



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

POSGRADO EN CIENCIAS FÍSICAS

INSTITUTO DE FÍSICA

**PROGRAMA DE CONTROL DE CALIDAD EN
RADIOTERAPIA EXTERNA CON LINAC**

TESIS

QUE PARA OPTAR POR EL GRADO DE:
MAESTRO EN CIENCIAS (FÍSICA MÉDICA)

P R E S E N T A:

JUAN CARLOS PLASCENCIA NÚÑEZ

DIRECTOR DE TESIS: DRA. MARÍA ESTER BRANDAN SIQUÉS - IFUNAM
MIEMBRO DEL COMITÉ TUTOR: DR. ARTURO MENCHACA ROCHA - IFUNAM
MIEMBRO DEL COMITÉ TUTOR: DRA. GUERDA MASSILLON - IFUNAM

MÉXICO, D. F. Octubre 2015



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

AGRADECIMIENTOS

A mi profesora la Dra. María Ester Brandan Siqués por su infinita paciencia y ayuda.

Al Dr. Arturo Alejandro Mechaca Rocha y a la Dra. Guerda Massillon

Al M.en C, José Peña Saint Martín y a Rosario Peniche[†] por sus enseñanzas académicas y de vida.

A mi querida esposa por su apoyo incondicional

A la UNAM por haber otorgado la oportunidad de estudiar

Al CONACyT por proporcionar una beca en los años de clases escolarizadas. Número de becario CONACyT: 191936

A Dios por todas sus bendiciones

Contenido

Introducción	1
CAPÍTULO 1	8
DESCRIPCIÓN DE UN ACCELERADOR LINEAL DE USO CLÍNICO.....	8
1. Descripción de un acelerador lineal de uso clínico (linac)	8
1.1. Cañón de electrones.....	9
1.2. Magnetron.....	9
1.3. El klystron	11
1.4. Guía de ondas y tubo acelerador	11
1.5. Sistemas auxiliares	12
1.6. Cabeza o cabezal de tratamiento (también llamado gantry).....	12
1.7. Blanco y filtro de aplanado.....	13
1.8. Colimación del haz y control de la dosis	13
1.9. Sistema de rotación del cabezal.....	14
1.10. El haz de electrones	15
1.11. Unidades para referirse a la energía de los haces de fotones y electrones.....	15
1.12. Configuraciones de aceleradores lineales.....	16
CAPÍTULO 2	20
PROGRAMA DE CONTROL DE CALIDAD PARA UN LINAC	20
2.1. Documentos relativos al control de calidad en radioterapia externa con linac	20
2.2 Rubros de interés para el control de calidad en radioterapia externa con linac.....	23
2.3 Estructura del Programa de Control de Calidad para linac propuesto en este trabajo	27
CAPITULO 3	35
PRUEBAS DEL PROGRAMA DE CONTROL DE CALIDAD.....	35
PROPUESTO.....	35
3.1. Pruebas de control de calidad seleccionadas	35
3.2. Aspectos de seguridad	38
3.2.1. Interruptores de la mesa de tratamiento	38
3.2.2. Interruptores en la consola del linac.....	38
3.2.3. Interruptores en la pared de la sala de tratamiento.....	39
3.2.4. Enclavamiento eléctrico en la puerta de acceso a la sala de tratamiento.....	39
3.2.5. Sistema de visualización del paciente	40

3.2.6. Sistema de intercomunicación con el paciente.....	40
3.2.7. Conservación de UM en caso de corte de energía eléctrica	41
3.2.8. Mecanismo de seguridad de los conos y de los insertos de los conos	41
3.2.9. Mecanismo de seguridad de las cuñas para la orientación de la cuña y la cuña correcta seleccionada.....	42
3.3. Aspectos mecánicos	42
3.3.1. Indicador angular del colimador	42
3.3.2. Indicador angular de la camilla	43
3.3.3. Indicador angular del gantry	43
3.3.4. Indicador del desplazamiento lateral y longitudinal de la camilla	43
3.3.5. Indicador del desplazamiento vertical de la camilla	44
3.3.6. Alineación del haz luminoso y del retículo.....	44
3.3.7. Verificación de los indicadores del tamaño de campo	45
3.3.8. Alineación de los láseres	45
3.3.9. Rotación del isocentro mecánico de colimador	46
3.3.10. Rotación del isocentro mecánico de la camilla	47
3.3.11. Rotación del isocentro mecánico del gantry.....	47
3.3.12. Isocentro mecánico (coincidencia de los ejes de rotación)	48
3.3.13. Coincidencia del telémetro y puntero mecánico y funcionamiento del telémetro	48
3.4. Aspectos mecánicos evaluados por métodos radiográficos	49
3.4.1. Rotación del colimador, con las mandíbulas o las quijadas superiores cerradas	49
3.4.2. Rotación del colimador, con las mandíbulas o las quijadas inferiores cerradas.....	50
3.4.3. Imagen del isocentro de rotación del gantry	50
3.4.4. Imagen del isocentro de rotación de la camilla de tratamiento	51
3.4.5. Coincidencia de los isocentros mecánico y de radiación	51
3.4.6. Coincidencia del haz de luz con el haz de radiación	52
3.5. Aspectos dosimétricos de rayos X de 6 y 18 MV.....	52
3.5.1. PDD para tamaños de campo de 5x5, 10x10, 15x15, 20x20, 25x25 y 30x30 cm ² a una DFS = 100 cm	52
3.5.2. Calibración y constancia de la dosis en condiciones de referencia para fotones	53
3.5.3. Simetría y aplanado en la dirección radial (Y) y la transversal (X) para todas las energías de rayos X para tamaños de campo de 10x10 y 35x35 cm ²	54

3.5.4. Factores de campo para tamaños de 5x5, 10x10, 15x15, 20x20, 25x25 y 30x30 cm ²	55
3.5.5. TMR para tamaños de campo de 5x5, 10x10, 15x15, 20x20, 25x25 y 30x30 cm ²	56
3.5.6. Control de las cámaras monitoras. Reproducibilidad, linealidad y dependencia con la tasa de dosis.....	56
3.5.7. Factores de cuña para tamaños de campo de 5x5, 10x10, 15x15 y 20x20 cm ²	57
3.6. Aspectos dosimétricos de electrones de 6, 9, 12, 16 y 20 MeV.....	58
3.6.1. Curvas de PDD para tamaños de conos de 10x6, 10x10, 15x15, 20x20 y 25x25 cm ²	58
3.6.2. Curvas de PDD para insertos o sobreconos de 5x3, 7x3, 8x3, 10x3, 8x7, 9x4, 5x5, 8x4 y 7x5 cm ²	59
3.6.3. Curvas de ionización en profundidad para todas las energías de electrones para el cono de 15x15 cm ² para obtener parámetros a 80% y 30% del máximo de ionización	59
3.6.4. Calibración y constancia de dosis para todas las energías de electrones.....	60
3.6.5. Simetría y aplanado para todas las energías en la dirección radial (Y) y la transversal (X) para los conos de 10x10 y 25x25 cm ²	62
3.6.6. Factores de cono para todos los conos y energías de electrones.....	62
3.7. Incertidumbres de las mediciones	63
3.7.1. Incertidumbre estimada en la determinación de la dosis absorbida en agua en condiciones de referencia para rayos X y electrones.....	63
3.7.2. Incertidumbre estimada en la determinación de los isocentros mecánico y de radiación del linac	66
3.7.3. Incertidumbre estimada en el telémetro	66
3.7.4. Incertidumbre estimada en la determinación del tamaño de campo	66
3.7.5. Incertidumbre estimada en la alineación de los láseres con el isocentro del linac	67
3.7.6. Incertidumbre estimada en el centrado del retículo con el haz de luz y de radiación ...	67
3.7.7. Incertidumbre estimada en la colocación del maniquí y del dosímetro dentro del maniquí.....	67
3.7.8. Incertidumbre estimada en el establecimiento de las condiciones geométricas de referencia para rayos X y electrones.....	67
3.7.9. Incertidumbre estimada en la medición de la calidad del haz.....	68
3.7.10. Incertidumbre estimada en las magnitudes de influencia	68
3.7.11. Incertidumbre en las mediciones de dosimetría relativa.....	71
CAPÍTULO 4	74
RESULTADOS	74
4.1. Sistema de radioterapia externa seleccionado	74

4.2. Aspectos de Seguridad	74
4.2.1. Interruptores de mesa de tratamiento	74
4.2.2. Interruptores en consola del linac	75
4.2.3. Interruptores en la pared de la sala de tratamiento.....	75
4.2.4. Enclavamiento eléctrico en la puerta de acceso a la sala de tratamiento.....	75
4.2.5. Sistema de visualización del paciente	75
4.2.6. Sistema de intercomunicación con el paciente.....	76
4.2.7. Conservación de UM en caso de corte de energía eléctrica.....	76
4.2.8. Mecanismo de seguridad de los conos y de los insertos de los conos	76
4.2.9. Mecanismo de seguridad de las cuñas para la orientación de la cuña y la cuña correcta seleccionada.....	77
4.3. Aspectos mecánicos	77
4.3.1. Indicador angular del colimador	77
4.3.2. Indicador angular de la camilla	78
4.3.3. Indicador angular del gantry	78
4.3.4. Indicador del desplazamiento lateral y longitudinal de la camilla.....	78
4.3.5. Indicador del desplazamiento vertical de la camilla	79
4.3.6. Alineación del haz luminoso y del retículo.....	79
4.3.7. Verificación de los indicadores de tamaño de campo	80
4.3.8. Alineación de los láseres	81
4.3.9. Rotación del isocentro mecánico del colimador	81
4.3.10. Rotación del isocentro mecánico de la camilla	81
4.3.11. Rotación del isocentro mecánico del gantry.....	82
4.3.12. Isocentro mecánico (coincidencia de los ejes de rotación)	82
4.3.13. Coincidencia del telémetro y el puntero mecánico y funcionamiento del telémetro..	83
4.4. Aspectos mecánicos evaluados por métodos radiográficos.	84
4.4.1. Rotación del colimador, con las mandíbulas o las quijadas superiores cerradas	84
4.4.2. Rotación del colimador, con las mandíbulas o las quijadas inferiores cerradas.....	84
4.4.3. Imagen del isocentro de rotación del gantry	84
4.4.4. Imagen del isocentro de rotación de la camilla de tratamiento.....	85
4.4.5. Coincidencia de los isocentros mecánico y de radiación	85
4.4.6. Coincidencia del haz de luz y del haz de radiación	86

4.5. Aspectos dosimétricos de rayos X de 6 y 18 MV.....	86
4.5.1. PDD para tamaños de campo de 5x5, 10x10, 15x15, 20x20, 25x25 y 30x30 cm ² a una DFS = 100 cm.....	86
4.5.2. Calibración y constancia de dosis en condiciones de referencia para fotones.....	87
4.5.3. Simetría y aplanado en la dirección radial (Y) y la transversal (X) para todas las energías de rayos X para tamaños de campo de 10x10 y 35x35 cm ²	88
4.5.4. Factores de campo para tamaños de 5x5, 10x10, 15x15, 20x20, 25x25 y 30x30 cm ²	89
4.5.5. TMR para tamaños de campo de 5x5, 10x10, 15x15, 20x20, 25x25 y 30x30 cm ²	90
4.5.6. Control de las cámaras monitoras. Reproducibilidad, linealidad y dependencia con la tasa de dosis.....	90
4.5.7. Factores de cuña para tamaños de campo de 5x5, 10x10, 15x15 y 20x20 cm ²	92
4.6. Aspectos dosimétricos de electrones de 6, 9, 12, 16 y 20 MeV.....	94
4.6.1. Curvas de PDD para tamaños de conos de 10x6, 10x10, 15x15, 20x20 y 25x25 cm ²	94
4.6.2. Curvas de PDD para insertos o sobreconos de 5x3, 7x3, 8x3, 10x3, 8x7, 9x4, 5x5, 8x4 y 7x5 cm ²	95
4.6.3. Curvas de ionización en profundidad para todas las energías de electrones para el cono de 15x15 cm ² para obtener los parámetros a 80% y 30% del máximo de ionización.....	97
4.6.4. Calibración y constancia de dosis para todas las energías de electrones.....	98
4.6.5. Simetría y aplanado para todas las energías en la dirección radial (Y) y la transversal (X) para los conos de 10x10 y 25x25 cm ²	99
4.6.6. Factores de cono para todos los conos y energías de electrones.....	100
CAPÍTULO 5	102
DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS	102
5.1. Discusión general de resultados	104
5.2. Discusión de la normativa nacional para fotones	105
5.3. Discusión de la normativa nacional para electrones	105
5.4. Comentarios sobre los protocolos TRS-398 y TG-51.....	108
CAPÍTULO 6	110
CONCLUSIONES	110
APÉNDICE A1	112
A1. CONCEPTOS GENERALES EN TELETERAPIA CON LINAC	112
A1.1 Dosis Absorbida.....	112
A1.2 Exposición	112

A1.3 Kerma	113
A1.4 Porcentaje de dosis en profundidad	113
A1.5 TPR Y TMR	114
A1.6 Índice de calidad R_{50} para electrones.....	114
A1.7 Cámaras de ionización	114
A1.8 Electrómetro	115
A1.9 Maniqués.....	115
A1.10 Tamaño de campo	115
A1.11 Cuña física	116
A1.12 Cuña dinámica.....	116
A1.13 Energía E_0	116
A1.14 Alcance práctico.....	116
A1.15 Factor de corrección por índice de calidad del haz	116
A1.16 Factor de calibración de la cámara de ionización en agua	116
A1.17 Profundidad de ionización del 50%.....	117
A1.18 Plano longitudinal y transversal del colimador.....	117
A1.19 Cono de electrones	117
A1.20 Sobre cono de electrones	117
A1.21 Sala de tratamiento.....	117
A1.22 Laberinto	117
A1.23 Sistema de verificación y grabación.....	117
A1.24 DFI	117
A1.25 DFS	117
A1.26 Unidades monitor (UM)	118
A1.27 Cámara de ionización tipo farmer.....	118
A1.28 Cámara de ionización tipo semiflex o CC13	118
APÉNDICE A2	120
A2.1. Obtención de valores de k_{pol} , k_s , $TPR_{20,10}$, $k_{Q,Q0}$ y PDD a 10 cm de profundidad	120
A2.2. Para todas las energías de electrones obtener los parámetros k_{pol} , k_s , z_{ref} , R_{50} , $k_{Q,Q0}$ y calcular E_0	122
APÉNDICE A3	126

A3.1. Resultados de la medición de los valores de k_{pol} , k_s , $TPR_{20,10}$ y PDD a 10 cm de profundidad y cálculo de $k_{Q,Q0}$	126
APÉNDICE A4	129
A4.1. Resultados de la medición para todas las energías de electrones de los parámetros k_{pol} , k_s , z_{ref} , R_{50} y el cálculo de $k_{Q,Q0}$ y E_0	129
ANEXO 1	130

Introducción

En México para el año 2012 se registraron 78,719 defunciones por cáncer con una tasa de mortalidad de 67.8 por cada 100,000 habitantes, siendo el sexo femenino un poco más afectado con una tasa de mortalidad de 68 y el masculino de 67.5. Los tipos de cáncer que tienen la mayor mortalidad son: pulmonar, prostático, gástrico, hepático y mamario, en ese orden de importancia, sin embargo se encuentran diferencias importantes de acuerdo al sexo, para el femenino se presentan el cáncer mamario, cervico-uterino y hepático; para el masculino se presentan el cáncer prostático, pulmonar y gástrico. Tomado de [GLOBOCAN 15].

La tasa de sobrevivencia de los pacientes con cáncer depende de los factores individuales, los factores del tumor y los factores institucionales (públicos o privados). Entre los individuales sobresalen la importancia de la detección temprana y el tiempo que pasa desde la detección hasta que la persona busca atención médica, los síntomas, la edad, el sexo, el estado inmunitario, psicológico, económico y su estado de salud general. En los factores del tumor destacan la localización, estadio (o nivel de diseminación), grado de diferenciación histológica, su agresividad y la presencia de metástasis. Entre los institucionales, la accesibilidad, capacitación del personal involucrado en su tratamiento y seguimientos adecuados, además de los recursos propios del hospital o clínica (humanos, capacidad y recursos físicos).

El tratamiento para un paciente con cáncer es multidisciplinario. Los nuevos tratamientos permiten la sobrevivencia con la ayuda de médicos especialistas como oncólogos médicos, oncólogos quirúrgicos y radiooncólogos, así como algólogos (especialistas en el tratamiento del dolor), psicooncólogos y rehabilitadores. Todas las diferentes áreas son importantes. En este trabajo nos enfocaremos en la radioterapia, el elemento en que está inmerso el médico radiooncólogo y el grupo interdisciplinario de trabajo. Específicamente, la radioterapia externa convencional y los controles de calidad necesarios según la normativa nacional e internacional.

En teleterapia o radioterapia externa, el trabajo interdisciplinario incluye la participación del radiooncólogo, del físico médico, del técnico dosimetrista, del técnico radioterapeuta y del ingeniero de servicio. La teleterapia o radioterapia externa es el tratamiento impartido a distancia con radiaciones ionizantes. En este trabajo de tesis nos referimos a los tratamientos impartidos a distancia por medio de rayos X o electrones provenientes de un acelerador lineal de uso clínico, conocido como linac. Cuando mencionamos únicamente la teleterapia o la radioterapia externa, nos referimos a la teleterapia o la radioterapia externa con linac.

El radiooncólogo es el responsable del tratamiento médico del paciente, de acuerdo al caso clínico, este médico especialista define la zona y la extensión del tratamiento, la dosis de radiación, el número de fracciones (días que dure el tratamiento) y da seguimiento al paciente durante y después del tratamiento. El funcionamiento correcto del linac es responsabilidad del físico médico. El programa de garantía de calidad del linac permite estar siempre seguros de que el linac está operando en situación óptima e impartiendo la

dosis de manera correcta y en el sitio correcto. Además, el físico médico es responsable de la elaboración del plan de tratamiento (en algunos sitios se cuenta con un técnico dosimetrista, quien ayuda en la elaboración de los planes de tratamiento) así como de la verificación del plan de tratamiento. El técnico radioterapeuta es el responsable de impartir el tratamiento. El ingeniero de servicio es la persona responsable del mantenimiento preventivo y correctivo del linac. Después de los mantenimientos correctivos, el físico médico verifica que el equipo está en buenas condiciones para continuar con los tratamientos clínicos con pacientes (aceptación clínica del equipo). Todo el personal del área de radioterapia es, por el carácter de sus labores, Personal Ocupacionalmente Expuesto (POE) a la radiación ionizante.

Aceleradores Lineales de uso clínico en México

En México hay 93 centros de radioterapia, en los que hay 78 aceleradores lineales de uso médico y 20 unidades de tomografía computarizada (que adquieren imágenes en tres dimensiones) dedicadas a la simulación de tratamientos previo a la planeación. Esto significa que en la mayoría de los aceleradores lineales se usa el simulador convencional (imágenes en dos dimensiones) de los cuales hay 32 en nuestro país. Hay 78 sistemas de planeación de tratamiento para el cálculo de la dosis y su distribución en la zona de tratamiento. Todavía existen 61 unidades de ^{60}Co que seguirán desapareciendo continuamente y debido al decaimiento de la fuente natural de radiación de cada uno de esos equipos y como consecuencia de la política de desalentar el uso de los equipos de radioterapia externa con ^{60}Co por parte de la Comisión Nacional de Seguridad Nuclear y Salvaguardias (CNSNS). Actualmente, en México hay 118 millones de mexicanos, lo que significa que tenemos en nuestro país un acelerador lineal por cada 1.5 millones de personas. [OIEA DIRAC].

El físico médico en teleterapia con acelerador lineal

El objetivo primordial de las actividades de física médica en radioterapia es la ejecución de un tratamiento de alta calidad. Esto requiere de un control permanente de los componentes físicos de un tratamiento:

- 1) Funcionamiento y seguridad de los equipos.
- 2) Planificación del tratamiento.
- 3) Ejecución del tratamiento (por parte del técnico radioterapeuta en participación con el médico radiooncólogo y el físico médico).
- 4) Dosimetría.
- 5) Seguridad Radiológica.

El físico médico debe establecer un programa de control de calidad y verificación, incluyendo la frecuencia de las pruebas y los márgenes de tolerancia permitidos. Deben establecerse los niveles de acción para realizar las correcciones necesarias cuando las desviaciones se encuentren por encima de los valores de tolerancia durante las revisiones establecidas en el programa.

En la práctica clínica diaria el físico médico realiza las siguientes actividades:

Adaptado de [NOM002] y [TECDOC-1151].

- 1) Diseño y planificación de cada tratamiento de acuerdo con las indicaciones del médico especialista.
- 2) Presencia en la sala de tratamiento en cada comienzo de tratamiento y en diversas etapas del mismo, verificando que se cumpla el plan de tratamiento propuesto, y para la verificación de los campos y el registro de los parámetros que caracterizan la irradiación.
- 3) Elaboración de las curvas y tablas dosimétricas completas que permitan efectuar los cálculos: ejecución y verificación.
- 4) Revisión periódica de las hojas de tratamiento (al menos una vez por semana).
- 5) Mediciones y verificaciones sobre el paciente en los casos que sean necesarios.
- 6) Colaboración con los médicos en el estudio y desarrollo de nuevas técnicas de tratamiento
- 7) Planificación por computadora de los tratamientos y verificación con cálculos manuales de las unidades monitor (UM).
- 8) Seguimiento de los parámetros que permiten el funcionamiento del linac por medio de las verificaciones diarias, mensuales y anuales, su comportamiento, diagnóstico y evaluación de los problemas que surjan.
- 9) Control y seguimiento de las reparaciones y ajustes que se realizan en los equipos por él o los ingenieros de mantenimiento y la toma de decisión con respecto a la aceptabilidad clínica de su funcionamiento de acuerdo con las especificaciones originales.
- 10) Calibración de la dosis de radiación de cada una de las energías de rayos X y electrones cuando los valores de operación se salgan de los valores de tolerancia.

Panorama nacional del control de calidad de aceleradores lineales en México

En México existen dos normas oficiales mexicanas fundamentales para el funcionamiento del servicio de teleterapia o radioterapia externa, la NOM-002-SSA3-2007 y la NOM-033-NUCL-1999.

La NOM-002-SSA3-2007 establece los criterios para la organización, funcionamiento e ingeniería sanitaria de los servicios de radioterapia, en particular de teleterapia o radioterapia externa con acelerador lineal para asegurar una radioterapia con calidad y seguridad a los pacientes y proteger al personal ocupacionalmente expuesto y al público. Las disposiciones de esta norma son de observancia obligatoria para todos los establecimientos del Sistema Nacional de Salud, donde se presten servicios de radioterapia (en particular radioterapia externa) así como para el propietario, el responsable sanitario, el personal profesional y técnico que labora en esta área. Esta norma ha sido revisada desde abril de 2014 y ha llegado a un anteproyecto de norma después de un año de trabajo en Mayo de 2015. En el momento de escribir esta tesis se espera completar el proceso de discusión que llevará a su publicación en el diario oficial de la federación.

La Norma Oficial Mexicana NOM-033-NUCL-1999 establece las especificaciones técnicas para la operación de los equipos de teleterapia o radioterapia externa con acelerador lineal.

Los equipos generadores de radiación ionizante que se utilizan en terapia deben ser verificados periódicamente, esto debe abarcar desde una verificación diaria hasta una verificación anual, incluyendo las actividades de mantenimiento mayor. Durante estas verificaciones periódicas se deben revisar y ajustar aquellos parámetros que son relevantes para la calidad del tratamiento, la operatividad del equipo y la seguridad radiológica. El objetivo de esta norma oficial es establecer las especificaciones técnicas bajo las cuales los aceleradores lineales de uso médico deben operar, así como los requisitos que debe cumplir la documentación de registro de las verificaciones y mantenimientos que se realicen a dichos equipos. Esta norma oficial tiene su campo de aplicación únicamente en servicios de radioterapia externa con acelerador lineal.

En la norma [NOM033] se establecen los requisitos que debe cumplir un acelerador lineal de uso médico para la operación diaria. También establece que se deben realizar las verificaciones y calibraciones de acuerdo a protocolos reconocidos por la CNSNS. El protocolo de calibración de dosis recomendado es el TRS-398 de la OIEA (Organismo Internacional de Energía Atómica), la geometría del haz de radiación se verifica en los términos recomendados por el fabricante.

En el conjunto de pruebas de verificación diaria, se indican 13 pruebas, en las pruebas mensuales se indican 10 verificaciones y en las pruebas anuales, se indican 17 verificaciones. En total, esta norma establece 40 pruebas de control de calidad y las tolerancias de los parámetros de operación son indicadas en el apéndice D de la norma [NOM033].

Objetivo de esta tesis

El objetivo de este trabajo es el diseño y aplicación de un Programa de Control de Calidad (PCC) para radioterapia externa convencional. El objetivo de los procedimientos de control de calidad es garantizar que las características funcionales del linac, definidas a partir de los parámetros físicos establecidos durante la puesta en servicio del equipamiento (pruebas de aceptación), permanezcan dentro de las tolerancias establecidas en la norma oficial mexicana, de las tolerancias establecidas por el mismo fabricante, y además sometidos a estándares de funcionamiento internacionales, los cuales son mucho más amplios que la normativa nacional.

El programa se puede aplicar en aceleradores lineales de cualquier modelo y marca, salvo algunas adaptaciones en los parámetros establecidos durante la puesta en marcha del equipo y las tolerancias de acuerdo a cada fabricante. El programa se aplicó en un acelerador VARIAN 2100C con número de serie 1211 y los resultados forman parte de este trabajo. Para cumplir con dicho objetivo se plantearon 2 metas:

- i. Diseño de un programa de control de calidad para radioterapia externa con linac, las pruebas y verificaciones del programa, además de cumplir con la normativa nacional vigente, deben incluir pruebas y recomendaciones internacionales, hasta donde el equipamiento disponible lo permita.

- ii. Establecimiento del PCC en un servicio de radioterapia externa seleccionado, perteneciente a una clínica privada en la que se desempeña profesionalmente el estudiante que realiza esta tesis.

Como se mencionó, en un servicio de radioterapia externa, el trabajo es interdisciplinario por lo que para asegurar el funcionamiento de toda el área es necesario establecer un Programa de Garantía de Calidad (PGC). Este es un conjunto de disposiciones administrativas, procedimientos y acciones que involucran a todo el personal para la verificación y en caso necesario realizar medidas correctivas destinadas a generar la calidad en el servicio de radioterapia externa. En dicho programa se deben establecer las responsabilidades del personal involucrado, vigilancia del funcionamiento y mantenimiento de los equipos. Un rubro fundamental y de mayor importancia del PGC, es el PCC de los equipos y los mecanismos de evaluación del funcionamiento tanto de los equipos como del programa mismo y los registros de la pruebas del programa.

El PCC, en particular orientado a la verificación de los equipos empleados en radioterapia externa, es en primer lugar una evaluación continua de sus características y parámetros funcionales. Estas características y parámetros influyen directamente en la exactitud geométrica y dosimétrica de las dosis de radiación aplicada a los pacientes.

Metodología

Para el diseño del programa de control de calidad se realizó un estudio de protocolos y documentos con recomendaciones internacionales provenientes de The American Association of Physicists in Medicine (AAPM) y de la OIEA que están dedicados al control de calidad del linac. El programa que se diseñó consta de 46 pruebas de control de calidad. En el programa se incluyen procedimientos para la realización de cada una de las pruebas. En cada caso, se especifica la frecuencia de aplicación de cada una de las pruebas y los criterios de aceptación que se consideran para decidir si el linac cumple satisfactoriamente o no las pruebas.

Una vez diseñado el PCC, se aplicó en el servicio de radioterapia externa de una clínica privada en Guadalajara, Jalisco.

El trabajo de esta tesis está dividido en seis capítulos:

En el capítulo I se explican los conceptos básicos y definiciones relacionados con la radioterapia externa, se describe al linac y sus componentes. En el capítulo II se define un programa de control de calidad en radioterapia externa, se presenta la estructura que tiene el programa diseñado y se hace notar la extensión del programa más allá de la normativa nacional. Se denotan las pruebas, sus tolerancias incluidas y la frecuencia con que deben realizarse con base en los protocolos internacionales. En el capítulo III se describe el desarrollo experimental, la incertidumbres, los métodos y materiales y se plantean los objetivos de cada una de las pruebas del programa aplicadas, las tolerancias o criterios de aceptación establecidos en ellas y las observaciones que deben considerarse al aplicarlas.

En el capítulo IV se presentan los resultados de la ejecución del programa de control de calidad. En el capítulo V se discuten los resultados respecto de la normativa internacional, como los documentos de la OIEA y de la AAPM. En el capítulo VI se exponen las conclusiones y un resumen de resultados de este trabajo de tesis, los aportes y las perspectivas sobre el tema abordado.

Bibliografía

- [OIEA DIRAC] <http://www-naweb.iaea.org/nahu/dirac/default.asp>
- [GLOBOCAN 15] Boletín Epidemiológico, Número 5, Volumen 32, Semana 5, del 1 al 17 de febrero del 2015. México.
- [NOM02] Norma Oficial Mexicana NOM-002-SSA3-2007, Para la organización, funcionamiento e ingeniería sanitaria de los servicios de radioterapia. México, 2007.
- [NOM033] Norma Oficial Mexicana, NOM-033-NUCL-1999, Especificaciones técnicas para la operación de unidades de teleterapia. Aceleradores lineales. México, 1999.
- [TECDOC-1151] Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: Protocolo De Control de Calidad, TEC DOC 1151, OIEA, Viena, 2000.

CAPÍTULO 1

DESCRIPCIÓN DE UN ACELERADOR LINEAL DE USO CLÍNICO

A continuación se describe el funcionamiento básico del acelerador lineal de uso clínico. Este capítulo se basa en las referencias [FA10], [PO06], [PA09].

1. Descripción de un acelerador lineal de uso clínico (linac)

Un acelerador lineal llamado linac es un dispositivo que usa ondas electromagnéticas de alta frecuencia para acelerar electrones a altas energías a través de un tubo lineal acelerador. El haz de electrones puede usarse directamente para tratar tumores superficiales. El haz también puede ser dirigido para impactar un blanco de alto número atómico (Z) para producir rayos X de frenado para dar tratamiento a tumores situados a mayor profundidad. El blanco es generalmente fabricado con una aleación de tungsteno y es enfriado con agua, además de ser suficientemente grueso para frenar la mayoría de los electrones incidentes. Por ejemplo el alcance o rango de los electrones de 6 a 18 MeV en el tungsteno es de 4.2 g/cm^2 a 8.8 g/cm^2 . Como resultado de las interacciones tipo bremsstrahlung parte de la energía del electrón es convertida en un espectro de rayos X con un máximo de energía igual a la energía cinética incidente del electrón. La energía promedio de los fotones producidos de esta manera es aproximadamente una tercera parte del máximo de energía.

Los componentes principales del linac que son visibles al usuario y los pacientes son:

- Gantry (o cabezal)
- Soporte del gantry
- Modulador
- Camilla de tratamiento
- Consola de control

Los componentes del linac que forman parte de la producción del haz de radiación usualmente se pueden agrupar en nueve sistemas:

Fuente de poder, modulador (y tiratrón), cañón de electrones, magnetron o klystron, sistema de guía de ondas y tubo acelerador, magnetos deflectores, blanco de rayos X y colimadores, sistemas auxiliares, cabezal de tratamiento y sistemas de rotación del cabezal. En la figura 1.1 se muestra un esquema de los elementos que forman parte de un linac. Se describen a continuación algunos de estos sistemas.

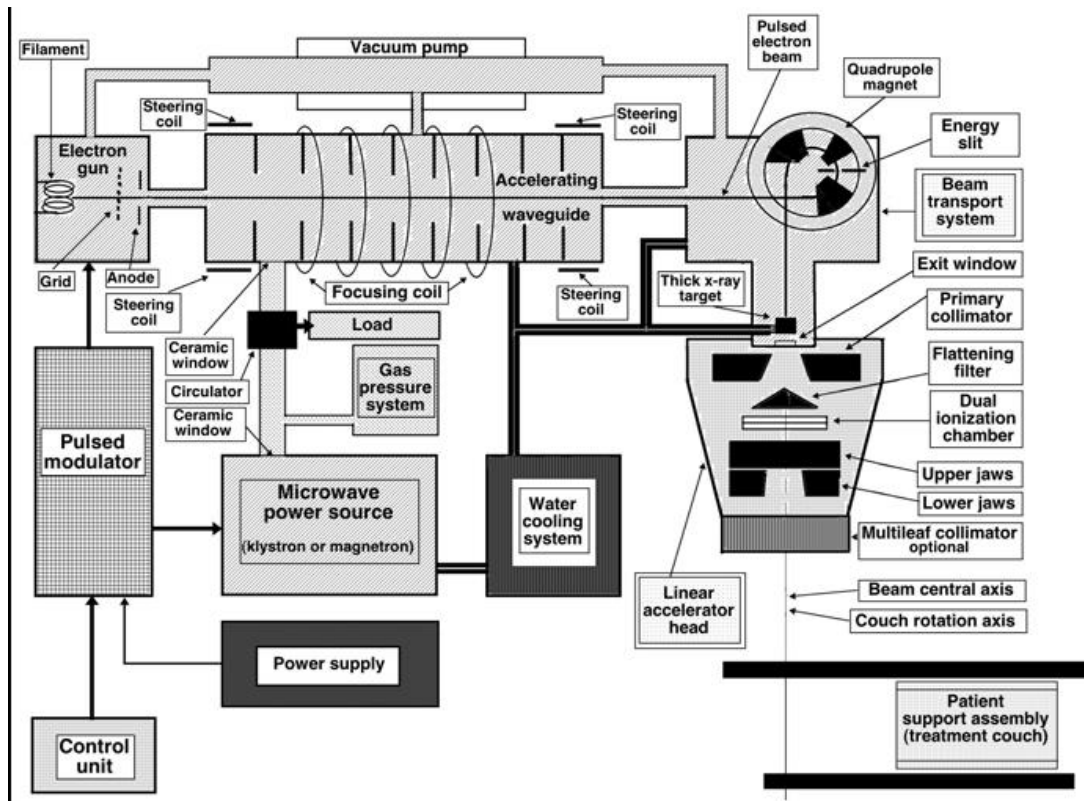


Figura 1.1 Representación esquemática de los elementos que conforman un linac. Tomado de [PO06].

1.1. Cañón de electrones

El cañón de electrones, o sistema de inyección, es la fuente de electrones. Éste es un acelerador electrostático simple. Hay dos tipos de cañones de electrones: tipo diodo y tipo tríodo, ambos contienen un cátodo calentado (a un potencial negativo del orden de -25 kV) y un ánodo perforado aterrizado a tierra. El tipo tríodo incorpora una rejilla colocada entre el cátodo y ánodo. Los electrones son termoiónicamente emitidos del cátodo calentado, enfocados a un haz delgado y acelerados hacia el ánodo perforado a través del cual se los lleva a la guía de onda o tubo acelerador.

1.2. Magnetrón

El magnetrón es un dispositivo que produce microondas y que se usa para aceleradores de baja energía (6 MV). Funciona como un oscilador de alta potencia generando pulsos de microondas de varios microsegundos de duración y una tasa de repetición de varios cientos de pulsos por segundo. La frecuencia de las microondas dentro de cada pulso es alrededor de 3,000 MHz. El magnetrón tiene una construcción cilíndrica, un cátodo central y un ánodo externo y cavidades de resonancia en una pieza de cobre sólido. El espacio entre el cátodo y el ánodo está al vacío. El cátodo es calentado por un filamento y los electrones

son generados por emisión termoiónica. Un campo magnético estático es aplicado perpendicular al plano de la sección transversal de las cavidades y un campo eléctrico pulsado de corriente directa CD se aplica entre el cátodo y el ánodo. Los electrones emitidos desde el cátodo son acelerados hacia el ánodo por acción del campo de CD. Bajo la influencia simultánea del campo magnético, los electrones se mueven en espirales complejas hacia las cavidades resonantes, emitiendo así radiación en el espectro de microondas. El pulso de microondas generado es llevado a la estructura del tubo acelerador vía la guía de ondas. En C de la figura 1.2 se muestra el diagrama de la sección transversal del magnetrón. T muestra la órbita espiral que siguen los electrones desde el cátodo al ánodo, C muestra el espacio de distribución de la carga de electrones y los signos + y - indican la polaridad del campo eléctrico aplicado en el ánodo.

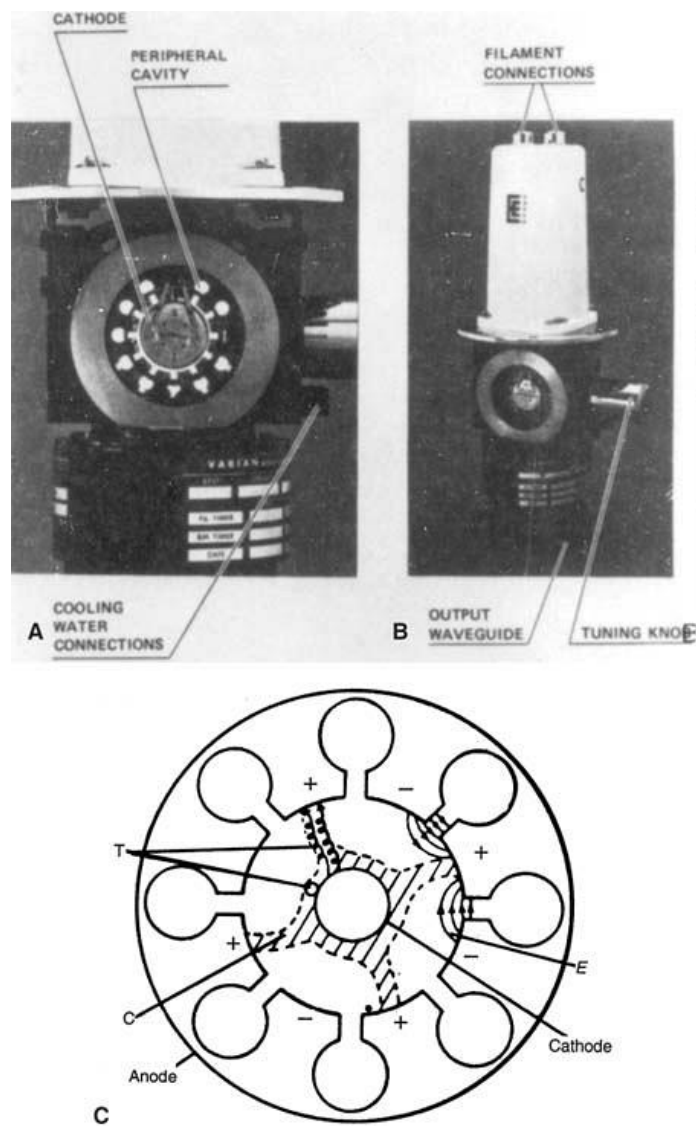


Figura 1.2. En A y B se muestran imágenes del magnetrón. En C se muestra el diagrama de la sección transversal del magnetrón. Referencia [FA10].

1.3. El klystron

El klystron no es un generador de microondas, sino un amplificador de microondas. Necesita ser conducido por un oscilador de baja potencia. En la figura 1.3 se muestra una sección longitudinal de un klystron de dos cavidades. Los electrones producidos por el cátodo son acelerados por un pulso negativo de voltaje dentro de la primera cavidad, llamada cavidad agrupadora, la cual es energizada por microondas de baja potencia. Las microondas establecen un campo eléctrico que alterna a través de la cavidad. Algunos electrones son acelerados, mientras otros son desacelerados y otros no son afectados. Esto da como resultado que los electrones se agrupen cuando el haz pasa a través del espacio libre de campo en el tubo de deriva

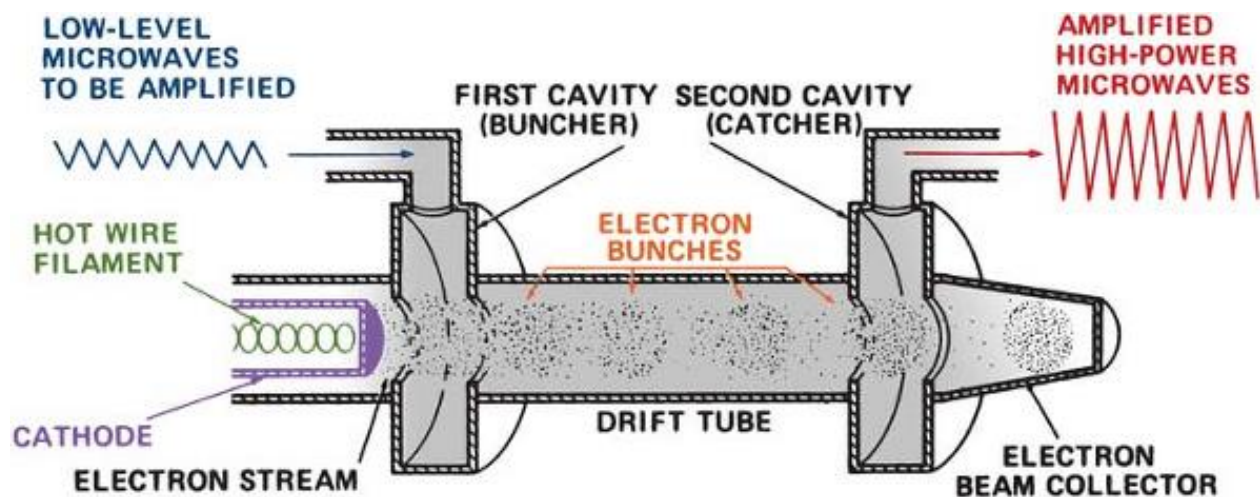


Figura 1.3. Representación de la sección longitudinal de un klystron de dos cavidades. Adaptado de [FA10].

