

IAEA-TECDOC-1151

***Aspectos físicos de la garantía
de calidad en radioterapia:
Protocolo de control de calidad***



ORGANISMO INTERNACIONAL DE ENERGIA ATOMICA

OIEA

Junio de 2000

Las Secciones del OIEA encargadas de la elaboración de esta publicación fueron:

Sección de Dosimetría y Física Médica
y
Sección de América Latina
Organismo Internacional de Energía Atómica
Wagramer Strasse 5
P.O. Box 100
A-1400 Viena, Austria

ASPECTOS FÍSICOS DE LA GARANTÍA DE CALIDAD EN RADIOTERAPIA:
PROTOCOLO DE CONTROL DE CALIDAD
OIEA, VIENA, 2000
IAEA-TECDOC-1151
ISSN 1011-4289

© OIEA, 2000

Impreso por el OIEA en Austria
Junio de 2000

PREFACIO

Durante los últimos años se ha hecho evidente la necesidad de llevar a cabo acciones sistemáticas para garantizar la calidad de los tratamientos de radioterapia, y esta necesidad se justifica en el requerimiento de proporcionar a los pacientes el mejor tratamiento posible.

La Organización Mundial de la Salud (OMS) ha definido Garantía de Calidad en Radioterapia como “Todas las acciones que garantizan la consistencia entre la prescripción clínica y su administración al paciente, con respecto a la dosis en el volumen blanco, la dosis mínima en el tejido sano, la exposición mínima de personal, y las verificaciones en el paciente para la determinación del resultado del tratamiento” (OMS, *Quality Assurance in Radiotherapy*, 1988). La Organización Internacional de Estandarización ha definido Garantía de Calidad como “Todas las acciones planificadas y sistemáticas necesarias para garantizar de forma inequívoca que una estructura, sistema o componente se comporta satisfactoriamente” (ISO-6215-1980).

La OMS ha justificado la necesidad de Garantía de Calidad en Radioterapia en base a los siguientes argumentos:

- La Garantía de Calidad minimiza los errores en la planificación de tratamientos y administración de la dosis al paciente, y por tanto mejora los resultados de la radioterapia, aumentando la tasa de remisiones y disminuyendo la tasa de complicaciones y recidivas.
- La Garantía de Calidad permite la intercomparación veraz de resultados entre distintos centros de radioterapia, tanto a nivel nacional como internacional, garantizando una dosimetría y administración del tratamiento mas uniformes y exactas.
- Las características superiores de los equipos modernos de radioterapia no pueden aprovecharse completamente a menos que se alcance un elevado nivel de exactitud y consistencia.

A los argumentos de la OMS habría que añadir uno cuya importancia se ha visto aumentada recientemente:

- Un programa de Garantía de Calidad es el método mas sencillo y eficaz de reducir accidentes en radioterapia.

Existen numerosas publicaciones que con mayor o menor profundidad discuten diferentes aspectos de la Garantía de Calidad en radioterapia, y una de las pioneras fue la publicación de la OMS citada arriba. Le siguieron muchas otras recomendaciones publicadas por distintas organizaciones y sociedades nacionales, entre las que destaca el llamado “Blue Book” de la ISCRO en América del Norte. Más recientemente la Asociación Americana de Físicos en Medicina (AAPM) organizó un grupo compuesto por físicos médicos y oncólogos radioterapeutas para desarrollar un “Programa General de Garantía de Calidad en radioterapia” que actualizara y agrupara las recomendaciones mas importantes de las distintas publicaciones. Este programa general se publicó como el informe AAPM TG-40 y constituye la contribución más importante en el área de Garantía de Calidad en radioterapia en los últimos años. El informe TG-40 se ocupa principalmente de los aspectos físicos de la Garantía de Calidad en radioterapia y discute con menor detalle temas que son esencialmente médicos (por ejemplo, la decisión de tratamiento, prescripción de dosis, delineamiento de volúmenes blanco y órganos críticos, etc.), pero presta especial atención a los temas en los que intervienen conjuntamente aspectos físicos y médicos.

Todas las publicaciones mencionadas incluyen recomendaciones que se basan en las dotaciones de equipo y personal en radioterapia más frecuentes en los países industrializados en que fueron originadas. El propósito de este documento es la elaboración de un programa o protocolo de Garantía de Calidad en radioterapia para su uso en países con menor equipamiento que los anteriores, con énfasis en los aspectos físicos y técnicos apropiados al equipamiento en estos países, pero sin ignorar temas en los que intervienen conjuntamente aspectos físicos y médicos. El programa presentado aquí se basa en las recomendaciones dadas por el AAPM TG-40, que en numerosas ocasiones se han actualizado siguiendo publicaciones más recientes tales como el AAPM TG-45 y AAPM TG-56.

La elaboración de este protocolo de Garantía de Calidad en radioterapia surge inicialmente como una componente básica del proyecto de cooperación técnica regional en América Latina “Mejoramiento de la Garantía de Calidad en Radioterapia” (ARCAL XXX) del Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA), y de ahí su primera elaboración en español y enfoque práctico a la situación actual de la radioterapia en América Latina. El documento es, sin embargo, de

aplicación a todos los países con un estado similar en el desarrollo de la radioterapia. Por ello se ha iniciado su traducción a varios idiomas para su diseminación a otras regiones, principalmente a través de los programas regionales correspondientes del OIEA ya que así se favorece su propagación a los usuarios en radioterapia de todo el mundo.

La OMS ha definido control de calidad (quality control) en radioterapia como las acciones llevadas a cabo para recuperar, mantener y/o mejorar la calidad de los tratamientos (OMS, 1988). El presente documento da recomendaciones para llevar a cabo un programa de garantía de calidad (GC) incluyendo detalles sobre el tipo de pruebas y medidas necesarias para los controles de calidad (CC). En particular, se dan recomendaciones específicas para cada tipo de unidad de tratamiento (acelerador lineal, unidad de ^{60}Co , unidad de ortovoltaje, simulador, equipo de braquiterapia, etc.), se establecen los procedimientos de medida o técnicas a seguir, se especifican la frecuencia de los controles y los niveles de tolerancia, y se sugieren formas de registrar la información. También ofrece criterios para hacer del programa una actividad dinámica, que produzca señales de alarma cuando los resultados indiquen un cambio inaceptable, y que conduzca a la adopción de correcciones rápidas a fin de garantizar que el tratamiento de pacientes se lleve a cabo de acuerdo con su planificación.

Es preciso mencionar que los niveles de tolerancia están orientados a asegurar una elevada calidad en los tratamientos de radioterapia. En algunos casos, sobre todo cuando se trate de unidades de tratamiento anticuadas, ciertos niveles podrían resultar inalcanzables. Los responsables del programa de GC de la institución deberían entonces adecuar esos niveles de tolerancia a sus propias condiciones. Sin embargo, acciones de este tipo no deberían realizarse a menos que se haya analizado de manera exhaustiva el posible impacto que esta decisión pueda tener en la calidad de los tratamientos. En caso de desviaciones excesivas de los niveles dados en este documento, se recomienda restringir la utilización del equipo a aquellos tipos de tratamientos donde la influencia de estas desviaciones sea mínima.

Los aspectos de seguridad radiológica asociados al uso de las fuentes y equipos generadores de radiación utilizadas para las exposiciones médicas se detallan en el Apéndice II (Exposición Médica) de las Normas Básicas Internacionales de Seguridad (OIEA Informe de Seguridad N° 115, 1997), cuya lectura cuidadosa se recomienda encarecidamente.

Los oficiales del OIEA responsables de la elaboración del presente documento fueron P. Andreo y J. Morales.

NOTA EDITORIAL

Las denominaciones concretas de países o territorios empleadas en esta publicación no implican juicio alguno por parte del OIEA sobre la condición jurídica de dichos países o territorios, de sus autoridades e instituciones, ni del trazado de sus fronteras.

La mención de nombres de determinadas empresas o productos (se indiquen o no como registrados) no implica ninguna intención de violar derechos de propiedad ni debe interpretarse como una aprobación o recomendación por parte del OIEA.

INDICE

1.	INTRODUCCION.....	1
1.1.	Requisitos minimos en radioterapia.....	2
1.2.	Elementos de un programa de garantia de calidad.....	3
1.3.	Errores e incertidumbres en radioterapia.....	4
1.4.	Tolerancias y niveles de acción.....	5
2.	GARANTIA DE CALIDAD DE LOS EQUIPOS DE TELETERAPIA.....	6
2.1.	Generalidades.....	6
2.2.	Frecuencia de las pruebas.....	6
2.3.	Unidades de ⁶⁰ Co.....	7
2.4.	Aceleradores lineales.....	7
2.5.	Tecnicas especiales en teleterapia.....	7
2.6.	Simuladores de tratamiento.....	7
2.7.	Equipos de rayos X de baja y media energia (Roentgenerapia).....	7
3.	GARANTIA DE CALIDAD EN LA PLANIFICACION Y ADMINISTRACION DEL TRATAMIENTO EN TELETERAPIA.....	8
3.1.	Sistemas computarizados de planificación.....	8
3.2.	Proceso de planificación del tratamiento.....	8
4.	GARANTIA DE CALIDAD DE EQUIPOS Y FUENTES DE BRAQUITERAPIA.....	9
4.1.	Descripción de las fuentes.....	9
4.2.	Calibración de las fuentes.....	9
4.3.	Aplicadores de braquiterapia.....	9
4.4.	Inventario de las fuentes.....	10
4.5.	Equipos de carga remota automática (remote afterloading).....	10
5.	GARANTIA DE CALIDAD EN LA PLANIFICACION Y ADMINISTRACION DEL TRATAMIENTO EN BRAQUITERAPIA.....	10
5.1.	Sistemas computarizados de planificación.....	11
5.2.	Localización de las fuentes.....	12
5.3.	Administración del tratamiento.....	12
6.	GARANTIA DE CALIDAD DE LOS INSTRUMENTOS DE MEDIDA.....	13
6.1.	Equipos de medición para haces de fotones y electrones.....	13
6.2.	Calibradores de fuentes de braquiterapia.....	13
7.	AUDITORIAS DE CALIDAD.....	14
7.1.	Tipos de auditorías de calidad.....	14
	APENDICE A: EL PERSONAL EN RADIOTERAPIA.....	31
A.1	El oncólogo radioterapeuta.....	31
A.2	El físico médico.....	31
A.3	El técnico en radioterapia.....	32
A.4	El dosimetrista.....	33

