------|------------|-------|
| Agua | | | | | | |
| Aire | | | | | | |
| Otro | | | | | | |

1. Prueba de condición de referencia basada en UH

Tabla A4. 3 Geometría para el caso 1 (77).

| Número de haces | Configuración | Punto de referencia | Punto de medición | Campo (cm ²) | Ángulo Gantry | Ángulo colimador |
|-----------------|---------------|---------------------|-------------------|--------------------------|---------------|------------------|
| 1 | SSD= 100 cm | 3 | 1 | 10x10 | 0 | 0 |
| | | | 3 | | | |
| | | | 5 | | | |
| | | | 9 | | | |
| | | | 10 | | | |

Tabla A4. 4 Comparación de las mediciones y cálculos en el caso 1 (77).

| Cavidad | Dosis calculada (Gy) | Dosis medida (Gy) | Error (%) | Tolerancia (%) |
|---------|----------------------|-------------------|-----------|----------------|
| 1 | | | | 2 |
| 3 | | | | 2 |
| 5 | | | | 2 |
| 9 | | | | 4 |
| 10 | | | | 3 |

2. Incidencia oblicua, falta de dispersión y campos tangenciales

Tabla A4. 5 Geometría para el caso 2 (77).

| Número de haces | Configuración | Punto de referencia | Punto de medición | Campo (cm ²) | Ángulo Gantry | Ángulo colimador | Accesorio |
|-----------------|---------------|---------------------|-------------------|--------------------------|---------------|------------------|-----------|
| 1 | SAD | 1 | 1 | 15x10 | 90 | 0 | Cuña 45° |

Tabla A4. 6 Comparación de las mediciones y cálculos en el caso 2 (77).

| Cavidad | Dosis calculada (Gy) | Dosis medida (Gy) | Desviación (%) | Tolerancia (%) |
|---------|----------------------|-------------------|----------------|----------------|
| 1 | | | | 3 |

3. Bloqueo significativo de las esquinas del campo

Tabla A4. 6 Geometría para el caso 3 (77).

| Número de haces | Configuración | Punto de referencia | Punto de medición | Campo (cm ²) | Ángulo Gantry | Ángulo colimador | Accesorio |
|-----------------|---------------|---------------------|-------------------|-------------------------------|---------------|------------------|-----------|
| 1 | SSD=SAD | 3 | 3 | 14x14 Formado con 10x10 | 0 | 45 | MLC |

Tabla A4. 7 Comparación de las mediciones y cálculos en el caso 3 (77).

| Cavidad | Dosis calculada [Gy] | Dosis medida [Gy] | Desviación [%] | Tolerancia [%] |
|---------|----------------------|-------------------|----------------|----------------|
| 3 | | | | 3 |

4. Técnica de caja

Tabla A4. 8 Geometría para el caso 4 (77).

| Número de haces | Configuración | Punto de referencia | Punto de medición | Campo [cm ²] | Ángulo Gantry | Ángulo colimador | Accesorio |
|-----------------|---------------|---------------------|-------------------|--------------------------|---------------|------------------|-----------|
| 4 | SAD | 5 | 5 6 10 | 15x10An | 0 | 0 | NA |
| | | | | 15x10Po | 180 | | |
| | | | | 15x8RL | 270 | | |
| | | | | 15x8LL | 90 | | |

Tabla A4. 7 Comparación de las mediciones y cálculos en el caso 4 (77).

| Cavidad | | Dosis calculada [Gy] | Dosis medida [Gy] | Desviación [%] | Tolerancia [%] |
|---------|--------------------|----------------------|-------------------|----------------|----------------|
| 5 | F1: 0° | | | | 2 |
| | F2: 90° | | | | 3 |
| | F3: 270° | | | | 3 |
| | F4: 180° | | | | 3 |
| | $\sum_{i=1}^4 F_i$ | | | | |
| 6 | F1: 0° | | | | 4 |
| | F2: 90° | | | | 3 |
| | F3: 270° | | | | 3 |
| | F4: 180° | | | | 4 |
| | $\sum_{i=1}^4 F_i$ | | | | |
| 10 | F1: 0° | | | | 3 |
| | F2: 90° | | | | 4 |
| | F3: 270° | | | | 4 |

| | | | | | |
|--|---------------------------------------|--|--|--|---|
| | $F4: 180^\circ$ $\sum_{i=1}^4 F_i$ | | | | 3 |
|--|---------------------------------------|--|--|--|---|