1.4. Guía de ondas y tubo acelerador

La guía de ondas transporta las microondas de alta potencia que se producen en el magnetrón o klystron y son llevadas a la guía aceleradora. La guía de onda aceleradora es en principio obtenida de una guía de onda cilíndricamente uniforme agregando una serie de discos con hoyos circulares en el centro posicionados a intervalos iguales a lo largo del tubo. Estos discos dividen la guía de onda en una serie de cavidades cilíndricas que forman la estructura básica de la guía de onda aceleradora. Los electrones son acelerados en la guía de ondas aceleradora por medio de la transferencia de energía de la fuente de alto poder del campo de radiofrecuencia (RF), el cual establece intensos campos eléctricos en cada cavidad. Estos campos aceleran a los electrones a lo largo del eje de la guía aceleradora por la diferencia de potencial creada en la superficie de las paredes de cada cavidad. En la figura 1.4 se muestra un esquema de una guía o tubo acelerador.

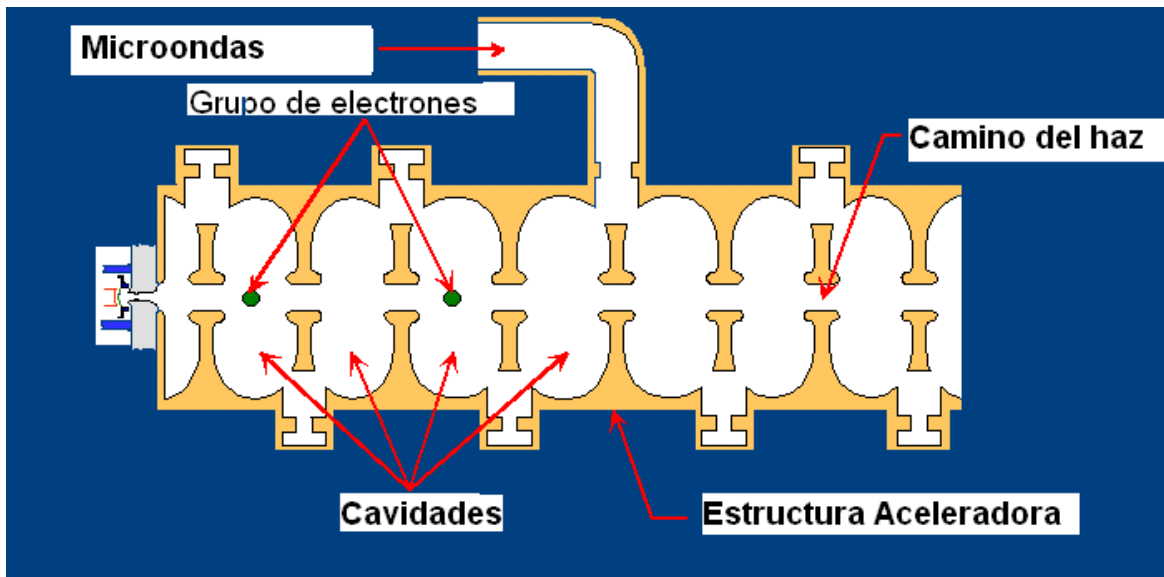


Figura 1.4. Representación esquemática de una guía aceleradora.

1.5. Sistemas auxiliares

Los sistemas auxiliares de un acelerador de uso clínico consisten en varios sistemas que no están directamente involucrados con la aceleración de electrones, pero que hacen posible la aceleración y el acelerador viable para operación clínica. Estos sistemas son: la bomba de vacío, el sistema de enfriamiento con agua, el sistema de presión de aire y el blindaje contra la radiación de fuga.

1.6. Cabeza o cabezal de tratamiento (también llamado gantry)

La cabeza de tratamiento contiene varios componentes que influyen en la producción, forma, localización y monitoreo de los haces de fotones y electrones. Los electrones se originan en el cañón de electrones, son acelerados en la guía de onda aceleradora hasta alcanzar la energía cinética necesaria y llevados a la forma de una haz angosto a través del sistema de transporte del haz dentro de la cabeza de tratamiento. Los componentes más importantes que hay en una cabeza de tratamiento típica de un linac moderno incluyen:

1. Blancos retraibles para rayos X
2. Filtros de aplanado y hojas de dispersión de electrones
3. Colimadores primarios y secundarios
4. Cámaras de ionización de transmisión duales
5. Campo de luz y distanciador óptico
6. Sujetador para cuñas
7. Colimador multihojas

1.7. Blanco y filtro de aplanado

Los haces de fotones clínicos se producen en los linac con una combinación de blanco y filtro de aplanado. El haz de electrones es acelerado a una energía cinética dada en la guía de onda aceleradora y es llevado por el sistema de transporte del haz hasta un blanco de rayos X en el que una pequeña fracción (del orden del 10%) de la energía cinética del haz de electrones se transforma en rayos X de bremsstrahlung. El haz de rayos X producido en el blanco está principalmente dirigido hacia adelante y se usa un filtro de aplanado posterior al blanco para aplanar el haz y hacerlo útil para aplicaciones clínicas. Para cada haz de fotones y de electrones se tiene su propio blanco y filtro de aplanado.

1.8. Colimación del haz y control de la dosis

La colimación del haz de fotones en un linac moderno se logra con tres dispositivos de colimación: el colimador primario, el colimador secundario móvil que define el haz, y el colimador multihojas (MLC). El colimador primario define un máximo campo circular el cual es truncado por el colimador secundario rectangular, ajustable. Este consiste de dos pares de mandíbulas independientes, superiores e inferiores, que producen campos rectangulares o cuadrados con una dimensión máxima de $40 \times 40 \text{ cm}^2$ en el isocentro del acelerador lineal, a 100 cm de distancia del blanco de rayos X.

El sistema de control de dosis en los linac se basa en cámaras de ionización selladas (no abiertas a la atmósfera) instaladas permanentemente en el haz clínico de fotones y electrones. Las cámaras son usadas para monitorear el haz continuamente durante el tratamiento al paciente. Además de controlar la dosis, las cámaras también son usadas para monitorear el aplanado radial y transversal del haz así como la simetría y la energía. Para seguridad del paciente, el sistema de dosimetría del acelerador lineal usualmente consiste de dos cámaras de ionización selladas, con fuentes de alimentación y electrómetros de lectura completamente independientes. Si la cámara primaria falla durante el tratamiento a un paciente, la cámara secundaria terminará controlando la irradiación.

El MLC es una adición relativamente nueva a los aceleradores modernos. La idea detrás del MLC es simple. El MLC permite crear campos de radiación de forma irregular con exactitud y eficiencia, y consta de un arreglo de pares de hojas angostas en el colimador, cada hoja es controlada con su propio motor miniatura. La construcción de un sistema de colimación multihojas confiable presenta un cambio tecnológico sustancial y los modelos actuales incorporan hasta 80 o 120 hojas (40 o 60 pares), cubriendo campos de radiación de hasta $40 \times 40 \text{ cm}^2$, que requieren 80 o 120 motores controlados por computadora individualmente con sus circuitos de control.

1.9. Sistema de rotación del cabezal

El gantry (o cabezal) es la parte móvil del linac que gira alrededor del paciente. Contiene la fuente de irradiación, que apunta siempre hacia el isocentro (definido más abajo). El soporte sobre el que gira el sistema de rotación del cabezal se llama stand del gantry.

La mayoría de los linac actuales se han construido de tal forma que la fuente de radiación puede rotar alrededor de un eje horizontal. Cuando el gantry rota, el eje del colimador (se supone que coincide con el eje central del haz) se mueve en un plano vertical. El punto de intersección del eje del colimador y el eje de rotación del gantry se conoce como isocentro. El montaje isocéntrico de las máquinas de radiación tiene ventajas sobre las unidades que sólo se mueven de arriba a abajo. Estas últimas no son viables para técnicas de tratamientos rotacionales (llamados isocéntricos) en los cuales los haces de radiación se dirigen de diferentes direcciones y se intersectan en el mismo punto, el isocentro, colocado dentro del paciente. En la figura 1.5 se muestra una fotografía de un linac con montura isocéntrica. Las unidades no isocéntricas se montan giratorias. Esto es, la cabeza de tratamiento puede ser girada o rotada en cualquier dirección mientras el gantry puede moverse hacia arriba o hacia abajo. Modelos isocéntricos son los 2100C, 21EX, 21iX de Varian y Precise y Synergy del fabricante Elekta.



Figura 1.5. Fotografía de un linac con montura isocéntrica (Cortesía de Varian, Palo Alto, California). Adaptado de [FA10].

1.10. El haz de electrones

El haz de electrones, cuando sale de la ventana del tubo acelerador, es aproximadamente de 3 mm de diámetro. En modo de operación de electrones, este haz, en lugar de golpear el blanco de tungsteno, golpea una lámina delgada para esparcir el haz y obtener una fluencia de electrones transversalmente uniforme en todo el campo de tratamiento. La lámina de dispersión consiste en una lámina metálica delgada, generalmente de plomo. El espesor de la lámina es tal que la mayoría de los electrones se dispersan.

Sin embargo, una pequeña fracción de la energía total sí se convierte en radiación de bremsstrahlung y aparece como contaminación con rayos X del haz de electrones. También se produce radiación de bremsstrahlung debido a electrones que golpean las paredes del colimador u otros materiales de alto número atómico en el sistema de colimación de electrones.

1.11. Unidades para referirse a la energía de los haces de fotones y electrones

Cuando nos referimos a la energía del haz de electrones de uso clínico en radioterapia externa se usan las unidades MeV (millones de electrón Volt) debido a que la energía que alcanzan los electrones es prácticamente única al completar el proceso de aceleración en la guía de onda aceleradora, es decir, el haz de electrones es monoenergético al terminar la aceleración.

En el caso de la energía del haz de fotones, se usan las unidades MV para referirse a la energía nominal del haz de radiación, debido a que un haz de electrones con una energía numéricamente igual al MV golpea el blanco en el cual se producen los fotones de bremsstrahlung. Estos exhiben un espectro de energías, con una energía máxima igual a la de los electrones incidentes, y la energía promedio es aproximadamente un tercio de la energía máxima. En la figura 1.6 se muestran los elementos que forman parte de una cabeza de tratamiento de un linac en la modalidad de rayos X y de electrones.

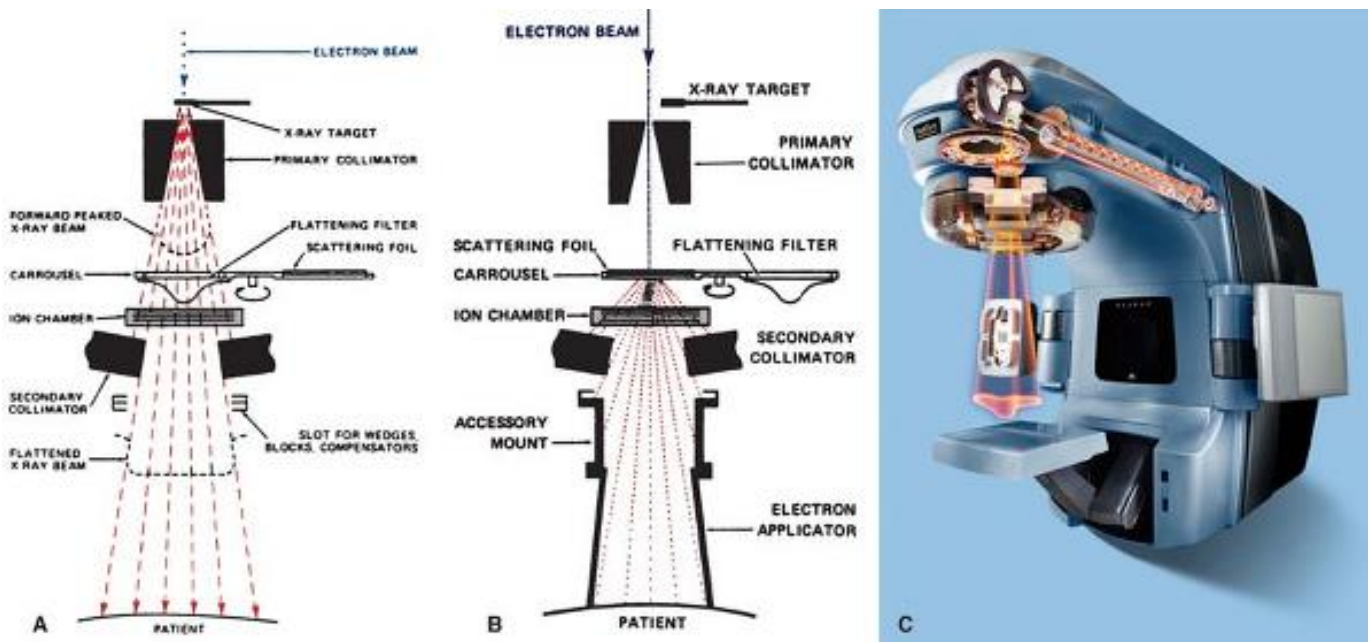


Figura 1.6. Representación de los elementos que forman la cabeza de tratamiento. En A, se muestra en modalidad de tratamiento de rayos X. En B, se muestra en modo de electrones. En C se muestra una figura de un modelo iX con Portal Vision y guía por imágenes de kilovoltaje. Adaptado de [FA10].

1.12. Configuraciones de aceleradores lineales

Para electrones de energía en el intervalo de MeV, los fotones de bremsstrahlung producidos en el blanco alcanzan su punto máximo de emisión hacia delante y el haz de fotones clínicos se produce en la misma dirección con la que el haz de electrones golpea el blanco.

En la configuración más simple y práctica, el cañón de electrones y el blanco de rayos X forman parte de la guía aceleradora y están alineados directamente con el isocentro del linac, obviando la necesidad de un sistema de transporte del haz de radiación. La fuente de poder de RF también está montada en el gantry. Los aceleradores lineales más simples son máquinas de 4 o 6 MeV montadas isocéntricamente con el cañón de electrones y el blanco permanentemente en la guía de onda aceleradora, por lo tanto no requieren transporte del haz y no ofrecen la opción de terapia con electrones.

Las guías de onda aceleradoras para energías de electrones intermedias (8-15 MeV) y altas (15-30 MeV) son demasiado largas para un montaje directo isocéntrico, por lo que se encuentran en el gantry, paralelos al eje de rotación del gantry o en el soporte del gantry (stand del gantry). En este caso se usa un sistema de transporte para conducir el haz de electrones de la guía aceleradora al blanco de rayos X. La fuente de poder de RF en las dos

configuraciones está comúnmente montada en el stand del gantry. En la figura 1.7 se muestra el diseño de varias configuraciones de aceleradores lineales isocéntricos.

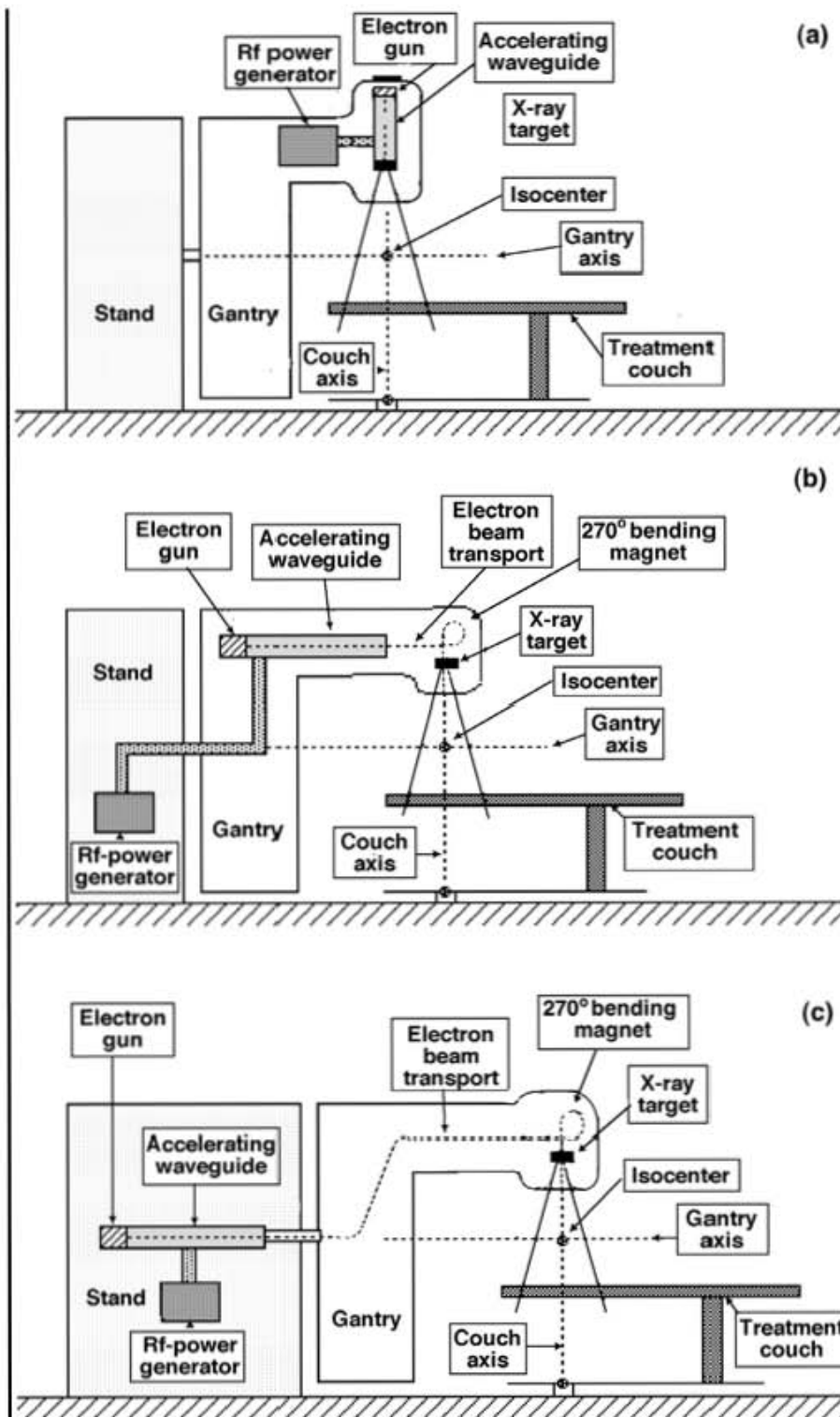


Figura 1.7. Configuraciones de diseño de linac con montura isocéntrica. a) En este diseño el cañón de electrones y el blanco están en la guía de onda aceleradora. Se producen rayos

X con energías de 4-6 MV. La fuente de radiofrecuencia (RF) está montada en el gantry. b) La guía de onda aceleradora está en el gantry, paralela al eje del isocentro. Los electrones son transportados al blanco. La fuente de RF está localizada en el stand del gantry. Se pueden producir haces de rayos X y electrones. c) La guía de onda aceleradora y la fuente de RF están localizadas en el stand del gantry. Los electrones son transportados al blanco y el equipo puede producir rayos X y electrones. Tomado de [PO06].

BIBLIOGRAFIA

- [FA10] Faiz M. Khan, The Physics of Radiation Therapy, Wolters Kluwer
Lippincott Williams & Wilkins, 4th edition, 2010.
- [PO06] E.B. Podgorsak, Radiation Physics for Medical Physicists, Springer-Verlag
Berlin Heidelberg, Alemania, 2006.
- [PA09] Pan Cherry, Angela Duxbury, Practical Radiotherapy Physics and
Equipment, John Wiley & Sons, UK, 2009.

CAPÍTULO 2

PROGRAMA DE CONTROL DE CALIDAD PARA UN LINAC

Los programas de control de calidad (PCC) usados en teleterapia para un linac son una serie de criterios, reglas y procedimientos para la operación del equipo, así como las acciones referidas al registro de los procedimientos realizados y los criterios de evaluación y tolerancias permitidas para éstos. El objetivo es verificar el buen funcionamiento del linac y garantizar una correcta impartición de la dosis de radiación a los pacientes. En este capítulo se presenta una revisión de la normativa nacional en el tema de control de calidad para linac de uso en radioterapia externa. Se compara la normativa nacional con protocolos en países con mayor experiencia en la materia. Se plantea la estructura de un PCC posible de aplicar en un linac del país, que incluye pruebas no incluidas en la normativa nacional actual. Este capítulo se basa en las referencias [TECDOC-1151], [TRS-398], [TRS-430], [TECDOC-1583], [TG40], [TG51], [TG142], [NOM033] y [NOM02].

2.1. Documentos relativos al control de calidad en radioterapia externa con linac

En diferentes países o regiones se han desarrollado protocolos de control de calidad específicos para radioterapia externa con linac. Un PCC es un documento que establece recomendaciones sobre los procedimientos que se deben realizar para detectar y evitar errores de funcionamiento, establece la frecuencia de los procedimientos o pruebas y las tolerancias permisibles de éstas, y las acciones correctivas a realizar en caso necesario.

Existen protocolos internacionales originados en países de América del Norte y Europa para uso en países con menos equipamiento y desarrollo que se adaptan a la situación actual de regiones como América Latina. Uno de ellos es el protocolo de la OIEA, “Aspectos físicos de la Garantía de Calidad en Radioterapia: Protocolo de Control de Calidad” [TECDOC-1151]. En ese documento se consideran los requisitos mínimos que debe satisfacer toda área de radiooncología para alcanzar un nivel aceptable de calidad, así como el personal que debe tener, las responsabilidades de cada uno de ellos, las cualificaciones y preparación académica y clínica, así como el equipamiento mínimo con que se recomienda contar en el área de radioterapia, abarca todos los aspectos de las actividades de todo el personal en radioterapia externa que pueden influir en la calidad de los tratamientos a pacientes. Este documento amplio es aplicable en toda el área de radioterapia.

Otro protocolo importante para radioterapia es el documento de la OIEA, “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. Protocolo de calibración de dosis [TRS-398].

Un código de práctica es un documento en el que se recomiendan procedimientos específicos establecidos por convenio para unificar métodos de trabajo. Para la radioterapia externa con linac, este código de práctica TRS-398 se refiere a recomendaciones para la medición de la dosis absorbida en agua mediante cámaras de ionización. En este protocolo se explica por qué tiene ventajas un código de práctica basado en patrones de dosis absorbida en agua, y tiene aplicación para haces de fotones de baja, media y alta energía, incluyendo ^{60}Co , electrones, protones o iones pesados. El intervalo de aplicación del TRS-398 en radioterapia externa con linac es la calibración y la dosimetría que caracteriza a los fotones generados por electrones de 1 a 50 MeV y los electrones de 3 a 50 MeV. Los aceleradores lineales actuales generalmente tienen energías de fotones que van desde 6 hasta 18 MV y energías de electrones desde 4 hasta 20 MeV. Contiene hojas de trabajo que son una guía para la documentación.

El TRS-398 proporciona el procedimiento y la geometría experimental para medir la calidad del haz $\text{TPR}_{20,10}$ (ver apéndice A1.5). Para electrones, define el índice de calidad del haz a la profundidad de hemiabsorción R_{50} . Hace recomendaciones del tipo de cámara de ionización que se debe usar para fotones y/o electrones.

Este documento define las condiciones de referencia (tamaño de campo, profundidad y distancia fuente superficie) para la determinación de la dosis absorbida en agua. También hace recomendaciones acerca de las mediciones de dosimetría relativa, como son las distribuciones de dosis en profundidad en el eje central de haz y los factores de campo. Incluye un análisis de las incertidumbres en la determinación de la dosis absorbida en agua en condiciones de referencia.

Un par de documentos importantes de control de calidad que se deben conocer en un servicio de radioterapia externa son el Commissioning and Quality Assurance of Computerized Planning Systems for Radiation Treatment of Cancer, TRS-430 [TRS-430], y el Commissioning of Radiotherapy Treatment Planning Systems: Testing for Typical External Beam Treatment Techniques [TECDOC-1583], ambos publicados por la OIEA. El TRS-430 da las recomendaciones para la implementación de los sistemas de planificación de tratamientos (TPS), menciona la importancia de la transferencia de datos al TPS y del TPS al linac, así como las pruebas de la exactitud del cálculo de las unidades monitor y recomendaciones para documentar todo el proceso. El TECDOC-1583 hace recomendaciones sobre el tipo de pruebas que se deben hacer durante el comisionamiento del TPS, incluso da instrucciones para diferentes pruebas.

En los Estados Unidos de Norteamérica el grupo Radiation Therapy Committee de la American Association of Physicists in Medicine (AAPM) escribió varios documentos para el control de calidad en radioterapia externa. El reporte del Task Group 40, Comprehensive QA for radiation oncology [TG40], es una guía para la realización de las pruebas de control de calidad para linac, menciona las pruebas que deben realizarse, la frecuencia y la

tolerancia de cada una de ellas. Incluye pruebas para el TPS, su frecuencia y tolerancia. Este texto debería ser una guía para el servicio de radioterapia externa.

El documento de la AAPM TG-51 Protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams [TG51] es un protocolo de dosimetría clínica en radioterapia de haz externo para haces de fotones con energías nominales desde ^{60}Co hasta 50 MV y haces de electrones con energías nominales entre 4 y 50 MeV. Este protocolo usa, al igual que el TRS-398, cámaras de ionización con factores de calibración de dosis absorbida en agua, las cuales tienen trazabilidad a los estándares primarios nacionales de ese país. Los rubros de este protocolo son la especificación de la calidad del haz de radiación y la dosimetría de un haz de fotones y electrones en condiciones de referencia. Contiene hojas de trabajo, que son una guía para la documentación.

Un documento reciente de la AAPM, es el Task Group 142 Report: Quality assurance of medical accelerators [TG142]. Este documento es una actualización de la tabla II del TG-40 y agrega las recomendaciones relacionadas a las quijadas asimétricas, colimadores multihojas (MLC) y cuñas dinámicas y virtuales. También se especifican nuevas pruebas y tolerancias, y se incluyen los dispositivos de imagen que son parte del linac, como el sistema de imágenes portales para fotones (imágenes de megavoltaje, sistemas de imagen planos de kilovoltaje, como dispositivos auxiliares), la tecnología CT de haz cónico (para imágenes de kilovoltaje) y la activación del haz por medio de la respiración “respiratory gating”. El protocolo incluye las pruebas, frecuencias y tolerancias de cada una de ellas para los diferentes tipos de linac utilizados para tratamientos en dos dimensiones (2D), en tres dimensiones 3D, en radioterapia de intensidad modulada (IMRT), radiocirugía estereotáctica (SRS) y la radioterapia estereotáctica corporal o extra craneal (SBRT).

Están anunciados otros documentos por parte de la AAPM que todavía no han sido publicados, como el TG-198 An implementation guide for TG-142: QA of medical linear accelerators, el cual está pendiente desde 2010 y que probablemente se publique a finales de 2015. Este documento será una guía explícita de cómo elaborar cada una de las pruebas recomendadas en el TG-142, por lo que será de gran utilidad para perfeccionar y unificar procedimientos al momento de realizar las pruebas.

En México existen dos normas oficiales que regulan la actividad del servicio de radioterapia externa con linac.

La primera de ellas es la Norma Oficial Mexicana NOM-033-NUCL-1999, Especificaciones técnicas para la operación de unidades de teleterapia. Aceleradores lineales [NOM33]. En esta norma se establecen las especificaciones técnicas bajo las cuales deben operar los aceleradores lineales de uso médico y los requisitos que debe cumplir la documentación de registro de las verificaciones y mantenimientos que se

realicen a dichos equipos. Como veremos más adelante, hay muchas diferencias entre la normativa nacional respecto de los protocolos internacionales.

La segunda es la Norma Oficial Mexicana NOM-002-SSA3-2007, Para la organización, funcionamiento e ingeniería de los servicios de radioterapia. En esta norma se establecen los criterios para el funcionamiento de los servicios de teleterapia y braquiterapia, en general. En particular son de nuestro interés los apartados de la norma relacionados con la teleterapia con linac. En el documento se enumeran las definiciones y abreviaturas de los conceptos relacionados con la radioterapia, se definen los requisitos que debe cumplir un establecimiento de radioterapia, y se mencionan las características y funciones del personal.

2.2 Rubros de interés para el control de calidad en radioterapia externa con linac

El enfoque de los protocolos y documentos sobre control de calidad sugiere que los rubros de interés en radioterapia externa son: aspectos de seguridad, mecánicos y dosimétricos, funcionamiento del sistema de planificación de tratamientos, el MLC y sistemas de imágenes portales. Estos tres últimos no aparecen, en la normativa nacional. Los rubros que se proponen en este trabajo siguen un esquema similar al de [TECDOC-1151]. En cada rubro se contemplan diferentes parámetros que se deben medir, controlar y optimizar. La inclusión de nuevos aspectos se basa en la necesidad de conocer a profundidad el estado de funcionamiento de un linac. A continuación se presenta una breve descripción de cada uno de ellos.

2.2.1 Aspectos de seguridad

Durante el tratamiento de radioterapia externa es de alta prioridad considerar los mecanismos de seguridad para la protección de los pacientes y el POE. Estos aspectos de seguridad, incluyen las luces de advertencia a la entrada de la sala de tratamiento y en el panel de control, el sistema de audio y de video para la observación del paciente durante el tratamiento, el sistema anticolidión del cabezal con el paciente, los sistemas de interrupción del haz de radiación en caso de emergencia, los sistemas de colocación de accesorios, los sistemas de alarmas, así como las pruebas a otros sistemas que se mencionaran más adelante.

2.2.2 Aspectos mecánicos

Los linac para radioterapia externa tienen partes móviles que son de importancia para la impartición de los tratamientos clínicos. Una de ellas es el distanciador óptico, el cual permite ver la distancia de la fuente a la superficie en una proyección de la escala sobre la superficie del paciente. Las partes móviles del distanciador óptico son una fuente de luz o foco y un espejo. A la distancia de la fuente de radiación a la superficie que se va irradiar se le llama distancia fuente superficie (DFS en español y SSD en inglés). En esta subsección de aspectos mecánicos revisamos los elementos móviles del linac.

A. Gantry

El gantry es el brazo mecánico del linac, tiene capacidad para rotar 360° y poder impartir la dosis de radiación desde cualquier ángulo. Esta capacidad es especialmente importante ya que de esta manera se puede impartir un tratamiento reproducible todos los días. El eje de rotación del gantry pasa por una esfera virtual de 2 mm, llamada isocentro. Dentro del gantry se ubica la fuente de radiación, la cual rota con el gantry en todo momento.

B. Colimador

El colimador está contenido en el gantry y también tiene capacidad de rotar, dependiendo el modelo, generalmente 200° . El eje de rotación del colimador es ortogonal al eje de rotación del gantry y lo intersecta en el isocentro. El colimador se utiliza para definir el tamaño de campo de radiación, ya sea para campos simétricos o asimétricos. Las pruebas mecánicas de buen funcionamiento del colimador son las que definen los tamaños de campo y las de rotación. Se busca que el eje de rotación del colimador esté alineado con el eje central del haz de radiación.

C. Camilla de tratamiento

Una parte móvil adyacente al linac es la camilla de tratamiento, donde se acuesta al paciente para recibir el tratamiento. Se busca que el paciente quede inmóvil y en una posición fácilmente reproducible todos los días. La camilla tiene capacidad de rotar, dependiendo de la marca, generalmente 190° . El eje de rotación de la camilla es perpendicular al eje de rotación del gantry e intersecta al gantry en el isocentro. La camilla tiene capacidad de moverse vertical, longitudinal y lateralmente para que la dosis de radiación se imparta al paciente en cualquier región anatómica que se requiera.

D. Retículo

El retículo es una capa delgada de material plástico que contiene un par de líneas perpendiculares entre sí, en dirección gantry-camilla y perpendicular a ésta. El centro del retículo intersecta al eje de rotación del colimador y la proyección del retículo con la luz de campo se utiliza para alinear el eje central de radiación con el isocentro de la región anatómica dentro del paciente que se va a irradiar. Por este motivo es importante realizar pruebas del centrado del retículo con el haz luminoso y de radiación.

E. Isocentro mecánico e isocentro de radiación

La posición del isocentro mecánico se obtiene en la intersección de los ejes de rotación del gantry, colimador y camilla, el cual es una esfera virtual de 2 mm de diámetro. Al alinear el isocentro de radiación con el retículo, se busca que el eje central del haz de radiación esté alineado con el eje mecánico de rotación del colimador y pase por el isocentro mecánico del gantry. Al rotar el gantry el eje central del haz de radiación define el isocentro de

radiación el cual por construcción (si se satisfacen los requerimientos antes mencionados) se encuentra contenido dentro de la esfera virtual de 2 mm que define el isocentro mecánico. Se realizan diferentes pruebas para evaluar que el eje de rotación mecánico y de radiación para el gantry, colimador, camilla, alineación del retículo con el campo de luz y de radiación (mencionado anteriormente), y coincidencia del tamaño de campo de luz con el campo de radiación cumplan con ciertas tolerancias para asegurar un óptimo funcionamiento clínico.

2.2.3 Aspectos dosimétricos

Las pruebas dosimétricas contemplan una serie de verificaciones de la constancia de los parámetros que definen a los haces de radiación para cada una de las modalidades y energías. Éstas incluyen la simetría, el aplanado, la constancia de dosis, la constancia de calidad del haz y la constancia de energía de la radiación, al igual que la constancia de los factores de campo y el cociente máximo-tejido conocido en inglés como Tissue-Maximum Ratio (TMR). Se define el concepto de TMR en el apéndice A1.

A. Constancia de la dosis de referencia

La calibración de la dosis de referencia de cada modalidad de energía (fotones o electrones) se debe realizar con base en un protocolo de calibración como el TRS-398 o el TG-51. Se recomienda que diariamente el técnico radioterapeuta realice la verificación de la dosis de referencia para las calidades de los haces de fotones y electrones.

El físico médico debe verificar la constancia de la dosis de referencia para todas las calidades de fotones y electrones empleando un sistema de medición más preciso que el usado en las pruebas diarias con base en los protocolos de calibración antes mencionados o con el protocolo que haya adaptado su servicio.

B. Simetría y aplanado del haz de radiación

La simetría y el aplanado del haz de radiación deben verificarse diariamente y estar dentro de las tolerancias (más adelante se definirán estas tolerancias). El físico médico debe realizar estas verificaciones con la frecuencia que establezca el PCC del servicio.

El aplanado o planitud se puede especificar como la variación porcentual máxima permisible de la dosis dentro del 80% del FWHM del perfil del campo en un plano transversal al eje del haz a una profundidad definida o acordada (por ejemplo 10 cm o en d_{max}); generalmente se escogen los planos principales que contiene el eje del colimador. La planitud se puede medir en un maniquí de agua con un sistema de rastreo automatizado, o de plástico mediante películas de verificación, o usando un dispositivo de plástico con detectores de estado sólido.

Una forma de definir la planitud es la siguiente:

$$P = \left[\frac{(D_{max} - D_{min})}{D_{max} + D_{min}} \right] \times 100\%,$$

donde D_{max} y D_{min} son las dosis máxima y mínima, respectivamente, dentro del área del 80% del FWHM del campo (a esta zona se le llama región central del haz).

Los resultados del rastreo anterior se pueden utilizar para la determinación de la simetría del haz, que generalmente se define como la desviación porcentual máxima entre la dosis a ambos lados del campo en el 80% de su ancho total, es decir:

$$S = (D_{80\%}^i - D_{80\%}^d) / D_{eje} \times 100\%,$$

donde $D_{80\%}^i$ y $D_{80\%}^d$ son la dosis en el lado izquierdo y derecho del 80% del ancho total, respectivamente. D_{eje} es el valor de la dosis en el eje central del haz. El aplanado y la simetría deben medirse en perfiles ortogonales sobre el plano transversal al eje del campo y el TECDOC-1151 y el TG142 recomiendan que se midan para varios ángulos del gantry.

C. Constancia de la calidad del haz de radiación

Para fotones y electrones, el índice de calidad del haz de radiación $TPR_{20,10}$ y R_{50} , respectivamente debe permanecer dentro del porcentaje de tolerancia, con respecto del valor determinado en el estado de referencia inicial. Estos índices se definen en el apéndice A1.

D. Control de las cámaras monitoras del linac

Como se mencionó en el capítulo 1, los linac tienen un par de cámaras monitoras, que miden el haz de radiación (constancia de dosis, simetría y aplanado). La relación entre las unidades de la cámara monitora y la dosis de radiación debe ser estable dentro de un 2%. Las pruebas que se realizan a la cámara monitora, utilizando un dosímetro que también es una cámara de ionización conectada a un electrómetro, son las pruebas de reproducibilidad de la dosis, la linealidad y la dependencia de la dosis con la tasa de dosis.

E. Factores de campos abiertos y factores de atenuación de las cuñas

Los factores de campo son el cociente de la dosis para cualquier tamaño de campo respecto de la dosis del campo de referencia, y la verificación de estos factores debe realizarse siguiendo el mismo procedimiento empleado durante la puesta en servicio de la unidad (o comisionamiento). Los factores de cuña se refieren a los factores obtenidos sobre el eje central del haz cuando se utilizan las cuñas, las cuales modifican el haz de radiación. Estos deben ser verificados y la diferencia relativa con respecto al valor del estado de referencia debe ser menor que la tolerancia. Los factores de atenuación de cada bandeja deben ser verificados y la diferencia relativa respecto del estado de referencia debe ser menor que la tolerancia especificada.

F. Parámetros sobre el eje del haz de radiación.

Los valores obtenidos de las curvas de dosis en profundidad (PDD), y de los cocientes de tejido maniquí (TPR) o de los cocientes TMR (definidos en el apéndice A1) deben ser revisados comparándolos con sus valores obtenidos durante la puesta en servicio de la unidad. La verificación debe realizarse usando el mismo procedimiento empleado durante las pruebas de aceptación de la unidad.

G. Factores de corrección de la cámara de ionización (por polaridad y recombinación de iones).

De acuerdo con el protocolo TRS-398, se debe comprobar el efecto en la lectura de la cámara al utilizar tensiones o voltajes de colección de polaridades diferentes. Este efecto se conoce como una magnitud de influencia que debe corregir la lectura en (nC) de la cámara.

La colección incompleta de cargas en la cavidad de una cámara de ionización debida a la recombinación de iones, requiere el uso de un factor de corrección, k_s . Ocurren dos efectos independientes 1) la recombinación de iones formados por trayectorias separadas de partículas ionizantes, que se conoce como recombinación general o volumétrica, que depende de la densidad de las partículas ionizantes y por lo tanto de la tasa de dosis y 2) la recombinación de iones formados por una sola trayectoria de partícula ionizante, conocida como recombinación inicial, que es independiente de la tasa de dosis. Ambos efectos son dependientes de la geometría de la cámara y de la tensión de colección aplicada [TRS-398].

Para haces pulsados, el protocolo TRS-398 de la OIEA, recomienda determinar este factor empleando el método de las dos tensiones. Este método supone una dependencia lineal de $1/M$ con $1/V$ (M es la lectura y V el voltaje) y utiliza los valores medidos de las cargas colectadas M_1 y M_2 , con las tensiones V_1 y V_2 , respectivamente, medidas en las mismas condiciones de irradiación. V_1 es la tensión de colección normal de trabajo y V_2 es una tensión inferior; idealmente, la razón V_1/V_2 escogida para esta prueba debería ser igual o mayor que 3.

Las pruebas que deben realizarse en un servicio de radioterapia externa incluyen, como se mencionó anteriormente, pruebas al TPS y sistemas de adquisición de imágenes de MV y kV, sin embargo, en este trabajo nos enfocaremos en las pruebas que nos permitan conocer con profundidad el funcionamiento del linac y omitimos las pruebas al TPS y a los sistemas de imagen.

2.3 Estructura del Programa de Control de Calidad para linac propuesto en este trabajo

A continuación se presenta la estructura que tiene el programa de control de calidad que propone esta tesis y que será aplicado como experimento “piloto” en una clínica de la

ciudad de Guadalajara. El programa consiste de tres secciones, una dedicada a las pruebas que se realizan diariamente, y las otras a las pruebas mensuales, y a las pruebas anuales. En todas ellas participan el técnico radioterapeuta o el físico médico.