APENDICE B: EQUIPO MINIMO NECESARIO PARA LA REALIZACION DE LAS PRUEBAS DE GC EN RADIOTERAPIA	35
B.1 Equipo mínimo recomendado para la implementación de un programa de control de calidad en radioterapia con haces externos	35
B.2 Equipo mínimo recomendado para la implementación de un programa de control de calidad en braquiterapia	36
APENDICE C: PROCEDIMIENTOS PARA LA REALIZACION DE LOS CONTROLES DE CALIDAD DE LAS UNIDADES DE ⁶⁰ Co	37
C.1 Pruebas a los sistemas de seguridad.....	37
C.2 Pruebas mecánicas	38
C.3 Pruebas dosimétricas.....	43
C.4 Formulario para calcular la dosis absorbida en agua en las condiciones de referencia usando haces de fotones de ⁶⁰ Co	47
C.5 Formulario para el control DIARIO de la unidad de ⁶⁰ Co	48
C.6 Formulario para el control MENSUAL de la unidad de ⁶⁰ Co	49
C.7 Formulario para el control ANUAL de la unidad de ⁶⁰ Co	51
APENDICE D: PROCEDIMIENTOS PARA LA REALIZACION DE CONTROLES DE CALIDAD DE LOS ACELERADORES LINEALES.....	53
D.1 Pruebas a los sistemas de seguridad.....	53
D.2 Pruebas mecánicas	54
D.3 Pruebas dosimétricas.....	55
D.4 Formulario para el control DIARIO del acelerador	59
D.5 Formulario para el control MENSUAL del acelerador.....	60
D.6 Formulario para el control ANUAL del acelerador	63
APENDICE E: PROCEDIMIENTOS PARA LA REALIZACION DE LOS CONTROLES DE CALIDAD DE LOS SIMULADORES DE TRATAMIENTOS.....	66
E.1 Pruebas a los sistemas de seguridad.....	66
E.2 Pruebas mecánicas	66
E.3 Chequeos radiográficos.....	68
E.4 Formulario para el control DIARIO del simulador.....	71
E.5 Formulario para el control MENSUAL del simulador.....	72
E.6 Formulario para el control ANUAL del simulador.....	74
APENDICE F: PROCEDIMIENTOS PARA LA REALIZACION DE LOS CONTROLES DE CALIDAD DE LOS EQUIPOS DE ROENTGENTERAPIA.....	75
F.1 Inspección física de la instalación.....	75
F.2 Seguridad eléctrica	76
F.3 Seguridad radiológica.....	77
F.4 Comprobación del campo de radiación.....	78
F.5 Exactitud del circuito controlador del tiempo de exposición (temporizador)	79
F.6 Constancia de la calidad del haz	80
F.7 Constancia de la dosis de referencia	82
F.8 Formulario para el control mensual de la constancia del índice de calidad y la tasa de dosis de referencia para haces de fotones de baja energía (10-100 kV).....	85
F.9 Formulario para el control DIARIO del equipo de Rx-terapia	86
F.10 Formulario para el control MENSUAL del equipo de Rx-terapia	87
F.11 Formulario para el control ANUAL del equipo de Rx-terapia	88

APENDICE G: PROCEDIMIENTOS PARA LA REALIZACION DE LOS CONTROLES DE CALIDAD DE LA PLANIFICACION DEL TRATAMIENTO EN TELETERAPIA (ASPECTOS FISICOS)	90
G.1 Sistemas Computarizados de planificación de tratamientos	90
G.2 Proceso de planificación del tratamiento	95
APENDICE H: PROCEDIMIENTOS PARA LA REALIZACION DE LOS CONTROLES DE CALIDAD EN BRAQUITERAPIA.....	101
H.1 Descripción de las fuentes.....	101
H.2 Calibración de las fuentes	101
H.3 Trazabilidad de la calibración	107
H.4 Recomendaciones.....	107
H.5 Inventario de fuentes	108
H.6 Control de hermeticidad de las fuentes. Monitoreo radiológico	109
H.7 Controles de calidad de los aplicadores	109
H.8 Dosimetría clínica	110
H.9 Formulario para la verificación de la intensidad de fuentes de braquiterapia con cámara de ionización de pozo	112
H.10 Formulario para el control DIARIO del equipo de carga remota automática	113
H.11 Formulario para el control TRIMESTRAL del equipo de carga remota automática	114
H.12 Formulario para el control ANUAL del equipo de carga remota automática	115
H.13 Formulario para el control de calidad del tratamiento de braquiterapia.....	116
APENDICE I: PROCEDIMIENTOS PARA LA REALIZACION DE LOS CONTROLES DE CALIDAD DE LOS EQUIPOS DE MEDICION	119
I.1 Dosímetros de haces de fotones y electrones. Referencia local e instrumento de campo.	119
I.2 Calibradores de fuentes de braquiterapia	121
APENDICE J: ESQUEMA GENERAL DE UNA VISITA DE AUDITORIA.....	124
J.1 Los pasos de una auditoría	124
J.2 Preparación previa a la visita	124
J.3 Visita a la institución.....	125
J.4 Preparación del reporte final	126
J.5 La respuesta de la institución	126
J.6 El archivo de los datos	126
APENDICE K: GLOSARIO	128
REFERENCIAS	129
COLABORADORES EN LA REDACCION Y REVISION	133
PUBLICACIONES RECIENTES DEL OIEA EN LAS AREAS DE RADIOTERAPIA, DOSIMETRIA Y FISICA MEDICA	135

1. INTRODUCCION

El tratamiento de un tumor mediante radiaciones ionizantes es un proceso continuo con etapas bien diferenciadas. Estas incluyen el diagnóstico y la localización del tumor, la decisión sobre la estrategia de tratamiento, la planificación y el cálculo de dosis absorbida, la administración del tratamiento, la verificación de la dosis impartida, y la evaluación de resultados a corto y a largo plazo. En el tratamiento de los pacientes el oncólogo radioterapeuta prescribe un régimen de tratamiento para la curación o paliación de la enfermedad, a la vez que se intentan minimizar las complicaciones originadas por la irradiación de tejidos normales.

La calidad de un tratamiento de radioterapia esta íntimamente ligada a factores que pueden clasificarse como clínicos, tales como el diagnóstico, la localización del tumor, la estrategia de tratamiento escogida y la continua re-evaluación de dicho tratamiento; otros son dosimétricos o físicos, tales como la incertidumbre en el cálculo de la dosis, su optimización y su verificación, la idoneidad de los equipos para proporcionar un haz de radiación consistente con la planificación del tratamiento; otros están, finalmente, relacionados con la aplicación práctica del tratamiento de radioterapia y con el manejo del paciente. Es por lo tanto claro que si se desea analizar la calidad de la radioterapia, debe entenderse que los tres aspectos, médico, físico o dosimétrico y de aplicación práctica, necesitan tenerse en cuenta de una manera combinada. Esto significa que numerosas acciones de los oncólogos radioterapeutas, los físicos médicos y los técnicos en radioterapia¹ deben realizarse de forma conjunta y que el nivel de conocimientos de cada uno de ellos **afectará significativamente la calidad del tratamiento.**

El presente documento proporciona fundamentalmente recomendaciones para los aspectos físicos de la Garantía de Calidad (GC) en los tratamientos de radioterapia, y éstas serán normalmente aplicadas por profesionales en Física Médica. Aunque se incluyen algunos aspectos clínicos, estos se tratan aquí solo de manera superficial y con la intención de aclarar ciertas pautas y actuaciones. Es importante resaltar que hay cuestiones muy importantes de Garantía de Calidad en radioterapia, no incluidas en este documento, que deben ser tratadas específicamente por oncólogos radioterapeutas, y muchas otras que deben ser tratados de forma conjunta por oncólogos radioterapeutas, físicos médicos y técnicos en radioterapia. Sería altamente recomendable que como complemento a estas recomendaciones se preparen otras guías para tratar en detalle los aspectos clínicos de la GC de los tratamientos.

Para hablar de Garantía de Calidad en radioterapia es preciso describir primero qué se entiende por calidad en radioterapia y cuál es la calidad que se debe esperar de un tratamiento de este tipo en cualquier institución, para que el mismo sea considerado aceptable. Asimismo es necesario detallar cómo una vez establecido un nivel de calidad en una institución, éste pueda mantenerse constante en el tiempo, o mejor aún, cómo pudiera mejorarse en base a la experiencia adquirida.

En América del Norte, el Consejo Inter-Sociedades de Oncología Radiológica escribió que "Cada paciente de cáncer tiene derecho a recibir el mejor tratamiento posible para alcanzar la cura, el control a largo plazo o la paliación: esta es la meta más importante de la gestión del paciente con cáncer" [1]. La "calidad" en radioterapia puede definirse como el conjunto de rasgos distintivos o características del proceso de la radioterapia que repercuten en su capacidad para satisfacer las necesidades declaradas o implícitas del cuidado del paciente.

El principal objetivo de la protección del paciente en radioterapia, tal como lo definen las Normas Básicas Internacionales de Seguridad [2], consiste en "velar porque la exposición del tejido normal durante las sesiones de radioterapia se reduzca al valor más bajo que pueda razonablemente alcanzarse y sea compatible con la administración de la dosis requerida al volumen blanco de planificación", lo cual es parte del objetivo del tratamiento mismo. Las medidas que se tomen para asegurar la calidad de un tratamiento de radioterapia proporcionan de forma implícita protección para el paciente y reducen la posibilidad de exposiciones accidentales. Por lo tanto, **la protección radiológica del paciente está integrada en la garantía de la calidad del tratamiento de radioterapia.** En este sentido el papel de los órganos reguladores debe consistir en velar porque en cada institución que brinde estos servicios se implemente un programa integral de garantía de calidad, mientras que el de la institución será elaborar y ejecutar dicho programa.

¹ En algunos países se usa la denominación tecnólogo, radiotécnico, técnico radiofísico, etc.

1.1. Requisitos mínimos en radioterapia

Hay un conjunto de requisitos mínimos que toda institución oncológica debe satisfacer para alcanzar un nivel aceptable de calidad. Mientras es cierto que cada institución debe tomar sus propias decisiones en términos de personal, equipo, procedimientos y políticas, hay unos requerimientos básicos por debajo de los cuales ninguna institución debería considerarse aceptable. Estos requisitos mínimos deben considerar la disponibilidad de instalaciones y equipos adecuados, incluyendo unidades de tratamiento y producción de imágenes, de equipos medidores de radiación, de sistemas de planificación de tratamiento, y niveles de personal profesional cualificado.