5. Expansión automática y bloqueo personalizado

Tabla A4. 10 Geometría para el caso 5 (77).

| Número de haces | Configuración | Punto de referencia | Punto de medición | Campo [cm ²] | Ángulo Gantry | Ángulo colimador | Accesorio |
|-----------------|---------------|---------------------|-------------------|--------------------------|---------------|------------------|-----------|
| 1 | SAD | 2 | 2 7 | Def. por el MLC. | 0 | 45 | MLC |

Tabla A4. 11 Comparación de las mediciones y cálculos en el caso 5 (77).

| Cavidad | Dosis calculada [Gy] | Dosis medida [Gy] | Desviación [%] | Tolerancia [%] |
|---------|----------------------|-------------------|----------------|----------------|
| 2 | | | | 2 |
| 7 | | | | 4 |

6. Incidencia oblicua con campo irregular y bloqueo del centro del campo

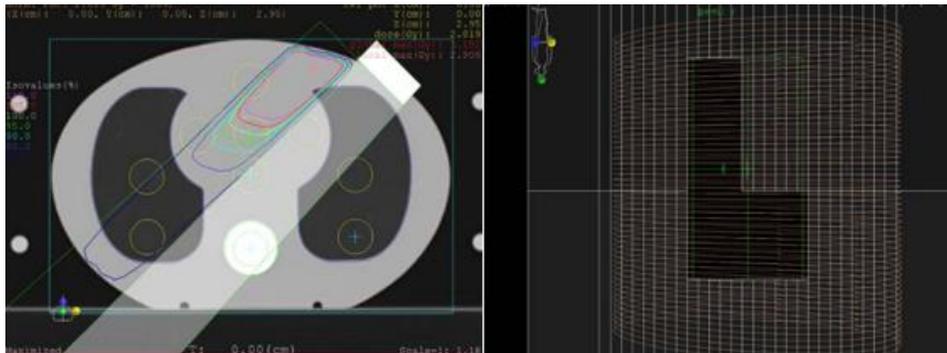


Figura A4. 1 Configuración del campo en forma de L para la prueba 6, imagen tomada de (77).

Tabla A4. 12 Geometría para el caso 6 (77).

| Número de haces | Configuración | Punto de referencia | Punto de medición | Campo [cm ²] | Ángulo Gantry | Ángulo colimador | Accesorio |
|-----------------|---------------|---------------------|-------------------|--------------------------|---------------|------------------|-----------|
| 1 | SAD | 3 | 3 7 10 | L; 10x20 | 45° | 90° | MLC |

Tabla A4. 13 Comparación de las mediciones y cálculos en el caso 6 (77).

| Cavidad | Dosis calculada [Gy] | Dosis medida [Gy] | Desviación [%] | Tolerancia [%] |
|---------|----------------------|-------------------|----------------|----------------|
| 3 | | | | 3 |
| 7 | | | | 4 |
| 10 | | | | 5 |

7. Colimación asimétrica de tres campos, dos pares de cuñas

Tabla A4. 8 Geometría para el caso 7 (77).

| Número de haces | Configuración | Punto de referencia | Punto de medición | Campo [cm ²] | Ángulo Gantry | Ángulo colimador | Accesorio |
|-----------------|---------------|---------------------|-------------------|--------------------------|----------------|------------------|-------------|
| 3 | SAD | 5 | 5 | 10X12 10X6 10X6 | 0 90 270 | | Cuña 30° |

Tabla A4. 15 Comparación de las mediciones y cálculos en el caso 7 (77).