El programa incluye:

- Procedimiento de cada prueba
- Frecuencia de aplicación de las pruebas
- Criterios de aceptación o tolerancia
- Hojas de registro

Las tablas 2.1, 2.2 y 2.3 presentan las pruebas de control de calidad de frecuencia diaria, mensual, y anual, respectivamente. Las pruebas están agrupadas en los tres rubros antes mencionados: aspectos de seguridad, mecánicos y dosimétricos, y se especifican las tolerancias y las referencias bibliográficas de cada una de las pruebas.

Tabla 2.1. Pruebas de control de calidad diarias para un acelerador lineal.

PRUEBA	TOLERANCIA Y REFERENCIA		
	TOLERANCIA [TECDOC-1151]	TOLERANCIA [TG51], [TG142]	TOLERANCIA [NOM033]
Seguridad			
Test luces de consola	Funcional		Funcional ^a
Luces de irradiación en consola	Funcional	Funcional	Funcional ^a
Luces sobre puerta de sala de tratamiento	Funcional		Funcional ^a
Sistemas de visualización	Funcional	Funcional	Funcional
Sistemas de audio	Funcional	Funcional	Funcional
Sistema de parada de emergencia	Funcional	Funcional	Funcional
En puerta de sala de tratamiento	Funcional	Funcional	Funcional
Puerta con sistema de seguridad al cerrar		Funcional	
En consola	Funcional		Funcional ^a
En sistema anti-colisión	Funcional		
Programación			
Interrupción por UM	Funcional		
Verificación de ambas cámaras monitoras	Funcional		

Mecánicos			
Indicadores del ángulo del gantry	1° (tolerancia especificada)		1°
Indicadores del ángulo del colimador	1° (tolerancia especificada)		1°
Movimiento de la camilla	1° (tolerancia especificada)		
Telémetro	2 mm	2 mm	2 mm
Láseres	2 mm	2mm 3D/1.5 mm IMRT	2 mm
Indicador de tamaño de campo (quijadas)	2 mm	2 mm	2 mm
Centrado del retículo	2 mm		
Dosimétricos fotones			
Constancia de dosis	3% (tolerancia especificada)	3%	3%
Simetría	2% (tolerancia especificada)	3%	3%
Aplanado	3% (tolerancia especificada)	3%	3%
Dosimétricos electrones			
Constancia de dosis	5% (tolerancia especificada)	3%	5%
Simetría	2% (tolerancia especificada)	3%	5%
Aplanado	5% (tolerancia especificada)	3%	5%
Monitor de área	Funcional	Funcional	

^aLa Norma Oficial Mexicana [NOM033] pide funcionalidad aunque no especifica ubicación en particular.

La tolerancia especificada se refiere a aquella determinada por el fabricante y verificada durante las pruebas de aceptación del equipo.

Se sugiere que las pruebas de control de calidad diaria las realicen los técnicos radioterapeutas y que el físico médico revise los resultados.

Tabla 2.2. Pruebas de control de calidad mensuales para un acelerador lineal.

PRUEBA	TOLERANCIA Y REFERENCIA		
	TOLERANCIA [TECDOC-1151]	TOLERANCIA [TG51], [TG142]	TOLERANCIA [NOM033]
Seguridad			
Sistema anti-colisión de gantry		Funcional	Funcional
Intensidad del haz luminoso		Funcional	40 lux (NA)
Control de códigos de conos	Funcional	Funcional	
Control de códigos de cuñas	Funcional	Funcional	Funcional
Funcionamiento enclaves de la charola porta protecciones		Funcional	Funcional
Láseres de guarda		Funcional	
Láseres de localización		2mm 3D / 1 mm	

		IMRT	
Mecánicos			
Posición de la cuña		2 mm	
Posición de la bandeja		2 mm	
Posición del aplicador		2 mm	
Indicador angular del gantry (consola, equipo, mecánico)	1 ^{oa}	1°	
Indicador angular del colimador (consola, equipo, mecánico)	1 ^{oa}	1°	
Isocentro mecánico	2 mm ^a		2 mm o 1%
Centrado del retículo	2 mm ^a	2 mm/ IMRT 1mm	
Tamaños de campo	2 mm ^a	2 mm	2 mm
Horizontalidad y verticalidad de la camilla	Verticalidad 2 mm ^a	3D/IMRT 2 mm	
Isocentro de la camilla	2 mm	2 mm	
Indicador angular (camilla)		1°	1°
Telémetro	2 mm ^a		
Coincidencia de los campos de luz y de radiación	2 mm	2 mm o 1% de cada lado	
Coincidencia de los campos de luz y de radiación (quijadas asimétricas)		1 mm o 1% de cada lado	
Simetría de las quijadas		2 mm	
Indicadores de la posición de las quijadas simétricas		2 mm	
Coincidencia del puntero mecánico y el telémetro		2 mm	2 mm
Láseres	2 mm		
Dosimétricos fotones			
Constancia de dosis		2%	
Simetría	2% ^a	3% 3D/IMRT 1%	
Aplanado	3% ^a	2%/ IMRT 1°	
Constancia de energía o de los valores de PDD	2% ^a	2%	2%
Dosimétricos electrones			
Constancia de dosis		2%	
Simetría	2% ^a	3%	
Aplanado	5% ^a	3%	
Constancia de los valores de PDD	5% ^a	2 mm	
Constancia de la cámara monitor de respaldo para fotones y electrones		2%	
Constancia de la energía (E ₀)		2%	3%

^aSe refiere a la tolerancia especificada por el fabricante y verificada durante las pruebas de aceptación del equipo.

Se sugiere que las pruebas de control de calidad mensuales las realice el físico médico y además, si se tiene disponible un segundo físico médico en la instalación, se sugiere que éste haga la revisión de los resultados. De esta manera los dos físicos médicos pueden ir alternando la elaboración y revisión de las pruebas mensuales.

Tabla 2.3. Pruebas de control de calidad anuales para un acelerador lineal.

PRUEBA	TOLERANCIA Y REFERENCIA		
	TOLERANCIA [TECDOC-1151]	TOLERANCIA [TG51], [TG142]	TOLERANCIA [NOM033]
Seguridad			
Luces indicadoras rojo/verde			Funcional
Sistema anti-colisión del gantry	Funcional	Funcional	
Control de códigos de conos	Funcional	Funcional	
Control de códigos de cuñas	Funcional	Funcional	
Funcionamiento enclaves de la charola porta protecciones	Funcional	Funcional	
Enclave del aplicador de electrones	Funcional	Funcional	
Sistemas de visualización			Funcional
Sistemas de audio			Funcional
Sistema de parada de emergencia			Funcional
Constancia de la dosis		2%	
Mecánicos			
Rotación del colimador	2 mm ^a	2 mm/ 1mm IMRT	Funcional
Rotación del gantry	2 mm ^a	2 mm/ 1mm IMRT	Funcional
Rotación de la camilla	2 mm	2 mm/1mm IMRT	Funcional
Coincidencia de los tres ejes de rotación	2 mm	2 mm	
Verticalidad de la camilla	2 mm	2 mm	
Rotación de la camilla		1°	
Movimiento máximo de la camilla en todas direcciones	2 mm ^a	2 mm	
Indicador del tamaño de campo			2 mm
Alineación de los láseres			2 mm
Mecánicos verificados con película radiocrómica			
Rotación del colimador, mandíbulas superiores cerradas	2 mm	2 mm ^b	2 mm ^d
Rotación del colimador,	2 mm	2 mm ^b	2 mm

mandíbulas inferiores cerradas			
Rotación del gantry	2 mm	2 mm ^b	
Rotación de la camilla	2 mm	2 mm ^b	2 mm
Coincidencia de los isocentros mecánicos y de radiación	2 mm	2 mm	2 mm
Coincidencia de haz de luz y de radiación			2 mm o 1% el que sea mayor
Dosimétricos fotones			
Factores de campo para todas las energías utilizadas 5x5, 10x10, 15x15, 20x20 y 30x30 cm ²		2% < 4x4 cm ² y 1% ≥ 4x4 cm ²	
Factores de transmisión de las cuñas		2%	2%
Factores sobre el eje para cada energía de fotones			
PDD 5x5, 10x10, 15x15, 20x20 y 30x30 cm ² para profundidades de 5, 10 y 20 cm	2% ^a	2% ^c	
TMR 5x5, 10x10, 15x15, 20x20 y 30x30 cm ²			
Constancia de dosis para rayos X	2%	2% 3D/ IMRT 1% (absoluta)	2% Absorbida en agua
Simetría	2%	±1%	
Aplanado	3%	1%	
Constancia de energía o de los valores de PDD	2% ^a	2% TG-51 / IMRT ±1% (PDD o TMR _{20/10}) TG-142	
Control de cámaras monitoras			
Reproducibilidad	1% ^a		
Linealidad	1% ^a	1% TG-51/IMRT ±5% (2-4UM), ±2% ≥ 5 UM TG-142	1%
Variación con la tasa de dosis	2% ^a	±2%	
Dosimétricos electrones			
Factores de cono para todas las energías de uso clínico y todos los conos		2%	
Factores sobre el eje para cada energía de electrones			
PDD para conos de 6x6, 10x10 y 20x20 para profundidades de 80% y 30% de ionización	1 mm a 80% de ionización ^a y valores de tabla de fabricante para 30% del máximo de ionización	2%	

Constancia de dosis de electrones	2%	1% (absoluta)	2% Absorbida en agua
Simetría	2%	± 1%	
Aplanado	5%	1%	
Constancia de los valores de PDD	1 mm a 80% de ionización ^a y valores de tabla de fabricante para 30% del máximo de ionización		
Constancia de energía	(E ₀)	±1 mm (R ₅₀)	
Control de cámaras monitoras			
Reproducibilidad	1% ^a		
Linealidad	1% ^a	±2% ≥ 5 UM	
Variación con tasa de dosis	2% ^a		

^aSe refiere a la tolerancia especificada por el fabricante y verificada durante las pruebas de aceptación del equipo.

^bLos documentos TG51 y TG142 no dicen explícitamente que se realice esta prueba, pero sí indican el valor de la tolerancia de la coincidencia del isocentro de radiación con el isocentro mecánico y se da por entendido que para identificar el isocentro de radiación se requieren hacer las pruebas de isocentro de radiación del gantry, colimador y camilla. Se usa como valor de referencia la tolerancia indicada para la coincidencia del isocentro de radiación con el isocentro mecánico, es decir, 2 mm.

^cSe refiere a que el TG51 no dice explícitamente para qué tamaños de campo y profundidades se realiza esta prueba como lo hace explícito el TECDOC-1151. Sin embargo, sí da el valor de la tolerancia para los parámetros del PDD, por lo que se entiende que se usan los valores especificados por el fabricante y verificados durante las pruebas de aceptación del equipo.

^dLa Norma Oficial Mexicana [NOM033], en el apéndice C, prueba C3, pide la verificación radiográfica de la rotación del colimador y no especifica o sugiere que se cierren las quijadas superiores o inferiores.

BIBLIOGRAFIA

- [TECDOC-1151] Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: Protocolo de Control de Calidad, TEC DOC 1151, OIEA, Viena, 2000.
- [TRS-398] 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, OIEA, Viena 2005.
- [TRS-430] Commissioning and Quality Assurance of Computerized Planning Systems for Radiation Treatment of Cancer, TRS-430, OIEA, Vienna, 2004.
- [TECDOC-1583] Commissioning of Radiotherapy Treatment Planning Systems: Testing for Typical External Beam Treatment Techniques. TECDOC-1583, OIEA, Vienna 2008.
- [TG40] Comprehensive QA for radiation oncology: Report of AAPM Therapy Committee Task Group 40. USA, 1994.
- [TG51] AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams, USA, 1999.
- [TG142] Task Group 142 report: Quality assurance of medical accelerators. USA, 2009.
- [NOM33] Norma Oficial Mexicana, NOM-033-NUCL-1999, Especificaciones técnicas para la operación de unidades de teleterapia. Aceleradores lineales. México, 1999.
- [NOM02] Norma Oficial Mexicana NOM-002-SSA3-2007, Para la organización, funcionamiento e ingeniería sanitaria de los servicios de radioterapia. México, 2007.

CAPITULO 3

PRUEBAS DEL PROGRAMA DE CONTROL DE CALIDAD PROPUESTO

A continuación se describen las características del linac en el que se ejecutó el programa de control de calidad. Se plantean los objetivos de cada una de las pruebas aplicadas, las tolerancias o criterios de aceptación establecidos en ellas, las observaciones que deben considerarse al aplicarlas y la frecuencia con que deben realizarse. Este capítulo se basa en las referencias [TECDOC-1151], [TRS-398], [TG40], [TG51], [TG142], [NOM033] y [JCGM 100:2008]

3.1. Pruebas de control de calidad seleccionadas

De entre las pruebas de las tablas 2.1 a 2.3 se seleccionaron 41 que se consideran esenciales para evaluar el desempeño del linac. A continuación se enlistan y agrupan las pruebas según el rubro de interés.

Aspectos de seguridad

- Interruptores de la mesa de tratamiento
- Interruptores en la consola del linac
- Interruptores en la pared de la sala de tratamiento
- Enclavamiento eléctrico en la puerta de acceso a la sala de tratamiento
- Sistema de visualización del paciente
- Sistema de intercomunicación con el paciente
- Conservación de UM en caso de corte de energía eléctrica
- Mecanismo de seguridad de los conos y de los insertos de los conos
- Mecanismo de seguridad de las cuñas para la orientación de la cuña y la cuña correcta seleccionada

Aspectos mecánicos

- Indicador angular del colimador
- Indicador angular de la camilla
- Indicador angular del gantry
- Indicador del desplazamiento lateral y longitudinal de la camilla
- Indicador del desplazamiento vertical de la camilla
- Alineación del haz luminoso y del retículo
- Verificación de los indicadores del tamaño de campo
- Alineación de los láseres
- Rotación del isocentro mecánico del colimador
- Rotación del isocentro mecánico de la camilla
- Rotación del isocentro mecánico del gantry
- Isocentro mecánico (coincidencia de los ejes de rotación)
- Coincidencia del telémetro y el puntero mecánico y funcionamiento del telémetro

Aspectos mecánicos evaluados por métodos radiográficos

- Rotación del colimador, con las mandíbulas o las quijadas superiores cerradas
- Rotación de colimador con las mandíbulas o las quijadas inferiores cerradas
- Imagen del isocentro de rotación del gantry
- Imagen del isocentro de rotación de la camilla de tratamiento
- Coincidencia de los isocentros mecánico y de radiación
- Coincidencia del haz de luz y del haz de radiación

Aspectos dosimétricos
para rayos X de 6 -18 MV

- PDD para tamaños de campo de 5x5, 10x10, 15x15, 20x20, 25x25 y 30x30 cm² a una DFS = 100 cm
- Calibración y constancia de la dosis en condiciones de referencia para fotones
- Simetría y aplanado en la dirección radial (Y) y la transversal (X) para todas las energías de rayos X para tamaños de campo de 10x10 y 35x35 cm²
- Factores de campo para tamaños de 5x5, 10x10, 15x15, 20x20, 25x25 y 30x30 cm²
- TMR para tamaños de campo de 5x5, 10x10, 15x15, 20x20, 25x25 y 30x30 cm²
- Control de las cámaras monitoras. Reproducibilidad, linealidad y dependencia con la tasa de dosis.
- Factores de cuña para tamaños de campo de 5x5, 10x10, 15x15 y 20x20 cm²

Aspectos dosimétricos de
electrones de 6, 9, 12, 16 y 20
MeV

- Curvas de PDD para tamaños de conos de 10x6, 10x10, 15x15, 20x20 y 25x25 cm²
- Curvas de PDD para insertos o sobre cono de 5x3, 7x3, 8x3, 10x3, 8x7, 9x4, 5x5, 8x4 y 7x5 cm²
- Curvas de ionización en profundidad para todas las energías de electrones para el cono de 15x15 cm² para obtener los parámetros a 80% y 30% del máximo de ionización
- Calibración y constancia de la dosis para todas las energías de electrones
- Simetría y aplanado para todos las energías en la dirección radial (Y) y la transversal (X) para los conos de 10x10 y 25x25 cm²
- Factores de cono para todos los conos y energías de electrones

Para la determinación de la dosis absorbida para rayos X y electrones con cámara de ionización es necesario tomar en cuenta los factores de influencia, definidos en el TRS-398. Estos son: corrección por presión y temperatura k_{TP} y de la cámara de ionización (CI) mediante la obtención de valores de k_{pol} y k_s . En el apéndice A2 se describe el procedimiento para realizar estas correcciones a la lectura de la CI.

Algunas de las pruebas de control de calidad del programa se deben realizar bajo condiciones geométricas específicas e indicadas explícitamente en los protocolos de calibración internacionales [TG51] y [TRS-398]. A continuación, se detallan el objetivo, la frecuencia, los materiales, el procedimiento y el criterio de aceptación de las pruebas del programa. La obtención de las curvas de PDD para conos de electrones y sus sobreconos, se considera como dos pruebas, por la importancia y aplicación de cada una de ellas.

3.2. Aspectos de seguridad

Las pruebas de seguridad son de importancia ya que permiten asegurar la integridad física del paciente mientras se encuentra en la sala de tratamiento.

3.2.1. Interruptores de la mesa de tratamiento

Objetivo: Verificar el funcionamiento correcto de los interruptores que están en la camilla y que interrumpen el haz de radiación en cuanto se activan.

Frecuencia: Mensual y anual.

Material: Hoja de registro.

Procedimiento: Se debe presionar cualquiera de los dos interruptores que se encuentran en los costados de la camilla de tratamiento y éstos deben apagar el acelerador lineal. Se desactiva el interruptor, volviéndolo a presionar.

Criterio de aceptación: Si se interrumpe el haz de radiación al presionar los botones o interruptores, entonces están funcionando correctamente y se da por aprobada la prueba.

3.2.2. Interruptores en la consola del linac

Objetivo: Verificar el funcionamiento correcto de los interruptores que están en la consola de mando del acelerador lineal y que interrumpen el haz de radiación en cuanto se activan.

Frecuencia: Mensual y anual.

Material: Hoja de registro.

Procedimiento: Se debe presionar el interruptor de apagado del haz y/o el de paro de emergencia que se encuentran en la consola de mando del acelerador lineal y éstos deben

apagar el haz de radiación y el acelerador lineal, respectivamente. Se desactiva el interruptor de paro de emergencia volviéndolo a presionar.

Criterio de aceptación: Si se interrumpe el haz de radiación al presionar el botón de apagado del haz y el acelerador al presionar el interruptor de emergencia, entonces están funcionando correctamente y se da por aprobada la prueba.

3.2.3. Interruptores en la pared de la sala de tratamiento

Objetivo: Verificar el funcionamiento correcto de los interruptores que están en la pared de la sala de tratamiento del acelerador lineal y que interrumpen el haz de radiación en cuanto se activan.

Frecuencia: Mensual y anual.

Material: Hoja de registro.

Procedimiento: Se debe presionar cualquiera de los botones de paro de emergencia que se encuentran las paredes de la sala de tratamiento y éstos deben apagar el haz de radiación y el acelerador lineal.

Criterio de aceptación: Si se interrumpe el haz de radiación al presionar el botón de emergencia, entonces está funcionando correctamente y se da por aprobada la prueba.

3.2.4. Enclavamiento eléctrico en la puerta de acceso a la sala de tratamiento

Objetivo: 1) Verificar el funcionamiento correcto del enclavamiento de la puerta impidiendo que se active el haz de radiación si la puerta está abierta. 2) La puerta de entrada a la sala de tratamiento tiene un sistema de detección de movimiento de tal manera que cuando la puerta se está moviendo y detecta un objeto o persona al cerrar, la puerta se detiene para evitar una colisión. Se verifica que esta capacidad de seguridad de la puerta se encuentre funcionando para evitar un posible daño a la integridad física de alguna persona, ya sea paciente o POE, que quedara atrapada entre la pared del laberinto y la puerta de acceso.

Frecuencia: Mensual y anual.

Material: Hoja de registro.

Procedimiento: 1) Realizar un disparo del haz de radiación con el linac y presionar el botón de “abrir” de la puerta de acceso a la sala de tratamiento. Anotar en la hoja de registro si se apagó o desactivó el haz de radiación. 2) Con la puerta de entrada a la sala de tratamiento abierta, presionar el botón de cerrar y caminar cerca del marco de la puerta en movimiento (interponiéndose entre la pared del laberinto y la puerta cerrándose) para observar si la

puerta se detiene automáticamente con el movimiento de la persona cerca de la orilla de la puerta.

Criterio de aceptación: 1) Si se interrumpe el haz de radiación del linac al abrir la puerta de acceso a la sala de tratamiento se da por aprobada la prueba. 2) Si la puerta detiene su movimiento al detectar un movimiento cercano, entonces se da por aprobada la prueba.

3.2.5. Sistema de visualización del paciente

Objetivo: Este sistema es de vital importancia, ya que permite tener una visión clara y completa del paciente y sirve para prevenir cualquier colisión del gantry o accesorios (como un cono para electrones) con el paciente. Cuando el paciente está recibiendo el tratamiento o la irradiación y éste se mueve, entonces por medio del sistema de visualización el técnico radioterapeuta lo puede ver y por protección al paciente, detiene el haz de radiación activando el interruptor en la consola de control. Esta prueba se realiza mirando que funcione el sistema de visualización, el cual puede tener una o dos cámaras.

Frecuencia: Diaria y anual.

Material: Hoja de registro.

Procedimiento: Verificar que las cámaras y monitores funcionen y se vea claramente al paciente y el movimiento del gantry a ambos lados de la camilla de tratamiento.

Criterio de aceptación: Funcional.

3.2.6. Sistema de intercomunicación con el paciente

Objetivo: Verificar que el sistema de intercomunicación con el paciente se encuentre operando correctamente, es decir, que el paciente pueda escuchar las indicaciones que el técnico radioterapeuta le da desde la sala de mando del linac y viceversa, que el técnico radioterapeuta pueda escuchar lo que el paciente le diga en caso necesario.

Frecuencia: Diaria y anual.

Material: Hoja de registro.

Procedimiento: El procedimiento se realiza entre dos POE, un POE dentro de la sala de tratamiento y el otro POE en el control de mando del linac. Verificar que son capaces de escucharse el uno al otro a través del sistema de intercomunicación y sin tener que usar un tono de voz demasiado alto.

Criterio de aceptación: Funcional.

3.2.7. Conservación de UM en caso de corte de energía eléctrica

Objetivo: En esta prueba se verifica que, ante la falta de suministro eléctrico, las unidades monitor ya entregadas al paciente permanecen visibles al menos 20 minutos en la pantalla digital del gabinete electrónico. De esta manera se puede saber la dosis ya entregada al paciente y la dosis que falta por entregar para el campo que se estaba irradiando durante el corte de energía.

Frecuencia: Mensual y anual.

Material: Hoja de registro.

Procedimiento: Programar un disparo de 100 UM (puede ser cualquier número de UM) con cualquier energía (con o sin accesorio) y realizar el disparo. Una vez que el linac este irradiando, cortar el suministro eléctrico y ver si las UM disparadas se conservan en la pequeña pantalla digital del gabinete, al menos durante 20 minutos.

Criterio de aceptación: Funcional.

3.2.8. Mecanismo de seguridad de los conos y de los insertos de los conos

Objetivo: 1) Verificar que el mecanismo de seguridad de los conos permite irradiar con electrones sólo cuando está colocado el accesorio (cono) correcto programado. 2) Verificar que no se puede irradiar con electrones en modo clínico si no hay ningún cono programado en la consola de control. 3) Verificar que se permite irradiar con electrones en modo clínico siempre que el cono seleccionado tenga un inserto o sobrecono bien colocado.

Frecuencia: Mensual y anual.

Material: Cono de electrones, inserto o sobrecono, y hoja de registro.

Procedimiento: 1) Programar un disparo con el cono de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ (puede ser cualquier tamaño de cono) y colocar en el linac el cono de $15 \times 15 \text{ cm}^2$ (puede ser cualquier tamaño de cono, diferente del que se programó) y verificar que el linac no permite activar el haz de radiación de electrones debido a que el cono que se colocó no es el cono programado.

2) Intentar disparar el haz de electrones (cualquier energía) sin ningún cono de electrones colocado y verificar que no se active el haz de radiación. Debe aparecer un enclavamiento en la pantalla de la PC de mando de control del linac.

3) Programar y colocar cualquier cono, retirar el inserto o sobrecono del cono de electrones. Verificar que no se activa el haz de radiación de electrones por la falta del sobrecono y que aparece en pantalla un enclave.

Criterio de aceptación: Funcional siempre que el haz de radiación no se active en los puntos 1 al 3.

3.2.9. Mecanismo de seguridad de las cuñas para la orientación de la cuña y la cuña correcta seleccionada

Objetivo: 1) Verificar que el mecanismo de seguridad de las cuñas permite irradiar con rayos X sólo cuando está colocado el accesorio (cuña) programado y en la orientación de la cuña programada. 2) Verificar que el mecanismo de seguridad de la cuña permite irradiar con la cuña colocada en el gantry del linac sólo cuando se utiliza un tamaño de campo que no sea más grande que el tamaño físico de la cuña seleccionada.

Frecuencia: Mensual y anual.

Material: Cuñas físicas de 15, 30, 45 y 60° y hoja de registro.

Procedimiento: 1) Programar alguna cuña (por ejemplo de 15°) en la orientación IN (puede ser cualquier orientación) y colocar otra cuña diferente a la programada en la orientación correcta. Verificar que no se activa el haz de radiación. 2) Después colocar la cuña programada, pero en una orientación diferente de la cuña a la programada (en nuestro caso puede ser cualquier orientación excepto IN) verificar que no se activa el haz de radiación. 3) Programar una cuña (puede ser cualquier cuña) por ejemplo la cuña de 60° con una orientación definida (puede ser cualquier orientación IN, OUT, LEFT, RIGTH) con un tamaño de campo mayor que las dimensiones físicas de la cuña, por ejemplo 20x20 cm². Colocar la cuña programada con la orientación de cuña que se programó. Disparar el haz de radiación y verificar que el mecanismo de seguridad de las cuñas evita que se dispare el haz de radiación por tener un tamaño de campo mayor que el tamaño físico de la cuña.

Criterio de aceptación: Funcional siempre que el haz de radiación no se active en los puntos 1 al 3.

3.3. Aspectos mecánicos

Las pruebas de los aspectos mecánicos son de importancia ya que permiten conocer el estado de operación de las partes móviles del linac.

3.3.1. Indicador angular del colimador

Objetivo: Verificar que el indicador digital del colimador en la consola de mando y en la pantalla digital del gantry, así como el indicador angular mecánico del colimador, se encuentren dentro de la tolerancia establecida.

Frecuencia: Mensual y anual.

Material: Nivel de gota o nivel digital, hoja de registro.

Procedimiento: Rotar el colimador para cada uno de los ángulos 0°, 90°, 270° (según la escala) usando el nivel de gota o el nivel digital en todo momento y anotar en la hoja de registro los valores desplegados en el indicador mecánico del colimador, el indicador

digital del colimador en la pantalla digital del gantry y el indicador digital del colimador en la consola de mando del linac.

Criterio de aceptación: Tolerancia 1°.

3.3.2. Indicador angular de la camilla

Objetivo: Verificar que el indicador digital para la camilla en la consola de mando y en el indicador angular mecánico de la camilla se encuentren dentro de la tolerancia establecida.

Frecuencia: Mensual y anual.

Material: Hoja de registro.

Procedimiento: Colocar la camilla en los ángulos 0° (según la escala), 90° y 270°. Anotar en la hoja de registro el valor del indicador mecánico de la camilla y el indicador digital de la consola de mando del linac.

Criterio de aceptación: Tolerancia: 1°.

3.3.3. Indicador angular del gantry

Objetivo: Verificar que el indicador digital del gantry en la consola de mando del linac y en la pantalla digital del gantry, así como el indicador angular mecánico del gantry, se encuentren dentro de la tolerancia establecida.

Frecuencia: Mensual y anual.

Material: Nivel de gota o nivel digital y hoja de registro.

Procedimiento: Rotar el gantry para cada uno de los ángulos 0°, 90°, 270° y 180° usando el nivel de gota o el nivel digital en todo momento y anotar en la hoja de registro los valores desplegados en el indicador mecánico del gantry, el indicador en la pantalla digital del gantry y el indicador digital en la consola de mando del linac.

Criterio de aceptación: Tolerancia: 1°.

3.3.4. Indicador del desplazamiento lateral y longitudinal de la camilla

Objetivo: Verificar el desplazamiento lateral y longitudinal de la camilla en condiciones clínicas de tratamiento utilizando un maniquí plástico para simular el peso del paciente. Se verifica que el desplazamiento indicado en la escala digital de la consola corresponda físicamente con el desplazamiento realizado.

Frecuencia: Mensual y anual.

Material: Maniquí plástico, hoja milimétrica, cinta adhesiva, regla o escalímetro y hoja de registro.

Procedimiento: 1) Se coloca el maniquí plástico completo sobre la camilla de tratamiento. Sobre el maniquí se coloca la hoja milimétrica adherida con cinta adhesiva (o se puede colocar la regla, también adherida para que no se mueva), se realizan los desplazamientos en dirección transversal y longitudinal de la camilla y se mide el desplazamiento con la hoja milimétrica o la regla. Se anotan los resultados de los desplazamientos laterales (dirección A-B) y longitudinales (dirección G-T) en la hoja de registro.

2) Se emplea un nivel de burbuja y se desplaza la camilla en diferentes sentidos (longitudinal y lateral) para verificar la nivelación de la camilla.

Criterio de aceptación: Tolerancia: 2 mm en las direcciones transversal y longitudinal.

3.3.5. Indicador del desplazamiento vertical de la camilla

Objetivo: Verificar que el indicador digital del desplazamiento vertical de la camilla de tratamiento corresponda al desplazamiento vertical físico de la camilla y que la camilla no tenga desplazamientos laterales o longitudinales al desplazarla verticalmente.

Frecuencia: Mensual y anual.

Material: Plomada, flexómetro y hoja de registro.

Procedimiento: El movimiento vertical se comprueba con ayuda de una plomada que sirva de referencia respecto de un punto en el extremo de la camilla, verificando que este punto sobre la camilla no se aparte de la plomada, dentro de la tolerancia, al mover verticalmente la camilla. Las pruebas se realizan con y sin peso en la camilla. Se verifica que los desplazamientos verticales de la camilla, arriba y abajo, medidos con el flexómetro, correspondan al desplazamiento indicado en la pantalla digital de la consola de mando del linac.

Criterio de aceptación: Tolerancia: 2 mm.

3.3.6. Alineación del haz luminoso y del retículo

Objetivo: El eje de rotación del colimador y el centro del campo luminoso deben ser congruentes, es decir, deben estar centrados y alineados dentro de la tolerancia especificada para todos los rangos de movimiento mecánico. La imagen del retículo debe proyectarse a lo largo de este eje.

Frecuencia: Mensual y anual.

Material: Hoja milimétrica, pluma de punto fino, de color azul, rojo y negro y hoja de registro.

Procedimiento: Se compara el centro del campo luminoso con el centro del retículo (o el centro mecánico), las aristas del campo deben ser simétricas con respecto a este centro y perpendiculares entre sí. El centro del retículo debe caer en el centro mecánico. Cuando se encuentra alguna inconsistencia entre el campo de luz y el centro mecánico, se ajusta primero la posición de la fuente de luz, antes de proceder al ajuste final del retículo. Para verificar la verticalidad del haz luminoso se repite la prueba anterior bajando y subiendo la camilla ± 20 cm. Se puede utilizar un color diferente de pluma para cada una de las tres distancias DFS = 80, 100 y 120 cm.

Criterio de aceptación: Se verifica visualmente que el desplazamiento de la imagen del centro del retículo se mantenga dentro de la tolerancia especificada: 2 mm.

3.3.7. Verificación de los indicadores del tamaño de campo

Objetivo: Se verifica que los tamaños de campo indicados en la pantalla digital del gantry y de la consola de mando del acelerador corresponden al tamaño de campo medido.

Frecuencia: Mensual y anual.

Material: Plantilla con los cuadrados de tamaño de campo previamente trazados, o una hoja milimetrada de 40×40 cm², cinta adhesiva y hoja de registro.

Procedimiento: Adherir con la cinta adhesiva una plantilla donde se han trazado previamente cuadrados con tamaños de campos típicos ($5 \times 5, \dots, 40 \times 40$ cm²) o adherir la hoja milimétrica de 40×40 cm² a la camilla de tratamiento. Usando el campo luminoso con una DFS = 100 cm, programar los tamaños de campo de ($5 \times 5, 10 \times 10, \dots, 40 \times 40$ cm²) y verificar que los tamaños de campo medidos correspondan a los valores de tamaño de campo nominales o programados.

Criterio de aceptación: Tolerancia: 2 mm.

3.3.8. Alineación de los láseres

Objetivo: Verificar que los láseres cruzan el isocentro del acelerador, dentro de la tolerancia especificada. Debe comprobarse además la alineación del láser sagital, desplazando la camilla en sentido ascendente y descendente, en todo su intervalo de trabajo. El láser no debe desplazarse respecto de una marca longitudinal en una plantilla colocada sobre la camilla. También se verifica la alineación de los láseres laterales (transversales y coronales).

Frecuencia: Diaria, mensual y anual.

Material: Plantilla con marca para el láser sagital, hoja blanca y hoja de registro.

Procedimiento: 1) Colocar la plantilla para el láser sagital sobre la camilla de tratamiento y desplazar la camilla de forma ascendente y descendente (movimiento vertical) en todo el intervalo de uso clínico y verificar que el láser sagital no se aleje o desplace respecto de la marca longitudinal sobre la plantilla por más de la tolerancia especificada.

2) Para los láseres laterales (transversales y coronales) se emplea una hoja de papel blanco, la cual se sostiene verticalmente y se mueve en sentido horizontal en todo el ancho de la camilla para observar que los láseres contrapuestos se intersequen dentro de la tolerancia especificada.

3) Utilizando el puntero mecánico se verifica que todos los láseres se intersequen en la punta del puntero (a DFI = 100).

En caso de que se produzca un desajuste de los láseres, se debe ubicar primero el isocentro mecánico y una vez hecho esto, se colocan los láseres de manera que se crucen en ese punto. Se ajustarán la horizontalidad y la verticalidad de los láseres con las imágenes que proyectan en las paredes contrapuestas empleando un nivel de burbujas y una plomada. Se recomienda usar marcas indelebles sobre estas paredes para facilitar el reajuste posterior de los láseres.

Criterio de aceptación: En todos los casos la tolerancia es de 2 mm. El TG142 propone 1.5 mm para los equipos destinados a IMRT.

3.3.9. Rotación del isocentro mecánico de colimador

Objetivo: Verificar que el isocentro (eje de rotación) mecánico del colimador permanezca dentro de la tolerancia especificada al realizar rotaciones.

Frecuencia: Mensual y anual.

Material: Puntero mecánico y puntero sobre la camilla de tratamiento, cinta adhesiva, hoja milimétrica o regla y hoja de registro.

Procedimiento: Se coloca un puntero en el colimador y otro sobre la camilla de tratamiento, este último puntero debe marcar el centro de la figura que se forma al girar el colimador. Se usa la hoja milimétrica o la regla para medir el ancho de la figura que se forma al rotar el colimador. El centro de la figura que se forma al girar el colimador es el isocentro mecánico del colimador. El isocentro mecánico rara vez se encuentra en el primer intento y esta prueba requiere de varias iteraciones o aproximaciones hasta lograr que el puntero que rota junto con el colimador no se aparte del puntero que está situado sobre la camilla (fijo) por más de la tolerancia especificada. Después se verifica que el eje luminoso pase por este punto usando la luz de campo y verificando que la luz del retículo tiene su centro en la punta del puntero que está fijo sobre la camilla para cualquier posición del colimador. No hace falta cerrar el colimador.

Criterio de aceptación: Tolerancia: 2 mm.

3.3.10. Rotación del isocentro mecánico de la camilla

Objetivo: Verificar que el isocentro (eje de rotación) mecánico de la camilla permanezca dentro de la tolerancia especificada al realizar rotaciones.

Frecuencia: Mensual y anual.

Material: Puntero mecánico y puntero sobre la camilla de tratamiento, cinta adhesiva, hoja milimétrica o regla y hoja de registro.

Procedimiento: Para un ángulo del gantry de 0° o 180° (según la escala), se coloca un puntero sobre el colimador y otro sobre la camilla de tratamiento, el puntero sobre el colimador debe marcar el centro de la figura que se forma al girar la camilla. Se usa la hoja milimétrica o la regla para medir el ancho de la figura que se forma al rotar la camilla. El centro de la figura que se forma al girar la camilla es el isocentro mecánico de la camilla. El isocentro mecánico rara vez se encuentra en el primer intento y esta prueba requiere de varias iteraciones o aproximaciones hasta lograr que el puntero que rota junto con la camilla no se aparte del puntero que está situado sobre el colimador (fijo) por más de la tolerancia especificada. La camilla de tratamiento debe girar alrededor de un eje coincidente con el eje de rotación del colimador, dentro de la tolerancia especificada. Para esto se puede colocar una hoja milimétrica adherida a la camilla, con el gantry en posición vertical, poner la camilla en 0° o 180° (según la escala), subirla a la DFI, marcar el cruce, soltar el freno de rotación de la camilla, rotarla 90° en sentido horario y marcar el cruce, rotarla en sentido antihorario y marcar también el cruce.

Criterio de aceptación: Tolerancia: 2 mm.

3.3.11. Rotación del isocentro mecánico del gantry

Objetivo: Verificar que el isocentro (eje de rotación) mecánico del gantry permanezca dentro de la tolerancia especificada al realizar rotaciones.

Frecuencia: Mensual y anual.

Material: Puntero mecánico y puntero sobre la camilla de tratamiento, cinta adhesiva, hoja milimétrica o regla y hoja de registro.

Procedimiento: Se coloca un puntero en el colimador y otro sobre la camilla de tratamiento, este último puntero debe marcar el centro de la figura que se forma al girar el gantry. Se usa la hoja milimétrica o la regla para medir el ancho de la figura que se forma al rotar el gantry. El centro de la figura que se forma al girar el gantry es el isocentro mecánico del gantry. El isocentro mecánico rara vez se encuentra en el primer intento y esta prueba requiere de varias iteraciones o aproximaciones hasta lograr que el puntero que rota junto

con el gantry no se aparte del puntero que está situado sobre la camilla (fijo) por más de la tolerancia especificada. Después se verifica que el eje luminoso pase por este punto usando la luz de campo y verificando que la luz del retículo tiene su centro en la punta del puntero que está fijo sobre la camilla para cualquier posición del gantry.

Criterio de aceptación: Tolerancia: 2 mm.

3.3.12. Isocentro mecánico (coincidencia de los ejes de rotación)

Objetivo: Verificar la posición del isocentro mecánico (intersección de los ejes de rotación del colimador, de la camilla y del gantry) para todos los intervalos de rotación del colimador, la camilla y el gantry.

Frecuencia: Mensual y anual.

Material: Puntero mecánico y puntero sobre la camilla de tratamiento, cinta adhesiva, hoja milimétrica o regla y hoja de registro.

Procedimiento: Se encuentran los ejes de rotación del colimador, de la camilla y del gantry descritos en los tres puntos anteriores y la esfera que contenga la intersección de todos los ejes es el isocentro mecánico del equipo.

Criterio de aceptación: Esfera de diámetro menor o igual que 2 mm que contiene el punto de intersección para todas las orientaciones y rotaciones del colimador, la camilla y el gantry.

3.3.13. Coincidencia del telémetro y puntero mecánico y funcionamiento del telémetro

Objetivo: 1) Verificar que la escala del telémetro corresponde con la escala del puntero mecánico proporcionado por el fabricante. El puntero mecánico se emplea sólo para la comprobación del telémetro y se guarda en un lugar seguro donde no sufra golpes, ni tensiones. Cada vez que se usa se verifica su integridad física. 2) Verificar el funcionamiento del telémetro para ± 20 cm (en dirección vertical) del isocentro.

Frecuencia: Mensual y anual.

Material: Puntero mecánico proporcionado por el fabricante, flexómetro, 20 hojas de maniquí de plástico de $1 \times 30 \times 30$ cm³ y hoja de registro.

Procedimiento: 1) Con el gantry en posición vertical y con el puntero mecánico en el colimador se coloca la camilla a una DFS = 100 cm, después se retira el puntero mecánico y se enciende el telémetro para verificar que indica 100 cm. Se anota el resultado en la hoja de registro.

2) Una vez que se verificó el buen funcionamiento del telémetro para una DFS = 100 cm, se colocan las 20 hojas de maniquí plástico (que miden 20 cm de grosor total) sobre la camilla. Se ajusta con el telémetro una DFS = 100 cm sobre la superficie del maniquí y utilizando el telémetro, se asciende la camilla a una DFS = 80 cm, se anota el valor de desplazamiento indicado en el indicador digital de la consola de control del acelerador y se mide el desplazamiento con un flexómetro. El desplazamiento debe ser de 20 cm para el indicador digital y el valor medido. Se repite este último paso exactamente igual para una distancia determinada con el telémetro de DFS = 120 cm.