El diseño y la construcción de un centro de radioterapia debe basarse en el cumplimiento de regulaciones nacionales o internacionales para las licencias de emplazamiento y de operación de las instalaciones. Los detalles de diseño y construcción deberían preferentemente ser supervisados por un físico médico cualificado, familiarizado con las técnicas de tratamiento que se emplearán en el centro. Para el resto de los requisitos mínimos se dan a continuación líneas generales.

1.1.1. Personal

Toda institución oncológica, independiente de su tamaño, debe contar con los servicios de profesionales en los campos de Oncología Radioterapéutica, Física Médica y Técnicas de Radioterapia. Las responsabilidades, cualificaciones y preparación académica y clínica de los distintos profesionales se detallan en el Apéndice A. Es necesario que exista un proceso de actualización continua para todos los profesionales.

La cantidad de profesionales en cada especialidad y el número de horas de trabajo por semana debe estar relacionado con el volumen de pacientes tratados y las unidades de tratamiento disponibles, incluyendo la unidad de simulación o de producción de imágenes, y la sofisticación de los tratamientos. En distintas publicaciones se han sugerido criterios aproximados para establecer el número de profesionales necesarios en radioterapia, pero últimamente el criterio debe basarse en que todo el personal pueda cumplir sus obligaciones sin afectar negativamente los resultados del tratamiento del paciente.

Es preciso resaltar la gran importancia de la comunicación entre los distintos profesionales. Todo el personal debe ser entrenado adecuadamente cada vez que se inicie una nueva técnica o protocolo de tratamiento. También debe ser informado de cambios significativos en las características dosimétricas de los equipos como resultado de reparaciones o alteraciones, cambios de protocolos de calibración, o correcciones resultantes tras la detección de un error en cualquier procedimiento. Los cambios en las rutinas de procedimiento deben llevarse a cabo sólo cuando se hayan analizado todas las consecuencias del cambio, y todas las personas involucradas hayan sido informadas. Las instrucciones y la comunicación de información debe hacerse por escrito, especificando las decisiones tomadas, las personas responsables de llevar a cabo acciones relacionadas con el cambio y los detalles de las acciones a tomar.

1.1.2. Equipamiento

El equipo utilizado en radioterapia ha alcanzado en la actualidad niveles de desarrollo muy avanzados, aunque parece lógico suponer que no todos los avances están al alcance de numerosas instituciones en América Latina. Sin embargo, hay un conjunto de elementos que resultan necesarios, de manera ineludible, en cualquier institución:

Unidades de tratamiento adecuadas para el tipo de tratamientos ofrecidos por la institución, con un programa eficiente de mantenimiento y reparación. Estas unidades deben haber pasado por pruebas de aceptación, y haberse realizado en ellas todas las mediciones necesarias para su utilización clínica, proceso que denominamos aquí “puesta en servicio”.

- a) Sistema de localización y simulación².
- b) Sistema de planificación de tratamientos, con aceptación y puesta en servicio.
- c) Accesorios modificadores del haz (cuñas, bloques, etc.).
- d) Sistemas de colocación, alineamiento, inmovilización y protección del paciente.

² Si no se dispone de un simulador, deberá tenerse al menos fácil acceso a un equipo de radiodiagnóstico donde se puedan producir imágenes radiológicas con marcadores opacos para la señalización de zonas anatómicas o puntos de interés.

- e) Equipos de dosimetría absoluta (por ej., cámaras de ionización y electrómetro) y relativa (placas radiográficas, densitómetro, etc.) para la realización de controles de calidad.

Es importante señalar que el concepto de “puesta en servicio” se corresponde con el inglés *commissioning*, y es un proceso posterior al de “aceptación” de una máquina de terapia. En la aceptación se llevan a cabo mediciones para garantizar que las características de la máquina suministrada por el fabricante se corresponden verdaderamente con la unidad que se pretende comprar; se verifican entonces solamente unos pocos parámetros. Las mediciones de puesta en servicio son un proceso exhaustivo donde se obtienen los datos dosimétricos para todas las configuraciones posibles de tratamiento en la instalación, su introducción en el sistema manual o computarizado de planificación de tratamientos, la preparación de procedimientos operacionales, y el entrenamiento del personal en la operación del nuevo equipo y en el uso de los datos. Las mediciones de puesta en servicio constituyen el conjunto de medidas de referencia con las que se compararán los controles de calidad de cada equipo de radioterapia.

1.1.3. Programa de garantía de calidad

Cada institución debe tener medios para garantizar que la calidad del servicio de radioterapia que ofrece se mantiene dentro de límites admitidos internacionalmente, y que dispone de los mecanismos necesarios para corregir desviaciones que puedan ir en detrimento del paciente. Deben existir también mecanismos adecuados de retro-alimentación para que la experiencia adquirida pueda utilizarse tanto para corregir deficiencias como para mejorar distintos aspectos del proceso. Estos procesos constituyen la base de un programa de garantía de calidad en radioterapia.

La responsabilidad para el desarrollo de un programa de garantía de calidad en radioterapia descansa en la propia institución, y los administradores, jefes de servicios médicos y profesionales en las distintas áreas, comparten las responsabilidades de su ejecución.

Las Normas Básicas Internacionales de Seguridad [2] plantean como requisito para el otorgamiento de las licencias de explotación que los titulares registrados y titulares licenciados deberán establecer un amplio programa de garantía de calidad para las exposiciones médicas, que incluyan aspectos clínicos, físicos, técnicos y de seguridad. Así mismo se indican requisitos con respecto a la calibración y seguridad de las fuentes y equipos generadores de radiación utilizadas para las exposiciones médicas, cuyo cumplimiento deberán velar los titulares registrados y los titulares licenciados.

1.2. Elementos de un programa de garantía de calidad

La institución debe desarrollar un programa escrito de su sistema de garantía de calidad en radioterapia (manual de garantía de calidad). Este debe detallar los controles de calidad, incluyendo las pruebas, procedimientos, frecuencia de realización de las pruebas, criterios de acción, documentación requerida y la especificación detallada de las personas responsables de cada acción. El manual debe ser revisado periódicamente por el grupo responsable, y presentado a las autoridades del centro.

1.2.1. Apoyo institucional

La dirección de la institución oncológica debe proveer los medios suficientes, tanto estructurales como materiales, para mejorar la calidad del cuidado del paciente. Los procesos de garantía de calidad deben ser implementados en colaboración entre las diferentes disciplinas y la administración del hospital. Dentro del centro de radioterapia la coordinación entre administradores y oncólogos radioterapeutas, físicos médicos, técnicos en radioterapia, e ingenieros de mantenimiento es crucial. Las autoridades competentes deben tomar acciones explícitas tales como:

- a) Declarar su compromiso con los principios de la Garantía de Calidad y señalar un responsable de establecer las líneas generales de un programa de garantía de calidad. Se sugiere la creación de un Comité de Garantía de Calidad formado por profesionales de las distintas categorías (véase más adelante, Apéndice A).
- b) Asignar recursos de personal, equipamiento de medición, entrenamiento en el uso de equipos y en los detalles del programa de calidad, así como facilitar la disponibilidad de las unidades de tratamiento para realizar controles.

1.2.2. Equipo de garantía de calidad

Los componentes más importante del programa de garantía de calidad en radioterapia son el trabajo en equipo y el compromiso del Jefe Clínico de Radioterapia aceptando el programa. Debe establecerse un equipo de garantía de calidad integrado por oncólogos radioterapeutas, físicos médicos, técnicos en radioterapia, enfermeras y personal administrativo. Para cada miembro del equipo deben facilitarse descripciones por escrito de las responsabilidades y acciones a tomar cuando un resultado esta fuera de los límites de tolerancia, así como proporcionar entrenamiento adecuado para ejecutar las responsabilidades.

1.2.3. Auditoría del programa

Una auditoría de calidad es un análisis y evaluación sistemáticos del programa de Garantía de Calidad para determinar si las actividades y resultados del mismo satisfacen los objetivos con que se creó. Es importante resaltar que esta auditoría debe ser llevada a cabo por profesionales no pertenecientes a la institución, con la colaboración con el personal de la misma. La institución debería tener una actitud abierta ante la realización de auditorias, y los resultados de estas ser conocidos por el equipo de garantía de calidad.

Cuando se trate de verificar resultados de los procesos de medida y controles de calidad, deberán utilizarse instrumentos de medición y metodología independientes de aquellos que se usan en la institución. Detalles de un programa de auditoría externa se presentan en el capítulo 7.

1.2.4. Comité de garantía de calidad

Cuando en la institución se constituya un Comité de Garantía de Calidad (CGC), éste debería tener las atribuciones de un ente deliberador, responsabilidades asignadas, y poseer la autoridad y el apoyo para realizar sus funciones.

El CGC debe representar las diferentes disciplinas que participan en el proceso de radioterapia. Como mínimo debería tener un miembro de cada una de las áreas profesionales: oncología radioterapéutica, física medica y técnicos en radioterapia. Los miembros del Comité deberían ser designados por la autoridad superior de la institución, que también podría ser miembro del Comité. Se recomienda que éste tenga un número razonable de miembros para permitir fluidez en el proceso de deliberación y toma de decisiones.

El CGC debe designar los responsables de adaptar las recomendaciones de este documento y otros similares, a las condiciones propias de la institución, controlar el programa de garantía de calidad para asegurar que todas sus componentes se ejecutan y que sus resultados se documentan adecuadamente, y escribir políticas que aseguren la calidad del cuidado al paciente.

1.3. Errores e incertidumbres en radioterapia

El concepto de error se define como la desviación entre el valor numérico de una cantidad, tal como la dosis en un punto o la posición de ese punto, y su “valor verdadero”. Los errores pueden ser sistemáticos y aleatorios, según su procedencia, y son siempre difíciles de determinar porque requieren el conocimiento del “valor verdadero”. Sin embargo, cuando la determinación de errores en un entorno dado es posible, el valor numérico de la cantidad se corrige algebraicamente por el tamaño de los errores con sus signos correspondientes. En radioterapia los errores pueden originarse por ejemplo, por (i) errores humanos causados por ignorancia, falta de atención, mal entendido o juicio equivocado; (ii) errores instrumentales causados por fallos mecánicos, eléctricos o de “software”; (iii) errores aleatorios debido a causas desconocidas o a condiciones experimentales incontrolables en los procesos de planificación y ejecución del tratamiento; (iv) errores sistemáticos en el proceso, etc.