| Cavidad | | Dosis calculada [Gy] | Dosis medida [Gy] | Desviación [%] | Tolerancia [%] |
|---------|---|----------------------|-------------------|----------------|----------------|
| 5 | F1: 0° F2: 90° F3: 270° $\sum_{i=1}^3 F_i$ | | | | 2 4 4 |

8. Haces no coplanares y prueba de rotación de la camilla y colimador

Tabla A4. 16 Geometría para el caso 8 (77).

| Número de haces | Configuración | Punto de referencia | Punto de medición | Campo [cm ²] | Ángulo Gantry | Ángulo colimador | Accesorio |
|-----------------|---------------|---------------------|-------------------|--------------------------|---------------|------------------|-----------|
| 3 | SAD | 5 | 5 | 4x16LL | 90 | 330 | NA |
| | | | | 4x16RL | 270 | 30 | |
| | | | | 4x4 | 30 | 0 | |

Tabla A4. 17 Comparación de las mediciones y cálculos en el caso 8 (77).

| Cavidad | Dosis calculada [Gy] | Dosis medida [Gy] | Desviación [%] | Tolerancia [%] |
|---------|----------------------|-------------------|----------------|----------------|
| 5 | F1: 0° | | | 3 |
| | F2: 90° | | | 3 |
| | F3: 270° | | | 3 |
| | $\sum_{i=1}^3 F_i$ | | | |

A4. Incertidumbres asociadas a las mediciones

Acorde con el OIEA, una incertidumbre es “Una medida de nuestra falta de conocimiento exacto después de haber eliminado todos los efectos sistemáticos reconocidos aplicando las correcciones apropiadas” (6). Las incertidumbres caracterizan la dispersión de los datos de una medida. Estas se clasifican en dos tipos, A y B. Las incertidumbres tipo A son aquellas que se pueden evaluar a través de métodos estadísticos. Caso contrario a las incertidumbres tipo B que se realizan a través de observaciones.

A4.1 Incertidumbres tipo A

La dispersión de los valores medidos x_i alrededor de la media \bar{x} se caracteriza a través de la desviación típica $s(x_i)$, como:

$$S(x_i) = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{(n-1)}} \quad (\text{Ec. A5.1})$$

Donde \bar{x} es la mejor estimación de una serie de n medidas con valor x_i denominada media aritmética.

$$\bar{x} = \left(\frac{1}{n}\right) * \sum_{i=1}^n x_i \quad (\text{Ec. A5.2})$$

A la incertidumbre típica tipo A se denota como u_A y es igual a la desviación típica del valor medio, expresada como,

$$u_A = s(\bar{x}) = \frac{1}{\sqrt{n}} s(x_i) \quad (\text{Ec. A5.3})$$

A4.2 Incertidumbres tipo B

Las incertidumbres tipo B se estiman acorde a desviaciones típicas. Usualmente, se supone una distribución de probabilidad que corresponda a una forma geométrica (6). Tal es el caso particular

de las distribuciones de probabilidad rectangular y triangular. En el primer caso, se supone que la distribución tiene la misma probabilidad en cualquier parte dentro de la región de los valores -M y +M, de tal forma que la incertidumbre típica tipo B se puede calcular como:

$$u_B = \frac{M}{\sqrt{3}} \quad (\text{Ec. A5.4})$$

Por el contrario, en una distribución triangular, se supone que los valores cercanos a un valor central son más probables que los límites -M y +M. La estimación de esta incertidumbre se calcula como:

$$u_B = \frac{M}{\sqrt{6}} \quad (\text{Ec. A5.5})$$

La combinación de incertidumbres tipo A y B se relacionan a través de la combinación de varianzas a través de la ecuación A5.6.

$$u_c = \sqrt{u_A^2 + u_B^2} \quad (\text{Ec. A5.6})$$

Las incertidumbres tipo A y B se emplean de manera frecuente en la radioterapia. Ejemplo de esto es durante la calibración y medidas del control de calidad al LINAC. El cálculo de incertidumbres asociadas a cada prueba se muestra en el capítulo 5 de resultados y discusión.