El maniquí plástico se usa para las camillas que no suben lo suficiente para alcanzar una DFS = 80 cm.

Criterio de aceptación: Tolerancia: 2 mm.

3.4. Aspectos mecánicos evaluados por métodos radiográficos

Las pruebas mecánicas evaluadas por métodos radiográficos son de importancia ya que permiten conocer el estado de operación del linac y realizar ajustes correctivos cuando sea necesario para asegurar la calidad de la impartición de los tratamientos. Para la realización de estas pruebas se pueden utilizar películas radiográficas o radiocrómicas. Para la realización de este trabajo se utilizó película radiocrómica.

3.4.1. Rotación del colimador, con las mandíbulas o las quijadas superiores cerradas

Objetivo: Determinar el isocentro de radiación del colimador con las quijadas superiores cerradas.

Frecuencia: Anual.

Material: Película radiocrómica, hojas de plástico equivalente a agua (puede utilizarse cualquier plástico o acrílico uniforme), plumín indeleble de punto fino y hoja de registro.

Procedimiento: Se coloca el gantry en posición vertical, se cierran las mandíbulas o quijadas superiores del colimador a 4 mm y se deja el par de mandíbulas inferiores abiertas a 15 cm. Se coloca la película radiocrómica sobre la camilla a una DFS = 100 cm y sobre la película se colocan láminas de plástico equivalente a agua suficientes para que exista equilibrio electrónico (1.6 cm para 6 MV y 3.3 cm para 18 MV). Se irradia con 120 UM para exponer la película a diferentes ángulos del colimador (180°, 135°, 90° y 225°). Las líneas obtenidas deben intersectarse en un círculo de diámetro menor que la tolerancia especificada. Los resultados se anotan en la hoja de registro.

Criterio de aceptación: Tolerancia: 2 mm.

3.4.2. Rotación del colimador, con las mandíbulas o las quijadas inferiores cerradas

Objetivo: Determinar el isocentro de radiación del colimador con las quijadas inferiores cerradas.

Frecuencia: Anual.

Material: Película radiocrómica, hojas de plástico equivalente a agua (puede utilizarse cualquier plástico o acrílico uniforme), plumín indeleble de punto fino y hoja de registro.

Procedimiento: Se coloca el gantry en posición vertical, se cierran las mandíbulas o quijadas inferiores del colimador a 4 mm y se deja el par de mandíbulas superiores abiertas a 15 cm. Se coloca la película radiocrómica de verificación sobre la camilla a una DFS = 100 cm y sobre la película se colocan láminas de plástico equivalente a agua suficientes para que exista equilibrio electrónico (1.6 cm para 6 MV y 3.3 cm para 18 MV). Se irradia con 120 UM para exponer la película a diferentes ángulos del colimador (180°, 135°, 90° y 225°). Se repite para cada energía de fotones. Las líneas obtenidas deben intersectarse en un círculo de diámetro menor que la tolerancia especificada. Los resultados se anotan en la hoja de registro.

Criterio de aceptación: Tolerancia: 2 mm.

3.4.3. Imagen del isocentro de rotación del gantry

Objetivo: Determinar el isocentro de radiación del gantry.

Frecuencia: Anual.

Material: Película radiocrómica, hojas de plástico equivalente a agua (puede utilizarse cualquier plástico o acrílico uniforme), plumín indeleble de punto fino y hoja de registro.

Procedimiento: Se coloca el gantry en posición vertical, se cierran un par de lados del colimador hasta 4 mm (se deja el otro abierto). Se coloca una película radiocrómica de manera que el canto de la película quede perpendicular a la camilla y alineado con los láseres verticales para que así el canto de la película quede en el eje central del haz para todas las posiciones del gantry. Se pueden utilizar por los dos lados láminas de plástico equivalentes a agua para mantener perpendicular la película. El centro de la película debe quedar en el isocentro y para esto se hace coincidir la proyección de una línea del retículo con el canto de la placa y se debe mover verticalmente la camilla de manera que la DFI quede aproximadamente a la mitad de la placa (para esto también se pueden usar los láseres laterales coronales). Se irradia la película a distintos ángulos del gantry (180°, 90°, 135° y 225°). Se marca con un plumín de tinta indeleble y punto fino la posición del cruce

luminoso a la DFI. Las líneas obtenidas deben intersectarse en un círculo de diámetro menor que la tolerancia especificada.

Con las películas radiocrómicas ya no se requiere marcar con aguja ningún punto, en su lugar se puede usar un plumín indeleble de punto fino.

Criterio de aceptación: Tolerancia: 2 mm.

3.4.4. Imagen del isocentro de rotación de la camilla de tratamiento

Objetivo: Determinar el isocentro de rotación de la camilla de tratamiento.

Frecuencia: Anual.

Material: Película radiocrómica, hojas de plástico equivalente a agua (puede utilizarse cualquier plástico o acrílico uniforme), plumín indeleble de punto fino y hoja de registro.

Procedimiento: Se coloca el gantry en posición vertical, se cierran un par de quijadas del colimador a 4 mm y se deja el otro par de mandíbulas abiertas a 15 cm. Se coloca la película radiocrómica de verificación sobre la camilla a una DFS = 100 cm y sobre la película se colocan láminas de plástico equivalente a agua suficientes para el equilibrio electrónico (1.6 cm para 6 MV y 3.3 cm para 18 MV). Se irradia con 120 UM para exponer la película a diferentes ángulos de la camilla (180°, 135°, 90° y 225°). Las líneas obtenidas deben intersectarse en un círculo de diámetro menor que la tolerancia especificada. Los resultados se anotan en la hoja de registro.

Criterio de aceptación: Tolerancia: 2 mm.

3.4.5. Coincidencia de los isocentros mecánico y de radiación

Objetivo: Verificar la coincidencia del isocentro mecánico y el de radiación.

Frecuencia: Anual.

Material: Película radiográfica radiocrómica, hojas de plástico equivalente a agua (puede utilizarse cualquier plástico o acrílico uniforme), plumín indeleble de punto fino y hoja de registro. Puntero mecánico y puntero sobre la camilla de tratamiento, cinta adhesiva, hoja milimétrica o regla y hoja de registro.

Procedimiento: Se encuentran los isocentros de radiación de rotación del colimador, gantry y camilla descritos en los tres puntos anteriores y los ejes mecánicos de rotación del colimador, gantry y camilla. La esfera virtual que contenga la intersección de todos los ejes mecánicos y de radiación es la que muestra una coincidencia del isocentro mecánico y de radiación.

Criterio de aceptación: Tolerancia: Esfera virtual de diámetro de 2 mm.

3.4.6. Coincidencia del haz de luz con el haz de radiación

Objetivo: Verificar que el tamaño de campo, el centro y la alineación del campo de luz coincidan con el campo de radiación dentro de la tolerancia especificada.

Frecuencia: Anual.

Material: Película radiocrómica, hojas de agua plástica (o acrílico uniforme), plumín de tinta indeleble y de punto fino y hoja de registro.

Procedimiento: Se coloca el gantry en posición vertical, se coloca una película radiocrómica sobre la camilla (se debe poner una hoja de acrílico o de plástico equivalente a agua sobre la placa) a una DFS = 100 cm. Se selecciona un tamaño de campo de 10x10 cm². Se marcan con el plumín indeleble los cuatro bordes y dos orientaciones, así como el ángulo del colimador, para poder reconocer luego la posición de la placa y la dirección de la posible asimetría. Se irradia la película y se unen los puntos marcados con el plumín indeleble (correspondientes al campo lumínico). Se identifica la placa escribiendo sobre ella con tinta indeleble, la fecha, el equipo, y la energía y se archiva la película. Se anotan los resultados en la hoja de registro.

Criterio de aceptación: Tolerancia: 2 mm.

3.5. Aspectos dosimétricos de rayos X de 6 y 18 MV

Las pruebas dosimétricas son fundamentales ya que permiten conocer el estado de los haces de rayos X del linac y realizar ajustes correctivos cuando sea necesario para asegurar la calidad de los tratamientos.

3.5.1. PDD para tamaños de campo de 5x5, 10x10, 15x15, 20x20, 25x25 y 30x30 cm² a una DFS = 100 cm

Objetivo: Medir las curvas de porcentaje de dosis en profundidad (PDD) para diferentes tamaños de campo.

Frecuencia: Anual.

Material: Nivel de gota o digital, hoja de papel, cuba de agua líquida con sistema de barrido, dos cámaras de ionización tipo dedal, computadora de adquisición de datos y hoja de registro.

Se pueden utilizar el sistema de barrido 2D o el 3D y cámaras de ionización de aproximadamente 0.125 cm³ de cualquier marca.

Procedimiento: 1) Se coloca la cuba y se alinea y se balancea con los láseres.
2) Se llena de agua hasta el nivel necesario para realizar barridos hasta 30 cm de profundidad y permitiendo que la superficie del agua tenga una DFS = 100 cm. Después del llenado se verifican la alineación y el balanceo de la cuba para verificar que no se haya

movido por el peso del agua durante el llenado. La temperatura del agua debe haberse termalizado con el cuarto.

3) Se coloca una de las cámaras de ionización como cámara primaria o de referencia, de forma que el punto efectivo de medida de la cámara quede en el isocentro.

4) La segunda cámara se usa como cámara secundaria fuera de la cuba de agua (sobre la cuba) permitiendo que el haz de radiación irradie únicamente el volumen efectivo de la cámara secundaria (para evitar que se irradie todo el cable y disminuir ruido en la señal de medida).

5) Se realizan las mediciones de la dosis en profundidad para los tamaños de campo de 5x5, 10x10, 15x15, 20x20, 25x25 y 30x30 cm² a una DFS = 100 cm, hasta una profundidad de 30 cm.

6) Para el campo de 10x10 cm², para todas las energías de fotones las medidas se deben comparar con los resultados del año anterior y con los del libro de pruebas de aceptación del fabricante.

7) Se anotan los resultados en la hoja de registro.

Criterio de aceptación: Para el campo de 10x10 cm²

1) Tolerancia para la profundidad z_{\max} de máxima ionización o dosis máxima: 0.2 mm.

2) Tolerancia porcentual de la curva de PDD a 10 cm de profundidad: 2% respecto del valor dado por el fabricante.

3.5.2. Calibración y constancia de la dosis en condiciones de referencia para fotones

Objetivo: Determinación de la dosis absorbida en agua en condiciones de referencia para todas las energías de rayos X.

Frecuencia: Mensual y anual.

Material: Nivel de gota o digital, hoja de papel, cuba de agua líquida, dosímetro compuesto por electrómetro y la cámara de ionización marca PTW tipo farmer, Hoja de registro en EXCEL. Estas pruebas son aplicables a cualquier servicio de teleterapia con linac. Se puede utilizar un electrómetro y una cámara de ionización de cualquier fabricante.

Procedimiento: 1) Se coloca la cuba y se alinea y se balancea con los láseres.

2) Se llena de agua hasta el nivel necesario para realizar barridos hasta 30 cm de profundidad y permitiendo que la superficie del agua tenga una DFS = 100 cm. Después del llenado se verifican la alineación y el balanceo de la cuba para verificar que no se haya movido por el peso del agua durante el llenado con agua.

3) Programar en la consola del acelerador un campo de 10 x 10 cm² y 100 UM.

4) Profundidad del punto efectivo de medición: 10 cm y una DFS = 100 cm.

5) Se conecta la cámara de ionización tipo farmer. El voltaje de operación de la cámara es de +400V (se usa el voltaje indicado en el certificado de calibración).

6) Se hace una medición de la señal ruido de base (bias) del dosímetro con el electrómetro.

7) Se realizan cinco lecturas para cada energía de rayos X (las lecturas están dadas en nC).

La dosis a la profundidad de máxima ionización se calcula mediante la ecuación (3.4):

$$D_{\max} = (M_q N_{dwQ_0} k_{Q,Q_0}) / \%PDD_{10} \quad (3.1)$$

En donde:

D_{\max} = Dosis impartida en agua en el punto de máxima ionización.

$$M_q = (L_{z_{ref}} k_{TP} k_{pol} k_s) \quad (3.2)$$

$L_{z_{ref}}$ = Lectura promedio integrada de la cámara para un disparo de 100 UM.

k_{TP} = factor de corrección de presión y temperatura.

k_{pol} = factor de corrección por polarización.

k_s = factor de corrección por recombinación de iones.

Las magnitudes de influencia k_{TP} , k_{pol} y k_s se definen en el apéndice A2.

En la figura 3.2 se muestran las condiciones de referencia para la determinación de la dosis absorbida en agua en haces de fotones de alta energía.

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

Figura 3.2. Cuadro 13 del capítulo 6 del [TRS-398].

Criterio de aceptación: Tolerancia: 2%, en México [NOM033]. 1% en USA, para equipos destinados a IMRT [TG142].

3.5.3. Simetría y aplanado en la dirección radial (Y) y la transversal (X) para todas las energías de rayos X para tamaños de campo de 10x10 y 35x35 cm²

Objetivo: Determinar el valor de la simetría y el aplanado de los perfiles medidos en las condiciones de referencia según las pruebas de aceptación del equipo.

Frecuencia: Anual.

Material: Nivel de gota o digital, hoja de papel, cuba de agua líquida con sistema de barrido y dos cámaras de ionización, laptop de adquisición y hoja de registro en EXCEL y/o hoja de registro en papel. Se pueden utilizar el sistema de barrido 2D o el 3D y las cámaras de ionización de aproximadamente 0.125 cm³ de cualquier marca.

- Procedimiento: 1) Se coloca la cuba y se alinea con los láseres y se balancea con el nivel.
2) Se llena de agua hasta el nivel necesario y permitiendo que la superficie del agua tenga una DFS = 100 cm. Después del llenado se verifican la alineación y el balanceo de la cuba con el nivel de gota o el nivel digital para verificar que no se haya movido por el peso del agua durante el llenado de la cuba.
3) El punto efectivo de la cámara de ionización se corrige considerando el centro geométrico de la cámara y desplazando la cámara una distancia igual $0.6 \times R$ (donde R = radio de la cámara), en dirección descendente.
4) Se utiliza la geometría DFS = 100 cm y se miden los perfiles de los tamaños de campo de 10×10 y 35×35 cm² en la dirección radial y transversal a 10 cm de profundidad para todas las energías de rayos X.
5) Comparar con los resultados del año anterior y con los del libro de pruebas de aceptación del fabricante.

Criterio de aceptación: Simetría: 2% y aplanado: 3%.

3.5.4. Factores de campo para tamaños de 5x5, 10x10, 15x15, 20x20, 25x25 y 30x30 cm²

Objetivo: Determinar mediante mediciones dosimétricas los factores de campo, para diferentes tamaños de campo de radiación.

Frecuencia: Anual.

Material: Nivel de gota o digital, hoja de papel, cuba de agua líquida, dosímetro compuesto por un electrómetro y una cámara de ionización marca tipo farmer. Hoja de registro en EXCEL.

Procedimiento: Los procedimientos 1) y 2) del punto 3.5.3 son iguales para esta prueba.

- 3) Programar en la consola del acelerador un campo de 10×10 cm² y un disparo de 100 UM.
- 4) Profundidad del punto efectivo de medición de 10 cm y una DFS = 100 cm.
- 5) Se conecta la cámara de ionización tipo farmer. Aplicar el voltaje de operación de la cámara indicado en el certificado de calibración.
- 6) Se hace una medición de la señal ruido de base (bias) del dosímetro con el electrómetro.
- 7) Se realiza la irradiación para diferentes tamaños de 5×5 , 10×10 , 15×15 , 20×20 , 25×25 y 30×30 cm², al menos 3 lecturas para cada campo, y todas las lecturas se normalizan con respecto al campo de 10×10 cm², es decir, el factor de campo se determina como el cociente entre las lecturas corregidas del dosímetro usando como referencia el campo de 10×10 cm².

Criterio de aceptación: Tolerancia: 2%.

3.5.5. TMR para tamaños de campo de 5x5, 10x10, 15x15, 20x20, 25x25 y 30x30 cm²

Objetivo: Determinar por medio de mediciones los factores de TMR para diferentes tamaños de campo de 5x5, 10x10, 15x15, 20x20, 25x25 y 30x30 cm².

Frecuencia: Anual.

Material: Nivel de gota o digital, hoja de papel, cuba de agua líquida con sistema de barrido, dosímetro compuesto por un electrómetro y una cámara de ionización marca PTW tipo farmer. Hoja de registro en EXCEL y/o hoja de registro en papel.

Procedimiento: Los procedimientos 1) y 2) del punto 3.5.3 son los mismos para esta prueba.

3) Para cada uno de los tamaños de campo siguientes 5x5, 10x10, 15x15, 20x20, 25x25 y 30x30 cm², se realizan las siguientes dos series de lecturas en modo de integración de carga: una de ellas a la profundidad del punto efectivo de medición de 10 cm y una DFS de 90 cm (L₁₀) y la otra a una profundidad del punto efectivo de medición de 1.6 cm y una DFS = 98.4 cm (L_{1.6}) para fotones de 6 MV y a una profundidad del punto efectivo de medición de 3.3 cm y una DFS = 96.7 cm (L_{3.3}) para fotones de 18 MV, ambas series con una distancia fuente cámara DFC = 100 cm. Cada lectura debe repetirse al menos tres veces.

Criterio de aceptación: Tolerancia: 2% (1% para equipos destinados a IMRT según [TG142]).

3.5.6. Control de las cámaras monitoras. Reproducibilidad, linealidad y dependencia con la tasa de dosis

Objetivo: Determinar el buen funcionamiento de las cámaras monitoras del acelerador lineal, mediante la determinación de la reproducibilidad de la dosis de irradiación, la reproducibilidad en función de la dosis o UM programadas (linealidad) y la reproducibilidad o constancia de la dosis en función de la tasa de dosis, todo esto empleando un dosímetro externo de verificación (electrómetro y cámara de ionización cilíndrica tipo Farmer).

Frecuencia: Anual.

Material: Nivel de gota o digital, hoja de papel, cuba de agua líquida, dosímetro compuesto por electrómetro y cámara de ionización tipo farmer.

Procedimiento: Los procedimientos 1) y 2) del punto 3.5.3 son iguales para esta prueba.

3) Se conecta la cámara de ionización tipo farmer, se aplica el voltaje de operación de la cámara indicado en el certificado de calibración y se corrige por la lectura de fondo.

4) Una profundidad del punto efectivo de medición de 10 cm, y una DFS = 100 cm, y un tamaño de campo de 10x10 cm².

5) Para reproducibilidad, seleccionar disparos de 50, 100 y 300 UM y realizar la irradiación tres veces, para cada una de las tasas de dosis, con el electrómetro en modo de integración de carga y anotar las lecturas. Verificar que las lecturas están dentro de 1% de tolerancia.

6) Para determinar la linealidad con la dosis se deben realizar al menos tres irradiaciones para diferentes valores de unidades monitor. Para 50, 100, 300 y 400 UM y verificar que las lecturas promedio medidas con el electrómetro en modo de integración de carga en función del número de UM impartidas siga una relación lineal.

7) Para determinar la reproducibilidad con la tasa de dosis, es necesario realizar al menos tres irradiaciones para el mismo valor de UM, pero con diferente tasa de dosis. Se realizan disparos constantes de 100 UM para los valores de tasa de dosis de 160, 240, 320 y 400 UM/min.

Criterio de aceptación: Para reproducibilidad y linealidad: 1%; para reproducibilidad en función de la tasa de dosis: 2%

3.5.7. Factores de cuña para tamaños de campo de 5x5, 10x10, 15x15 y 20x20 cm²

Objetivo: Determinar mediante mediciones dosimétricas los factores de campo, para diferentes tamaños de campo de radiación con cuñas físicas de 15°, 30°, 45° y 60°.

Frecuencia: Anual.

Material: Nivel de gota o digital, hoja de papel, cuba de agua líquida, dosímetro compuesto por electrómetro y cámara de ionización marca PTW tipo farmer. Cuñas físicas de 15°, 30°, 45° y 60°. Hoja de registro en EXCEL.

Procedimiento: Los procedimientos 1) y 2) del punto 3.5.3 son iguales para esta prueba.

3) Se Programa en la consola del acelerador uno por uno los campos de 5x5, 10x10, 15x15 y 20x20 cm² con irradiaciones de 100 UM.

4) Se conecta la cámara de ionización tipo farmer, se aplica el voltaje de operación de la cámara indicado en el certificado de calibración y se corrige por la lectura de fondo.

5) Se coloca el punto efectivo de medición a una profundidad de 10 cm y DFS = 100 cm.

6) Se escoge la orientación de la cuña de tal manera que el eje de la cámara de ionización sea perpendicular a la dirección del gradiente de la cuña.

7) Se realiza la irradiación para tamaños de campo de 5x5, 10x10, 15x15 y 20x20 cm² y para cada una de las cuñas de 15°, 30°, 45° y 60°, al menos 3 lecturas para cada campo y todas las lecturas se normalizan respecto del campo de 10x10 cm², es decir, el factor de campo se determina como el cociente entre las lecturas corregidas del dosímetro usando como referencia el campo de 10x10 cm².

Criterio de aceptación: Tolerancia: 2% respecto al valor inicial.

3.6. Aspectos dosimétricos de electrones de 6, 9, 12, 16 y 20 MeV

Las pruebas dosimétricas son fundamentales ya que permiten caracterizar el estado de los haces de electrones del linac y realizar ajustes correctivos cuando sea necesario para asegurar la calidad de los tratamientos.

3.6.1. Curvas de PDD para tamaños de conos de 10x6, 10x10, 15x15, 20x20 y 25x25 cm²

Objetivo: Medir las curvas de ionización en profundidad para diferentes tamaños de cono de electrones. A partir de las curvas medidas determinar las curvas de PDD de electrones.

Frecuencia: Anual.

Material: Nivel de gota o digital, hoja de papel, cuba de agua líquida con sistema de barrido, dos cámaras de ionización sumergibles en agua, laptop de adquisición de datos y hoja de registro. Se pueden utilizar el sistema de barrido 2D o 3D y cámaras de ionización de aproximadamente 0.125 cm³ de cualquier marca.

Procedimiento: Los procedimientos 1) y 2) del punto 3.5.3 son iguales para esta prueba.

3) Se coloca una de las cámaras de ionización como cámara primaria o de referencia, de forma que el punto efectivo de medida de la cámara quede en el isocentro.

4) La segunda cámara se usa como cámara secundaria fuera de la cuba de agua (sobre la cuba) permitiendo que el haz de radiación de electrones irradie únicamente el volumen efectivo de la cámara (para evitar que se irradie todo el cable y disminuir ruido en la señal de medida).

5) Se realizan las mediciones para los tamaños de cono de 10x6, 10x10, 15x15, 20x20 y 25x25 cm².

6) De cada una de las curvas de ionización en profundidad medidas se debe obtener la curva de PDD corrigiendo la ionización por el cociente de los poderes de frenado. Se puede usar el software del sistema de barrido el cual ya tiene los valores de los poderes de frenado y de esa forma se obtienen las curvas de PDD de electrones. Si no, se pueden usar los valores del cuadro 20, del capítulo 7 del TRS-398.

7) Determinar el factor R_{50} y la profundidad del máximo de dosis, así como de la profundidad de los valores de dosis (o ionización) al 80% y 30% del máximo. Se compara con los resultados iniciales (durante la puesta en servicio del linac) y con los del año anterior.

8) Se anotan los resultados en la hoja de registro.

Criterio de aceptación: Tolerancia: 1 mm.

3.6.2. Curvas de PDD para insertos o sobreconos de 5x3, 7x3, 8x3, 10x3, 8x7, 9x4, 5x5, 8x4 y 7x5 cm²

Objetivo: Medir las curvas de ionización en profundidad para diferentes tamaños de insertos de electrones. A partir de las curvas medidas determinar las curvas de PDD de electrones.

Frecuencia: Anual.

Material: Nivel de gota o digital, hoja de papel, cuba de agua líquida con sistema de barrido, dos cámaras de ionización, laptop de adquisición de datos y hoja de registro.

Se pueden utilizar el sistema de barrido 2D o de 3D y las cámaras de ionización de aproximadamente 0.125 cm³ de cualquier marca.

Procedimiento: Con el mismo procedimiento del caso anterior, determinar la profundidad de los valores de ionización al 80% y al 30% de la ionización máxima. Se compara con los resultados iniciales (durante la puesta en servicio del linac) y con los del año anterior.

Nota. Para cumplir con el objetivo de esta prueba no se compara la forma de las curvas visualmente con las de los años anteriores, sino que se realiza la comparación de los valores de la profundidad correspondientes a una ionización del 80% y 30% respecto al máximo de dosis.

Criterio de aceptación: Tolerancia 1 mm.

3.6.3. Curvas de ionización en profundidad para todas las energías de electrones para el cono de 15x15 cm² para obtener parámetros a 80% y 30% del máximo de ionización

Objetivo: Medir las curvas de ionización en profundidad para el tamaño de cono de electrones de 15x15cm², para todas las energías de electrones.

Frecuencia: Anual.

Material: Nivel de gota o digital, hoja de papel, cuba de agua líquida con sistema de barrido, dos cámaras de ionización, laptop de adquisición de datos y hoja de registro.

Se pueden utilizar el sistema de barrido 2D o 3D y cámaras de ionización de aproximadamente 0.125 cm³ de cualquier marca.

Procedimiento: Con el mismo procedimiento de la prueba 3.6.1 se realizan los pasos del 1) al 4).

5) Se realizan las mediciones de curvas de ionización en profundidad para el cono de 15x15 cm², para cada una de las energías de electrones.

7) Se determinan los valores de la profundidad correspondientes al 80% y 30% del valor de ionización máximo de la curva de ionización en profundidad y comparar los resultados con los del libro de pruebas de aceptación del fabricante.

8) Se anotan los resultados en la hoja de registro.

Criterio de aceptación: Para el valor de la profundidad de la curva al 80% de la ionización máxima, la tolerancia es de 1 mm. El valor de la profundidad de la curva al 30% de la ionización máxima es necesario que no sea mayor que los valores establecidos como cotas superiores por el fabricante, tal como se ilustrará en el capítulo 4 de resultados.

3.6.4. Calibración y constancia de dosis para todas las energías de electrones

Objetivo: Determinar la dosis absorbida en agua en condiciones de referencia para todas las energías de electrones.

Frecuencia: Mensual y anual.

Material: Nivel de gota o digital, hoja de papel, maniquí o cuba de agua líquida, dosímetro compuesto por un electrómetro y una cámara de ionización tipo markus. Hoja de registro en EXCEL.

Procedimiento: Se realiza el mismo procedimiento de los puntos 1) y 2) de la prueba 3.5.3.

3) Se aplica el voltaje de operación de la cámara que está indicado en el certificado de calibración.

4) Se coloca la cámara a la profundidad de referencia z_{ref} de cada energía de electrones y a una DFS = 100 cm.

5) Se hace una medición de la señal ruido de base (bias) del dosímetro con el electrómetro.

6) Se programa en la consola del acelerador un cono de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ y una irradiación de 100 UM, para todas las energías de electrones.

7) Se realizan cinco lecturas para cada energía de electrones (las lecturas están dadas en nC).

De acuerdo con el protocolo TRS-398, se utiliza el cono de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ (para las energías con $R_{50} \leq 7 \text{ g/cm}^2$, es decir, 6, 9, 12 y 16 MeV) y el cono de $20 \times 20 \text{ cm}^2$ (para las energías con $R_{50} \geq 7 \text{ g/cm}^2$, es decir, 20 MeV), colocado a una DFS de 100 cm y una exposición de 100 UM. Sin embargo, considerando que el valor de R_{50} es menor que 0.1 g/cm^2 respecto del valor medido para el cono de $20 \times 20 \text{ cm}^2$, entonces se usa el cono de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ para todas las energías.

Nota. El proceso para la calibración y verificar la constancia de la dosis es el mismo, sin embargo, en este trabajo empleamos las dos palabras. La primera la utilizamos para hacer

referencia al proceso de calibración, es decir, cuando es necesario realizar un ajuste o modificación a la dosis absoluta para obtener 1 cGy/UM. La segunda palabra, la usamos para hacer referencia al proceso de verificación de la dosis absoluta, sin necesidad de realizar un ajuste.

La figura 3.3 muestra las condiciones de referencia para la determinación de la dosis absorbida en haces de electrones.

Magnitud de influencia	Valor o características de referencia
Material del maniquí	Para $R_{50} \geq 4 \text{ g/cm}^2$, agua Para $R_{50} < 4 \text{ g/cm}^2$, agua o plástico
Tipo de cámara	Para $R_{50} \geq 4 \text{ g/cm}^2$, plano-paralela o cilíndrica Para $R_{50} < 4 \text{ g/cm}^2$, plano-paralela
Profundidad de medida z_{ref}	$0,6 R_{50} - 0,1 \text{ g/cm}^2$
Punto de referencia de la cámara	Para cámaras plano-paralelas, en la superficie interna de la ventana, en el centro de la misma Para cámaras cilíndricas, en el eje central, en el centro del volumen de la cavidad
Posición del punto de referencia de la cámara	Para cámaras plano-paralelas, en z_{ref} Para cámaras cilíndricas, $0,5 r_{\text{cyl}}$ más profundo que z_{ref}
SSD	100 cm
Tamaño del campo en la superficie del maniquí	10 cm \times 10 cm o el que se use para la normalización de los factores de campo, el que sea mayor

Figura 3.3. Cuadro 17, capítulo 7 del protocolo [TRS-398].

La dosis a la profundidad de máxima ionización se calcula mediante la ecuación (3.3):

$$D_{\text{max}} = (M_q N_{\text{dwQo}} k_{\text{Q,Qo}}) \% \text{PDD}_{z_{\text{ref}}} \quad (3.3)$$

En donde:

D_{max} = Dosis en el punto de máxima ionización.

$$M_q = (L_{z_{\text{ref}}} k_{\text{TP}} k_{\text{pol}} k_s) \quad (3.4)$$

$L_{z_{\text{ref}}}$ = Lectura promedio integrada de la cámara para 100 UM.

N_{dwQo} = Factor de calibración de la cámara indicado en el certificado de calibración.

$\% \text{PDD}_{z_{\text{ref}}}$ = Porcentaje de la curva de dosis en profundidad a la profundidad de referencia.

Criterio de aceptación: Tolerancia: 2% respecto del valor inicial en la puesta en servicio del equipo.

3.6.5. Simetría y aplanado para todas las energías en la dirección radial (Y) y la transversal (X) para los conos de 10x10 y 25x25 cm²

Objetivo: Determinar el valor de la simetría y el aplanado de los perfiles para los conos de 10x10 cm² y 25x25 cm², para todas las energías de electrones, en las condiciones de referencia según las pruebas de aceptación del equipo.

Frecuencia: Anual.

Material: Nivel de gota o digital, hoja de papel, maniquí o cuba de agua con sistema de barrido y dos cámaras de ionización, laptop de adquisición y hoja de registro en EXCEL y/o hoja de registro en papel. Se puede utilizar el sistema de barrido 2D o 3D y cámaras de ionización de aproximadamente 0.125 cm³ de cualquier marca.

Procedimiento: Se realiza el mismo procedimiento de los puntos 1) y 2) de la prueba 3.5.3.

3) El punto efectivo de la cámara de ionización se corrige considerando el centro geométrico de la cámara y desplazando la cámara una distancia igual a 0.5x R (con R igual al radio de la cámara).

4) Se Utiliza la geometría DFS = 100 cm y medir los perfiles de los tamaños de cono de electrones de 10x10 y 25x25 cm² en las direcciones longitudinal y transversal en las profundidades indicadas por el fabricante del equipo en el procedimiento de pruebas de aceptación.

5) Se compara con los del libro de pruebas de aceptación del fabricante.

Criterio de aceptación: Simetría: 2% y aplanado: 5%.

3.6.6. Factores de cono para todos los conos y energías de electrones

Objetivo: Determinar mediante mediciones dosimétricas los factores de cono, para todos los tamaños de cono y todas las energías de electrones.

Frecuencia: Anual.

Material: Nivel de gota o digital, hoja de papel, maniquí o cuba de agua, dosímetro compuesto por un electrómetro y una cámara de ionización marca tipo markus. Hoja de registro en EXCEL.

Procedimiento: Se realiza el mismo procedimiento de los puntos 1) y 2) de la prueba 3.5.3.

3) Se aplica el voltaje de operación indicado en el certificado de calibración de la cámara tipo markus.

4) Se hace una medición de la señal ruido de base (bias) del dosímetro con el electrómetro UNIDOS E.

5) Se coloca la cámara a la profundidad de referencia z_{ref} correspondiente a la energía seleccionada y ajustar la distancia DFS a 100 cm de la superficie del agua de la cuba. Para la energía seleccionada se programa en la consola del acelerador una exposición de 100

UM. Para cada uno de los tamaños de cono medir el factor de cono, usando como referencia el cono de $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

6) Repetir el procedimiento anterior para todas las energías de electrones.

7) Se recomiendan al menos 3 lecturas para cada cono y el factor de cono se determina como el cociente entre las lecturas corregidas del dosímetro usando como referencia el cono de $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

Criterio de aceptación: Tolerancia: 2% [TG51] y [TG142]. La NOM033 no menciona esta prueba.

3.7. Incertidumbres de las mediciones

Las incertidumbres de las medidas se expresan como incertidumbres típicas relativas, y las incertidumbres típicas se clasifican en tipo A y tipo B. El método de evaluación de las incertidumbres típicas tipo A es mediante un análisis estadístico de una serie de mediciones. La evaluación de las incertidumbres típicas tipo B se basa en métodos distintos del análisis estadístico. El apéndice IV del TRS-398 contiene un resumen bastante práctico para la evaluación de las incertidumbres.

3.7.1. Incertidumbre estimada en la determinación de la dosis absorbida en agua en condiciones de referencia para rayos X y electrones

Cuando se utiliza un dosímetro de referencia para la determinación de la dosis absorbida en agua en el haz del usuario, la evaluación de la incertidumbre de las diferentes magnitudes físicas y procedimientos que contribuyen a la determinación de la dosis se puede dividir en dos pasos. 1) Considerar la incertidumbre en la calibración del dosímetro de referencia del usuario, en términos de $N_{D,w}$ en el laboratorio de calibración primario o secundario. Esta es una incertidumbre típica tipo B. 2) La calibración del haz del usuario incluye las incertidumbres asociadas con las medidas en el punto de referencia en el maniquí de agua y también incluye la incertidumbre en el valor de k_Q . Estas son incertidumbres tipo A y tipo B. Combinando cuadráticamente las incertidumbres de los diferentes pasos se obtiene la incertidumbre típica combinada para la determinación de la dosis absorbida en agua en el punto de referencia (Tomado de [TRS-398], páginas 91 y 92).

En la figura 3.4 se muestran los valores de la incertidumbre típica relativa estimada de las magnitudes físicas y procedimientos involucrados en la obtención de la dosis absoluta en agua $D_{w,Q}$, para un haz de fotones de alta energía.

INCERTIDUMBRE TÍPICA RELATIVA ESTIMADA DE $D_{w,Q}$ EN LA PROFUNDIDAD DE REFERENCIA EN AGUA Y PARA UN HAZ DE FOTONES DE ALTA ENERGÍA, BASADA EN UNA CÁMARA CALIBRADA EN LA RADIACIÓN GAMMA DEL $Co60$.

Magnitud física o procedimiento	Incertidumbre típica relativa (%)
<i>Paso 1: Laboratorio de calibración^b</i>	
Factor de calibración, $N_{D,w}$ del patrón secundario en el LPCD	0,5
Estabilidad a largo plazo del patrón secundario	0,1
Factor de calibración, $N_{D,w}$ del dosímetro del usuario en el laboratorio de calibración	0,4
<i>Incertidumbre combinada del paso 1</i>	<i>0,6</i>
<i>Paso 2: Haz de fotones de alta energía del usuario</i>	
Estabilidad a largo plazo del dosímetro del usuario	0,3
Establecimiento de las condiciones de referencia	0,4
Lectura M_Q del dosímetro respecto al monitor del haz	0,6
Corrección por magnitudes de influencia k_i	0,4
Corrección por la calidad del haz k_Q (valores calculados)	1,0 ^c
<i>Incertidumbre combinada del paso 2</i>	<i>1,4</i>
Incertidumbre típica combinada de $D_{w,Q}$ (pasos 1 + 2)	1,5

Figura 3.4. Cuadro 15, página 93 [TRS-398]. Las estimaciones mostradas deben considerarse valores típicos ya que pueden variar dependiendo de la incertidumbre en los factores de calibración establecida por los laboratorios de calibración y de la incertidumbre experimental en la institución del usuario donde se aplique el protocolo.

En la figura 3.5 se muestran los valores de la incertidumbre típica relativa estimada de las magnitudes físicas y procedimientos involucrados en la obtención de la dosis absoluta en agua $D_{w,Q}$, para un haz de electrones de alta energía

INCERTIDUMBRE TÍPICA RELATIVA ESTIMADA DE $D_{w,Q}$ EN LA PROFUNDIDAD DE REFERENCIA EN AGUA Y PARA UN HAZ DE ELECTRONES DE ALTA ENERGÍA, BASADA EN UNA CÁMARA CALIBRADA EN LA RADIACIÓN GAMMA DEL Co60.

Magnitud física o procedimiento	Tipo de cámara del usuario: Rango de calidad del haz:	Incertidumbre típica relativa (%)	
		Cilíndrica $R_{50} \geq 4 \text{ g/cm}^2$	Plano-paralela $R_{50} \geq 1 \text{ g/cm}^2$
<i>Paso 1: Laboratorio de calibración</i>			
Factor $N_{D,w}$ de calibración del patrón secundario en el LPCD		0,5	0,5
Estabilidad a largo plazo del patrón secundario		0,1	0,1
Factor $N_{D,w}$ de calibración del dosímetro del usuario en el LSCD		0,4	0,4
<i>Incertidumbre combinada del paso 1^b</i>		<i>0,6</i>	<i>0,6</i>
<i>Paso 2: Haz de electrones del usuario</i>			
Estabilidad a largo plazo del dosímetro del usuario		0,3	0,4
Establecimiento de las condiciones de referencia		0,4	0,6
Lectura M_Q del dosímetro respecto al monitor del haz		0,6	0,6
Corrección k_I por las magnitudes de influencia		0,4	0,5
Corrección k_Q por la calidad del haz (valores calculados)		1,2	1,7
<i>Incertidumbre combinada del paso 2</i>		<i>1,5</i>	<i>2,0</i>
Incertidumbre típica combinada de $D_{w,Q}$ (pasos 1 + 2)		1,6	2,1

Figura 3.5. Cuadro 22, página 119 [TRS-398]. Las estimaciones mostradas deben considerarse valores típicos ya que pueden variar dependiendo de la incertidumbre en los factores de calibración establecida por los laboratorios de calibración y de la incertidumbre experimental.

3.7.2. Incertidumbre estimada en la determinación de los isocentros mecánico y de radiación del linac

La incertidumbre estimada en la determinación del isocentro mecánico del linac se obtiene considerando las incertidumbres de cada una de las partes que lo componen, es decir, de la intersección del isocentro de rotación del gantry, de la camilla y del colimador. La determinación de la incertidumbre de cada una de las partes se hace utilizando una hoja milimetrada o regla y se basa en el umbral de discriminación visual debido a que la mínima graduación del instrumento de medida es de 1 mm, por tal motivo el error en la medición asociado es de 0.5 mm. Para encontrar la incertidumbre tipo B asociada podemos suponer una densidad de probabilidad rectangular, esto es, que tiene la misma probabilidad en cualquier lugar dentro de los límites máximos +0.5 y -0.5 mm. Con esto, la incertidumbre típica tipo B en la determinación del isocentro del gantry, camilla y colimador es de 0.3 mm y la incertidumbre típica tipo B en la determinación del isocentro mecánico es de 0.5 mm.

La incertidumbre típica tipo B en la determinación del isocentro de radiación se realiza exactamente de la misma forma midiendo sobre la película radiocrómica el isocentro de radiación del gantry, de la camilla y del colimador.

Se observa que con esta metodología podemos determinar las posiciones de los isocentros mecánico y de radiación con una incertidumbre típica menor que los 2 mm de tolerancia establecida por el fabricante y la NOM-033.

3.7.3. Incertidumbre estimada en el telémetro

La incertidumbre estimada para el telémetro está basada en el puntero mecánico proporcionado por el fabricante que tiene una escala graduada hasta para 100 cm. El telémetro se ajusta para coincidir con el puntero mecánico y en el procedimiento realizado en este trabajo se utilizó una hoja de papel con un grosor de 0.1 mm para realizar el ajuste del telémetro con el puntero mecánico, de esta manera se disminuye la dependencia en la discriminación visual. Suponiendo que el puntero mecánico es perfecto y una densidad de probabilidad rectangular, la incertidumbre típica tipo B es de 0.06 mm, redondeándola la presentaremos en los resultados como 0.1 mm.