Cuando no es posible determinar la magnitud de un error se procede a estimar que un resultado está dentro de unos ciertos limites, o que se puede describir por una cierta distribución de probabilidad. Entonces se habla de la incertidumbre de un resultado, el cual no puede corregirse sino que esa falta de conocimiento es intrínseca al resultado y éste debe siempre darse acompañado de su incertidumbre. Las incertidumbres se clasifican en la actualidad según su modo de evaluación, y no según las posibles causas que las originan, en incertidumbres de tipo A (evaluadas por métodos estadísticos) y de tipo B (evaluadas por cualquier otro método), y todas se describen por desviaciones

estándar que se combinan en cuadratura (raíz cuadrada de la suma de los cuadrados) para determinar la incertidumbre estándar combinada de un resultado [3].

En su informe 24 sobre la determinación de la dosis absorbida en pacientes irradiados con haces de rayos X o gamma en procedimientos de radioterapia [4], la Comisión Internacional de Unidades y Medidas de la Radiación (ICRU) concluyó: “aunque es demasiado pronto para generalizar, la evidencia disponible para ciertos tipos de tumores señala la necesidad de una exactitud del $\pm 5\%$ en el suministro de la dosis a un volumen blanco si se persigue la erradicación del tumor primario”. El criterio de ICRU se dio en un contexto donde las incertidumbres se estimaron al nivel de intervalos de confianza del 95%, y por tanto corresponden aproximadamente a dos desviaciones estándar.

Se considera en la actualidad que una desviación estándar de $\pm 2.5\%$ en el suministro de dosis a un paciente es un criterio demasiado estricto, y probablemente el límite debería aumentarse, pero no existen recomendaciones definitivas en este sentido. Lo que la radiobiología y la radioterapia modernas han confirmado es la necesidad de suministrar dosis con alta exactitud, sobre todo cuando se aplican técnicas en las que se aumenta la dosis prescrita a niveles sin precedentes (“*dose escalation*” en radioterapia conformada). Además, las posibilidades actuales en radioterapia usando técnicas modernas de diagnóstico para la delimitación de volúmenes blanco y aceleradores avanzados para la irradiación de pacientes, solo pueden aprovecharse de una manera adecuada si hay un alto nivel de exactitud en la determinación de la dosis absorbida. Hay muchos pasos a lo largo del proceso de tratamiento que se relacionan con aspectos físicos, por ejemplo desde la calibración del haz clínico hasta el cálculo del tiempo de irradiación o de unidades de monitor, y todos los pasos incluyen errores e incertidumbres de mayor o menor grado. Si se piensa que hay otras posibles fuentes de error e incertidumbre en los aspectos puramente clínicos, y aún en los modelos radiobiológicos, se entiende que es necesario extremar las precauciones en cada paso y minimizar sus errores e incertidumbres, a fin de garantizar que la exactitud final del tratamiento sea aceptable.

1.4. Tolerancias y niveles de acción

Las tolerancias dadas en las tablas deben interpretarse de forma tal que si: (1) la medición del parámetro correspondiente excede el valor tabulado (por ejemplo, si el isocentro medido al rotar el brazo de un acelerador excede los 2 mm de diámetro); o (2) la variación porcentual del parámetro excede el valor nominal (para distinguir estos casos se emplea el término de ‘constancia’ del parámetro, como por ejemplo, en la dosis de referencia), debe tomarse alguna medida o acción correctiva. Por lo tanto, si las mediciones de CC se sitúan fuera de los niveles de tolerancia establecidos en las tablas, los parámetros deben ser ajustados hasta llevar el equipo a los valores aceptables, o sea, estas tolerancias funcionan como **niveles de acción**. No obstante si cierto parámetro satisface escasamente el nivel de tolerancia de forma sistemática, deberá realizarse alguna acción correctiva sobre éste.

Es importante notar que los niveles de tolerancia dados en este documento reflejan, hasta donde se ha podido determinar por el momento, los estándares de la práctica en la física de radioterapia en las últimas décadas y están expuestos a ser modificados en la medida que nuevas tecnologías sean introducidas en este campo. Por otra parte, los procedimientos experimentales para la realización de las pruebas debieran ser capaces de distinguir variaciones tales de los parámetros evaluados que sean menores a los niveles de tolerancia establecidos en cada caso.

Los valores de tolerancia que se han plasmado en las tablas de pruebas de GC para el equipamiento de Teleterapia (Tabla I, Tabla II, Tabla III, y Tabla IV) se han establecido con la intención de que su suma cuadrática permita alcanzar una incertidumbre dosimétrica total de $\pm 5\%$ y una incertidumbre espacial global de ± 5 mm (con una desviación estándar). Estas incertidumbres se considera que son aceptables clínicamente y técnicamente alcanzables. Es posible lograr mejoras adicionales, pero sólo a costa de innovaciones técnicas significativas y costos incrementados.

2. GARANTIA DE CALIDAD DE LOS EQUIPOS DE TELETERAPIA

2.1. Generalidades

La Garantía de Calidad de los equipos empleados en Teleterapia es en primer lugar una evaluación continua de sus características funcionales. Estas características influyen en última instancia en la exactitud geométrica y dosimétrica de las dosis aplicadas a los pacientes.

El comportamiento funcional de estos equipos puede variar abruptamente debido a desperfectos electrónicos, fallos de componentes o roturas mecánicas, o pueden cambiar lentamente debido al deterioro y envejecimiento de sus componentes. Por lo tanto, se destacan dos requerimientos esenciales: deben realizarse mediciones de CC periódicamente en todos los equipos, incluyendo a los controles de calidad de los propios instrumentos de medición; debe existir un monitoreo sistemático del mantenimiento preventivo y de las correcciones del comportamiento de los equipos de tratamiento y de medición.

El fin de estos procedimientos es garantizar que las características funcionales, definidas a partir de los parámetros físicos establecidos durante la puesta en servicio del equipamiento, no presenten discrepancias significativas.

Aunque el programa de GC del equipamiento en radioterapia es sobre todo un trabajo de grupo y las responsabilidades de ejecución de las distintas tareas debe ser dividida entre físicos médicos, dosimetristas, técnicos radioterapeutas e ingenieros electromédicos, se recomienda que la responsabilidad global de dicho programa sea asignada al físico médico.

El programa de GC debe basarse en una investigación general de los parámetros del estado de referencia definidos durante las pruebas de aceptación y puesta en servicio del equipamiento para su uso clínico. Los procedimientos y condiciones para dichas pruebas de aceptación se describen en diferentes publicaciones internacionales [5, 6, 7, 8, 9, 10]. Estos procedimientos deben llevarse a cabo con vistas a comprobar las especificaciones del fabricante, así como establecer los valores de funcionamiento en el estado de referencia del equipo nuevo, remozado o que ha sufrido una reparación capital. Una vez que se han establecido los estándares básicos, debe elaborarse un protocolo para la realización de las pruebas periódicas de GC con vistas a monitorear los valores funcionales de referencia.

En los siguientes epígrafes se muestran las tablas que resumen las pruebas mínimas que deben llevarse a cabo en un Programa de GC típico, incluyéndose la frecuencia y tolerancia recomendadas para las mismas. Se ha considerado que todas estas pruebas son importantes para asegurar que el equipo se encuentra apto para realizar tratamientos de elevada calidad y seguridad radiológica. Las técnicas experimentales y procedimientos prácticos para llevar a cabo estas pruebas pueden encontrarse en diversas publicaciones [11, 12, 13, 14, 15, 16, 17, 18, 19, 20]; en este documento se incluyen algunos apéndices con recomendaciones y orientaciones para la realización de estas, tratándose de utilizar instrumentación y técnicas de medición sencillas, rápidas y reproducibles.

2.2. Frecuencia de las pruebas

Las pruebas a realizar se clasifican con una frecuencia diaria, mensual y anual (en el caso de las unidades de ^{60}Co se recomienda que semanalmente se verifique la posición de la fuente, en lugar del control diario de la dosis de referencia para en caso de los aceleradores).

Las pruebas diarias incluyen aquellas que pudieran afectar seriamente la colocación del paciente y con ello la ubicación del campo de irradiación y los volúmenes blanco (telémetros, láseres, etc.); así mismo, las dosis al paciente (constancia del rendimiento absoluto o tasa de dosis absorbida de referencia, en el caso de aceleradores), y aspectos de seguridad. Estas pruebas deberán ser ejecutadas preferiblemente por el técnico radioterapeuta, registradas por éste en el libro de incidencias del equipo y revisadas diariamente por el físico médico.

Las pruebas mensuales pretenden verificar parámetros cuyas variaciones puedan llevar a efectos menores en el paciente o que tiene menor probabilidad de variación a lo largo del mes (por ejemplo, congruencia del campo de luz y radiación, homogeneidad y planitud del perfil del haz). Durante estas revisiones mensuales el físico deberá comprobar con mayor nivel de exactitud algunos de los aspectos verificados por el técnico radioterapeuta durante las pruebas diarias.

Las pruebas anuales incluyen la verificación de la constancia de parámetros determinados durante la puesta en servicio del equipo (PDD, TAR, factores campos y de cuñas, etc.), así como el chequeo más detallado de parámetros controlados mensualmente (por ejemplo, dependencia de la dosis de referencia de la posición del brazo, coincidencia del isocentro mecánico y radiante, etc.).

Las frecuencias de las pruebas reflejadas en las tablas pudiera aumentarse para algún parámetro en específico si este mostrara desviaciones significativas respecto a un valor de referencia. De igual forma si un control cuidadoso y extendido demostrase que un parámetro no cambia significativamente, pudiera reducirse la frecuencia de ejecución de la prueba correspondiente. Aunque es difícil de recomendar durante que periodo de tiempo debe monitorearse un parámetro antes de decidir reducir su frecuencia de chequeo (el caso opuesto es obvio), es prudente que los registros del proceso de GC deban ser establecidos durante un período apreciable del comportamiento del equipo (por ejemplo, un año o más) así como que se determine las posibles implicaciones clínicas de cualquier modificación en la frecuencia de chequeo.

2.3. Unidades de ^{60}Co

Las pruebas de GC a las unidades de ^{60}Co se resumen en la Tabla I. Las recomendaciones para la ejecución de las mismas pueden encontrarse en el Apéndice C.

2.4. Aceleradores lineales

El Programa de Garantía de calidad para aceleradores de uso médico requiere un número mayor de pruebas que en las unidades de ^{60}Co . Sumado a esto, las nuevas generaciones de máquinas, controladas por computadoras, necesitan verificaciones adicionales y específicas. Debido a que la filosofía de diseño varía con cada fabricante, resulta difícil recomendar un procedimiento general para establecer controles en este sentido, por lo que éstos deberían ser llevados a cabo siguiendo las especificaciones del fabricante. Los informes [21, 22], incluyen recomendaciones para este tipo de aceleradores.