3.7.4. Incertidumbre estimada en la determinación del tamaño de campo

El tamaño de campo se mide con una hoja milimetrada, por lo que la incertidumbre en la medición depende del umbral de discriminación visual y por este método la incertidumbre es de 0.5 mm, por lo que la incertidumbre típica tipo B es de 0.3 mm.

3.7.5. Incertidumbre estimada en la alineación de los láseres con el isocentro del linac

La alineación de los láseres se realiza con una hoja milimétrica o una regla, por lo que también depende del umbral de discriminación visual y por este método la incertidumbre es de 0.5 mm, por lo que la incertidumbre típica tipo B es de 0.3 mm.

3.7.6. Incertidumbre estimada en el centrado del retículo con el haz de luz y de radiación

El centro del retículo se alinea con los campos de luz y de radiación utilizando una regla o una hoja milimétrica y depende del umbral de discriminación visual y por este método la incertidumbre en cada una de las mediciones con los campos de luz y de radiación es de 0.5 mm, por lo que la incertidumbre típica tipo B de cada uno es de 0.3 mm. Por lo tanto la incertidumbre típica tipo B total es de 0.4 mm.

3.7.7. Incertidumbre estimada en la colocación del maniquí y del dosímetro dentro del maniquí

La alineación del maniquí de agua se realiza ayuda de los láseres de la sala de tratamiento. La alineación de los láseres con el isocentro del linac tienen una incertidumbre típica tipo B de 0.3 mm. La distancia fuente superficie se ajusta con el telémetro, el cual tiene una incertidumbre típica tipo B de 0.1 mm. La colocación del dosímetro dentro del maniquí en el plano de la superficie de agua se realiza utilizando el retículo que tiene una incertidumbre típica tipo B de 0.4 mm. La posición vertical del dosímetro dentro del maniquí se realiza con el sistema de barrido del maniquí, en el que el software tiene una mínima escala de décima de milímetro y vamos a suponer que la incertidumbre por este motivo en el posicionamiento vertical de la cámara de ionización es de 0.1 mm. Por lo tanto, la incertidumbre típica tipo B total es de 0.6 mm.

3.7.8. Incertidumbre estimada en el establecimiento de las condiciones geométricas de referencia para rayos X y electrones

Las incertidumbres en el establecimiento de las condiciones de referencia utilizando el maniquí de agua y el dosímetro para la realización de las mediciones de la dosis absorbida en agua en el punto de referencia dependen completamente de la precisión en la determinación del isocentro de radiación, así como de la calibración correcta de los tamaños de campo, del telémetro, de la colocación del maniquí de agua (la superficie debe estar a $DFS = 100$ cm) y de la colocación correcta del dosímetro dentro del maniquí. Por tal motivo la incertidumbre típica tipo B total es la raíz cuadrada de la suma del cuadrado de la incertidumbre estimada en la colocación del maniquí, más el cuadrado de la incertidumbre del dosímetro en el maniquí (ésta ya incluye la incertidumbre del telémetro y la del telémetro ya incluye la incertidumbre del isocentro), más el cuadrado de la incertidumbre estimada en la determinación de los tamaños de campo. Por lo tanto, la

incertidumbre típica tipo B total es de 0.7 mm. Es decir, tenemos una incertidumbre típica menor que 1 mm en el establecimiento de las condiciones geométricas de medición.

3.7.9. Incertidumbre estimada en la medición de la calidad del haz

El índice de calidad del haz de rayos X se obtiene mediante el cociente de las medidas de ionización, es decir, mediante el $TPR_{20,10}$. Cada conjunto de lecturas a 20 y 10 cm de profundidad tiene una incertidumbre típica tipo A (que es la desviación típica del valor medio) y la incertidumbre relativa del cociente es la raíz cuadrada de la suma de los errores relativos elevados al cuadrado, que por ejemplo para rayos X de 6 MV la incertidumbre en la determinación del $TPR_{20,10}$ es de 0.06%. En el capítulo 4 de presentación de resultados se reportan estos valores en cada caso necesario.

3.7.10. Incertidumbre estimada en las magnitudes de influencia

Las magnitudes de influencia para la lectura de la cámara son la presión, la temperatura, la calibración del electrómetro, los efectos de polaridad y de recombinación de iones. Estas magnitudes no forman parte del protocolo de dosimetría, sólo son factores de corrección de la lectura de la cámara de ionización y son muy importantes porque se utilizan para obtener el valor de la dosis absorbida en agua en las condiciones de referencia. Los resultados de las mediciones realizadas para determinar las magnitudes de influencia se muestran en el apéndice A2.

3.3.10.1. Incertidumbre en la determinación del factor de corrección por presión y temperatura

El factor de calibración de la cámara de ionización es válido para las condiciones de referencia que se aplican durante la calibración en el laboratorio secundario de referencia. Cuando se realizan mediciones del haz de radiación en la calidad del haz del usuario con condiciones de medición de presión y temperatura diferentes a las de referencia, es necesario corregir la lectura por presión y temperatura, k_{TP} .

El factor de corrección por presión y temperatura está dado por la ecuación (3.13). Tomado de la ecuación 11 de la página 57 [TRS-398].

$$k_{TP} = \frac{(273,2 + T) P_0}{(273,2 + T_0) P} \quad (3.5)$$

P y T son la presión del aire de la cavidad y su temperatura, respectivamente, durante su medida, y P_0 y T_0 son los valores de referencia (101.3 kPa y 20° C) en el certificado de calibración. En realidad, lo que se mide es la temperatura del agua dentro del maniquí y se supone que es igual a la temperatura dentro de la cavidad de la cámara de ionización. La presión se mide dentro de la sala de tratamiento.

En la ecuación anterior las únicas variables son P y T por lo que es importante considerar la incertidumbre del barómetro y termómetro con los que se realizan las mediciones y de los que se tiene el informe de calibración. La incertidumbre relativa en la determinación del factor de corrección de presión y temperatura es la raíz cuadrada de la suma de los cuadrados de las incertidumbres relativas de la presión y la temperatura.

La fórmula general para obtener la incertidumbre de una magnitud o factor se muestra en la ecuación 3.6 [JCGM 100:2008].

$$\mu_c = \left[\sum_{i=1}^n \left(\frac{\partial f}{\partial x_i} \right)^2 \mu^2(x_i) + 2 \sum_{i=1}^{n-1} \sum_{j=i+1}^n \frac{\partial f}{\partial x_i} \frac{\partial f}{\partial x_j} \mu(x_i, x_j) \right]^{1/2} \quad (3.6)$$

donde μ_c es la incertidumbre que se desea conocer de la magnitud o factor medido.

El segundo término de la ecuación 3.6 contiene la covarianza $\mu(x_i, x_j)$, que es diferente de cero si las variables x_i y x_j están correlacionadas. Si no están correlacionadas la covarianza vale 0. En nuestro caso, para las magnitudes de influencia, las variables no están correlacionadas por lo que el segundo término de la ecuación 3.6 vale 0.

Aplicando la fórmula 3.6 a la ecuación 3.5 obtenemos el valor de la incertidumbre del factor de corrección por presión y temperatura mostrado en la ecuación 3.7.

$$\mu^2(k_{TP}) = \sum_{i=0}^n \left[\frac{\partial k_{TP}}{\partial x_i} \right]^2 \mu^2(x_i), \quad (3.7)$$

donde
$$\mu^2(x_i) = \mu_A^2(x_i) + \mu_B^2(x_i) \quad (3.8)$$

Con $i = 1, 2$, y $x_1 = T$ y $x_2 = P$. En las ecuaciones 3.9 y 3.10 se muestra el resultado de aplicar la derivada parcial en función de T y P.

$$\frac{\partial k_{TP}}{\partial x_1} = \frac{\partial k_{TP}}{\partial T} = \frac{1}{(273,2+T_0)} \frac{P_0}{P} \quad (3.9)$$

Para x_2 tenemos:

$$\frac{\partial k_{TP}}{\partial x_2} = \frac{\partial k_{TP}}{\partial P} = - \frac{(273,2+T)}{(273,2+T_0)} \frac{P_0}{P^2} \quad (3.10)$$

Por lo tanto, la incertidumbre del factor de corrección por presión y temperatura se muestra en la ecuación 3.11.

$$\mu^2(k_{TP}) = \left[\left(\frac{1}{(273,2+T_0)} \frac{P_0}{P} \right)^2 \mu^2(T) + \left(- \frac{(273,2+T)}{(273,2+T_0)} \frac{P_0}{P^2} \right)^2 \mu^2(P) \right] \quad (3.11)$$

3.3.10.2. Incertidumbre en la determinación del factor de corrección por polaridad

El factor de corrección por polaridad está dado por la ecuación 12 de la página 59 del TRS-398 y que se muestra a continuación en la ecuación 3.12.

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} \quad (3.12)$$

Con M_+ = lecturas con polaridad positiva y M_- = lecturas con polaridad negativa. M es la lectura del electrómetro obtenida con la polaridad utilizada de forma rutinaria (positiva o negativa). En nuestro caso $M_+ = M$ debido a que el voltaje indicado en el certificado de calibración de nuestras cámaras de ionización es positivo.

Aplicando la ecuación 3.6 en la 3.12, obtenemos la ecuación 3.13.

$$\mu^2(k_{pol}) = \sum_{i=0}^n \left[\frac{\partial k_{pol}}{\partial x_i} \right]^2 \mu^2(x_i), \quad (3.13)$$

donde
$$\mu^2(x_i) = \mu_A^2(x_i) + \mu_B^2(x_i) \quad (3.14)$$

Con $i = 1, 2$, y $x_1 = M_+$ y $x_2 = M_-$.

Desarrollando la ecuación 3.13 y considerando $M_+ = M$, obtenemos la ecuación 3.15 de manera similar al desarrollo de la subsección 3.3.10.1.

$$\mu^2(k_{pol}) = \left(-\frac{M_-}{2M^2} \right)^2 \mu^2(M) + \left(\frac{1}{2M} \right)^2 \mu^2(M_-) \quad (3.15)$$

Para rayos X de 6 MV la incertidumbre típica relativa tipo A de k_{pol} es de 0 debido a que las lecturas fueron 100% repetibles para cada polaridad, es decir, no hubo ninguna desviación de las lecturas respecto del promedio.

3.3.10.3. Incertidumbre en la determinación del factor de corrección por recombinación de iones

El factor de corrección por recombinación de iones k_s está dado por la ecuación 14 de la página 62 del TRS-398 y se muestra a continuación en la ecuación 3.16.

$$k_s = a_0 + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2} \right)^2, \quad (3.16)$$

donde M_1 = el voltaje rutinario y M_2 = el voltaje que puede ser desde la mitad del voltaje rutinario hasta una quinta parte. Las constantes a_i se dan en el cuadro 9 del TRS-398 para las diferentes combinaciones de voltaje utilizado.

Aplicando la ecuación 3.6 en la 3.16, obtenemos la ecuación 3.17.

$$\mu^2(k_s) = \sum_{i=0}^n \left[\frac{\partial k_s}{\partial x_i} \right]^2 \mu^2(x_i), \quad (3.17)$$

donde
$$\mu^2(x_i) = \mu_A^2(x_i) + \mu_B^2(x_i) \quad (3.18)$$

Con $i = 1, 2$, y $x_1 = M_1$ y $x_2 = M_2$.

Desarrollando la ecuación 3.17, obtenemos la ecuación 3.19 de manera similar al desarrollo de la subsección 3.3.10.1.

$$\mu^2(k_s) = \left[\frac{1}{M_2} \left(a_1 + 2a_2 \frac{M_1}{M_2} \right) \right]^2 \mu^2(M_1) + \left[-\frac{M_1}{M_2^2} \left(a_1 + 2a_2 \frac{M_1}{M_2} \right) \right]^2 \mu^2(M_2) \quad (3.19)$$

3.3.10.4. Incertidumbre en la corrección de las lecturas con cámara de ionización

Las lecturas M_i medidas con el conjunto electrómetro-cámara de ionización se deben corregir por las magnitudes de influencia

$$M = M_i k_s k_{pol} k_{TP} \quad (3.20)$$

Para la estimación de la incertidumbre de la lectura M_i se requiere esencialmente de los siguientes elementos:

- Desviación típica de la lectura, σ .
- Umbral de resolución o discriminación del electrómetro U_{res} , se obtiene de la mínima escala y es de 0.01 nC.
- Linealidad del electrómetro. Vamos a suponer que es 1.
- Cero del electrómetro, U_0 . Con nuestro electrómetro se observa que sin disparar el haz, varía menos de una décima de nC en un minuto.
- Estabilidad del conjunto cámara de ionización - electrómetro. Vamos a suponer que es 1.

La incertidumbre de las lecturas sería entonces:

$$\mu^2(M) = \mu^2(M_i) + \mu^2(k_s) + \mu^2(k_{pol}) + \mu^2(k_{TP}), \quad (3.21)$$

3.7.11. Incertidumbre en las mediciones de dosimetría relativa

Las mediciones realizadas para dosimetría relativa como las curvas de dosis en profundidad y los perfiles de campos abiertos y cuñas dependen de la posición correcta del punto

efectivo de medida del dosímetro dentro del maniquí de agua y de la incertidumbre del conjunto electrómetro – cámaras de ionización primaria y secundaria.

Las curvas de dosis en profundidad y los perfiles del haz de radiación se obtienen mediante los cocientes de la carga producida por la ionización dentro de la cavidad de las cámaras secundaria y primaria. Las curvas obtenidas con el sistema de barrido son el resultado de un número grande de lecturas por segundo. Por lo tanto la incertidumbre típica tipo B asociada a la curvas de dosimetría relativa será la raíz cuadrada de la suma de los cuadrados de las incertidumbres tipo B indicadas por el certificado de cada una de las cámaras.

BIBLIOGRAFIA

- [TECDOC-1151] Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: Protocolo de Control de Calidad, TEC DOC 1151, OIEA, Viena, 2000.
- [TRS-398] 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, OIEA, Viena 2005.
- [TG40] Comprehensive QA for radiation oncology: Report of AAPM Therapy Committee Task Group 40. USA, 1994.
- [TG51] AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams, USA, 1999.
- [TG142] Task Group 142 report: Quality assurance of medical acceleratos. USA, 2009.
- [NOM33] Norma Oficial Mexicana, NOM-033-NUCL-1999, Especificaciones técnicas para la operación de unidades de teleterapia. Aceleradores lineales. México, 1999.
- [JCGM 100:2008] Evaluation of measurement data – Guide to the expression of uncertainty in measurement. First Edition, September 2008. Corrected version 2010.

CAPÍTULO 4 RESULTADOS

Se presentan los resultados obtenidos en la aplicación del programa de control de calidad a un linac tipo 2100C. Como se mencionó anteriormente, las pruebas se realizaron con base en lo presentado en el capítulo previo. Se siguieron protocolos nacionales (al menos para algunas pruebas) [NOM033], internacionales [TECDOC-1151], [TRS-398], siguiendo en algunos casos las tolerancias indicadas en los protocolos [TG51], [TG142] y el libro de procedimientos de pruebas de aceptación del fabricante.

4.1. Sistema de radioterapia externa seleccionado

El programa fue aplicado en particular para la realización del control de calidad anual del acelerador lineal 2100C de una clínica privada en la ciudad de Guadalajara, Jalisco. En esta clínica privada desarrolla su actividad profesional como físico médico clínico el estudiante de esta tesis.



Figura 4.1. Acelerador lineal 2100C.

4.2. Aspectos de Seguridad

4.2.1. Interruptores de mesa de tratamiento

El resultado de la prueba es que al presionar cualquiera de los dos interruptores de la mesa de tratamiento se interrumpe el la corriente eléctrica al acelerador y se apaga.

Criterio de aceptación: Si se interrumpe el haz de radiación al presionar los botones o interruptores, entonces están funcionando correctamente y se da por aprobada la prueba.

Estado de la prueba: Funcional.

4.2.2. Interruptores en consola del linac

El resultado de la prueba es que al presionar el botón de apagado del haz de radiación en la consola de mando, el haz de radiación se detiene. El botón de parada de emergencia apaga el acelerador al presionarlo.

Criterio de aceptación: Si se interrumpe el haz de radiación al presionar el botón de apagado del haz y/o el interruptor de emergencia, entonces están funcionando correctamente y se da por aprobada la prueba.

Estado de la prueba: Funcional.

4.2.3. Interruptores en la pared de la sala de tratamiento

El resultado de la prueba es que al presionar cualquiera de los interruptores de parada de emergencia que se localizan en las paredes de la sala de tratamiento, se apaga el linac.

Criterio de aceptación: Si se interrumpe el haz de radiación al presionar el botón de emergencia, entonces está funcionando correctamente y se da por aprobada la prueba.

Estado de la prueba: Funcional.

4.2.4. Enclavamiento eléctrico en la puerta de acceso a la sala de tratamiento

Los resultados de la prueba muestran lo siguiente: 1) Al abrir la puerta de la sala de tratamiento se interrumpe el haz de radiación. 2) Al caminar cerca de la puerta de entrada a la sala de tratamiento y quedar atrapado entre la pared del laberinto y la puerta, ésta se detiene evitando aplastar a la persona que se encuentre caminando por el lugar.

Criterio de aceptación: 1) Si se interrumpe el haz de radiación del linac al abrir la puerta de acceso a la sala de tratamiento se da por aprobada la prueba. 2) Si la puerta detiene su movimiento al detectar movimiento cercano, entonces se da por aprobada la prueba.

Estado de la prueba: Funcional.

4.2.5. Sistema de visualización del paciente

El resultado de la prueba muestra que el sistema de video funciona perfectamente, se cuenta con dos monitores que permiten visualizar al paciente en todo momento y observar el movimiento del gantry a ambos lados de la camilla de tratamiento.

Criterio de aceptación: Funcional.

Estado de la prueba: Funcional.

4.2.6. Sistema de intercomunicación con el paciente

El resultado de la prueba muestra que el sistema de intercomunicación con el paciente funciona perfectamente, permitiendo que el paciente escuche las indicaciones del técnico radioterapeuta y que el técnico, desde la consola de mando del linac puede escuchar al paciente.

Criterio de aceptación: Funcional.

Estado de la prueba: Funcional.

4.2.7. Conservación de UM en caso de corte de energía eléctrica

El resultado de esta prueba muestra que ante un corte de energía eléctrica, no se conservaron las UM en la pantalla digital del gabinete electrónico. Se pidió al ingeniero de servicio que se revisara el sistema y encontró que debido a que no tenía carga la batería que utiliza la pantalla pequeña, no funcionó. Una vez colocada una batería nueva, se repitió la prueba y se conservaron las UM.

Criterio de aceptación: Funcional.

Estado de la prueba: Prueba inicial no funcional y después de resolver la falla, se encontró funcional.

Comentarios: Se debe revisar de forma regular que la batería tenga suficiente carga y funcione correctamente.

4.2.8. Mecanismo de seguridad de los conos y de los insertos de los conos

Los resultados de la prueba son los siguientes: 1) Se revisó que el sistema de seguridad de los conos de electrones no permita irradiar para todos los conos cuando no está colocado el cono programado en la consola de mando y aparece en enclavamiento correspondiente al “accesorio”.

2) El sistema de seguridad de los conos no permite irradiar con electrones, si no hay ningún cono programado y aparece en la pantalla de la consola de mando del acelerador el enclavamiento correspondiente al “accesorio”.

3) El sistema de seguridad no permite irradiar con electrones una vez que se colocó el cono de electrones programado, si el inserto o sobrecono no está colocado correctamente y aparece un enclavamiento correspondiente al “accesorio”.

Criterio de aceptación: Funcional siempre que el haz de radiación no se active en los puntos 1 al 3.

Estado de la prueba: Prueba funcional en los tres casos o situaciones en que se aplicó.

4.2.9. Mecanismo de seguridad de las cuñas para la orientación de la cuña y la cuña correcta seleccionada

Los resultados de la prueba son los siguientes: 1) Se observó que el mecanismo de seguridad de las cuñas no permite activar el haz de radiación si la cuña colocada es diferente de la programada. Esto se revisó para todas las cuñas de 15°, 30°, 45° y 60°.

2) Se verificó que el sistema de seguridad de las cuñas no activa el haz de radiación cuando la orientación de la cuña colocada es diferente de la orientación de la cuña programada.

3) Se verificó que no se activa el haz de radiación cuando el tamaño de campo programado es mayor que el tamaño físico de la cuña en alguno de sus lados.

Criterio de aceptación: Funcional siempre que el haz de radiación no se active en los puntos 1 al 3.

Estado de la prueba: Prueba funcional en los tres casos o situaciones en que se aplicó.

4.3. Aspectos mecánicos

4.3.1. Indicador angular del colimador

Los resultados de la prueba se muestran en la tabla 4.1.

Nivel	Indicador en consola	Indicador mecánico
0°	NA	NA
90°	90.1°	90°
270°	269.8°	270°
180°	180.3°	180°

Tabla 4.1. Indicador angular del colimador.

Criterio de aceptación: Tolerancia: 1°. La incertidumbre de esta prueba es de 0.1°. La incertidumbre típica tipo B suponiendo una densidad de probabilidad rectangular es de 0.06°.

Estado de la prueba: El sistema cumple satisfactoriamente la prueba.

4.3.2. Indicador angular de la camilla

Los resultados de la prueba se muestran en la tabla 4.2.

Nivel	Indicador en consola	Indicador mecánico
0°	NA	NA
90°	90.4°	90°
270°	270.6°	270°
180°	180.0°	180°

Tabla 4.2. Indicador angular de la camilla.

Criterio de aceptación: Tolerancia: 1°. La incertidumbre de esta prueba es de 0.1°. La incertidumbre típica tipo B suponiendo una densidad de probabilidad rectangular es de 0.06°.

Estado de la prueba: El sistema cumple satisfactoriamente la prueba.

4.3.3. Indicador angular del gantry

Los resultados de la prueba se muestran en la tabla 4.3.

Nivel	Indicador en consola	Indicador mecánico
0°	NA	NA
90°	90.3°	90°
270°	270.2°	270°
180°	179.9°	180°

Tabla 4.3. Indicador angular del gantry.

Criterio de aceptación: Tolerancia: 1°. La incertidumbre de esta prueba es de 0.1°. La incertidumbre típica tipo B suponiendo una densidad de probabilidad rectangular es de 0.06°.

Estado de la prueba: El sistema cumple satisfactoriamente la prueba.

4.3.4. Indicador del desplazamiento lateral y longitudinal de la camilla

Los resultados de la prueba se muestran en la tabla 4.4.

Movimiento de mesa	Desplazamiento (mm)	
Longitudinal	G: 200 - 1	T: 200 + 1
Lateral	A: 200 + 1	B: 200 + 1

Tabla 4.4. Indicador del desplazamiento de la camilla

Criterio de aceptación: Tolerancia: 2 mm en dirección lateral y longitudinal. La incertidumbre de esta prueba es de 0.5 mm, la mitad de la mínima escala de la hoja milimétrica. La incertidumbre típica tipo B suponiendo una densidad de probabilidad rectangular es de 0.3 mm.

Estado de la prueba: El sistema cumple satisfactoriamente la prueba.

4.3.5. Indicador del desplazamiento vertical de la camilla

Los resultados de la prueba se muestran en la tabla 4.5.

Movimiento de mesa	Desplazamiento (mm)
Vertical descendente	200 +1
Vertical ascendente	200 + 0

Tabla 4.5. Indicador de desplazamiento vertical de la camilla.

Criterio de aceptación: Tolerancia: 2 mm. La incertidumbre de esta prueba es de 0.5 mm. La incertidumbre típica tipo B suponiendo una densidad de probabilidad rectangular es de 0.3 mm.

Estado de la prueba: El sistema cumple satisfactoriamente la prueba.

Comentarios: Se observó un desplazamiento longitudinal y/o lateral menor que 2 mm de la camilla respecto de la plomada, al mover la camilla de tratamiento verticalmente en sentido ascendente y descendente.

4.3.6. Alineación del haz luminoso y del retículo

Los resultados se muestran en la tabla 4.6.

Distancia	DFS (cm)	Desplazamiento (mm)
DFS = 100 cm	120	1

	80	<1
	100	<1

Tabla 4.6. Alineación del haz luminoso y del retículo.

Criterio de aceptación: Se verifica visualmente que el desplazamiento de la imagen del centro del retículo se mantenga dentro de la tolerancia especificada ± 2 mm. La incertidumbre de esta prueba es de 0.5 mm. La incertidumbre típica tipo B suponiendo una densidad de probabilidad rectangular es de 0.3 mm.

Estado de la prueba: El sistema cumple satisfactoriamente la prueba.

4.3.7. Verificación de los indicadores de tamaño de campo

Los resultados se muestran en la tabla 4.7.

Tamaño campo nominal (cm ²)	Tamaño de campo en consola (cm)			
	A	B	G	T
5 x 5	2.5	2.5	2.5	2.5
10x10	5	5	5	5
15x15	7.5	7.5	7.5	7.5
20x20	10	10	9.9	10
30x30	15	15	14.9	15
40x40	20	20	19.8	20

Tabla 4.7. Evaluación de los indicadores de tamaño de campo. Las letras A, B, G y T se refieren al lado de la quijada del colimador al que se mide su tamaño. Suponiendo un paciente en dorsal, A se refiere a la quijada del lado izquierdo, B la del lado derecho, G la que está en dirección del gantry y T en dirección de la camilla de tratamiento.

Criterio de aceptación: Tolerancia: 2 mm. La incertidumbre de esta prueba es de 0.5 mm. La incertidumbre típica tipo B suponiendo una densidad de probabilidad rectangular es de 0.3 mm.

Estado de la prueba: El sistema cumple satisfactoriamente la prueba.

Comentarios: Aunque el sistema cumple la prueba para todos los tamaños de campo, se encontró que para el tamaño de campo de 40x40 cm², una de las quijadas en la dirección

del gantry está en el valor límite de la tolerancia. Esta situación se reportó al ingeniero de servicio.

4.3.8. Alineación de los láseres

Los resultados se muestran en la tabla 4.8.

Láser	Desplazamiento (mm)
Sagital	<1
Coronal	<1
transversal	1

Tabla 4.8. Resultados de la evaluación de la alineación de los láseres con el isocentro.

Criterio de aceptación: En todos los casos la tolerancia es de 2 mm. El TG142 propone 1.5 mm para equipos destinados a IMRT. La incertidumbre de esta prueba es de 0.5 mm. La incertidumbre típica tipo B suponiendo una densidad de probabilidad rectangular es de 0.3 mm.

Estado de la prueba: El sistema cumple satisfactoriamente la prueba.

4.3.9. Rotación del isocentro mecánico del colimador

Los resultados de la prueba se presentan en la tabla 4.9.

Ángulo del colimador	Desplazamiento (mm)
180°	0
90°	1
270°	< 1

Tabla 4.9. Evaluación del isocentro mecánico del colimador.

Criterio de aceptación: Tolerancia: 2 mm. La incertidumbre de esta prueba es de 0.5 mm. La incertidumbre típica tipo B suponiendo una densidad de probabilidad rectangular es de 0.3 mm.

Estado de la prueba: El sistema cumple satisfactoriamente la prueba.

Comentarios: En la tabla 4.9 se menciona el desplazamiento para de 3 ángulos, sin embargo se observó el desplazamiento para todo el rango mecánico de rotación del colimador y se encontró que en todo momento el mayor desplazamiento es de ~ 1 mm.

4.3.10. Rotación del isocentro mecánico de la camilla

Los resultados de la prueba se presentan en la tabla 4.10.

Ángulo de la camilla	Desplazamiento (mm)
180°	0
90°	1

270°	< 2
-------------	---------------

Tabla 4.10. Evaluación del isocentro mecánico de la camilla.

Criterio de aceptación: Tolerancia: 2 mm. La incertidumbre de esta prueba es de 0.5 mm. La incertidumbre típica tipo B suponiendo una densidad de probabilidad rectangular es de 0.3 mm.

Estado de la prueba: El sistema cumple satisfactoriamente la prueba.

Comentarios: En la tabla 4.10 se menciona el desplazamiento para el valor de 3 ángulos, sin embargo se observó el desplazamiento del eje de rotación de la camilla para todo el rango mecánico de rotación y se encontró que en todo momento el mayor desplazamiento es < 2 mm.

4.3.11. Rotación del isocentro mecánico del gantry

Los resultados de la prueba se presentan en la tabla 4.11.

Ángulo del gantry	Desplazamiento (mm)
0°	1
90°	1
180°	0
270°	<1

Tabla 4.11. Evaluación del isocentro mecánico del gantry.

Criterio de aceptación: Tolerancia: 2 mm. La incertidumbre de esta prueba es de 0.5 mm. La incertidumbre típica tipo B suponiendo una densidad de probabilidad rectangular es de 0.3 mm.

Estado de la prueba: El sistema cumple satisfactoriamente la prueba.

Comentarios: En la tabla 4.11 se menciona el desplazamiento para 4 ángulos, sin embargo se observó el desplazamiento del eje de rotación del gantry para todo el rango mecánico de rotación y se encontró que en todo momento el desplazamiento es < 2 mm. De hecho, el eje de rotación del gantry se desplaza en un sentido a 90° y en sentido opuesto a 270°, y el diámetro (suma de estos dos desplazamientos en sentidos contrarios) es ~ 1.5 mm.

4.3.12. Isocentro mecánico (coincidencia de los ejes de rotación)

El resultado de esta prueba está basado en el funcionamiento correcto de las tres pruebas anteriores. Dado que las tres pruebas anteriores cumplen los criterios de aceptación del equipo se concluye que el isocentro mecánico del equipo está dentro de una esfera de diámetro < 2 mm.

Criterio de aceptación: Esfera de diámetro menor que o igual a 2 mm que contiene el punto de intersección para todas las orientaciones y rotaciones del colimador, camilla y gantry. La

incertidumbre de esta prueba es de 0.5 mm para cada uno de los tres ejes de rotación. La incertidumbre típica tipo B de cada eje de rotación, suponiendo una densidad de probabilidad rectangular, es de 0.3 mm y la incertidumbre típica combinada es de 0.5 mm.

Estado de la prueba: El sistema cumple satisfactoriamente la prueba.

4.3.13. Coincidencia del telémetro y el puntero mecánico y funcionamiento del telémetro

Los resultados de esta prueba se presentan en la tabla 4.12.

Distancia	DFS (cm)	Desplazamiento indicador digital (mm)	Desplazamiento medido (mm)
DFI = 100 cm	120	199	200
	100	0	0
	80	200	201

Tabla 4.12. Evaluación de la coincidencia del telémetro con el puntero mecánico y evaluación del telémetro a ± 20 cm del isocentro.

Criterio de aceptación: Tolerancia: 2 mm. La incertidumbre de esta prueba es de 0.1 mm, ya que se utiliza una hoja de papel blanco con un grosor de 0.1 mm para la verificación de esta prueba. La incertidumbre típica tipo B suponiendo una densidad de probabilidad rectangular es de $0.06 \text{ mm} < 1 \text{ mm}$.

Estado de la prueba: El sistema cumple satisfactoriamente la prueba.

Comentarios: La coincidencia del telémetro con el puntero mecánico primero se revisa a DFS = 100 cm, una vez que esta prueba es aceptable y pasa, se prosigue con la evaluación del telémetro a ± 20 cm del isocentro. Generalmente el desplazamiento a una DFS de 80 y 120 cm se mide con un flexómetro. En el procedimiento para esta prueba, se usa también el maniquí de plástico equivalente a agua para simular el peso de un paciente y realizar la prueba en condiciones clínicas.

4.4. Aspectos mecánicos evaluados por métodos radiográficos.

4.4.1. Rotación del colimador, con las mandíbulas o las quijadas superiores cerradas

Los resultados de esta prueba se presentan en la tabla 4.13.

Isocentro del colimador	Diámetro (mm)
	1

Tabla 4.13. Evaluación del diámetro del eje de rotación del colimador con las quijadas superiores cerradas para fotones de 6 MV.

Criterio de aceptación: Tolerancia: 2 mm. La incertidumbre de esta prueba es de 0.5 mm. La incertidumbre típica tipo B suponiendo una densidad de probabilidad rectangular es de 0.3 mm.

Estado de la prueba: El sistema cumple satisfactoriamente la prueba.

4.4.2. Rotación del colimador, con las mandíbulas o las quijadas inferiores cerradas

Los resultados de esta prueba se presentan en la tabla 4.14.

Isocentro del colimador	Diámetro (mm)
	1

Tabla 4.14. Evaluación del diámetro del eje de rotación del colimador con las quijadas inferiores cerradas para fotones de 6 MV.

Criterio de aceptación: Tolerancia: 2 mm. La incertidumbre de esta prueba es de 0.5 mm. La incertidumbre típica tipo B suponiendo una densidad de probabilidad rectangular es de 0.3 mm.

Estado de la prueba: El sistema cumple satisfactoriamente la prueba.

4.4.3. Imagen del isocentro de rotación del gantry

Los resultados de esta prueba se presentan en la tabla 4.15.

Isocentro de radiación del gantry	Diámetro (mm)
	~ 1.5

Tabla 4.15. Evaluación del diámetro del eje de rotación por la del gantry para fotones de 6 MV.

Criterio de aceptación: Tolerancia: 2 mm. La incertidumbre de esta prueba es de 0.5 mm.

La incertidumbre típica tipo B suponiendo una densidad de probabilidad rectangular es de 0.3 mm.

Estado de la prueba: El sistema cumple satisfactoriamente la prueba.

4.4.4. Imagen del isocentro de rotación de la camilla de tratamiento

Los resultados de esta prueba se presentan en la tabla 4.16.

Isocentro de radiación de la camilla	Diámetro (mm)
	< 2

Tabla 4.16. Evaluación del diámetro del eje de rotación de la camilla para fotones de 6 MV.

Criterio de aceptación: Tolerancia: 2 mm. La incertidumbre de esta prueba es de 0.5 mm. La incertidumbre típica tipo B suponiendo una densidad de probabilidad rectangular es de 0.3 mm.

Estado de la prueba: El sistema cumple satisfactoriamente la prueba.

4.4.5. Coincidencia de los isocentros mecánico y de radiación

El resultado de esta prueba está basado en el correcto funcionamiento de las tres pruebas anteriores relacionadas con el isocentro mecánico y las evaluadas con película radiocrómica para el isocentro de radiación debido a la rotación del colimador, la camilla y el gantry. Dado que las pruebas anteriores cumplen los criterios de aceptación del equipo se concluye que el isocentro de radiación del equipo coincide con el isocentro mecánico y que además está dentro de una esfera de diámetro < 2 mm.

Criterio de aceptación: Tolerancia: 2 mm. Para la determinación del isocentro mecánico la incertidumbre típica tipo B de cada eje de rotación suponiendo una densidad de probabilidad rectangular es de 0.3 mm y la incertidumbre típica combinada es de 0.5 mm. Para la determinación del isocentro de rotación evaluada con la película radiocrómica también la incertidumbre típica tipo B de cada eje de rotación suponiendo una densidad de probabilidad rectangular, es de 0.3 mm y la incertidumbre típica combinada es de 0.5 mm. Por lo tanto la incertidumbre típica tipo B total es de 0.7 mm.

Estado de la prueba: El sistema cumple satisfactoriamente la prueba.

4.4.6. Coincidencia del haz de luz y del haz de radiación

Los resultados de esta prueba se presentan en la tabla 4.17.

Energía (MV)	Lado/Isocentro	Diferencia entre el campo de luz y el de radiación (mm)
6	A-B	1
	G-T	<1
	Isocentro	<1
18	A-B	1
	G-T	<1
	Isocentro	<1

Tabla 4.17. Coincidencia del campo de luz con el campo de radiación.

Criterio de aceptación: Tolerancia 2 mm. La incertidumbre de esta prueba es de 0.5 mm. La incertidumbre típica tipo B suponiendo una densidad de probabilidad rectangular es de 0.3 mm.

Estado de la prueba: El sistema cumple satisfactoriamente la prueba.

4.5. Aspectos dosimétricos de rayos X de 6 y 18 MV

4.5.1. PDD para tamaños de campo de 5x5, 10x10, 15x15, 20x20, 25x25 y 30x30 cm² a una DFS = 100 cm

Los resultados de esta prueba se presentan en la tabla 4.18 para 6 MV.

Tamaño de campo (cm ²)	z _{max} (mm)	PDD (10 cm) (%)
5x5	17	63.8
10x10	16	66.9
15x15	16	69.0
20x20	14	70.3
25x25	14	71.0
30x30	14	71.7

Tabla 4.18. Resultados de PDD para 6 MV.

Los resultados de esta prueba se presentan en la tabla 4.19 para 18 MV.

Tamaño de campo (cm ²)	z _{max} (mm)	PDD (10 cm) (%)
5x5	37	80
10x10	33	79.8
15x15	29	79.4
20x20	27	79.4
25x25	25	79.4
30x30	25	79.6

Tabla 4.19. Resultados de PDD para 18 MV.

Los resultados de la PDD para el campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ se presentan también por separado en la tabla 4.20. Esta tabla se muestra particularmente para este tamaño de campo debido a que es una de las pruebas del procedimiento de aceptación del fabricante. La incertidumbre típica tipo B es de 1%.

Energía (MV)	Fabricante z_{Dmax} (cm)	Tolerancia	Medido z_{Dmax} (mm)	Fabricante PDD (10 cm)	Tolerancia	Medido PDD (10 cm)
6	1.6	$\pm 0.2 \text{ cm}$	16	67%	$\pm 2\%$	67.3%
18	3.3	$\pm 0.2 \text{ cm}$	33	80%	$\pm 2\%$	80.3%

Tabla 4.20. Resultados de la curva de PDD para el campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$. Se hace la comparación con los valores del fabricante.

Criterio de aceptación: Para el campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$,

- 1) Tolerancia para la profundidad de máxima ionización o dosis máxima es de: 2 mm.
- 2) Tolerancia porcentual de la curva de PDD a 10 cm de profundidad es de: 2%.

Estado de la prueba: El sistema cumple satisfactoriamente la prueba.

4.5.2. Calibración y constancia de dosis en condiciones de referencia para fotones.

Los resultados de la prueba se presentan en la tabla 4.21.

Factor o magnitud	6 MV	Incertidumbre	18 MV	Incertidumbre
$k_{T,P}$	1.23059	0.14%	1.23264	0.14%
k_{pol}	1.00047	0.04%	1.00118	0.03%
k_s	1.0026	0.006%	1.0041	0.005%
k_Q	0.9900	1%	0.9672	1%
N_{dw}	5.323×10^{-2} Gy/nC	0.5%	5.323×10^{-2} Gy/nC	0.5%
PDD(z=10 cm)	67.3%		80.3 %	
Lectura_{prom}	10.440	0.001 nC	12.670	0.001 nC
D(z_{ref})	0.679 Gy	1.7%	0.808 Gy	1.7%
D(z_{max})	1.009 Gy	1.7%	1.007 Gy	1.7%
Tolerancia	2 %		2%	

Tabla 4.21. Evaluación de la constancia de la dosis para rayos X de 6 y 18 MV. En la columna de incertidumbre, se muestra el valor de la incertidumbre de cada una de las magnitudes de influencia, las lecturas con el dosímetro y la dosis absoluta.

Para la presión y temperatura, el certificado de calibración del barómetro digital indica que la lectura media del calibrando es de 830.5 hPa y que la incertidumbre en la medición es de 4.4 hPa. La resolución del barómetro es de 1 hPa. La incertidumbre es mayor que la

mínima escala del barómetro. La incertidumbre relativa del barómetro es 0.5%. El certificado calibración del termómetro digital indica que tiene una incertidumbre de 0.28% con $k=2$.

Por lo tanto, la incertidumbre relativa típica tipo B del factor k_{TP} es del orden de 0.14%.

Las incertidumbres proporcionadas por los certificados de calibración corresponden a incertidumbres típicas tipo A para el barómetro y tipo B para el termómetro, por la forma en que se obtuvieron. La incertidumbre típica total combinada para la determinación de la incertidumbre del factor de corrección por presión y temperatura es tipo B por la naturaleza de la obtención de las incertidumbres a través de un certificado de calibración de los instrumentos.

En nuestro caso en particular aplicando para rayos X la incertidumbre típica relativa correspondiente al factor de calibración $N_{D,w}$ de nuestro dosímetro en el laboratorio de calibración de 0.49 ~ 0.5% en lugar del 0.4% obtenemos que la incertidumbre típica combinada de $D_{w,D}$ (pasos 1 + 2) = 1.51%. Los pasos (1 + 2) se refieren al empleo de la metodología utilizada en el TRS-398 para la determinación de las incertidumbres.

La incertidumbre típica combinada en la determinación de $D_{w,Q}$ es de 1.7%.

Criterio de aceptación: Tolerancia: 2% [NOM033] y 2% en revisión de la constancia de la dosis y 1% en la calibración anual en USA para equipos destinados a IMRT [TG142]).

Estado de la prueba: El sistema cumple satisfactoriamente la prueba.

Comentarios: El valor de la dosis absoluta medida en condiciones de referencia cumple con la norma mexicana [NOM033] y con la norma internacional para equipos dedicados a IMRT [TG142].

4.5.3. Simetría y aplanado en la dirección radial (Y) y la transversal (X) para todas las energías de rayos X para tamaños de campo de 10x10 y 35x35 cm²

Los resultados de la prueba se presentan en la tabla 4.22

Energía (MV)/tamaño de campo (cm ²)	Aplanado referencia (%)	Valor actual (%)	Simetría referencia (%)	Valor actual (%)
18 MV 10x10 radial	2.58	2.27	0.67	0.41
18 MV 35x35 radial	2.10	2.38	0.85	0.43
6 MV 10x10 radial	2.64	2.40	0.59	0.32
6 MV 35x35 radial	2.35	1.84	0.73	0.44
18 MV 10x10 transversal	2.65	2.21	0.49	0.30
18 MV 35x35 transversal	2.06	2.26	0.33	0.21
6 MV 10x10 transversal	2.44	2.62	0.38	0.54
6 MV 35x35 transversal	2.11	1.74	0.43	0.17

Tabla 4.22. Evaluación de la simetría y el aplanado para rayos X de 6 y 18 MV.

La incertidumbre típica tipo B de esta prueba es de 1%.

Criterio de aceptación: La tolerancia de acuerdo con el fabricante es la siguiente: simetría 2% y aplanado 3%.

Estado de la prueba: El sistema cumple satisfactoriamente la prueba.

Comentarios: Esta prueba no está considerada en la pruebas anuales indicadas por la NOM033 y aunque los resultados de las pruebas de aplanado y simetría pasan los criterios de aceptación del fabricante, el aplanado no pasa el criterio de aceptación de 1% y la simetría sí pasa para todos los tamaños de campo y dirección el criterio de $\pm 1\%$ del TG142.

4.5.4. Factores de campo para tamaños de 5x5, 10x10, 15x15, 20x20, 25x25 y 30x30 cm²

Los resultados de esta prueba se presentan en la tabla 4.23.

Tamaño de Campo (cm ²)	Lectura Promedio (nC)	Factores de campo normalizados	Lectura Promedio (nC)	Factores de campo normalizados
5x5	9.264	0.887	11.537	0.920
10x10	10.440	1.000	12.543	1.000
15x15	11.010	1.055	13.010	1.037
20x20	11.433	1.095	13.290	1.060
25x25	11.710	1.122	13.500	1.076
30x30	11.967	1.146	13.697	1.092

Tabla 4.23. Factores de campo normalizados al campo de 10x10 cm².

La incertidumbre típica tipo A de esta prueba es prácticamente cero, ya que la reproducibilidad de las lecturas es muy alta. Por la incertidumbre típica tipo B dada en el certificado de la cámara de ionización, la incertidumbre típica tipo B es de 1%.

Criterio de aceptación: Tolerancia: 2%.

Estado de la prueba: El sistema cumple satisfactoriamente la prueba.

4.5.5. TMR para tamaños de campo de 5x5, 10x10, 15x15, 20x20, 25x25 y 30x30 cm²

Los resultados de la prueba se presentan en la tabla 4.24 y se comparan con los valores de los TMR de las tablas del BJR 25.

Tamaño de campo (cm ²)	TMR (6 MV)	TMR (6 MV) BJR 25	Diferencia (%)	TMR (18 MV)	TMR (18 MV) BJR 25	Diferencia (%)
5x5	0.740	0.745	-0.67	0.901	0.885	1.81
10x10	0.782	0.786	-0.51	0.904	0.896	0.89
15x15	0.803	0.808	-0.62	0.897	0.895	0.22
20x20	0.817	0.820	-0.37	0.898	0.894	0.45
25x25	0.828	0.830	-0.24	0.899	0.894	0.56
30x30	0.835	0.837	-0.24	0.901	0.895	0.67

Tabla 4.24. Valores de TMR para 6 y 18 MV.

La incertidumbre típica tipo A del conjunto de mediciones realizadas para obtener cada uno de los valores promedio de la tabla 4.24 es de 0.006 y la incertidumbre típica tipo B es de 1%.

Criterio de aceptación: Tolerancia: 1% para equipos destinados a IMRT según [TG142] para el valor del TMR_{20,10}.

Estado de la prueba: El sistema cumple la prueba.

Comentarios: En la tabla 4.24 se observa que para todos los tamaños de campo y energías de rayos X, la diferencia que se midió del TMR respecto a los valores de los TMR de las tablas del BJR es menor que 1%, salvo para el campo de 5x5 cm² y la energía de 18 MV.

4.5.6. Control de las cámaras monitoras. Reproducibilidad, linealidad y dependencia con la tasa de dosis

Los resultados de la prueba se presentan en las tablas 4.25, 4.26 y 4.27, para la reproducibilidad de la cámara monitora, la linealidad y la reproducibilidad con la tasa de dosis. En la figura 4.1 se muestra la gráfica de la linealidad de la respuesta de la cámara monitora..

Lecturas	D = 50 UM	Diferencia (%)	D=100 UM	Diferencia (%)	D=200 UM	Diferencia (%)	D=400 UM
L1	6.263	0.032	12.52	0.000	25.03	0.000	50.050
L2	6.259	-0.032	12.52	0.000	25.03	0.000	50.050
L3	6.261	0.000	12.52	0.000	25.03	0.000	50.050
Lpromedio	6.261		12.520		25.030		50.050

Tabla 4.25. Reproducibilidad de la cámara monitora.

La incertidumbre típica tipo A máxima de la prueba es de 0.02 nC y la incertidumbre típica tipo B es de 0.5%.

Comentario: En la tabla 4.25 se observa que las lecturas para todas las dosis (50, 100, 200 y 400 UM) son reproducibles y están dentro de $\pm 1\%$ de la tolerancia asignada por el fabricante.

Lecturas	D=50UM	D=100UM	D=200UM	D=400UM
L1=	6.263	12.520	25.030	50.050
L2=	6.259	12.520	25.030	50.050
L3=	6.261	12.520	25.030	50.050
L _{promedio} =	6.261	12.520	25.030	50.050

Tabla 4.26. Linealidad de la cámara monitora para diferentes dosis.

La incertidumbre típica tipo A máxima de la prueba es de 0.02 nC y la incertidumbre típica tipo B es de 0.5%.

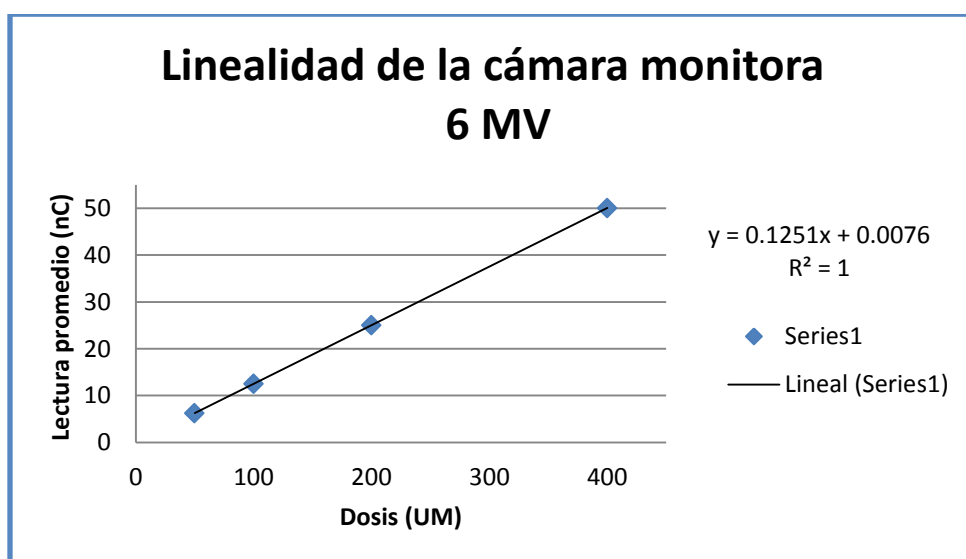


Figura 4.1. Linealidad de la cámara monitora para rayos X de 6 MV.

Comentario: La respuesta de la cámara monitora en función de la dosis es lineal, con $R = 1.0000$.

Lecturas	160 UM/min	Diferencia (%)	240 UM/min	Diferencia (%)	320 UM/min	Diferencia (%)	400 UM/min	Diferencia (%)
L1	12.58	0.053	12.54	0.000	12.52	0.000	12.50	-0.053
L2	12.57	-0.027	12.54	0.000	12.52	0.000	12.51	0.027
L3	12.57	-0.027	12.54	0.000	12.52	0.000	12.51	0.027
L _{promedio}	12.573		12.540		12.520		12.507	

Tabla 4.27. Reproducibilidad con la tasa de dosis. El valor de las lecturas está en (nC).

La incertidumbre típica tipo A máxima de la prueba es de 0.02 nC y la incertidumbre típica tipo B es de 0.5%.

Comentario: Los resultados de la tabla 4.27 muestra que la reproducibilidad de la cámara monitora con la tasa de dosis está dentro de la tolerancia asignada por el fabricante para esta prueba de $\pm 2\%$. De hecho, todos los resultados muestran un acuerdo dentro de $\pm 1\%$.

Criterio de aceptación: Para reproducibilidad y linealidad: 1%; para reproducibilidad en función de la tasa de dosis: 2%.

Estado de la prueba: El sistema cumple satisfactoriamente la prueba.

4.5.7. Factores de cuña para tamaños de campo de 5x5, 10x10, 15x15 y 20x20 cm²

Los resultados de esta prueba para 6 MV se presentan en las tablas 4.28, 4.29, 4.30, 4.31 y 4.32 y para 18 MV se presentan en las tablas 4.33, 4.34, 4.35, 4.36 y 4.37.

CAMPO	L ₁ (nC)	L ₂ (nC)	L ₃ (nC)	L _{Promedio}	L _{prom. abierto}	F _{cuña}
5x5	7.135	7.140	7.137	7.137	9.264	0.684
10x10	7.999	8.001	8.001	8.000	10.440	0.766
15x15	8.516	8.517	8.520	8.518	11.010	0.816
20x20	8.885	8.888	8.891	8.888	11.010	0.851

Tabla 4.28. Factores de cuña de 15° para la orientación IN y rayos X de 6 MV.

CAMPO	L ₁ (nC)	L ₂ (nC)	L ₃ (nC)	L _{Promedio}	L _{prom. abierto}	F _{cuña}
5x5	5.767	5.764	5.768	5.766	9.264	0.552
10x10	6.457	6.457	6.455	6.456	10.440	0.618
15x15	6.905	6.908	6.911	6.908	11.010	0.662
20x20	7.244	7.248	7.250	7.247	11.433	0.694

Tabla 4.29. Factores de cuña de 30° para la orientación IN y rayos X de 6 MV.

CAMPO	L ₁ (nC)	L ₂ (nC)	L ₃ (nC)	L _{Promedio}	L _{prom. abierto}	F _{cuña}
5x5	4.540	4.546	4.546	4.544	9.264	0.435
10x10	5.071	5.074	5.075	5.073	10.440	0.486
15x15	5.411	5.417	5.409	5.412	11.010	0.518
20x20	5.670	5.676	5.677	5.674	11.433	0.544

Tabla 4.30. Factores de cuña de 45° para la orientación IN y rayos X de 6 MV.

CAMPO	L₁ (nC)	L₂ (nC)	L₃ (nC)	L_{Promedio}	L_{prom. abierto}	F_{cuña}
5x5	3.740	3.738	3.742	3.740	9.264	0.358
10x10	4.178	4.184	4.185	4.182	10.440	0.401
15x15	4.486	4.485	4.489	4.487	11.010	0.430

Tabla 4.31. Factores de cuña de 60° para la orientación IN y rayos X de 6 MV.

Cuña:	F_{cuña} actual	F_{cuña} inicial	Diferencia respecto del valor inicial (%)
15°	0.766	0.770	-0.52
30°	0.618	0.622	-0.64
45°	0.486	0.491	-1.02
60°	0.401	0.403	-0.50

Tabla 4.32. Factor de cuña de 6MV para el campo de referencia de 10x10 cm².

CAMPO	L₁ (nC)	L₂ (nC)	L₃ (nC)	L_{Promedio}	L_{prom. abierto}	F_{cuña}
5X5	9.429	9.429	9.429	9.429	11.537	0.752
10X10	10.290	10.290	10.290	10.290	12.543	0.820
15X15	10.720	10.710	10.720	10.503	13.010	0.837
20X20	11.010	11.010	11.010	11.010	13.290	0.878

Tabla 4.33. Factores de cuña de 15° para la orientación IN y rayos X de 18 MV.

CAMPO	L₁ (nC)	L₂ (nC)	L₃ (nC)	L_{Promedio}	L_{prom. abierto}	F_{cuña}
5X5	7.982	7.984	7.981	7.982	11.537	0.636
10X10	8.730	8.731	8.730	8.730	12.543	0.696
15X15	9.126	9.130	9.129	9.128	13.010	0.728
20X20	9.421	9.419	9.424	9.421	13.290	0.751

Tabla 4.34. Factores de cuña de 30° para la orientación IN y rayos X de 18 MV.

CAMPO	L₁ (nC)	L₂ (nC)	L₃ (nC)	L_{Promedio}	L_{prom. abierto}	F_{cuña}
5X5	5.864	5.864	5.864	5.864	11.537	0.467
10X10	6.439	6.442	6.437	6.439	12.543	0.513
15X15	6.755	6.757	6.758	6.757	13.010	0.539
20X20	6.999	7.000	6.999	6.999	13.290	0.558

Tabla 4.35. Factores de cuña de 45° para la orientación IN y rayos X de 18 MV.

CAMPO	L₁ (nC)	L₂ (nC)	L₃ (nC)	L_{Promedio}	L_{prom. abierto}	F_{cuña}
5X5	4.833	4.835	4.835	4.834	11.537	0.385
10X10	5.330	5.330	5.329	5.330	12.543	0.425
15X15	5.619	5.617	5.620	5.619	13.010	0.448

Tabla 4.36. Factores de cuña de 60° para la orientación IN y rayos X de 18 MV.

Cuña:	F_{cuña} actual:	F_{cuña} inicial:	Diferencia respecto del valor inicial (%)
15°	0.820	0.823	-0.36
30°	0.696	0.699	-0.43
45°	0.513	0.518	-0.96
60°	0.425	0.424	+0.24

Tabla 4.37. Factor de cuña de 18 MV para el campo de referencia de 10x10 cm².

La incertidumbre típica tipo A máxima del conjunto de mediciones realizadas para obtener cada uno de los valores promedio es de 0.003 y la incertidumbre típica tipo B es de 1%. La diferencia de los valores obtenidos respecto al valor inicial es menor en todos los casos que la incertidumbre típica tipo B.

Criterio de aceptación: Tolerancia: 2%.

Estado de la prueba: El sistema cumple satisfactoriamente la prueba.

4.6. Aspectos dosimétricos de electrones de 6, 9, 12, 16 y 20 MeV

4.6.1. Curvas de PDD para tamaños de conos de 10x6, 10x10, 15x15, 20x20 y 25x25 cm²

Los resultados de esta prueba se presentan en las figuras del anexo 1 y los parámetros de la curva de ionización en profundidad para el cono de 15x15 cm² se presentan en la tabla 4.38.

Energía (MeV)	Profundidad de ionización al 80% (cm)	Valores de referencia (fabricante)	Profundidad de ionización al 30% (cm)	Valores de referencia (fabricante)
6	1.96	1.9±0.1 cm	2.65	≤ 2.60 cm
9	3.04	2.95±0.1 cm	3.96	≤ 3.90 cm
12	4.16	4.15±0.1 cm	5.35	≤ 5.40 cm
16	5.5	5.45±0.1 cm	7.15	≤ 7.30 cm
20	6.61	6.55±0.1 cm	8.99	≤ 9.30 cm

Tabla 4.38. Profundidad de ionización de electrones para todas las energías y el cono de 15x15 cm².

Criterio de aceptación: Tolerancia: 1 mm.

Estado de la prueba: El sistema cumple parcialmente la prueba.

4.6.2. Curvas de PDD para insertos o sobreconos de 5x3, 7x3, 8x3, 10x3, 8x7, 9x4, 5x5, 8x4 y 7x5 cm²

Los resultados de esta prueba se presentan en las figuras 4.2, 4.3, 4.4, 4.5 y 4.6.

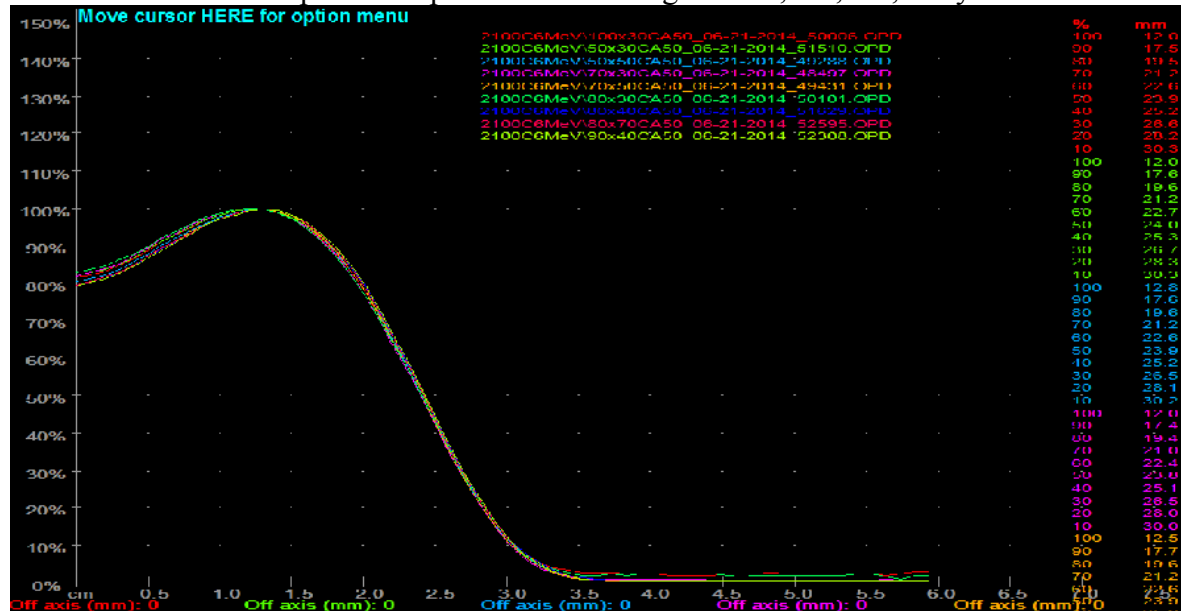


Figura 4.2. Curvas de ionización en profundidad para los tamaños de insertos de electrones 5x3, 7x3, 8x3, 10x3, 8x7, 9x4, 5x5, 8x4 y 7x5 cm² a 6 MeV.

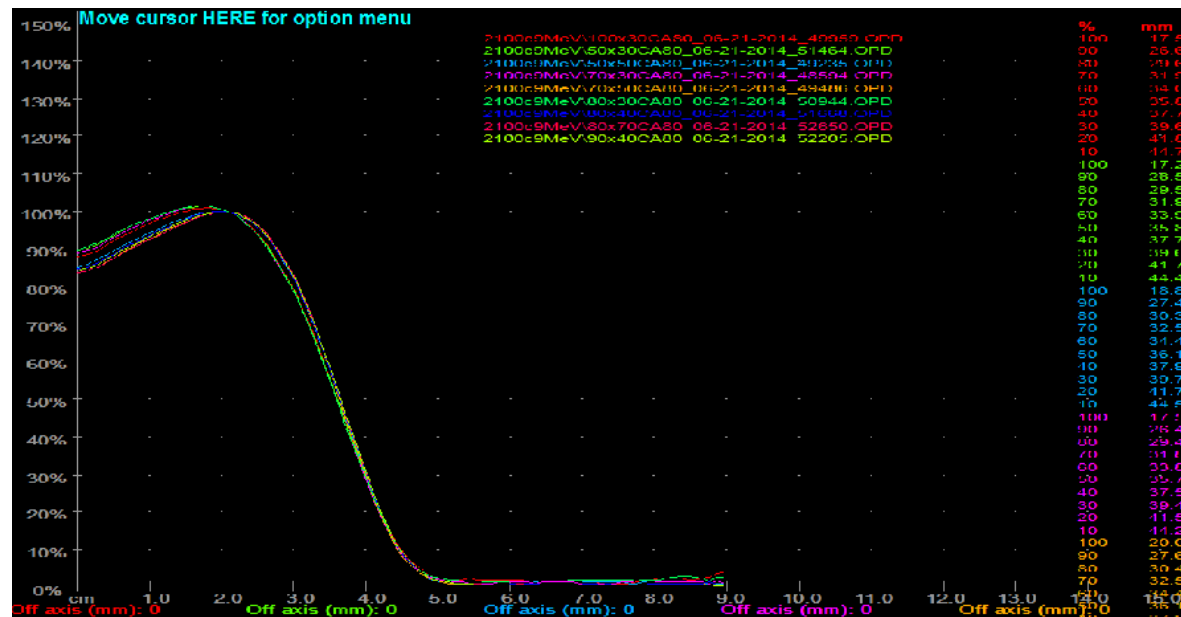


Figura 4.3. Curvas de ionización en profundidad para los tamaños de insertos de electrones 5x3, 7x3, 8x3, 10x3, 8x7, 9x4, 5x5, 8x4 y 7x5 cm² a 9 MeV.

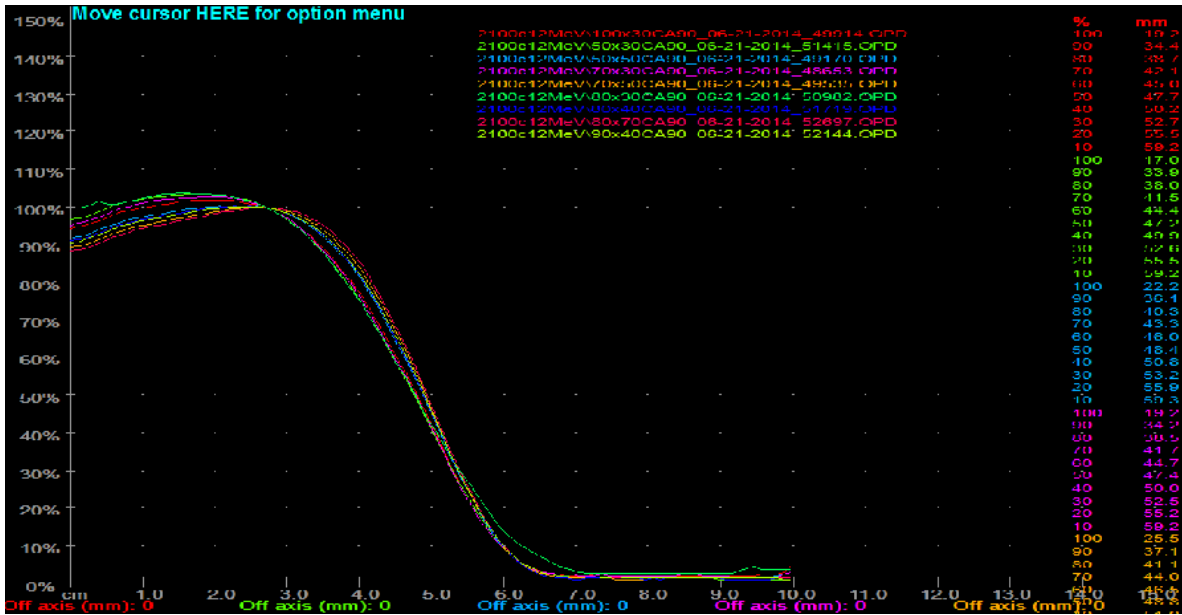


Figura 4.4. Curvas de ionización en profundidad para los tamaños de insertos de electrones 5x3, 7x3, 8x3, 10x3, 8x7, 9x4, 5x5, 8x4 y 7x5 cm² a 12 MeV.

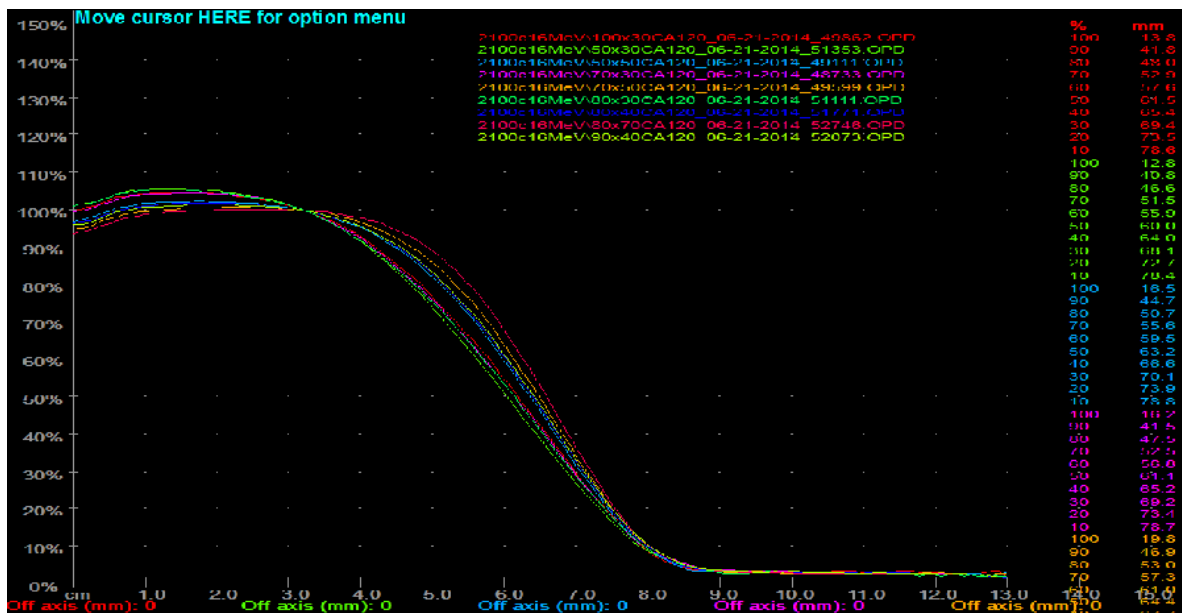


Figura 4.5. Curvas de ionización en profundidad para los tamaños de insertos de electrones 5x3, 7x3, 8x3, 10x3, 8x7, 9x4, 5x5, 8x4 y 7x5 cm² a 16 MeV.

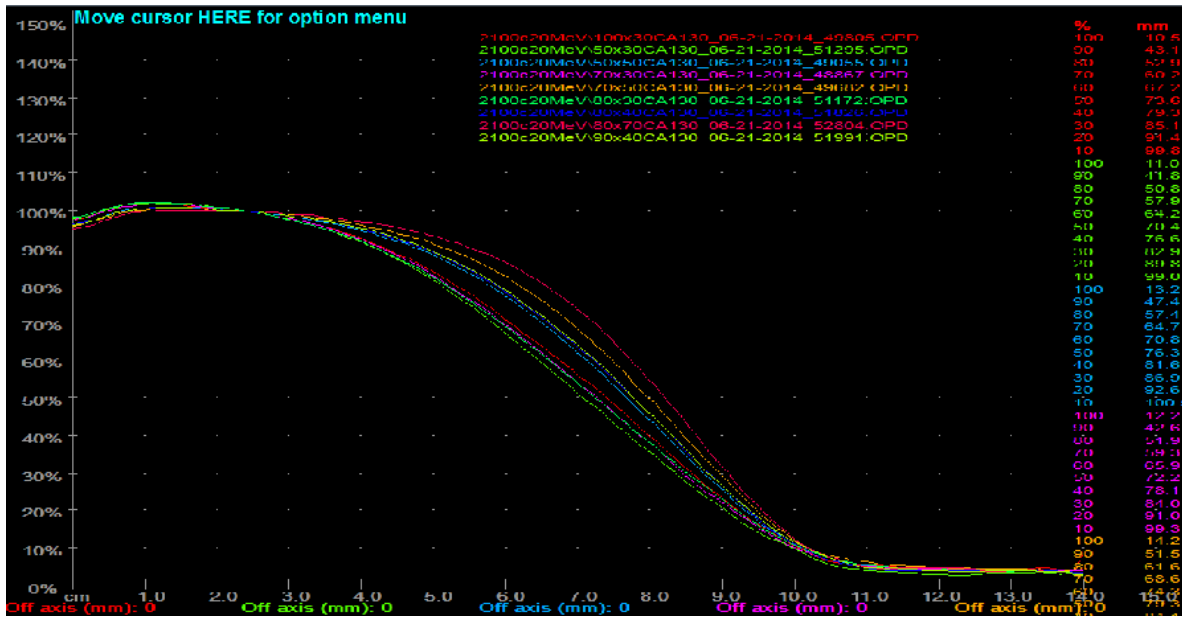


Figura 4.6. Curvas de ionización en profundidad para los tamaños de insertos de electrones 5x3, 7x3, 8x3, 10x3, 8x7, 9x4, 5x5, 8x4 y 7x5 cm² a 20 MeV.

Criterio de aceptación: Tolerancia: 1 mm.

Estado de la prueba: El sistema cumple satisfactoriamente la prueba.

4.6.3. Curvas de ionización en profundidad para todas las energías de electrones para el cono de 15x15 cm² para obtener los parámetros a 80% y 30% del máximo de ionización

Los resultados de esta prueba se incluyeron en la tabla 4.38 de la prueba 4.6.1, en la cual se concluye que los parámetros de las curvas de ionización en profundidad para todas las energías de electrones y para el cono de 15x15 cm² satisfacen la tolerancia asignada por el fabricante para esta prueba.

Criterio de aceptación: Para el valor de la profundidad de la curva al 80% de ionización es de 1 mm. Para el valor de la profundidad de la curva al 30% de ionización es necesario no pasar los valores establecidos como cotas superiores por el fabricante.

Estado de la prueba: El sistema cumple satisfactoriamente la prueba.

4.6.4. Calibración y constancia de dosis para todas las energías de electrones

Los resultados de esta prueba se presentan en la tabla 4.39 y 4.40.

	6 MeV	9 MeV	12 MeV	16 MeV	20 MeV	Incertidumbres
$N_{D,w}$	0.5438	0.5438	0.5438	0.5438	0.5438	0.5%
K_s	1.0050	1.0033	1.0058	1.0026	1.0053	0.05%
K_{pol}	1.00734	0.98342	1.00376	1.00574	1.00133	0.05%
k_{TP}	1.2237	1.2197	1.2237	1.2241	1.2237	1.4%
K_q	0.9214	0.9124	0.9044	0.89595	0.8878	1.7%
$PDD(z_{ref})$	100	99.9	99.9	99.7	96.8	
Lecturas			cono 10x10			
L_1	1.616	1.666	1.653	1.661	1.628	0.001 nC
L_2	1.616	1.666	1.654	1.662	1.629	0.001 nC
L_3	1.616	1.667	1.654	1.661	1.629	0.001 nC
$L_{promedio}$	1.616	1.666	1.654	1.661	1.629	0.001 nC
Z_{ref} (cm)	1.31	2.06	2.86	3.86	4.87	0.01 cm
$D(z_{ref})$ (Gy)	1.003	0.995	1.005	0.999	0.969	2.1%
$D(z_{max})$ (Gy)	1.0031	0.9960	1.0058	1.0021	1.0006	2.1%
$D_{nominal}$ (Gy)	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	
Diferencia (%)	0.31	-0.40	0.58	0.21	0.06	

Tabla 4.39. Calibración de todas las energías de electrones.

Energía Nominal (MeV)	Lectura promedio (nC)	D_{max} (cGy)	F_c medición actual (cGy/UM)	F_c calibración inicial (cGy/UM)	Diferencia F_c actual vs F_c inicial (%)
6	1.616	100.09	1.0009	1.0128	-1.17
9	1.643	100.98	1.0098	1.0133	-0.35
12	1.654	100.33	1.0033	0.9998	+0.35
16	1.661	100.05	1.0005	1.0085	-0.79
20	1.629	99.84	0.9984	1.0162	-1.75

Tabla 4.40. Evaluación de los factores de calibración para todas las energías de electrones. La incertidumbre en las lecturas mostradas en la tabla es de 0.001 nC.

La incertidumbre típica combinada en la determinación de $D_{w,D}$ para electrones es de 2.1%

Criterio de aceptación: Tolerancia: 2%.

Estado de la prueba: El sistema cumple satisfactoriamente la prueba.

4.6.5. Simetría y aplanado para todas las energías en la dirección radial (Y) y la transversal (X) para los conos de 10x10 y 25x25 cm²

Los resultados de la prueba se presentan en las tablas 4.41 y 4.42.

Energía(MeV)/tamaño de cono (cm)	Aplanado referencia	Valor actual (%)	Simetría referencia	Valor actual (%)
6 MeV – radial	3.71%	3.63	1.35%	1.37
6 MeV – transversal	3.42%	2.93	0.68%	0.27
9 MeV – radial	2.58%	1.95	1.41%	0.67
9 MeV – transversal	2.37%	1.90	0.97%	0.60
12 MeV – radial	3.29%	3.29	0.62%	0.65
12 MeV – transversal	3.11%	2.67	0.84%	0.30
16 MeV – radial	3.30%	3.16	0.88%	0.64
16 MeV – transversal	2.93%	2.40	0.61%	0.27
20 MeV – radial	3.61%	3.37	0.90%	0.45
20 MeV – transversal	2.93%	3.00	0.35%	0.46

Tabla 4.41. Aplanado y simetría de todas las energías de electrones para el cono de 10x10 cm².

Energía(MeV)/tamaño de cono (cm)	Aplanado referencia	Valor actual (%)	Simetría referencia	Valor actual (%)
6 MeV – radial	1.06%	1.11	0.16%	0.66
6 MeV – transversal	1.05%	1.26	0.31%	0.78
9 MeV – radial	0.96%	1.14	0.34%	0.18
9 MeV – transversal	1.26%	1.15	0.85%	0.18
12 MeV – radial	0.76%	1.27	0.54%	0.09
12 MeV – transversal	1.19%	1.35	0.59%	0.69
16 MeV – radial	2.55%	1.21	0.21%	0.30
16 MeV – transversal	3.29%	1.18	0.77%	0.65
20 MeV – radial	2.13%	1.46	0.74%	0.46
20 MeV – transversal	2.55%	1.32	0.12%	0.57

Tabla 4.42. Evaluación del aplanado y simetría de todas las energías de electrones para el cono de 25x25 cm².

La incertidumbre típica tipo B de la prueba es de 1%.

Criterio de aceptación: Simetría: 2% y aplanado: 5%.

Estado de la prueba: El sistema cumple satisfactoriamente la prueba.

Comentarios: Como se puede observar en las tablas 4.41 y 4.42, todos los valores medidos del aplanado y la simetría para los conos de 10x10 cm² y de 25x25 cm² satisfacen los requerimientos del fabricante.

4.6.6. Factores de cono para todos los conos y energías de electrones

Los resultados de esta prueba se presentan en las tablas 4.43 y 4.44.

Cono (cm)	Factores de cono				
	6 MeV	9 MeV	12 MeV	16 MeV	20 MeV
6x10	1.0534	0.9847	0.9687	0.9561	0.8936
10x10	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000
15x15	1.0013	0.9898	0.9787	0.9685	0.9260
20x20	0.9942	1.0051	0.9975	0.9864	0.9468
25x25	0.9975	1.0267	1.0262	1.0192	0.9805

Tabla 4.43. Factores de cono de todas las energías de electrones y para todos los tamaños de conos, normalizados al cono de referencia 10x10 cm².

Sobrecono (cm)	Factores de sobrecono				
	6 MeV	9 MeV	12 MeV	16 MeV	20 MeV
5x3	0.9306	0.9589	0.9461	0.9661	1.0101
7x3	0.9184	0.9515	0.9424	0.9638	1.0083
8x3	0.9352	0.9698	0.9577	0.9771	1.0285
10x3	0.9252	0.9628	0.9566	0.9757	1.0163
8x7	1.0241	1.0233	1.0208	1.0560	1.0104
9x4	0.9413	0.9872	0.9857	0.9928	1.0129
5x5	0.9549	1.0033	0.9988	1.0026	1.0201
8x4	0.9358	0.9814	0.9800	0.9882	1.0110
7x5	0.9514	1.0029	1.0037	1.0044	1.0123

Tabla 4.44. Factores de sobrecono de todas las energías de electrones y para todos los tamaños de sobreconos disponibles, normalizados al cono de referencia 10x10 cm².

La incertidumbre típica tipo A máxima de cada uno de los conjuntos de medidas realizados para obtener los promedios de las tablas 4.43 y 4.44 es de 0.002 y la incertidumbre típica tipo B es de 1%.

Criterio de aceptación: Tolerancia: 2% [TG51] y [TG142] (la [NOM033] no requiere hacer esta prueba).

Estado de la prueba: El sistema cumple satisfactoriamente la prueba.

BIBLIOGRAFIA

- [TECDOC-1151] Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: Protocolo de Control de Calidad, TEC DOC 1151, OIEA, Viena, 2000
- [TRS-398] 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, OIEA, Viena 2005
- [TG40] Comprehensive QA for radiation oncology: Report of AAPM Therapy Committee Task Group 40. USA, 1994.
- [TG51] AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams, USA, 1999.
- [TG142] Task Group 142 report: Quality assurance of medical accelerators. USA, 2009.
- [NOM33] Norma Oficial Mexicana, NOM-033-NUCL-1999, Especificaciones técnicas para la operación de unidades de teleterapia. Aceleradores lineales. México, 1999.
- [BJR25] Central Axis Depth dose Data for Use in Radiotherapy: A survey of depth doses and related data measured in water or equivalent media. Published by the British Institute of Radiology, London, 1996.

CAPÍTULO 5

DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS

Se estructuró un programa de control de calidad para linac a partir de pruebas, procedimientos y criterios de aceptación establecidos en las normas oficiales mexicanas y protocolos internacionales de control de calidad en teleterapia con linac.

El programa presentado en este trabajo consta de 41 pruebas agrupadas en cinco rubros de interés para teleterapia, y que son: aspectos de seguridad, aspectos mecánicos, pruebas evaluadas con métodos radiográficos, dosimetría de rayos X y dosimetría de electrones. Este programa respeta la estructura del documento [TECDOC-1151] y los criterios de aceptación del programa cumplen las tolerancias del [TG-51] y del [TG142].

Lo concerniente a los procedimientos de las pruebas de los rubros relacionados con los aspectos de seguridad y mecánicos se tomaron del [TECDOC-1151]. La calibración de la dosis de radiación de los haces de fotones y electrones correspondientes a los rubros de dosimetría de rayos x y electrones, se hizo con base en el protocolo [TRS-398]. Las pruebas de dosimetría relativa de fotones y electrones se tomaron del manual de pruebas de aceptación dado por el fabricante y del [TECDOC-1151]. Para la tolerancia de las pruebas se tomaron los valores del propio manual del fabricante del equipo escogido para las medidas, de los documentos internacionales [TG51] y [TG142] dando cumplimiento a las tolerancias indicadas por las normas oficiales mexicanas, las cuales son menos restrictivas que las internacionales.

El programa propuesto define la frecuencia de aplicación de cada una de las pruebas, los procedimientos detallados para la aplicación de cada una de ellas y los criterios de aceptación de cada prueba. Cada una de las pruebas aplicadas corresponde al tipo de pruebas fundamentales que permiten hacer una adecuada supervisión del funcionamiento del linac. Ninguna de las pruebas realizadas se considera de poca importancia.

Las pruebas de control de calidad se clasificaron, con base en su resultado, como: pruebas funcionales, no funcionales, cumplidas satisfactoriamente y cumplidas parcialmente. Las pruebas fueron aplicadas entre el mes de Mayo y Julio de 2014.

En las figuras 5.1 y 5.2 se puede observar la distribución de los resultados de pruebas con base en esta clasificación.