En la Tabla II se listan las pruebas a realizar, junto con su frecuencia y tolerancia. En el Apéndice D se sugieren los procedimientos para la realización de las pruebas.

Para los aceleradores que permiten el movimiento independiente de las mandíbulas del colimador, debe realizarse el alineamiento mecánico de cada mandíbula independientemente.

Algunos aceleradores incluyen cuñas dinámicas, colimadores de multihojas, sistemas para imágenes, etc. El Programa de GC para estos aceleradores deberá incluir el control periódico de estas posibilidades, verificando en cada caso que las características de referencias se conserven.

2.5. Técnicas especiales en teleterapia

Hay un cierto número de técnicas especiales que se emplean en teleterapia, tales como irradiación corporal total, de medio cuerpo, radiocirugía estereotáxica, radioterapia intraoperatoria, terapia con electrones de cuerpo entero, terapia rotacional con electrones, etc., que requieren el establecimiento de un programa particular de GC. Para mayores detalles se deben consultar protocolos para la aplicación de cada técnica particular.

2.6. Simuladores de tratamiento

Los simuladores se diseñan para reproducir las condiciones geométricas de los equipos de Teleterapia, por lo tanto, deberían estar sujetos a los mismos requerimientos mecánicos que los equipos de telecobalto y aceleradores. Adicionalmente los simuladores deben ser controlados en relación a la calidad de la imagen que proporcionan. En la Tabla III están listadas las pruebas a realizar, con su frecuencia y tolerancias. En el Apéndice E se sugieren los procedimientos para la realización de estas pruebas.

2.7. Equipos de rayos X de baja y media energía (Roentgenterapia)

La Tabla IV resume un listado de las pruebas de control de calidad para equipos de radioterapia con rayos X de baja y media energía (10-300 kV). Como en las tablas anteriores, se incluyen las tolerancias de cada prueba. En el Apéndice F de este documento, se describen los procedimientos para la ejecución de dichas pruebas. Estas pueden ser tomadas como guía para la confección del libro de controles de calidad del equipo.

3. GARANTIA DE CALIDAD EN LA PLANIFICACION Y ADMINISTRACIÓN DEL TRATAMIENTO EN TELETERAPIA

3.1. Sistemas computarizados de planificación

La planificación computarizada es un componente fundamental dentro del proceso de tratamiento puesto que con estos sistemas se diseñan y calculan una parte significativa de los tratamientos de pacientes. Los sistemas computarizados de planificación cubren un amplio rango de aplicaciones. Por la variedad y grado de complejidad de estos sistemas, durante su puesta en servicio y GC se deben tener en cuenta un gran número de consideraciones. Los sistemas de planificación de radioterapia externa incluyen: el cálculo de las distribuciones relativas de dosis para cada equipo, energía y modalidad de tratamiento; la suma de las dosis relativas provenientes de los diferentes haces; el cálculo de las unidades del monitor (tiempo) para una determinada dosis prescrita, siempre y cuando hayan sido introducidos correctamente los datos de calibración en el sistema de planificación; los datos de salida, que deben ser claros y precisos e incluir la distribución de isodosis en forma gráfica.

Se recomienda que los sistemas de planificación pasen por un riguroso proceso de control que incluya pruebas de aceptación y puesta en servicio y que se establezca e implemente un programa de GC de los mismos. Los sistemas de planificación de tratamientos deben ser comprobados con parámetros típicos empleados en la clínica y con una periodicidad dada. Las recomendaciones generales para estos sistemas aparecen el ICRU 42 [23] y con más detalle en una reciente publicación sobre pruebas de aceptación y GC de sistemas computarizados de planificación [24].

De gran importancia resulta la entrada de los datos de los haces de radiación al sistema de planificación, debiendo establecerse mecanismos redundantes de verificación de este proceso.

En la Tabla V se resumen las principales pruebas que deben efectuarse a los sistemas computarizados de planificación, mientras que en el Apéndice G se detallan los procedimientos para la realización de las mismas.

3.2. Proceso de planificación del tratamiento

El proceso de planificación del tratamiento comienza con la adquisición de los datos del paciente y continúa a través de la planificación, la implementación del plan y la verificación del tratamiento. En este proceso es sumamente importante la interacción entre el físico médico, el dosimetrista y el oncólogo radioterapeuta, e incluye el uso de programas de computación así como de computadoras y otros periféricos para la planificación gráfica del tratamiento.

Existen tres etapas distintas en la planificación de un tratamiento, cada una de las cuales debe tener su procedimiento de garantía de calidad:

- (1) *La planificación no gráfica*, empleada fundamentalmente en campos simples y en campos opuestos paralelos. En este caso se calculan las unidades monitoras (tiempo) para aplicar la dosis prescrita a un punto en el eje central, empleando generalmente los PDD en eje central, los TPR o los TMR, así como las tablas de tasa de dosis del haz. El tamaño y forma del campo, que define el volumen de tratamiento, se determina a partir de placas radiográficas realizadas durante la simulación.
- (2) *La planificación con representación gráfica* es empleada en gran número de pacientes. En este método el volumen de tratamiento se define a partir de los cortes de la Tomografía Computarizada (TAC) o a partir de placas ortogonales de simulación. El contorno del paciente se obtiene mediante el uso de implementos mecánicos (por ejemplo cintas de plomo, contornímetros, simulador de tratamiento) o con el empleo de la TAC. El diseño del arreglo de campos y el cálculo de las distribuciones de dosis se realiza utilizando un sistema de planificación computarizado; el tamaño de los campos se decide como en el proceso (1). Posteriormente el oncólogo radioterapeuta prescribe la dosis en un punto o en un volumen.
- (3) *La planificación de tratamientos en 3D* se diferencia de las arriba mencionadas en que el volumen blanco, los volúmenes de tejido normal y las superficies de los contornos son obtenidas directamente de la TAC. Es muy significativo el hecho de que además del diseño de los campos (angulaciones), el tamaño y forma de éstos se define a partir de la Proyección Visual del Haz (PVH), en lugar de emplear las radiografías de simulación.

Más aún, los sistemas 3D son capaces de producir radiografías por reconstrucción digital de los datos de la TAC. Es posible prescribir la dosis en un punto, en una curva de isodosis, una superficie de isodosis o un nivel de dosis en un histograma de dosis-volumen (HDV).

El proceso es representado esquemáticamente en la Tabla VI y se describe en el Apéndice G.

3.2.1. GC de la planificación e implementación del tratamiento de cada paciente

En la Tabla VII aparece un resumen de las recomendaciones para la GC de la planificación e implementación del tratamiento de cada paciente.

4. GARANTÍA DE CALIDAD DE EQUIPOS Y FUENTES DE BRAQUITERAPIA

La variabilidad de los equipos y fuentes utilizados en braquiterapia, así como los distintos estándares de práctica clínica en esta especialidad, eliminan la posibilidad de establecer un protocolo único de GC. Por ello es necesario que cada físico médico, basado en su entorno clínico, desarrolle su propio programa de GC para el equipamiento y fuentes de braquiterapia con que cuente. Aquí se presentan recomendaciones generales para estos equipos.

4.1. Descripción de las fuentes

El presente documento solo incluye recomendaciones para braquiterapia con fuentes selladas. Las características de una fuente sellada (encapsulada) dependen fuertemente de la distribución de la actividad dentro de la fuente y de los detalles del encapsulamiento de la misma. Por ello, es fundamental que el usuario se preocupe de obtener del fabricante la información que se detalla en la Tabla VIII, así como que evalúe las posibles implicaciones de estas características en la dosimetría clínica.

4.2. Calibración de las fuentes

Aunque los suministradores comerciales de fuentes de braquiterapia ofrecen siempre una medida de la intensidad de las mismas, no se debe confiar solamente en este valor para la realización de los cálculos de dosis en los pacientes. Cada institución que cuente con un servicio de braquiterapia debe poseer la capacidad de verificar independientemente la intensidad de las fuentes que posea. En el Apéndice H.2 se muestra una guía más detallada de procedimientos para la calibración de fuentes de braquiterapia en las condiciones de la institución.

Se recomienda emplear como magnitud para especificar la emisión radiante de la fuente la “*Intensidad de Kerma en Aire*” definida como el producto de la tasa de Kerma en aire en el seno de aire por el cuadrado de la distancia medida desde el punto de calibración hasta el centro de la fuente, tomada sobre el bisector perpendicular al eje longitudinal de ésta; sus unidades SI pueden ser $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2\cdot\text{h}^{-1}$ ó $\text{cGy cm}^2 \text{ h}^{-1}$. En el ICRU-38 [25] se recomienda una magnitud similar a la anterior, definida como “*Tasa de Kerma en Aire de Referencia*”; en este caso las unidades SI deben ser $\mu\text{Gy}\cdot\text{h}^{-1}$ a 1m, ya que esta última magnitud es definida específicamente a un metro de la fuente, mientras que la *Intensidad de Kerma en Aire* puede ser determinada a una distancia donde la fuente pueda ser considerada puntual.

4.3. Aplicadores de braquiterapia

Al recibir un aplicador de braquiterapia debe verificarse que la posición de la/las fuentes dentro de éste corresponde con la prevista por el fabricante, así como que cualquier accesorio o pieza destinada a atenuar o modificar la radiación no presente corrimiento o imperfecciones. En la tabla Tabla IX se muestran las principales pruebas de GC que deben realizarse a los aplicadores de braquiterapia.

4.4. Inventario de las fuentes

Tanto las fuentes de $T_{1/2}$ largo como las de corta vida requieren de un inventario actualizado y un archivo o libro permanente sobre su empleo. Debido a que la información a almacenar y los procedimientos de inventario difieren según el tipo de fuente, éstas deben analizarse por separado, como se muestra en el Apéndice H.5.

4.5. Equipos de carga remota automática (remote afterloading)

Los sistemas de carga remota pueden estar constituidos por instalaciones convencionales de Baja Tasa de Dosis (LDR) o de Alta Tasa de Dosis (HDR). Aunque existen publicaciones detalladas sobre este tipo de equipamiento [26], debido a su importancia en el presente documento se incluyen los principales aspectos de la GC de equipos de carga remota automática. En la Tabla X se muestran las principales pruebas de GC a realizar en estas instalaciones.