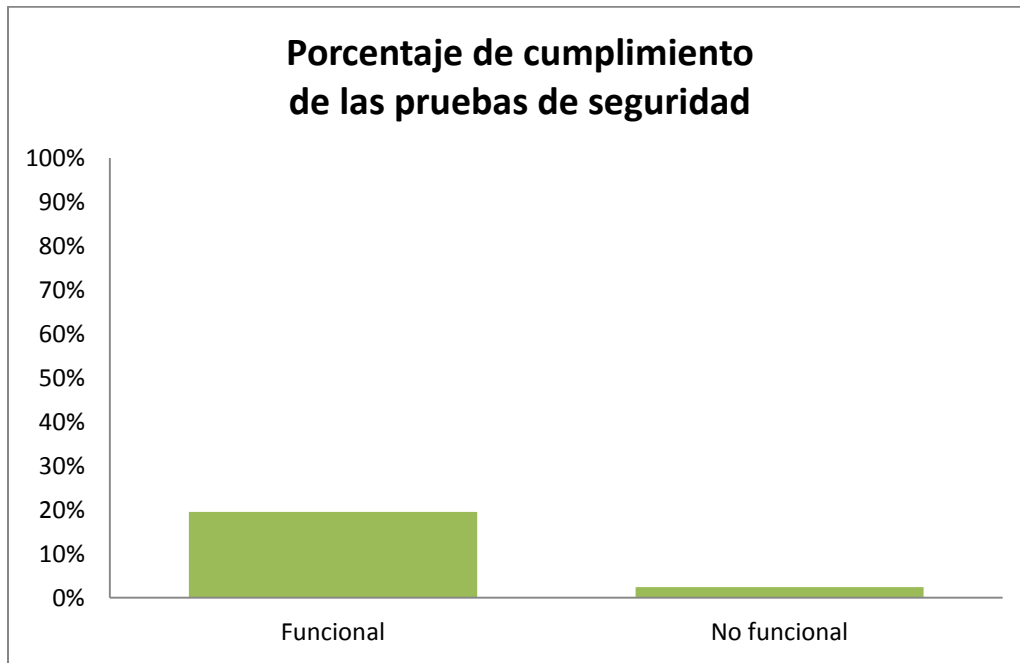


Figura 5.1. Histograma de la pruebas de control de calidad que fueron aplicadas al linac. Las pruebas funcionales son aquellas en el rubro de seguridad, en la que no se mide ninguna magnitud y sólo se revisa su funcionamiento.

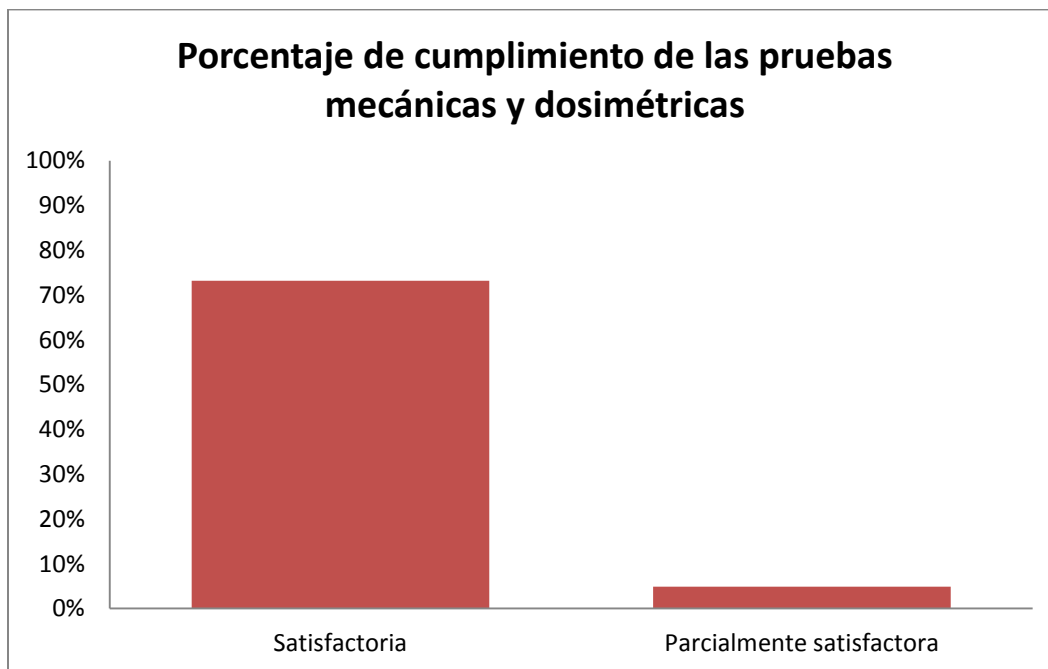


Figura 5.2. Histograma de la pruebas de control de calidad que fueron aplicadas al linac. Las pruebas donde se indica satisfactoria son pruebas en las que se realizó la medición de

alguna magnitud. El total de funcional, no funcional, satisfactoria y no satisfactoria suma 100%, es decir, los resultados graficados fueron normalizados al 100%.

5.1. Discusión general de resultados

En el rubro de aspectos de seguridad, el tipo de prueba que se realiza son pruebas funcionales y consisten de 9 pruebas, 8 resultaron funcionales y sólo una prueba dio un resultado no funcional.

La prueba de seguridad no funcional fue la prueba de conservación de las UM en la pantalla del gabinete ante un corte de suministro eléctrico. El motivo de que esta prueba diera un resultado no funcional se debe a que la persona encargada de cambiar la batería no lo había hecho. La acción de reparación consistió en hablar con la persona encargada de cambiar la batería, se supervisó que realizara el cambio por una batería nueva y el estado de la prueba cambió a funcional.

En el rubro de los aspectos mecánicos, las pruebas deben cumplirse satisfactoriamente y consisten de 13 pruebas. Resultaron todas cumplidas satisfactoriamente.

En el rubro de los aspectos mecánicos evaluados por métodos radiográficos, son pruebas que requieren que se cumplan satisfactoriamente y consisten de 6 pruebas. Resultaron todas cumplidas satisfactoriamente.

En el rubro de los aspectos dosimétricos de rayos X de 6 y de 18 MV, son pruebas que deben cumplirse satisfactoriamente y consisten de 7 pruebas; 6 se cumplieron satisfactoriamente y sólo una cumplió parcialmente.

La prueba que se cumplió parcialmente, son las mediciones realizadas del TMR para el tamaño de campo de $5 \times 5 \text{ cm}^2$ y energía de rayos X de 18 MV. El valor obtenido de TMR fue 1.81% mayor que el valor de referencia tomado de [BJR25] y no cumple la prueba porque rebasa el valor de la tolerancia de 1% [TG142]. Por ese motivo se consideró que la prueba cumple parcialmente. La norma oficial mexicana [NOM033], no incluye esta prueba.

Una posible explicación de por qué el TMR de 18 MV para el campo de $5 \times 5 \text{ cm}^2$ rebasa la tolerancia, es la siguiente: Hay que considerar dos cosas. 1) El tamaño de campo de $5 \times 5 \text{ cm}^2$ es muy cercano a la longitud de la cámara de ionización tipo farmer utilizada para realizar las mediciones. 2) Para la energía de 18 MV hay más dispersión en las paredes del colimador. Si a mayor dispersión le sumamos que el tamaño de campo de radiación es muy cercano a la longitud del volumen efectivo de la cámara de ionización, entonces se puede explicar la discrepancia de 1.8% entre el valor medido y el valor esperado.

En el rubro de los aspectos dosimétricos de electrones de 6, 9, 12, 16 y 20 MeV, las pruebas que deben cumplirse satisfactoriamente consisten de 6 pruebas, 5 cumplieron satisfactoriamente la prueba y sólo en una se cumplió parcialmente la prueba.

En este rubro, la prueba que cumplió parcialmente es la de las curvas de PDD para tamaños de cono de 15x15 cm² y energía de 9 MeV. En esta prueba el valor de la profundidad correspondiente a una ionización del 30% de la ionización máxima es 0.6 mm mayor que el valor de la cota proporcionada por el fabricante en el manual de pruebas de aceptación. Para todas las demás energías, la prueba si se cumple satisfactoriamente. El estado final, es que se cumplió parcialmente con la prueba. Esta prueba se tomó del manual de pruebas de aceptación del fabricante. El valor de la incertidumbre en el posicionamiento de la cámara dentro del maniquí de agua es de 0.7 mm y la profundidad medida al 30% de la ionización máxima es mayor que la cota proporcionada por el fabricante en una cantidad equivalente a la incertidumbre de la medida.

5.2. Discusión de la normativa nacional para fotones

La norma oficial mexicana [NOM033] no pide para rayos X que se realicen las pruebas de TMR, factores de campo ni medición de las curvas de PDD para varios tamaños de campo. En el caso de las cuñas, sólo pide el factor de cuñas, pero no pide los factores de campo de las cuñas. Tampoco pide la constancia de energía en las pruebas anuales. Pide la simetría y el aplanado en las pruebas diarias, pero no las pide mensual, ni anualmente. Pide la linealidad de la cámara monitora, pero no pide la constancia de la cámara monitora en función de la tasa de dosis. En el rubro de las pruebas radiográficas con rayos X la [NOM033] no pide que se realicen las pruebas de rotación del colimador con el par de mandíbulas inferiores cerradas y el par de mandíbulas superiores abiertas y viceversa. Las recomendaciones internacionales [TECDOC-1151], [TG51] y [TG142] sí las piden y recomiendan las tolerancias.

5.3. Discusión de la normativa nacional para electrones

Para electrones, la [NOM033] no pide los factores de cono, ni las curvas de PDD para varios tamaños de cono. Pide la simetría y el aplanado en la pruebas diarias, pero no las pide en las pruebas mensuales y anuales. No pide la constancia de energía en las pruebas anuales. Aunque pide la linealidad de la cámara monitora, no pide la constancia de la cámara en función de la tasa de dosis y no especifica qué se debe hacer utilizando haces de fotones y electrones.

ASPECTO EVALUADO	PRUEBA	RESULTADO DE LA PRUEBA
	Interruptores de la mesa de tratamiento	Funcional
	Interruptores en la consola	Funcional

SEGURIDAD	Interruptores en la pared de la sala de tratamiento	Funcional
	Enclavamiento eléctrico en la puerta de acceso a la sala de tratamiento	Funcional
	Sistema de visualización del paciente	Funcional
	Sistema de intercomunicación con el paciente	Funcional
	Conservación de UN en caso de corte de energía eléctrica	No funcional
	Mecanismo de seguridad de los conos y de los insertos de los conos	Funcional
	Mecanismo de seguridad de las cuñas para la orientación de la cuña y la cuña correcta seleccionada	Funcional
MECÁNICOS DEL LINAC	Indicador angular del colimador	Sí cumplió
	Indicador angular de la camilla	Sí cumplió
	Indicador angular del gantry	Sí cumplió
	Indicador del desplazamiento lateral y longitudinal de la camilla	Sí cumplió
	Indicador del desplazamiento vertical de la camilla	Sí cumplió
	Alineación del haz luminoso y del retículo	Sí cumplió
	Verificación de los indicadores de tamaño de campo	Sí cumplió
	Alineación de los láseres	Sí cumplió
	Rotación del isocentro mecánico del colimador	Sí cumplió
	Rotación del isocentro mecánico de la camilla	Sí cumplió
	Rotación del isocentro mecánico del gantry	Sí cumplió
	Isocentro mecánico (coincidencia de los ejes de rotación)	Sí cumplió

	Coincidencia de telémetro y el puntero mecánico y funcionamiento del telémetro	Sí cumplió
MECÁNICOS EVALUADOS MÉTODOS RADIOGRÁFICOS	POR Rotación del colimador con las mandíbulas o las quijadas superiores cerradas	Sí cumplió
	Rotación de colimador con las mandíbulas o las quijadas inferiores cerradas	Sí cumplió
	Imagen del isocentro de rotación del gantry	Sí cumplió
	Imagen del isocentro de rotación de la camilla de tratamiento	Sí cumplió
	Coincidencia de los isocentros mecánico y de radiación	Sí cumplió
	Coincidencia del haz de luz y del haz de radiación	Sí cumplió
	DOSIMETRÍA DE RAYOS X DE 6 y 18 MV	PDD para tamaños de campo de 5x5, 10x10, 15x15, 20x20, 25x25 y 30x30 cm ² a una DFS = 100 cm
Calibración y constancia de la dosis en condiciones de referencia para fotones		Sí cumplió
Simetría y aplanado en la dirección radial (Y) y la transversal (X) para todas las energías de rayos X para tamaños de campo de 10x10 y 35x35 cm ²		Sí cumplió
Factores de campo para tamaños de 5x5, 10x10, 15x15, 20x20, 25x25 y 30x30 cm ²		Sí cumplió
TMR para tamaños de campo de 5x5, 10x10, 15x15, 20x20, 25x25 y 30x30 cm ²		Cumplió parcialmente
Control de cámaras monitoras.		Sí cumplió

	Reproducibilidad, linealidad y dependencia con la tasa de dosis.	
	Factores de cuña para tamaños de campo de 5x5, 10x10, 15x15 y 20x20 cm ²	Sí cumplió
	Curvas de PDD para tamaños de conos de 10x6, 10x10, 15x15, 20x20 y 25x25 cm ²	Cumplió parcialmente
DOSIMETRÍA DE ELECTRONES DE 6, 9, 12, 16 y 20 MeV	Curvas de PDD para insertos o sobre cono de 5x3, 7x3, 8x3, 10x3, 8x7, 9x4, 5x5, 8x4 y 7x5 cm ²	Sí cumplió
	Curvas de ionización en profundidad para todas las energías de electrones para el cono de 15x15 cm ² para obtener parámetros a 80% y 30% del máximo de ionización	Sí cumplió
	Calibración y constancia de dosis para todas las energías de electrones	Sí cumplió
	Simetría y aplanado para todos las energías en la dirección radial (Y) y la transversal (X) para los conos de 10x10 y 25x25 cm ²	Sí cumplió
	Factores de cono para todos los conos y energías de electrones	Sí cumplió

En la tabla 5.1 Resumen de los resultados de las pruebas de control de calidad. Las pruebas fueron aplicadas entre el mes de Mayo y Julio de 2014.

En el siguiente párrafo se presenta una breve discusión acerca de los protocolos del OIEA y la AAPM. La discusión no se refiere a los resultados del presente trabajo y se incluye porque creemos que es muy importante saber que ambos protocolos son equivalentes e igualmente válidos de ser aplicados.

5.4. Comentarios sobre los protocolos TRS-398 y TG-51

La OIEA y la AAPM han publicado protocolos para la calibración de haces de rayos X y electrones en radioterapia. Ambos protocolos se basan en el uso de cámaras de ionización

calibradas en términos de la dosis absorbida en agua con gammas de ^{60}Co de un laboratorio estándar de referencia. Los protocolos son equivalentes y prácticamente iguales, salvo por algunas diferencias básicas en los datos incluidos en los dos protocolos para la dosimetría de fotones y electrones.

Para rayos X de alta energía producidos por un linac el protocolo [TRS-398] indica la elección del índice de calidad del haz mediante la razón tejido maniquí, $\text{TPR}_{20,10}$. Una de las características más importantes del índice de calidad del haz escogido de esta manera es su independencia con la contaminación electrónica en el haz incidente. También es una medida del coeficiente efectivo de atenuación que describe la disminución casi exponencial de una curva de dosis en profundidad de fotones en profundidades mayores que la del máximo de dosis.

Por otro lado, en el protocolo [TG-51] el índice de calidad del haz es denotado por el símbolo $\%dd(10)_x$ y es especificado por medio del porcentaje de dosis en profundidad a 10 cm en un maniquí de agua con un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ y una DFS = 100 cm. Para energías de 10 MV o mayores, se sugiere medir el $\%dd(10)_x$ utilizando una lámina de plomo de 1 mm de grosor antes del maniquí. La selección del índice de calidad del haz de esta manera también excluye la contaminación electrónica. Al utilizar la curva de ionización en profundidad se está ignorando cualquier variación en P_{ion} y P_{pol} que es como el [TG-51] denota a los factores de recombinación de iones y por polaridad, llamados k_s y k_{pol} , respectivamente, en este trabajo.

CAPÍTULO 6 CONCLUSIONES

En este trabajo se diseñó un programa de control de calidad propio para un servicio de teleterapia con linac posible de aplicar en servicios de radioterapia mexicanos que deseen complementar las exigencias normativas nacionales con pruebas similares a las recomendaciones internacionales. Se consideró que todas las pruebas son fundamentales y que permitirán asegurar la óptima calidad de los tratamientos. Se aplicó el 100% de las pruebas del programa a un equipo escogido en la ciudad de Guadalajara.

Los resultados de cada una de las pruebas del PCC aplicadas al linac de la clínica privada se informaron a los responsables médicos y al Encargado de Seguridad Radiológica (ESR). Como resultado de esto, para las tres pruebas que no se cumplieron se realizaron las siguientes acciones: 1) El ingeniero de servicio cambió la pila de la pantalla de gabinete que permite ver las UM entregadas al paciente en caso de un corte de energía eléctrica. 2) Se aceptó enviar a calibrar dosis en agua, a un laboratorio de calibración secundaria, las dos cámaras de ionización tipo CC13. A la fecha de término de esta tesis (junio 2015) aún no ocurre. 3) Se tomó nota de que la curva de ionización en profundidad para la energía de 9 MeV de electrones, aunque cumple con las condiciones de las normas internacionales, no cumple por 0.6 mm con el valor de la profundidad que debe tener al 30% de la ionización máxima, de acuerdo con el manual de pruebas de aceptación dado por el fabricante.

Del total de las pruebas del programa a las que se sometió al linac, el 2.4% de las pruebas no fue funcional, el 4.9% cumplió parcialmente y el 92.7% restante cumplió satisfactoriamente.

A través de la aplicación correcta de estas pruebas es probable la detección temprana de cambios, o deterioro en el funcionamiento del linac, que pudieran influir negativamente sobre la calidad de los tratamientos impartidos a pacientes. Por lo tanto, es muy importante que se cuente con el equipo y los materiales necesarios para llevar a cabo el control de calidad. La falta de equipamiento es un factor que limita la capacidad de realizar un buen control de calidad, y los permisionarios ante la CNSNS no se preocuparán por comprar los equipamientos que el físico médico necesita para realizar los controles de calidad, si la normativa nacional no exige la realización de pruebas que justifiquen la compra de nuevos equipos y materiales.

La ejecución de un programa de control de calidad, idealmente, debe ser constante por parte de los profesionales involucrados en él (técnico radioterapeuta y físico médico). Las pruebas que durante las evaluaciones no superen los criterios de aceptación se informan al ingeniero de servicio del linac, el cual debería de corregirlos de manera inmediata o en un plazo aceptable, según sea el caso.

La propuesta a futuro del programa de control de calidad es incluir pruebas adicionales recomendadas por el [TG142], como las pruebas de constancia de dosis en el eje central del haz y la constancia de los factores fuera del eje central del haz, ambas en función del ángulo del gantry. También incluir pruebas cuantitativas que permitan evaluar dispositivos periféricos de uso diario, como el MLC y el sistema de adquisición de imágenes portales. Estas pruebas se incluirán cuando se tengan el equipo, el material y el software para realizarlas. Se incluirán en el programa los procedimientos para realizar las pruebas del [TG142], cuando la AAPM publique el TG-198, posiblemente a finales de 2015.

Faltantes en las normas mexicanas:

En opinión del estudiante que realizó este trabajo, se considera que todas las pruebas son fundamentales y se deben incluir en la normativa nacional las pruebas de rayos X que incluyan mediciones para la obtención del TMR, los factores de campo, las curvas de PDD para varios tamaños de campo, los factores de campo de las cuñas, la constancia de energía en las pruebas anuales; la simetría y el aplanado en las pruebas mensuales y anuales, la constancia de la cámara monitora en función de la tasa de dosis y las especificaciones para realizar las pruebas mecánicas evaluadas con placa radiográfica o radiocrómica del colimador, es decir, que pida realizarlo con las mandíbulas inferiores cerradas y el otro par abierto y viceversa. Esta última prueba es necesaria para detectar cualquier desviación entre el campo de luz, el campo de radiación y el isocentro de rotación del colimador.

Se debería incluir en la normativa nacional, para haces de electrones, las pruebas y tolerancias que incluyan mediciones para la obtención de los factores de cono, las curvas de PDD para varios tamaños de cono y la constancia de energía en las pruebas anuales, y la simetría y el aplanado en las pruebas mensuales y anuales. Además debería especificarse que las pruebas a las cámaras monitoras se deben realizar para haces de radiación de fotones y electrones.

A1. CONCEPTOS GENERALES EN TELETERAPIA CON LINAC

A1.1 Dosis Absorbida

La dosis absorbida es relevante para todos los tipos de radiación, ya sean directa o indirectamente ionizantes. Es posible relacionar el nivel del daño producido por la radiación con la cantidad de energía depositada en los tejidos por procesos de ionización.

La dosis absorbida D se puede definir en términos de la magnitud estocástica, conocida como energía impartida ε . La energía impartida por la radiación ionizante a la materia de masa m en un volumen finito V se define como:

$$\varepsilon = \langle R_{in} \rangle_u - \langle R_{out} \rangle_u + \langle R_{in} \rangle_c - \langle R_{out} \rangle_c + \sum Q, \quad A1.1$$

donde $\langle R_{in} \rangle_u$ = energía radiante de partículas no cargadas que entran al volumen V ,

$\langle R_{out} \rangle_u$ = energía radiante de todas las partículas no cargadas que salen del volumen V , $\langle R_{in} \rangle_c$ es la energía radiante de las partículas cargadas que entran al volumen V , y $\langle R_{out} \rangle_c$ es la energía radiante de las partículas cargadas que salen del volumen V , y $\sum Q$ es la energía neta de la masa en reposo [Attix 04].

Primero se definió la magnitud dosis absorbida y después el Sistema Internacional (SI) define su unidad llamada gray.

$$D = \frac{d\varepsilon}{dm}, \quad A1.2$$

Donde ε es el valor esperado de la energía impartida en el volumen finito V y $1 \text{ gray} = 1 \text{ joule por kilogramo}$ ($1 \text{ Gy} = 1 \text{ J kg}^{-1}$).

A1.2 Exposición

La exposición está definida como el cociente de dQ por dm donde el valor de dQ es el valor absoluto de la carga total de los iones de un signo producidos en aire cuando todos los electrones liberados por los fotones en un volumen de aire de masa dm son completamente detenidos en el aire. La unidad de la exposición en el SI es coulomb por kilogramo (Ckg^{-1}). Esta magnitud solo se define para la radiación electromagnética en su interacción con el aire.

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad A1.3$$

A1.3 Kerma

Es una magnitud no estocástica y es relevante sólo para campos de radiaciones indirectamente ionizantes como los fotones y los neutrones. El kerma se define en términos de la magnitud estocástica energía transferida ϵ_{tr} . La energía transferida en un volumen V es:

$$\epsilon_{tr} = \langle R_{in} \rangle_u - \langle R_{out} \rangle_u^{non} + \sum Q, \quad A1.4$$

donde $\langle R_{in} \rangle_u$ = energía radiante de partículas no cargadas que entran al volumen V,

$\langle R_{out} \rangle_u^{non}$ = energía radiante de partículas no cargadas que salen del volumen V, salvo la que se origina de pérdidas radiativas de energía cinética por las partículas cargadas mientras están en V, y $\sum Q$ es la energía neta de la masa en reposo.

Una pérdida radiativa es la conversión de la energía cinética de las partículas cargadas en energía de fotones, ya sea por producción de rayos X de bremsstrahlung o por aniquilación de positrones. En el caso de la aniquilación de positrones, se toma en cuenta la energía cinética que tiene el positrón en el instante de la aniquilación.

La energía radiante R se define como la energía de las partículas que es emitida, transferida o recibida. La energía transferida es la energía cinética recibida por partículas cargadas en un volumen finito V, sin importar dónde o como gastan esa energía. La energía cinética que pasa de una partícula cargada a otra no se toma en cuenta en ϵ_{tr} .

$$K = \frac{d(\epsilon_{tr})_e}{dm} \equiv \frac{d\epsilon_{tr}}{dm}, \quad A1.5$$

donde $(\epsilon_{tr})_e$ es el valor esperado de la energía transferida en un volumen finito V por unidad de masa [Attix 04].

Las unidades del kerma son las mismas que las de la dosis, esto es, J/kg.

A1.4 Porcentaje de dosis en profundidad

Una manera de caracterizar la distribución de dosis en el eje central del haz es normalizar la dosis a cualquier profundidad con respecto de la dosis a una profundidad de referencia. El porcentaje de dosis en profundidad se define como el cociente, expresado como un porcentaje, de la dosis absorbida D_{di} a profundidad d_i respecto de la dosis absorbida D_{d0} a una profundidad fija de referencia d_0 a lo largo del eje central del haz. Generalmente se usa

como referencia la profundidad a la que ocurre la máxima dosis. El porcentaje de dosis en profundidad es matemáticamente igual a:

$$\text{PDD} = [D_{di}/D_{d0}]100 \quad \text{A1.6}$$

A1.5 TPR Y TMR

El TPR está definido como la razón de la dosis absorbida en un punto dado en el maniquí y la dosis en el mismo punto a una profundidad de referencia fija. Si se adopta como profundidad de referencia fija el punto de dosis máxima ($z_{D_{\max}}$), en el eje central del haz, la cantidad TPR da origen al TMR. Por lo tanto, el TMR es un caso especial del TPR y puede ser definido como la razón de la dosis en un punto dado, dentro de un maniquí, y la dosis en el mismo punto a la profundidad del máximo de dosis.

Para fotones, el $\text{TPR}_{20,10}$ está definido como el cociente de la dosis absorbida a 20 y 10 cm de profundidad, con una distancia de la fuente al punto de medición igual a 100 cm, y un tamaño de campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ en el plano de la cámara. Este parámetro se define como el índice de calidad del haz de radiación en el TRS-398.

A1.6 Índice de calidad R_{50} para electrones

Para haces de electrones, se toma como índice de calidad del haz la profundidad de hemiabsorción de la dosis, R_{50} , en agua. Es la profundidad en agua (en g/cm^2) en que la dosis absorbida es el 50% del valor de la dosis absorbida máxima, medida a una distancia fuente superficie constante de 100 cm y un tamaño de campo en la superficie del maniquí de agua, de al menos, $10 \times 10 \text{ cm}^2$ para $R_{50} < 7 \text{ g/cm}^2$ y de, al menos, $20 \times 20 \text{ cm}^2$ para $R_{50} > 7 \text{ g/cm}^2$ [TRS-398]. La curva de dosis absorbida en profundidad no coincide con la curva de ionización en profundidad para un haz de electrones.

A1.7 Cámaras de ionización

Una cámara de ionización es un instrumento de medida usado en la medición de las cargas eléctricas producidas dentro del aire de la cámara. Consiste de un ánodo y un cátodo dentro de un pequeño volumen lleno con aire. Hay de varios tipos y tamaños. Para dosimetría relativa y absoluta de fotones se utilizan cámaras cilíndricas (para absoluta tipo farmer o condensadoras de carga y para dosimetría relativa, se usa tipo semiflex o CC13 tipo dedal) y para dosimetría relativa de electrones se usan también cámaras cilíndricas (tipo semiflex o CC13) y para dosimetría absoluta de electrones se utilizan comúnmente cámaras de ionización de placas paralelas.

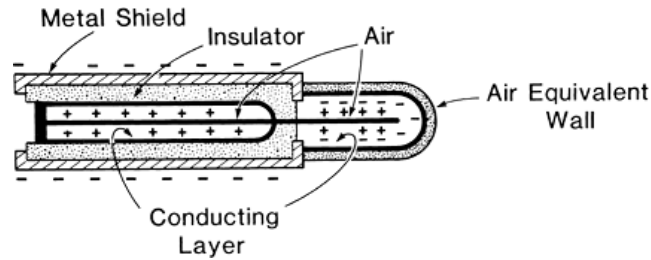


Figura A1.1. Esquema longitudinal de una cámara condensadora tipo dedal, de las usadas en teleterapia para medir la dosis de radiación. Adaptado de [FA03].

Las cámaras de placas paralelas tienen sus electrodos separados por un espacio de 2 mm y tienen una pequeña ventana de 0.01 – 0.03 mm de grosor de mylar, poliestireno o berilio.

A1.8 Electrómetro

Un electrómetro es un instrumento o dispositivo que se usa para medir la carga. Los electrómetros son generalmente usados para medir la carga de una cámara condensadora como las cámaras tipo farmer.

A1.9 Maniqués

Las distribuciones de dosis básicas son medidas en un maniquí de agua líquida, lo que se aproxima de manera cercana a las propiedades de absorción de la radiación y dispersión del músculo y otros tejidos. Otra de las razones importantes de la selección del agua como un material para el maniquí, es la disponibilidad universal con propiedades reproducibles. Las mediciones en un maniquí de agua requieren que las cámaras de ionización se puedan sumergir en agua.

También hay maniqués sólidos para sustituir el agua y se utilizan materiales que sean equivalentes al agua o tejido para lo cual, deben tener los mismos número atómico efectivo, número de electrones por gramo y densidad de masa. Como el efecto Compton es el modo predominante de interacción de los haces de fotones con el medio en el rango clínico, la condición necesaria para su equivalencia al agua, es que deben de tener la misma densidad electrónica (mismo número de electrones por centímetro cúbico) que el agua.

A1.10 Tamaño de campo

El tamaño de campo se refiere a las dimensiones X-Y del tamaño de campo de radiación de tratamiento en un plano en el isocentro del linac.

A1.11 Cuña física

La cuña física es un dispositivo que se sitúa en el camino de un haz de radiación para disminuir la intensidad de una región del haz. Son cuñas identificadas por ángulos de 15, 30, 45 y 60°.

A1.12 Cuña dinámica

La cuña dinámica es un procedimiento en el que las multihojas se mueven dentro del campo de radiación produciendo un efecto similar al de colocar una cuña física durante la duración del tratamiento. En este trabajo no se usó la cuña virtual, sin embargo, se incluye el concepto.

A1.13 Energía E_0

El valor de la energía media de un haz de electrones en la superficie de un maniquí de agua se denota por E_0 .

A1.14 Alcance práctico

El alcance práctico del haz de electrones es la profundidad del punto donde la pendiente de la curva de PDD interseca y se denota por R_p .

A1.15 Factor de corrección por índice de calidad del haz

Para fotones de alta energía producidos por aceleradores de uso clínico, la calidad Q del haz se especifica mediante la razón tejido maniquí, $TPR_{20,10}$. Para electrones, se toma como índice de calidad del haz la profundidad de hemiabsorción de dosis, R_{50} , en agua.

El factor de corrección que se introduce para fotones y electrones para obtener el valor de la dosis absorbida medida y que depende del índice de calidad del haz, se denota por k_{Q,Q_0} . El factor k_{Q,Q_0} corrige por los efectos en la respuesta de la cámara de ionización de la diferencia entre la calidad del haz de referencia, Q_0 y la calidad real del usuario, Q . Cuando la calidad de referencia es el $Co60$, k_{Q,Q_0} se llama k_Q . Los valores correspondientes de k_Q están publicados en los cuadros 14 y 18 de los capítulos 6 y 7 del TRS-398 respectivamente. Los valores de k_Q se obtienen mediante la interpolación de los valores obtenidos del índice de calidad del haz.

A1.16 Factor de calibración de la cámara de ionización en agua

El factor de calibración de la cámara de ionización se denota por el símbolo N_{dw} . Es el factor de calibración del dosímetro en términos de dosis absorbida en agua, obtenido de un laboratorio de calibración. Tomado del TRS-398 página 23.

A1.17 Profundidad de ionización del 50%

La profundidad de hemiabsorción de la distribución de ionización en profundidad se denota R_{50ion} .

A1.18 Plano longitudinal y transversal del colimador

El plano longitudinal del colimador que va en la dirección camilla gantry se suele denotar longitudinal y al plano ortogonal se le llama plano transversal.

A1.19 Cono de electrones

El cono de electrones es un accesorio que se utiliza para impartir utilizando el haz de electrones. Es un modificador del haz de electrones y hay de varios tamaños, cuadrados y rectangulares, proporcionados por el fabricante..

A1.20 Sobre cono de electrones

El sobrecono de electrones es un inserto de cerrobend (aleación de plomo, estaño, bismuto y cadmio) hecho para ser colocado dentro de un cono de electrones y modificar la forma del campo de radiación de electrones.

A1.21 Sala de tratamiento

La sala de tratamiento es el cuarto donde se imparte el tratamiento a los pacientes.

A1.22 Laberinto

El laberinto es el pasillo formado por el muro que está en la entrada de la sala de tratamiento y que evita que la radiación primaria que emite el linac llegue a la puerta de entrada de la sala, de manera que por el laberinto solo llega radiación dispersa.

A1.23 Sistema de verificación y grabación

El sistema de grabación y verificación de los tratamientos es una red informática que tiene su núcleo en un servidor central que almacena los tratamientos que se imparten a cada paciente y los registros de éstos provenientes de las terminales periféricas. Para los propósitos de este trabajo se llama red ARIA.

A1.24 DFI

La distancia de la fuente de radiación al isocentro del linac se abrevia DFI.

A1.25 DFS

La distancia de la fuente de radiación a la superficie del maniquí, material o tejido del paciente que se irradia se abrevia DFS.

A1.26 Unidades monitor (UM)

Las UM es la unidad que se utiliza para la impartición de los tratamientos en teleterapia. Se calibra el haz de radiación para que $1 \text{ UM} = 1 \text{ cGy}$ con base en [TRS-398]. La calibración la realiza el físico médico durante la puesta en servicio del equipo (o comisionamiento) y a lo largo de la vida del linac, se recalibra cuando sea necesario para mantener siempre $1 \text{ UM} = 1 \text{ cGy}$.

A1.27 Cámara de ionización tipo farmer

La cámara de ionización tipo farmer se utiliza en teleterapia para realizar mediciones de dosis absoluta. El volumen efectivo de las cámaras tipo farmer es de 0.6 cm^3 . Una de las ventajas de este tipo de cámaras es que las medidas realizadas en el Laboratorio de Dosimetría del OIEA con una cámara impermeable de este tipo no mostraron diferencias significativas en $N_{D,w}$ cuando la cámara se ha calibrado sin y con camisa de PMMA de hasta 1 mm de espesor. Por lo tanto, este tipo de cámara puede calibrarse con o sin camisa y utilizarse posteriormente de la forma que mejor se ajuste a las condiciones de la instalación del usuario. Tomado de la página 47 del [TRS-398].

A1.28 Cámara de ionización tipo semiflex o CC13

La cámara de ionización tipo semiflex o CC13 se utiliza en teleterapia para realizar mediciones de dosimetría relativa. Son cámaras cilíndricas delgadas sumergibles en agua para medidas de haces de fotones y electrones. El volumen interno de este tipo de cámaras es del orden de 0.125 cm^3 .

BIBLIOGRAFIA

- [FA10] Faiz M. Khan, The Physics of Radiation Therapy, Wolters Kluwer Lippincott Williams & Wilkins, 4th edition, 2010.
- [FA03] Faiz M. Khan, The Physics of Radiation Therapy, Wolters Kluwer Lippincott Williams & Wilkins, 3th edition, 2003.
- [PO06] E.B. Podgorsak, Radiation Physics for Medical Physicists, Springer-Verlag Berlin Heidelberg, Alemania, 2006.
- [Attix 04] Frank Herbert Attix, Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry, Madison, Wisconsin, 2004.

A2.1. Obtención de valores de k_{pol} , k_s , $TPR_{20,10}$, $k_{Q,Q0}$ y PDD a 10 cm de profundidad

Objetivo: Realizar las mediciones de los factores de corrección de la cámara de ionización por polaridad k_{pol} , por recombinación de iones k_s , el índice de la calidad del haz $TPR_{20,10}$ para obtener el valor de $k_{Q,Q0}$ y realizar mediciones de la PDD y obtener el valor de la PDD($Z = 10$) a 10 cm de profundidad. Las magnitudes de influencia son k_{pol} y k_s .

Nota. Se mide el índice de la calidad del haz $TPR_{20,10}$ para obtener el valor de $k_{Q,Q0}$ realizando una interpolación de los datos publicados en el cuadro 14 del capítulo 6 del TRS-398.

Frecuencia: Anual.

Material: Nivel de gota o digital, hoja de papel, cuba de agua líquida con sistema de barrido, dosímetro compuesto por un electrómetro y la cámara de ionización tipo farmer. Hoja de registro en EXCEL y/o hoja de registro en papel.

Procedimiento: 1) Se coloca la cuba y se alinea y balancea con los láseres.
 2) Se llena de agua hasta el nivel de necesario y permitiendo que la superficie del agua tenga una DFS = 100 cm. Después del llenado se verifican la alineación y el balanceo de la cuba para verificar que no se haya movido por el peso del agua durante el llenado de agua.
 3) Factor de corrección por polaridad. Se alinea la cámara farmer en la cuba de agua de manera que el isocentro quede en el centro de la cámara y se conecta al electrómetro con polaridad positiva. Se presiona el botón “null” para realizar la medición de la señal ruido base de la cámara.
 4) Se realizan dos series de lecturas en modo de integración de carga a la profundidad del punto efectivo de medición de 10 cm (DFC = 110 cm) y una DFS = 100 cm. Una de ellas con polaridad positiva (+V) y otra serie con polaridad negativa (-V). El voltaje debe ser el indicado en el certificado de calibración.

Se emplea el método de las dos tensiones, cuya ecuación es la siguiente:

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M}, \quad (A2.1)$$

dónde:

M_+ = lecturas del electrómetro obtenidas con la polaridad positiva

M_- = lecturas del electrómetro obtenidas con la polaridad negativa

M = lecturas del electrómetro obtenidas con la polaridad utilizada de forma rutinaria (+400V)

5) Factor de corrección por efectos de recombinación de iones, k_s . El factor de corrección por recombinación de iones, k_s , en la tensión normal de trabajo, $M_1 = 400$ volts, se obtiene a partir de:

$$k_s = a_0 + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2} \right)^2 \quad (\text{A2.2})$$

Donde las constantes a_i se obtienen del cuadro 9, página 63 del protocolo [TRS-398] para radiación pulsada.

$$\begin{aligned} a_0 &= 1.022 \\ a_1 &= -0.363 \\ a_2 &= 0.341 \end{aligned} \quad (\text{A2.3})$$

Se realizan dos series de lecturas en modo de integración de carga a la profundidad del punto efectivo de medición de 10 cm, que es el centro de la cámara farmer (Distancia fuente cámara DFC = 110 cm) y una DFS = 100 cm. La primera serie de mediciones se realiza con la tensión de colección normal de trabajo (+400 V) y otra serie con una tensión inferior (+100 V). Entonces:

$$V_1 = 400 \text{ V}$$

$$V_2 = 100 \text{ V}$$

$$\text{Por lo que } V_1/V_2 = 400/100 = 4$$

6) Se obtiene el valor del factor de corrección por recombinación de iones aplicando la fórmula A2.2 y A2.3 a los valores medidos.

7) Se anotan en la hoja de registro.

La incertidumbre típica relativa tipo B de k_{pol} y k_s se aplica de la manera en que se mencionó en los apartados 3.3.10.2 y 3.3.10.3 respectivamente. El valor de k_{pol} debe ser menor que 0.5% y de k_s menor que 0.1% de acuerdo con el TRS-398. Los valores de estas incertidumbres se muestran en el apéndice A3.

8) Verificación del índice de calidad del haz o de la constancia de energía mediante el factor $\text{TPR}_{20,10}$ para rayos X de 6 y 18 MV.

Se programa un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ y una exposición de 100 UM. Se realizan dos series de lecturas en modo de integración de carga: una de ellas a una profundidad del punto efectivo de medición de 10 cm y una DFS de 90 cm (L_{10}) y la otra a una profundidad del punto efectivo de medición de 20 cm y una DFS = 80 cm (L_{20}), ambas series con una DFC = 100 cm. En el cuadro 12, del capítulo 6 del TRS-398 se muestran las condiciones de referencia para la determinación de la calidad del haz de fotones. En la figura A2.1 se muestra las condiciones geométricas para la determinación del índice de calidad del haz.

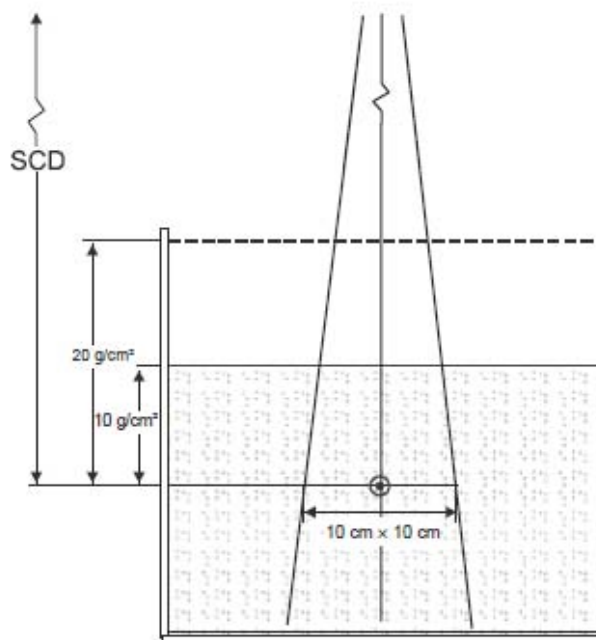


Figura A2.1. Configuración experimental para la determinación del índice de calidad del haz Q (TPR_{20,10}). La distancia fuente cámara se mantiene constante (DFC) a 10 cm y las mediciones se hacen con 10 g/cm² y 20 g/cm² de agua sobre la cámara. El tamaño del campo en la posición del punto de referencia de la cámara es de 10x10 cm². Se puede usar una cámara cilíndrica o una plano-paralela. Figura tomada de [TRS-398].

Criterio de aceptación: No se utilizan como referencia las mediciones anteriores (del año anterior), sino el valor del factor de corrección en sí.