4.5.1. Calibración

La intensidad de las fuentes de Baja Tasa para equipos de carga remota puede determinarse de la misma forma que se describió en el epígrafe 4.2. Para equipos con varias fuentes, debe determinarse la intensidad de cada una de ellas, para asegurarse que todas se encuentran dentro de un intervalo aceptable respecto a la media. En el caso de equipos de Alta Tasa, el empleo de cámaras de pozo puede presentar limitaciones debido a las posibles pérdidas por baja eficiencia de colección de cargas (elevada fracción de recombinaciones); no obstante, ya existen en el mercado algunos modelos de este tipo de cámaras especialmente diseñadas para la calibración y verificación de fuentes de braquiterapia de Alta Tasa. La exactitud y precisión de la calibración empleando cámaras tipo dedal también presenta limitaciones, que incluyen los efectos de radiación dispersada en el local y los soportes, así como el punto efectivo de medida de la cámara (ver Apéndice H).

4.5.2. Verificación de la posición de la fuente

La verificación de la correcta ubicación de las fuentes puede lograrse mediante autoradiografías acompañadas de marcas externas, como pinchar la película radiográfica con una aguja. La variación de la densidad óptica relativa de la película puede ser útil para distinguir cualitativamente la ubicación de diferentes fuentes. Es recomendable establecer una configuración típica usando todas las fuentes del equipo, con vistas a realizar autoradiografías periódicas que simultáneamente permitan la ubicación e inventario de las fuentes.

4.5.3. Efectos del tránsito de las fuentes

Al igual que en las unidades de ^{60}Co , en los equipos de carga remota automática es necesario considerar el efecto en la dosis impartida durante el movimiento de la fuente desde el contenedor hasta el aplicador y viceversa. Este efecto puede ser significativo en equipos de HDR o de tasa de dosis pulsada (PDR), donde los tiempos prefijados en el temporizador del equipo suelen ser relativamente cortos. La estimación de este efecto puede ser realizada de forma similar a como se describe en el epígrafe C.3.1 para las unidades de telecobalto. En el epígrafe H.2.4 se describe un procedimiento más específico para los equipos de carga remota [27].

5. GARANTIA DE CALIDAD EN LA PLANIFICACION Y ADMINISTRACIÓN DEL TRATAMIENTO EN BRAQUITERAPIA

La implementación de un plan de tratamiento con braquiterapia es en general más compleja que con haces externos, particularmente en braquiterapia intersticial y en menor medida en intracavitaria, intraluminal y terapia de contacto. Adicionalmente, las dificultades para determinar la ubicación de las fuentes y la presencia de elevados gradientes de dosis hacen que el cálculo de las distribuciones de dosis y la especificación de la misma (ya sea en un punto o volumen) sea menos preciso que en teleterapia. Por estas y otras razones, los procedimientos de GC en braquiterapia son menos rigurosos que en la teleterapia convencional.

En la práctica de la braquiterapia, a excepción de tratamientos con terapia de contacto y otros moldes con geometrías fijas, la ejecución del tratamiento puede diferir significativamente de lo

planificado. Por lo tanto, muchas veces es necesario realizar dos cálculos: el cálculo para determinar la distribución e intensidad de las fuentes y los cálculos de verificación para determinar los tiempos de tratamiento a partir de la distribución real de las fuentes.

Administrar un tratamiento de braquiterapia con precisión significa que las fuentes planificadas fueron colocadas en las posiciones deseadas y en el aplicador correcto, que permanecen en éste el tiempo requerido y que depositan de forma precisa las dosis prescritas por el oncólogo radioterapeuta. Con respecto al diseño del implante y a su evaluación, significa que el plan resultará en una distribución espacial y temporal de dosis consistente con los objetivos del tratamiento.

Un Programa de GC en braquiterapia debe por lo tanto estar dirigido a tres procesos básicos:

- *el proceso de inserción del aplicador:* éste es mayormente responsabilidad del oncólogo radioterapeuta; en términos de GC física, significa que se utilizó el dispositivo correcto, que se documentó, que se realizó la operación correcta y que el aplicador, las fuentes y el volumen blanco están en correlación correcta.
- *el proceso de diseño y evaluación:* este proceso comienza con la selección del aplicador y el diseño del implante. Luego de la ejecución del implante, se continúa con la prescripción del tratamiento, la adquisición de las imágenes del implante, la definición del volumen blanco, el cálculo de las distribuciones de dosis, su optimización, la determinación de los tiempos y/o la determinación de las posiciones estacionarias de las fuentes. En términos de GC física esto significa que los algoritmos del sistema de planificación (manual o computarizado) funcionan correctamente, que el volumen blanco de las imágenes radiográficas es consistente con otros datos relativos a la localización del tumor y que los pasos de optimización son apropiados.
- *el proceso de administración del tratamiento:* en el caso de braquiterapia manual éste incluye la selección, preparación e inserción de las fuentes así como el retiro de éstas en el momento indicado. En el caso de equipos de carga remota automática, este proceso incluye el ingreso de los datos al sistema de aplicación, la conexión del equipo al paciente y la administración de la irradiación. Los aspectos de GC físicos consisten en: los procedimientos para validar los datos ingresados, los procedimientos para manejar situaciones de averías de los aparatos y emergencias, así como la documentación del tratamiento.

Requerimientos de exactitud en braquiterapia.

Espacial: Se refiere a que las fuentes se ubiquen en la posición correcta (definida directa o indirectamente por el oncólogo radioterapeuta) donde se planificaron. En la mayoría de los casos se considera que es alcanzable una exactitud de ± 2 mm en relación al aplicador.

Temporal: Se refiere a que el tiempo que la fuente permanece en la posición prevista se corresponde con lo planificado. Para sistemas manuales esto significa que las fuentes se retiren cuando el tratamiento se complete. En los equipos de carga remota automática el temporizador debe garantizar una exactitud de $\pm 2\%$ del tiempo programado. El efecto del tránsito de la fuente debe medirse y calcular la dosis adicional que se entrega durante ese tiempo.

Administración de la dosis prescrita: Como se vio antes, en teleterapia se acepta un nivel de incertidumbre en la administración de la dosis prescrita de 5%. Para braquiterapia se ha descrito que es posible lograr incertidumbres del orden de 5-10%, a distancias de 1-5 cm de las fuentes [33].

5.1. Sistemas computarizados de planificación

Un sistema de planificación en braquiterapia normalmente tiene los siguientes componentes que necesitarán ser incluidos en un programa de GC:

- a) Un método de reconstruir la geometría tridimensional del implante. Esto normalmente consiste de una digitalizador, un algoritmo que calcula la posición de las fuentes a partir de proyecciones ortogonales, imágenes estéreo, etc.
- b) Un sistema gráfico para visualizar las fuentes implantadas en el paciente. Generalmente estos sistemas deben permitir la visualización del implante en un plano orientado arbitrariamente en el espacio.
- c) Un criterio de especificación del tipo e intensidad de las fuentes, así como del tiempo de tratamiento de cada fuente visualizada.
- d) Un algoritmo para calcular la distribución de dosis a partir de los datos y parámetros asignados antes.

- e) Métodos de evaluar, representar y optimizar la distribución de dosis.
- f) Un sistema que permita la impresión de curvas de isodosis y otros datos asociados con la documentación del plan. Los sistemas de Alta Tasa a menudo comunican automáticamente los datos al sistema de colocación de fuentes para administrar el tratamiento.

Algoritmos de cálculo de dosis.

Como se dijo antes, es recomendable que para especificar la intensidad de las fuentes de braquiterapia se emplee la magnitud *Intensidad de Kerma en Aire*, no obstante, muchos de los sistemas de planificación existentes emplean magnitudes antiguas, como “miligramos de Ra-equivalentes” o “actividad aparente” (ver Apéndice H.2.1). Es por ello fundamental comprender lo asumido por el programa en este sentido, con vistas a realizar la conversiones de unidades requeridas. Debe verificarse que el algoritmo de cálculo convierte el valor de calibración de la fuente en una adecuada distribución de dosis alrededor de ésta, no sólo sobre el bisector perpendicular, sino que corrige también por la anisotropía a lo largo del eje de la fuente.

Verificación de los cálculos de dosis en el paciente.

Al igual que en teleterapia, todos los cálculos de dosis en pacientes deben ser revisados para verificar que no se cometen errores graves. Se recomienda que estas revisiones se realicen antes de colocar las fuentes o al inicio del tratamiento (en el caso de implantes con fuentes de Baja Tasa), de manera que cualquier error pueda ser corregido antes de que el tratamiento se complete. Se debería, como mínimo, llevar a cabo un cálculo comprobatorio independiente en al menos un punto crítico o representativo (por ejemplo, punto A en implantes ginecológicos, punto de Dosis Basal, etc). Se recomienda que las discrepancias entre la comprobación independiente y el cálculo de dosis de rutina no supere un 15% [32]. Es importante verificar si el sistema de planificación corrige por el decaimiento de la actividad de las fuentes.

En la Tabla XI se listan las pruebas de GC que deben realizarse a los Sistemas de Planificación de Braquiterapia.

5.2. Localización de las fuentes

Posiblemente a excepción de algunos moldes de terapia de contacto en ojos y otras superficies, la posición de todos los implantes intracavitarios, intersticiales e intraluminales requiere una verificación mediante radiografías convencionales, fluoroscopia, TAC o ultrasonido.

El físico médico y/o el dosimetrista deben estar presentes durante la localización del implante, con vistas a asegurar que se mantenga la geometría adecuada para su adquisición (por ejemplo, que las placas de localización sean ortogonales, si es el caso), que las marcas fiduciales y los anillos de magnificación estén ubicados correctamente y se aprecian en la imagen, que el paciente no se mueve durante la toma de imágenes, así como que la calidad de la imagen sea adecuada para la localización precisa de las fuentes (simuladores).

Entre las técnicas más convencionales para la localización de fuentes y aplicadores se cuenta con las placas ortogonales y placas desplazadas. También se está comenzando a emplear la TAC para las reconstrucciones tridimensionales.

5.3. Administración del tratamiento

Se deben considerar también los aspectos de GC para asegurar la administración del tratamiento de braquiterapia según lo planificado. Un aspecto de esta GC es documentar los parámetros físicos que especifican cómo debe cargarse el implante (intensidad de las fuentes, aplicadores, prescripción, duración del implante, etc.). Por otra parte, deben establecerse vías de comunicación claras y sin ambigüedades entre las distintas partes que participan en el implante (por ejemplo, la descripción del implante tal y como se llevó a cabo en la sala de aplicación debe comunicársele al equipo de planificación). Generalmente el físico médico es quien brinda la continuidad necesaria para asegurar que todos los pasos se ejecuten adecuadamente.

En la Tabla XII se enumeran los principales pasos en la ejecución de un tratamiento de braquiterapia, algunos de los cuales requieren muchas veces la presencia del físico médico en la sala de operaciones para su verificación.