Tolerancia para el valor del índice de calidad del haz TPR_{20,10} es de: 2% (en México con la [NOM033]) y para máquinas destinadas a IMRT 1% (en USA de acuerdo al [TG142]).

A2.2. Para todas las energías de electrones obtener los parámetros k_{pol} , k_s , z_{ref} , R_{50} , $k_{Q,Q0}$ y calcular E_0

Objetivo: Este prueba tiene dos objetivos. 1) De las curvas de ionización en profundidad, determinar el factor de calidad del haz de electrones R_{50} y el factor $k_{Q,Q0}$ y la profundidad de referencia z_{ref} para cada una de las energías de electrones. 2) Realizar las mediciones de los factores de corrección de la cámara de ionización por polaridad k_{pol} , y por recombinación de iones k_s para todas las energías de electrones.

Frecuencia: Anual.

Material: Nivel de gota o digital, hoja de papel, cuba de agua líquida con sistema de barrido, dosímetro compuesto por un electrómetro y una cámara de ionización tipo markus. Hoja de registro en EXCEL y/o hoja de registro en papel. Conos de electrones de 6x10, 10x10, 15x15, 20x20 y 25x25 cm².

Procedimiento:

Para el objetivo 1, el procedimiento es el siguiente: 1) De las curvas de ionización en profundidad se obtiene el valor de la ionización al 50%, es decir, $R_{50,ion}$, y haciendo uso de las fórmula 23, del capítulo 7, del protocolo [TRS-398] dada por

$$R_{50} = 1,029 R_{50,ion} - 0,06 \text{ g/cm}^2 \quad (R_{50,ion} \leq 10 \text{ g/cm}^2) \quad (A2.4)$$

$$R_{50} = 1,059 R_{50,ion} - 0,37 \text{ g/cm}^2 \quad (R_{50,ion} > 10 \text{ g/cm}^2) \quad (A2.5)$$

Se obtiene el valor del índice de la calidad del haz R_{50} , es decir, la profundidad de hemiabsorción. En la figura A2.2 se muestran las condiciones de referencia para la determinación de la calidad del haz de electrones (R_{50}).

Magnitud de influencia	Valor o características de referencia
Material del maniquí	Para $R_{50} \geq 4 \text{ g/cm}^2$, agua Para $R_{50} < 4 \text{ g/cm}^2$, agua o plástico
Tipo de cámara	Para $R_{50} \geq 4 \text{ g/cm}^2$, plano-paralela o cilíndrica Para $R_{50} < 4 \text{ g/cm}^2$, plano-paralela
Punto de referencia de la cámara	Para cámaras plano-paralelas, en la superficie interna de la ventana, en el centro de dicha ventana Para cámaras cilíndricas, en el eje central, en el centro del volumen de la cavidad
Posición del punto de referencia de la cámara	Para cámaras plano-paralelas, en el punto de interés. Para cámaras cilíndricas, $0,5 r_{cyl}$ más profundo que el punto de interés
SSD	100 cm
Tamaño del campo en la superficie del maniquí	Para $R_{50} \leq 7 \text{ g/cm}^2$, al menos $10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$ Para $R_{50} > 7 \text{ g/cm}^2$, al menos $20 \text{ cm} \times 20 \text{ cm}^a$

Figura A2.2. Cuadro 16, capítulo 7 de [TRS-398].

2) Después de haber determinado R_{50} , se determina el valor de la profundidad de referencia para cada una de las energías de electrones utilizando la ecuación 24, también del capítulo 7 de [TRS-398].

$$z_{ref} = 0,6R_{50} - 0,1 \text{ g/cm}^2 \quad (R_{50} \text{ en g/cm}^2) \quad (A2.6)$$

Esta profundidad está próxima a la del máximo de la dosis absorbida, z_{max} para haces de radiación de calidades $R_{50} < 4 \text{ g/cm}^2$ ($E_0 \leq 10 \text{ MeV}$), pero para calidades mayores es más profunda que z_{max} .

Para obtener el valor de $k_{Q,Q0}$ se utiliza el cuadro 18 del capítulo 7 del TRS-398, el cual proporciona los valores de $k_{Q,Q0}$ para varios tipos de cámara calibradas en la radiación gamma del ^{60}Co .

Para el objetivo 2) de esta prueba el procedimiento es el siguiente:

- 1) Se coloca la cuba y se alinea y balancea con los láseres.
- 2) Se llena de agua hasta el nivel de necesario y permitiendo que la superficie del agua tenga una DFS = 100 cm. Después del llenado se verifica la alineación y el balanceo de la cuba para verificar que no se haya movido por el peso del agua durante el llenado de agua.
- 3) Se selecciona el cono de 10x10 cm². Para medir el factor de corrección por polaridad se coloca la cámara markus en la cuba de agua y se alinea de manera que el isocentro quede en el punto efectivo de la cámara y se conecta al electrómetro con polaridad positiva (+300 volts). Se realiza la medición de la señal de ruido base del sistema electrómetro cámara o bias.
- 4) Se realizan dos series de lecturas (al menos 5 lecturas por serie) en modo de integración de carga a la profundidad de referencia z_{ref} de cada energía de electrones y una DFS = 100 cm, una de ellas con polaridad positiva (+300 V) y otra serie con polaridad negativa (-300 V). Cuando se realizan las mediciones a -300 V también se realiza la medición de la señal ruido de base del sistema electrómetro y cámara de ionización antes de iniciar las mediciones. Cada serie de lecturas se hace con una exposición de 100 UM.

De acuerdo con el protocolo [TRS-398], se utiliza el cono de 10x10 cm² (para las energías con $R_{50} \leq 7\text{g/cm}^2$, es decir, 6, 9, 12 y 16MeV) y el cono de 20x20 cm² (para las energías con $R_{50} \geq 7\text{g/cm}^2$, es decir, 20 MeV) colocado a una DFS de 100 cm y una exposición de 100 UM. Sin embargo, considerando que el valor de R_{50} es menor que 0.1 g/cm² respecto al valor medido para el cono de 20x20 cm², entonces se usa el cono de 10x10 cm² para todas las energías.

- 5) Factor de corrección por efectos de polarización, k_{pol} . Se emplea el método de las dos tensiones, para determinar el factor de corrección de polaridad, cuya ecuación es la siguiente:

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M}, \quad (\text{A2.7})$$

dónde:

M_+ = lectura promedio del electrómetro obtenida con la polaridad positiva

M_- = lectura promedio del electrómetro obtenida con la polaridad negativa

M = lectura del electrómetro obtenida con la polaridad utilizada de forma rutinaria (+300 V)

- 6) El factor de corrección por recombinación de iones, k_s , en la tensión normal de trabajo, $V_1 = 300\text{ V}$, se obtiene a partir de:

$$k_s = a_0 + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2} \right)^2, \quad (\text{A2.8})$$

donde las constantes a_i se obtienen del cuadro 9, página 63, ecuaciones (3.11) del protocolo [TRS-398] para radiación pulsada. Los valores de las constantes a_i que se usaron para este trabajo son mostrados en A2.9.

$$\begin{aligned}
 a_0 &= 1.198 \\
 a_1 &= -0.875 \\
 a_2 &= 0.677
 \end{aligned}
 \tag{A2.9}$$

Se tomaron dos series de lecturas en modo de integración de carga a la profundidad del punto efectivo de medición de z_{ref} (el correspondiente para cada energía) y una DFS=100 cm, una de ellas con la tensión de colección normal de trabajo (+300 V) y otra serie con una tensión inferior (+100 V).

Entonces:

$$V_1 = 300\text{V}$$

$$V_2 = 100\text{V}$$

$$\text{Por lo que } V_1/V_2 = 300/100 = 3$$

6) Se obtiene el valor del factor de corrección por recombinación de iones aplicando la fórmula 3.10 a los valores de las lecturas promedio.

7) Se anotan en la hoja de registro.

Para electrones (al igual que para fotones), la incertidumbre típica relativa tipo B de k_{pol} y k_s se aplica de la manera que se mencionó en los apartados 3.3.10.2 y 3.3.10.3 respectivamente. El valor de k_{pol} debe ser menor que 0.5% y de k_s menor que 0.1% de acuerdo con [TRS-398].

A3.1. Resultados de la medición de los valores de k_{pol} , k_s , $TPR_{20,10}$ y PDD a 10 cm de profundidad y cálculo de $k_{Q,Q0}$.

Los resultados para el factor de corrección por polaridad se presentan en las tablas A3.1 y A3.2 para 6 y 18 MV respectivamente. Para el factor de corrección por recombinación se presentan en las tablas A3.3 y A3.4 para 6 y 18 MV respectivamente y los resultados del índice de calidad del haz y el factor $k_{Q,Q0}$ para 6 y 18 MV se muestran en la tabla A3.5.

k_{pol} (polarizacion)			
L1+ =	10.440	L1- =	10.450
L2+ =	10.440	L2- =	10.450
L3+ =	10.440	L3- =	10.450
L4+ =	10.440	L4- =	10.450
L5+ =	10.440	L5- =	10.450
Lprom+ =	10.440	Lprom- =	10.450
k_{pol} =	1.0005	Incertidumbre	0.04%

Tabla A3.1 Factor k_{pol} para 6 MV. La incertidumbre de la tabla corresponde a la del factor k_{pol} .

k_{pol} (polarizacion)			
L1+ =	12.670	L1- =	12.700
L2+ =	12.670	L2- =	12.700
L3+ =	12.670	L3- =	12.700
L4+ =	12.670	L4- =	12.700
L5+ =	12.670	L5- =	12.700
Lprom+ =	12.670	Lprom- =	12.700
k_{pol} =	1.0012	Incertidumbre	0.03%

Tabla A3.2 Factor k_{pol} para 18 MV. La incertidumbre de la tabla corresponde a la del factor k_{pol} .

k_s (recombinacion)			
L1 =	10.440	L1 =	10.410
L2 =	10.440	L2 =	10.410
L3 =	10.440	L3 =	10.420
L4 =	10.440	L4 =	10.420
L5 =	10.440	L5 =	10.410
Lprom =	10.440	Lprom =	10.414
(V1/V2) =	1.002	Incertidumb	0.006%
k_s =	1.00261	(400 volts y 150 volts)	

Tabla A3.3 Factor k_s para 6 MV. La incertidumbre de la tabla corresponde a la del factor k_s .

k_s (recombinación)			
L1 =	12.670	L1 =	12.610
L2 =	12.670	L2 =	12.610
L3 =	12.670	L3 =	12.610
L4 =	12.670	L4 =	12.610
L5 =	12.670	L5 =	12.610
Lprom =	12.670	Lprom =	12.610
(V1/V2) =	1.0048	Incertidumb	0.005%
k_s =	1.00408	(400 volts y 150 volts)	

Tabla A3.4 Factor k_s para 18 MV. La incertidumbre de la tabla corresponde a la del factor k_s .

Energía (MV)	TPR₂₀₁₀ inicial	TPR₂₀₁₀ medido	Diferencia(%)	$k_{Q,Q0}$ anterior	$k_{Q,Q0}$ calculado	Diferencia(%)
6	0.664	0.669	+0.75%	0.9917	0.9900	-0.17%
18	0.777	0.782	+0.64%	0.9680	0.9672	-0.08%

Tabla A3.5 Índice de calidad del haz TPR_{20,10}, y factor $k_{Q,Q0}$ para 6 y 18 MV.

El valor de $k_{Q,Q0}$ se calculó mediante interpolación como se comentó en el apéndice A1.15. La incertidumbre típica tipo A de las mediciones realizadas para obtener los factores de influencias es cero, al menos en la capacidad de discriminación de nuestro conjunto cámara de ionización y electrómetro. Por eso se muestran las incertidumbres típicas relativas tipo B, en las tablas A3.1 – A3.4.

La incertidumbre de los valores de TPR_{20,10} medidos es del orden de 0.02%, es decir, es mucho menor que la diferencia entre el valor medido y el valor inicial que se usa como referencia. Por ese motivo, en la tabla A3.5 sólo se muestran los valores de las diferencias entre los valores medidos y los iniciales.

La diferencia de los valores calculados de $k_{Q,Q0}$ y los valores iniciales es mucho menor que la incertidumbre típica relativa del factor $k_{Q,Q0}$ dado por el [TRS-398] de 1%.

Criterio de aceptación: No se utiliza como referencia las mediciones anteriores (del año anterior), sino el valor del factor de corrección en sí. El valor de k_{pol} debe ser menor al 0.2% y de k_s menor al 1% de acuerdo con [TRS-398].

Tolerancia para el valor del índice de calidad del haz TPR_{20,10} de: 2% en México con la [NOM033] y para maquinas destinadas a IMRT 1% en USA de acuerdo al [TG142].

Estado de la prueba: El sistema cumple satisfactoriamente la prueba.

Comentarios: 1) En la verificación de esta prueba se aprecia que los factores de corrección de la cámara de ionización cumplen con las recomendaciones del [TRS-398], de hecho esta prueba ni siquiera está considerada en la norma mexicana [NOM033].

2) El índice de calidad medido del acelerador lineal para las energías de rayos X de 6 y 18 MV cumplen con la normativa nacional y con la más restrictiva norma internacional para equipos dedicados a tratamiento de IMRT [TG142].

APÉNDICE A4

A4.1. Resultados de la medición para todas las energías de electrones de los parámetros k_{pol} , k_s , z_{ref} , R_{50} y el cálculo de k_{Q,Q_0} y E_0

	6MeV	9MeV	12MeV	16MeV	20MeV
M_+ (nC)	1.589	1.608	1.639	1.654	1.758
M_- (nC)	1.612	1.637	1.651	1.673	1.763
k_{pol}	1.0073	1.0090	1.0038	1.0057	1.0013
M_1 para $V_1=300V$	1.589	1.608	1.639	1.654	1.758
M_2 para $V_2=100V$	1.579	1.602	1.627	1.650	1.747
k_s	1.0030	1.0017	1.0036	1.0012	1.0032

Tabla A4.1. Factores de corrección de polaridad y recombinación de iones para la cámara markus y todas las energías de electrones. Las lecturas de la tabla corresponden a las lecturas promedio.

Energía (MeV)	k_{pol}	Incertidumbre	k_s	Incertidumbre
6	1.007	0.25%	1.0030	0.060%
9	1.009	0.25%	1.0017	0.060%
12	1.004	0.24%	1.0036	0.059%
16	1.006	0.24%	1.0012	0.058%
20	1.001	0.23%	1.0032	0.055%

Tabla A4.2. Valores de k_{pol} y k_s con sus incertidumbres típicas relativas tipo B.

Energía Nominal (MeV)	z_{ref} (cm)	$R_{50,ion}$ (cm).	$R_{50,Dosis}$ (cm)	E_0 (MeV)	R_p (cm)	k_{Q,Q_0}	z_{Dmax} (cm)
6	1.31	2.37	2.38	5.19	2.89	0.9212	1.2
9	2.09	3.60	3.64	8.07	4.31	0.9122	1.9
12	2.88	4.88	4.96	11.07	5.87	0.9042	2.7
16	3.89	6.52	6.65	14.87	7.85	0.8958	3.1
20	4.90	8.15	8.33	18.70	10.03	0.8877	2.1

Tabla A4.3. Valores de la profundidad del máximo de dosis, de la calidad del haz, de la energía de electrones, del rango práctico y el factor k_{Q,Q_0} , para todas las energías de electrones para el cono de $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

El valor de k_{Q,Q_0} se calculó mediante interpolación como se comentó en el apéndice A1.15. La incertidumbre típica relativa de los valores calculados por interpolación de k_{Q,Q_0} proporcionada en el cuadro 22, del capítulo 7 del [TRS-398] es de 1.7% para cámaras plano paralelas.

Criterio de aceptación: Tolerancia: 1%.

Estado de la prueba: El sistema cumple satisfactoriamente la prueba.

ANEXO 1

En la figura A1 se presenta la curva de PDD para el campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ con la energía de 6 MV.

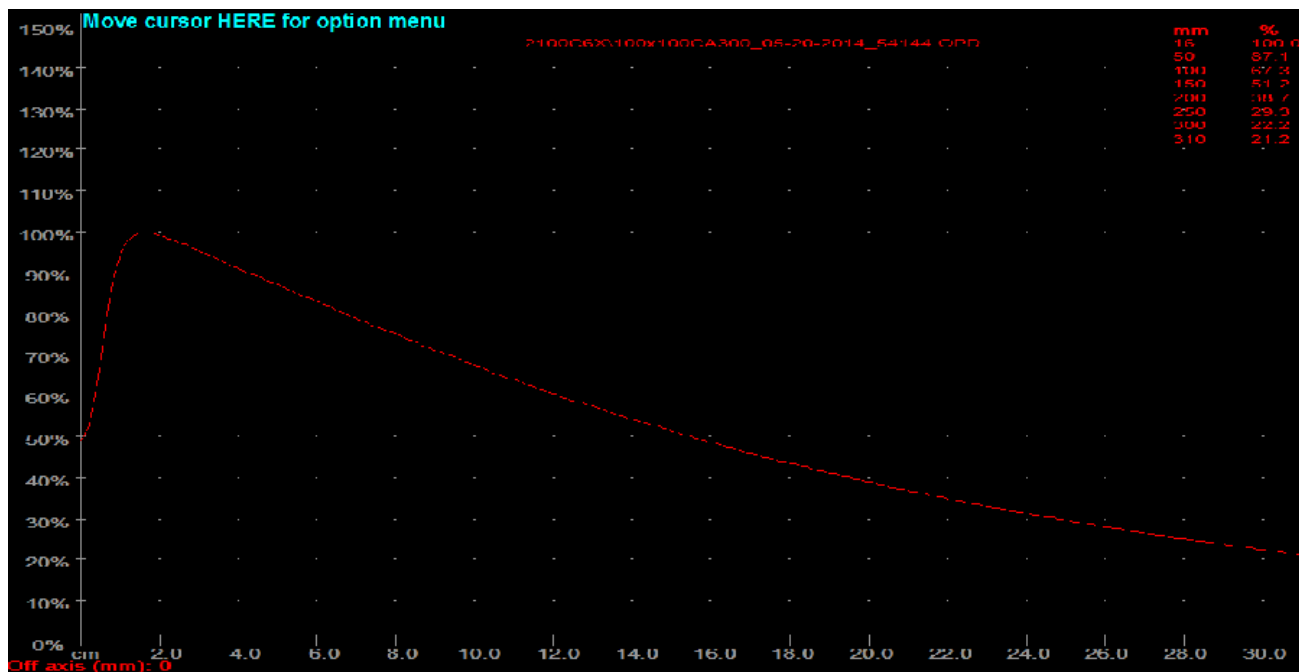


Figura A1. PDD de 6 MV y campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, a una DFS = 100 cm.

En la figura A2 se presenta la curva de PDD para el campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ con la energía de 18 MV.

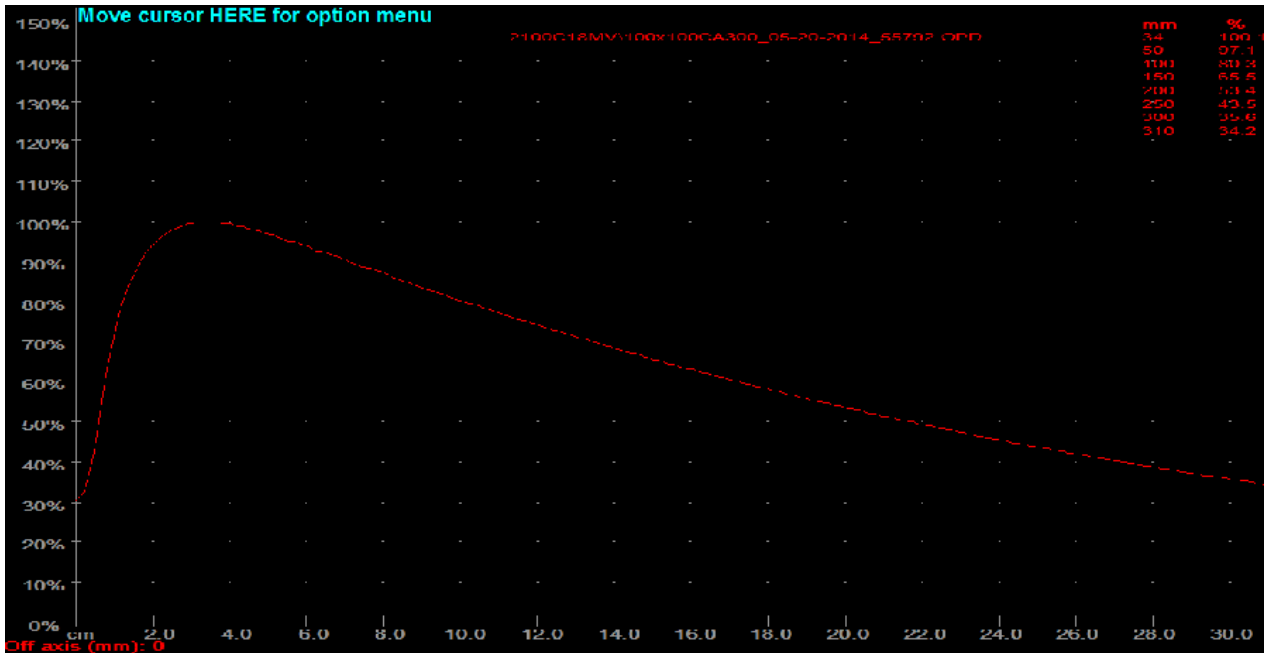


Figura A2. PDD de 18 MV y campo de 10x10 cm², a una DFS = 100 cm.

En la figura A3 se muestran las curvas de perfiles de rayos X de 6 MV para los tamaños de campo 10x10 y 35x35 cm² en las direcciones longitudinal y transversal.

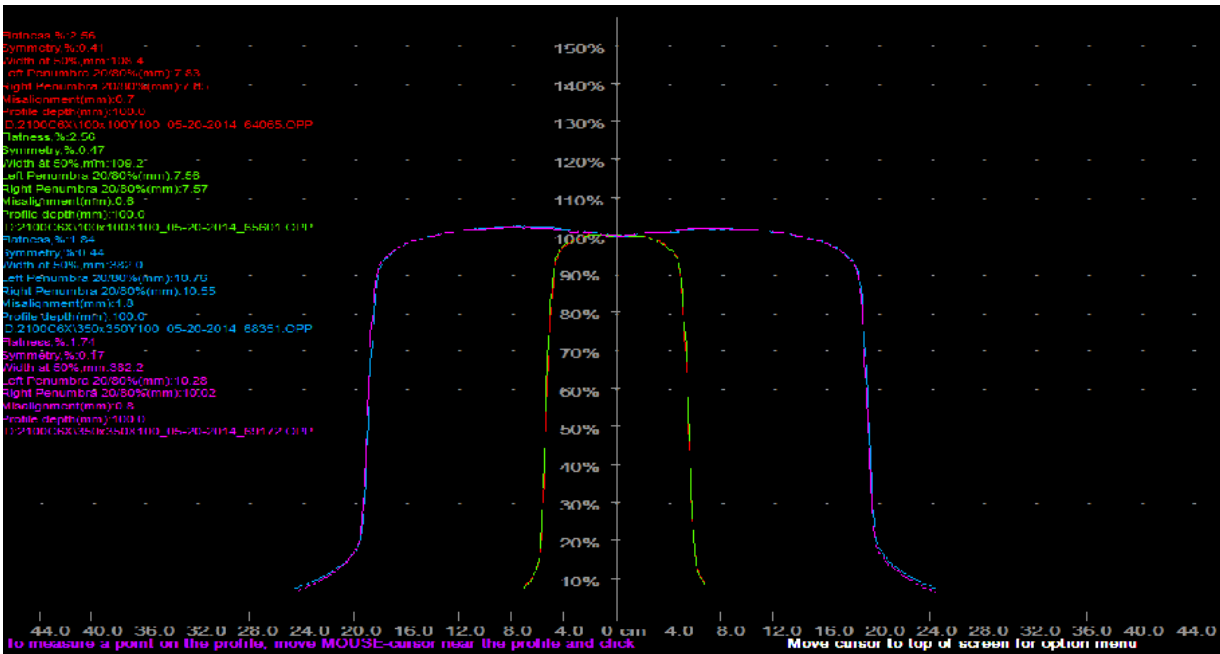


Figura A3. Perfiles de 6 MV.

En la figura A4 se muestran las curvas de perfiles de rayos X de 18 MV para los tamaños de campo 10x10 y 35x35 cm² en las direcciones longitudinal y transversal.

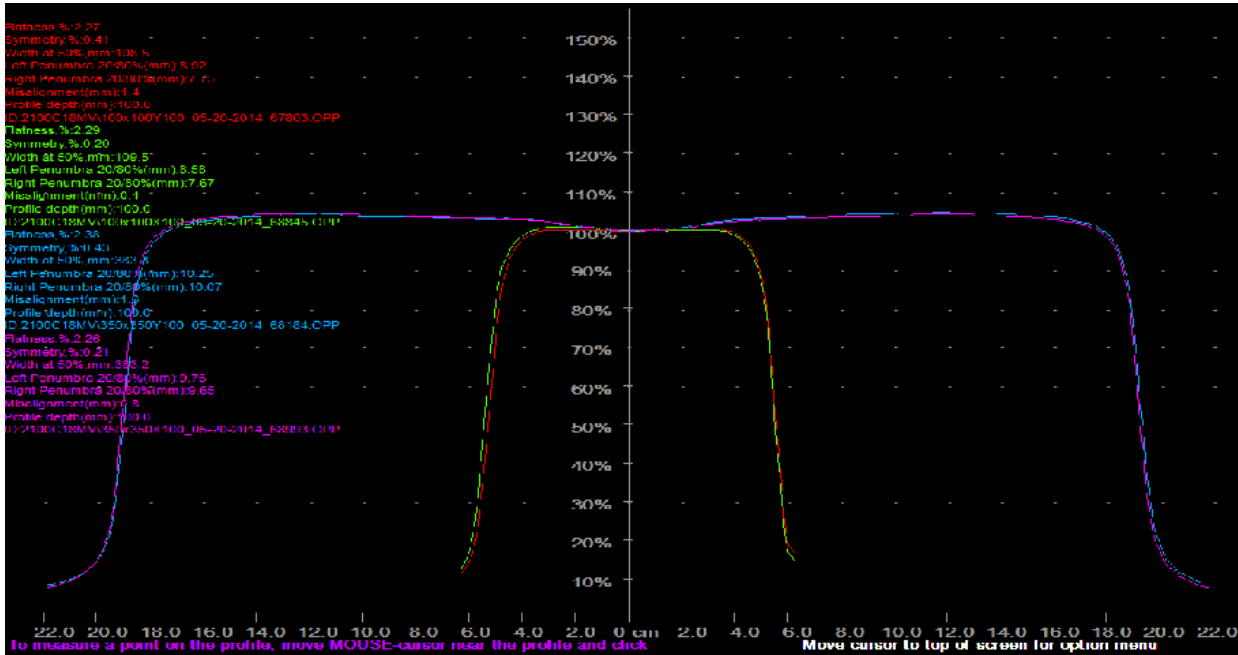


Figura A4. Perfiles de 18 MV.

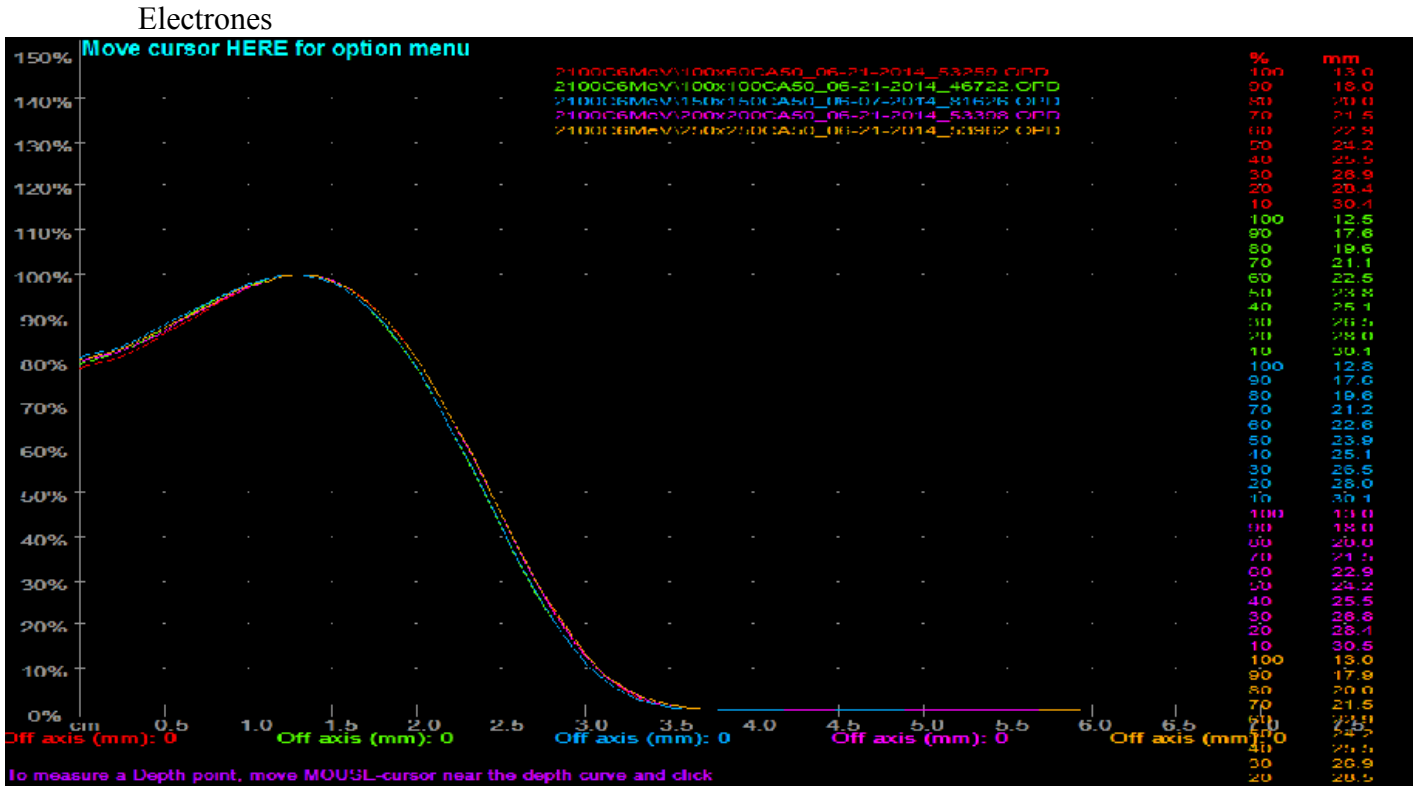


Figura A5. Curvas de ionización en profundidad de 6 MeV para los conos de 6x10, 10x10, 15x15, 20x20 y 25x25 cm².

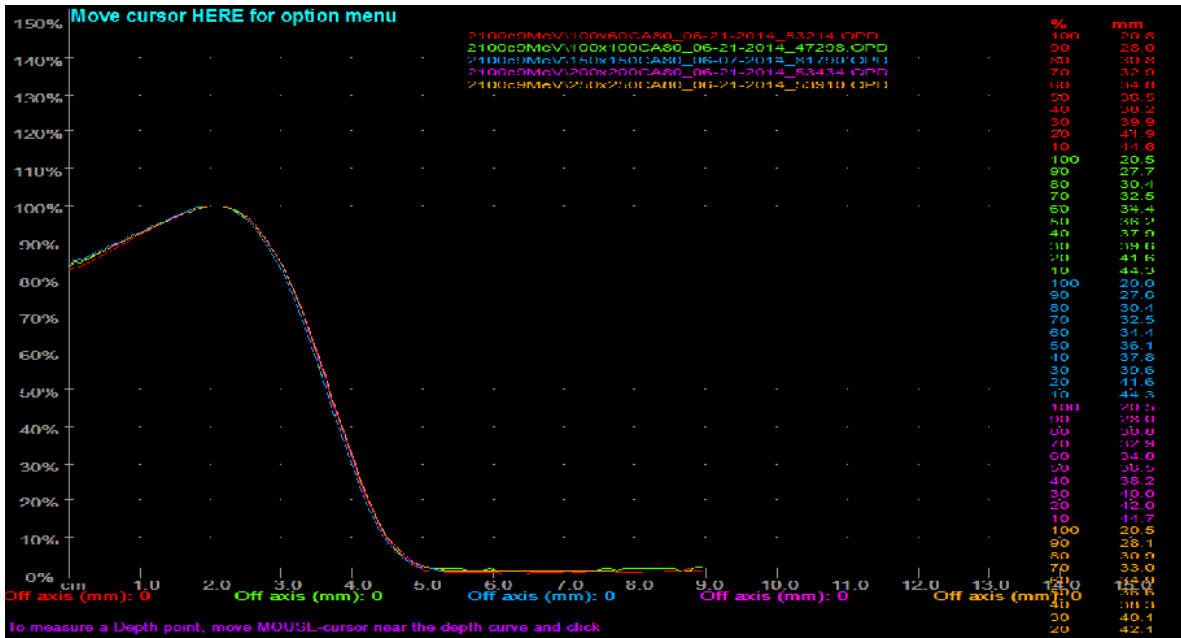


Figura A6. Curvas de ionización en profundidad de 9 MeV para los conos de 6x10, 10x10, 15x15, 20x20 y 25x25 cm².

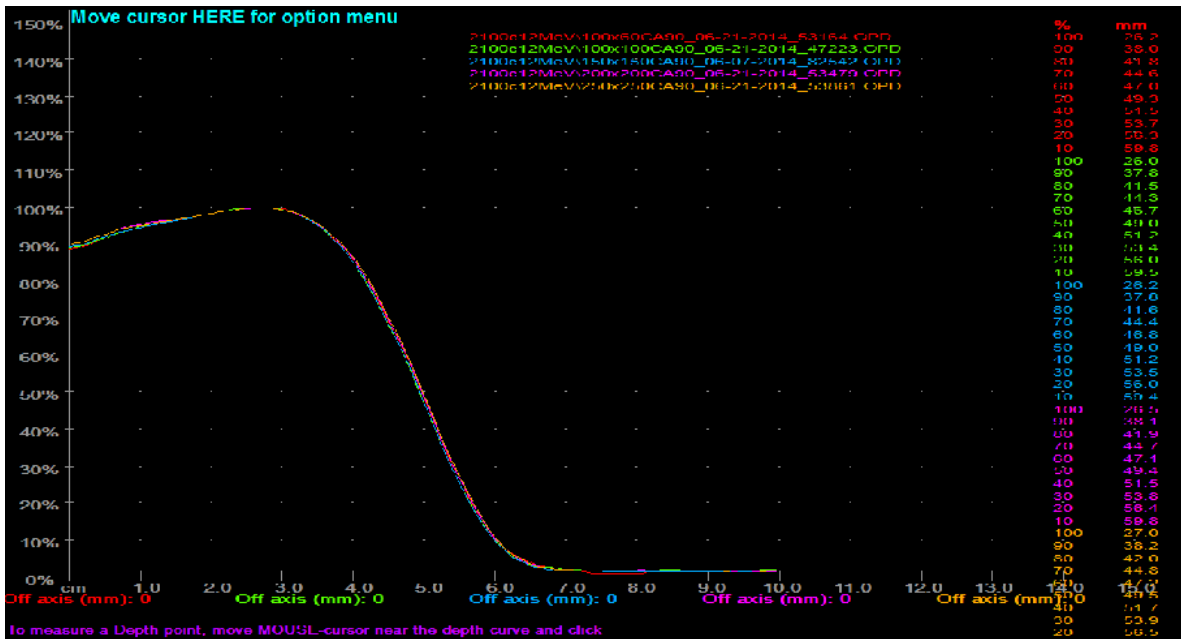


Figura A7. Curvas de ionización en profundidad de 12 MeV para los conos de 6x10, 10x10, 15x15, 20x20 y 25x25 cm².

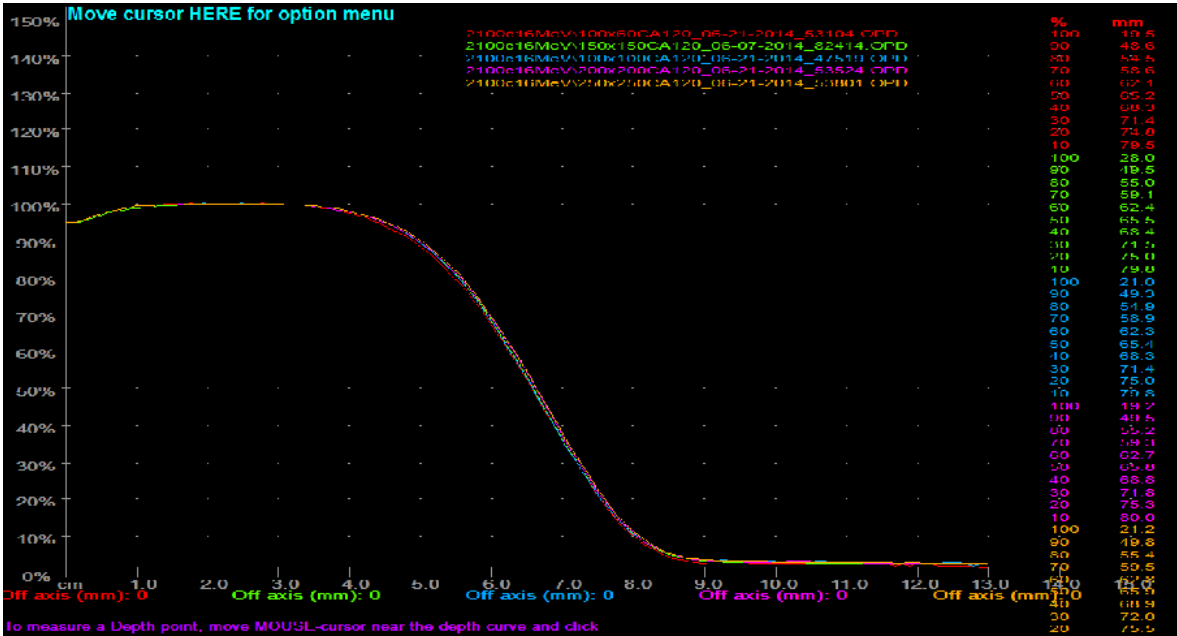


Figura A8. Curvas de ionización en profundidad de 16 MeV para los conos de 6x10, 10x10, 15x15, 20x20 y 25x25 cm².

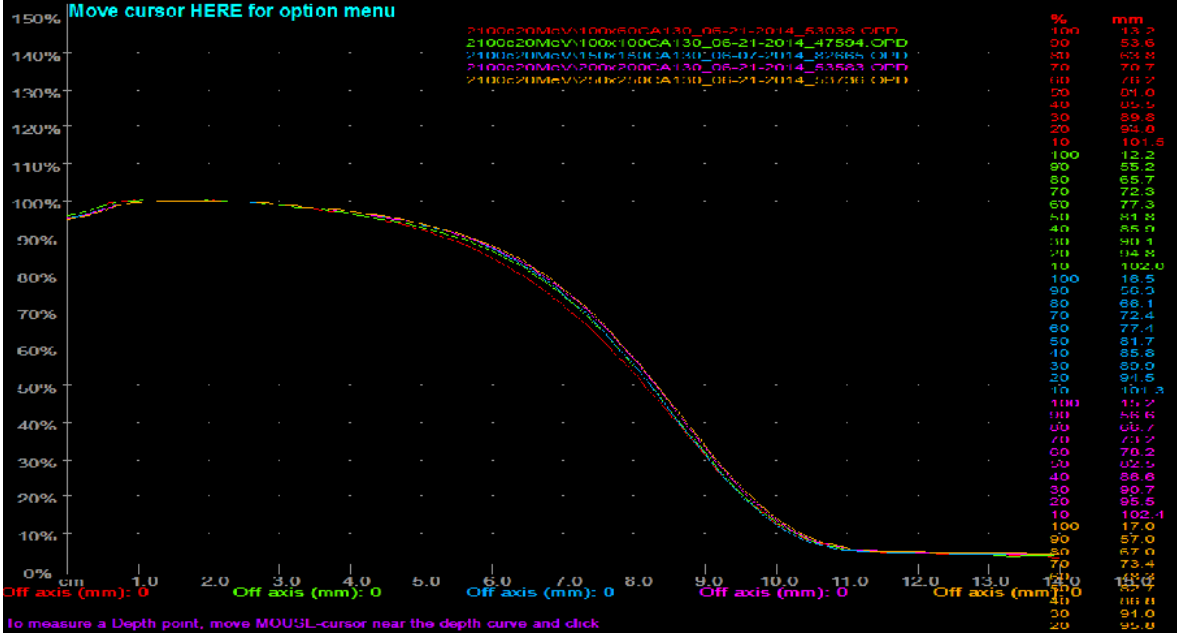


Figura A9. Curvas de ionización en profundidad de 20 MeV para los conos de 6x10, 10x10, 15x15, 20x20 y 25x25 cm².