6. GARANTIA DE CALIDAD DE LOS INSTRUMENTOS DE MEDIDA

La GC de los instrumentos de medida reviste tanta importancia como la de los equipos de tratamiento en sí, por lo que debe formar parte del programa de GC integral.

6.1. Equipos de medición para haces de fotones y electrones

Las pruebas de GC de estos equipos se resumen en la Tabla XIII. Una explicación más detallada sobre los procedimientos para la ejecución de estas pruebas se puede encontrar en el Apéndice I.

Los sistemas basados en cámaras de ionización continúan siendo los preferidos para la realización de las calibraciones dosimétricas de estos haces; generalmente son clasificados, según sus características y funciones, de la forma siguiente:

- *Referencia Local*

Debe ser un sistema dosimétrico formado por un electrómetro y una cámara de ionización (preferiblemente tipo Farmer con pared de grafito), calibrada directamente en un Laboratorio Estándar de Dosimetría.

Este instrumento será el que se reservara para la calibración del haz (aplicando un Protocolo de Dosimetría), así como para la calibración de instrumentos de campo.

- *Instrumento de Campo*

Es un sistema dosimétrico igual que el anterior, aunque se suele preferir una cámara de ionización tipo Farmer con pared de plástico, por ser más resistente. Se emplea para todas las mediciones que no sean de rendimiento absoluto (factores de campo, de filtros en cuñas, bandejas, mediciones de perfiles, chequeo de constancia de otros parámetros dosimétricos, etc.)

- *Redundancia*

Se recomienda en todos los casos establecer un sistema redundante de comprobación de los instrumentos dosimétricos, con vistas a asegurar que éstos mantienen sus factores de calibración.

En el caso de Teleterapia el sistema redundante suele establecerse mediante la comparación de la respuesta del instrumento de medición con una fuente de referencia de $T_{1/2}$ largo (por ejemplo, ^{90}Sr). En caso de no existir una fuente de referencia, es fundamental disponer de al menos dos sistemas dosimétricos independientes. Una máquina de ^{60}Co pudiera emplearse para suplir la ausencia de una fuente de referencia de ^{90}Sr en el sistema redundante, preferiblemente si dicha máquina no se está usando para el tratamiento de pacientes.

Estos sistemas deben intercompararse al menos trimestralmente. El método de redundancia basado en la disposición de dos sistemas dosimétricos independientes brinda mayor fiabilidad que el basado en una fuente de referencia, de manera que será siempre aconsejable establecer intercomparaciones sistemáticas empleando sistemas dosimétricos de otras instituciones. También puede servir como redundancia la participación en un servicio de intercomparación por TLD.

6.2. Calibradores de fuentes de braquiterapia

6.2.1. Aspectos generales

En principio, la intensidad de la fuente puede medirse con una gran variedad de detectores, entre ellos, los preferidos son las cámaras de ionización de pozo o de tipo re-entrante; además, para las fuentes de Alta Tasa pueden emplearse cámara tipo “dedal” como las usadas para la calibración de haces externos (por ejemplo, tipo Farmer). Existen reportes sobre el empleo de este último tipo de cámara para la calibración de fuentes de baja a mediana tasa de dosis [28, 29, 30, 31].

El físico médico de la institución debe identificar el sistema dosimétrico que se empleará para la calibración de las fuentes de braquiterapia. Las pruebas de GC que deben efectuarse al calibrador de fuentes se resumen en la Tabla XIV y los procedimientos para la realización de las mismas se muestran en el Apéndice I.2.

7. AUDITORIAS DE CALIDAD

Como se indicó en el epígrafe 1.2.3, una auditoría de calidad es una evaluación que determina que algunas o todas las componentes de un programa de GC estén funcionando de manera aceptable. En el contexto de este documento, las auditorías se refieren a las medidas que permitan verificar lo adecuado de los datos que la institución utiliza en la determinación de dosis a pacientes, aunque pueden extenderse hasta verificaciones de procedimientos clínicos, de planificación, etc.

Las auditorías pueden ser hechas de manera interna por personas de la institución o bien externas por personas de otras organizaciones. **En todo caso las auditorías de calidad deben ser hechas por personas diferentes a las que son auditadas.**

El personal que realice las auditorías debe tener las mismas cualificaciones profesionales que un físico médico de experiencia clínica. Deben realizarse de común acuerdo con el responsable del Programa de GC que va a auditarse, coordinando un organigrama de trabajo que no perjudique el normal funcionamiento de la institución.

Una auditoría no debe entenderse como una toma exhaustiva de datos, sino más bien comprensiva, que cubra los aspectos más relevantes del Programa de GC. La auditoría no debe ofrecer la toma de medidas o datos que la institución no posea; en todo caso debe sugerir que proceda a dicha toma.

Los resultados de una auditoría deben presentarse en un informe escrito que contenga las medidas realizadas, los métodos de cálculo, los resultados, su comparación con los datos proporcionados por la institución, los criterios de aceptabilidad, y recomendaciones para corregir errores inaceptables. El documento debe ser presentado al físico y al responsable del Programa de GC.

Los resultados de una auditoría deben ser confidenciales. Asimismo debe evitarse que una auditoría tenga carácter sancionador o punitivo. Cuando se encuentren discrepancias es posible que la auditoría se extienda un tiempo mayor del previsto, para asegurarse que no es un error generalizado, haciendo que la institución comprenda las causas, las corrija y tome las medidas necesarias para que no se repitan. En los casos donde la magnitud de los errores que se encuentren sean tales que puedan clasificarse como de mala administración, debe recomendarse a la institución que informe sobre los resultados a los organismos correspondientes.

7.1. Tipos de auditorías de calidad

La auditoría puede ser realizada utilizando diferentes mecanismos: intercomparaciones postales, intercomparaciones con cámaras de ionización, visitas a los centros de radioterapia, etc. Cada uno de ellos permitirá revisar diferentes parámetros del Programa de GC. Dependiendo del objetivo particular el método más eficiente será seguramente una combinación de ellos.

Recientemente en algunos países se están organizando grupos auditores externos donde personal de distintas instituciones (LSCD, Hospital de referencia, etc.) se agrupan para llevar a cabo auditorías nacionales de alguno de los tipos descritos más adelante.

7.1.1. Auditoría postal con dosímetros termoluminiscentes

Estas auditorías son generalmente organizadas por los LSCD y/o por el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA). Permiten hacer una determinación independiente, y con un sistema dosimétrico diferente al usado para la calibración del equipo.

En una primera etapa se compara la dosis absorbida en condiciones de referencia obtenida al aplicar un protocolo de dosimetría. De esta determinación es posible detectar errores en: el factor de calibración de los equipos de dosimetría, en la determinación de las distancias, en los procedimientos para los cálculos de tiempo o unidades de monitor, en la aplicación del Código de Práctica (Protocolo) para la determinación de dosis absorbida, etc. La discrepancia entre la dosis administrada por el participante y la medida por el equipo auditor debería ser menor del $\pm 5\%$. Estar dentro de este porcentaje es un resultado satisfactorio, pero debe tenerse en cuenta que sólo se está comparando la dosis en condiciones de referencia.

En etapas posteriores, pueden compararse dosis absorbidas en otras condiciones: diferentes tamaños de campo, profundidades, etc. Esto permitirá corroborar algunos factores de campo, porcentajes de dosis en profundidad, energía del haz, etc., usados en los procedimientos clínicos.

Pueden utilizarse también dosímetros termoluminiscentes insertados en un maniquí diseñado de tal forma que permita comparar dosis en algunos puntos de una distribución dosimétrica obtenida por una combinación de haces, en los cuales puede haber modificadores interpuestos. De esta forma podrán revisarse, además, algunos aspectos del sistema de planificación usado.

Los procedimientos deben ser llevados a cabo paso a paso, es decir, debe comenzarse con la comparación de la dosis absorbida en condiciones de referencia para luego continuar con las siguientes etapas.

Las intercomparaciones deberían realizarse como mínimo una vez al año, para cada equipo y cada energía disponible.

7.1.2. Intercomparaciones con cámaras de ionización

Para realizar estas comparaciones, físicos de diferentes Instituciones, concurren a algún centro de radioterapia determinado, transportando su propio instrumental (cámara de ionización y electrómetro), a los efectos de hacer determinaciones dosimétricas bajo distintas condiciones. Con este mecanismo podrán revisarse distintos aspectos dosimétricos tales como los criterios acerca de la determinación de dosis absorbida, comparación de procedimientos, revisión de factores de cámara, actualización de factores que intervienen en estas determinaciones, y otros que dependerán del objetivo particular de cada jornada.

Estas reuniones deberán llevarse a cabo una vez al año, y es necesario enviar previamente a cada participante una guía de procedimientos.

Las Sociedades de Física Médica de cada país pueden organizar este tipo de intercomparaciones, y en el caso que no exista tal organización, simplemente puede hacerse con el consenso de los físicos de la región, eligiendo cada año un Centro diferente para realizar la reunión.

7.1.3. Visitas auditoras a centros de radioterapia

Las auditorías llevadas a cabo mediante la visita a los centros de radioterapia, son el método más completo puesto que permite una revisión general de un gran número de aspectos del Programa de Garantía de Calidad, de manera directa y en presencia del físico responsable de llevar a cabo el programa de GC. Sin embargo, es el más laborioso y costoso, en particular para países extensos.

Las pruebas que deberían realizarse en los equipos son similares a las que se describen en este Programa de GC, seleccionándose aquellas de mayor relevancia.

El primer paso en todo caso será corroborar la existencia en la Institución de un Programa de GC, y analizar su contenido.

En el Apéndice J se presenta una propuesta de esquema general de una visita de auditoría.

TABLA I. PRUEBAS DE GARANTIA DE CALIDAD DE LAS UNIDADES DE ^{60}Co
(Adaptada de AAPM TG-40 [32])

FRECUENCIA	PRUEBA	TOLERANCIA
Diario	<i>Seguridad:</i>	
	Indicador de la posición de la fuente	
	Consola	Funcionando
	Equipo	Funcionando
	Puerta	Funcionando
	Monitor (alarma) de radiaciones	Funcionando
	Sistemas de visualización	Funcionando
	Sistemas de parada de emergencia	Funcionando
	Sistema de retorno manual de la fuente	Disponible
	<i>Temporizador:</i>	
	Reproducibilidad	1%
	<i>Mecánicos:</i>	
	Láseres	2 mm
Telémetro	2 mm a DFI	
Tamaño de campo (10 × 10 cm)	2 mm	
Centrado del retículo	2 mm diámetro	
Semanal	Verificación de la posición de la fuente	3 mm
Mensual	<i>Seguridad:</i>	
	Verificación de enclavamientos y códigos de accesorios (cuñas, bandejas, etc.)	Funcionando
	Pulsadores de corte de energía eléctrica	Funcionando
	Verificar topes de camilla	Funcionando
	Campos permitidos para cuñas	Funcionando y coincidente con la indicación del fabricante
	<i>Mecánicos:</i>	
	Indicadores angulares del brazo	1 grado
	Indicadores angulares del colimador	1 grado
	Telémetro	3 mm en el rango de uso
	Centrado del retículo	2 mm de diámetro
	Simetría, paralelismo y ortogonalidad de campo luminoso	2 mm
	Verticalidad del eje luminoso	2 mm
	Indicadores de Tamaño de campos	2 mm
	Isocentro Mecánico	2 mm de diámetro
	Horizontalidad de la camilla	2 mm en el rango de uso
	Coincidencia de campos de luz-radiación	3 mm
	Posición de cuña	2 mm (ó 2% en el factor de transmisión)
	Posición de bandeja	2 mm
	Traba de cuñas y bandejas	Funcionando
	Escalas de la camilla	2 mm/1°
	Intensidad del campo de luz	Funcionando
	Posición efectiva (virtual) de la fuente	3 mm
	<i>Dosimétricos:</i>	
	Constancia de la Dosis de Referencia	2%
	Constancia de Planitud y Simetría	2% ^a

TABLA I. (cont.)

FRECUENCIA	PRUEBA	TOLERANCIA
Anual	<i>Seguridad:</i>	
	Comprobación de todos los enclavamientos (según especificaciones del fabricante)	Funcionando
	Radiación de fuga y contaminación:	
	Tasa de Kerma en aire a 5 cm de la fuente	200 μ Gy/h (20 mR/h)
	Tasa de Kerma en aire a 1 m de la fuente	20 μ Gy/h (2 mR/h)
	Contaminación del colimador	18.5 Bq
	<i>Mecánicos:</i>	
	Isocentro de rotación del colimador	2 mm de diámetro
	Isocentro de rotación del brazo	2 mm de diámetro
	Isocentro de rotación de la camilla	2 mm de diámetro
	Coincidencia de los ejes del colimador, brazo y camilla con el isocentro	2 mm de diámetro
	Desplazamiento vertical de la camilla	2 mm
	<i>Dosimétricos:</i>	
	Constancia de la Dosis de Referencia	2%
	Reproducibilidad de la Dosis de Referencia	1%
	Coincidencia de isocentro mecánico y de radiación	2 mm
	Constancia de factores de campo	2%
	Constancia de los factores de transmisión de todos los accesorios	2%
	Constancia de los factores de transmisión de las cuñas	2%
	Temporizador:	
	Reproducibilidad	0.5%
	Linealidad	1%
	Corrección por tiempo efectivo de irradiación	2 seg. (ó 2%)
	Constancia de la Dosis de Referencia con la angulación del brazo	2%
	Uniformidad del haz con el giro del brazo	3%
	Modo Rotacional (segun especificaciones)	Funcionando

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

TABLA II. PRUEBAS DE GARANTIA DE CALIDAD DE ACELERADORES (Adaptada de AAPM TG-40 [32])

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

TABLA II. (cont.)

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

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

TABLA III. PRUEBAS DE GARANTIA DE CALIDAD DE LOS SIMULADORES
(Adaptada de AAPM TG-40 [32])

FRECUENCIA	PRUEBA	TOLERANCIA
Diario	Sistemas anti-colisión	Funcionando
	Interruptor de radiación en accesos a la sala de simulación	Funcionando
	Interruptor de emergencia	Funcionando
	Láseres	2 mm
	Telémetro	2 mm a DFI
	Tamaño de campos (10x10 cm)	2 mm
	Centrado del retículo	2 mm diámetro
Mensual	Indicadores angulares del brazo y colimador	1°
	Indicador de distancia Foco-Isocentro	2 mm
	Telémetro	2 mm en el rango de uso
	Centrado del retículo	2 mm de diámetro
	Indicadores de tamaño de campos	2 mm
	Simetría, paralelismo y ortogonalidad de campo luminoso	2 mm
	Isocentro Mecánico	2 mm de diámetro
	Horizontalidad de la camilla	2 mm en el rango de uso
	Congruencia entre el punto focal y el eje	2 mm
	Calidad de la imagen fluoroscópica	Nivel de referencia ^a
	Coincidencia de campos de luz-radiación	2 mm
	Indicador de distancia Foco-Película	3 mm
	Verificación de accesorios (bandeja, soportes, etc.)	2mm
	Verticalidad del eje luminoso	2 mm
	Escalas de la camilla	2 mm/1°
Intensidad del campo de luz	Funcionando	
Anual	Mecánicos:	
	Isocentro de rotación del colimador	2 mm de diámetro
	Isocentro de rotación del brazo	2 mm de diámetro
	Isocentro de rotación de la camilla	2 mm de diámetro
	Coincidencia de los ejes del colimador, brazo y camilla con el isocentro	2 mm de diámetro
	Desplazamiento vertical de la camilla	2 mm
	Radiográficos:	
	Tasa de Exposición (Radiografía)	Nivel de referencia ^a
	Tasa de Exposición (Fluoroscopia)	Nivel de referencia ^a
	Calibración de kV y mAs	Nivel de referencia ^a
Resolución de alto y bajo contraste	Nivel de referencia ^a	

^a Se refiere al valor en el estado de referencia inicial.

TABLA IV. PRUEBAS DE GARANTIA DE CALIDAD DE LOS EQUIPOS DE ROENTGEN-TERAPIA

FRECUENCIA	PRUEBA	TOLERANCIA
Diaria	<i>Seguridad:</i>	
	Indicadores del panel de mando	Funcionando
	Interruptor de radiación en accesos a la sala de tratamiento	Funcionando
	Interruptor de radiación en panel de control	Funcionando
	Sistemas de visualización	Funcionando
	Sistema de filtros y conos intercambiables	Funcionando
	Movimientos y frenos del soporte y del tubo	Funcionando
Mensual	<i>Dosimetría^a:</i>	
	Constancia de la Dosis de Referencia	3%
	Constancia de la calidad de haz (IC)	3%
	Constancia de Planitud y Simetría	3% ^b
Anual	<i>Seguridad:</i>	
	Evaluación del circuito protector de sobrecarga	Funcional
	Radiación de fuga:	
	Equipos < 50 kV, tasa de Kerma en aire a 5 cm de la fuente	0.30 Gy-h-1
	Equipos entre 50-500 kV, tasa de Kerma en aire a 1 m de la fuente	0.01 Gy-h-1
	<i>Dosimetría:</i>	
	Constancia de la dosis de referencia	3%
	Constancia de la calidad del haz (CHR)	2%
	Constancia de la dosis de referencia con el movimiento del brazo/cabezal	3%
	Constancia de factores de campos (conos aplicadores)	3%
	Factores sobre el eje del haz (PDD)	3%
	Dependencia de la tasa de dosis con el mA	2%
	Estabilidad de la dosis	2%
	<i>Temporizador:</i>	
Reproducibilidad	1%	
Linealidad	1%	
Corrección por tiempo efectivo de irradiación	2% (2 seg.)	

^a Verificar cada mes para una calidad de haz diferente.

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

TABLA V. PRUEBAS DE GC PARA LOS SISTEMAS COMPUTARIZADOS DE PLANIFICACIÓN DE TRATAMIENTOS Y EL CÁLCULO DE LAS UNIDADES DEL MONITOR (Adaptada de AAPM TG-40 [32])

FRECUENCIA	PRUEBA	TOLERANCIA
Durante la puesta en servicio y luego de la modernización del software	Comprensión del algoritmo	Funcional
	Distribuciones de isodosis de campos simples	2% ^a ó 2 mm ^b
	Cálculo de las UM (tiempo)	2%
	Casos tipo	2% ó 2 mm
	Sistemas de Entrada/Salida	1 mm
Diaria	Periféricos de Entrada/Salida	1 mm
Mensual	Chequeo de ficheros de datos y de programas.	No deben existir cambios.
	Subconjunto de pruebas de referencia de GC (si no existe la posibilidad del chequeo de los ficheros)	2% o 2 mm ^c
	Sistemas de Entrada/Salida	1 mm
Anual	Cálculo de las UM	2%
	Conjunto de pruebas de referencia de GC	2% ó 2 mm ^d
	Sistemas de Entrada/Salida	1 mm

^a % diferencia entre el cálculo del sistema de planificación computarizado y las mediciones (o cálculos independientes).

^b En la región de alto gradiente de dosis las es más apropiado emplear la distancia entre las curvas de Isodosis que la diferencia de %.

^c Estos límites se refieren a la comparación de los cálculos de dosis en el momento de la puesta en servicio con los cálculos subsiguientes.

^d Estos límites se refieren a la comparación con mediciones en un maniquí de agua.

TABLA VI. PRUEBAS DE GC EN EL PROCESO DE PLANIFICACION DEL TRATAMIENTO (Adaptada de AAPM TG-40 [32])

PROCESO	PRUEBAS DE GC (ASPECTOS FISICOS)
Colocación e inmovilización	Radiografías de localización. Alineación con láseres
Simulación	GC del simulador (epígrafe 2.6)
Adquisición de datos del paciente	GC de equipos de adquisición de datos del paciente
Transferencia de datos al sistema de planificación	GC del proceso completo de transferencia de datos, incluyendo digitalizadores, transferencia digital de registros, etc. (Apéndice G.2.5)
Tamaños y formas de campos	Comprobación independiente (por ej. imágenes portales, Apéndice G.2.12)
Cálculo de distribuciones de dosis	Datos del equipo de tratamiento obtenidos en la puesta en servicio y GC de éstos
Evaluación del Plan	Comprobación independiente por otro físico médico
Cálculo de las unidades de monitor	GC del Sistema de planificación. Comprobación independiente en un plazo de 48 horas
Producción de bloqueos y modificadores del haz	GC de cortadores de bloqueos y compensadores. Revisión de imágenes portales.
Implementación del plan	Revisión de la colocación por el equipo de planificación de tratamientos (médico, físico y/o dosimetrista)
GC para una planificación individual	Revisión del plan de tratamiento

TABLA VII. RECOMENDACIONES PARA LA GC DE LA PLANIFICACION E IMPLEMENTACION DEL TRATAMIENTO DE CADA PACIENTE 4
(Adaptada de AAPM TG-40 [32])

PROCEDIMIENTOS	RECOMENDACIONES
Cálculo de las unidades monitor (minutos)	Revisión antes del tratamiento por un personal autorizado diferente al que realizó el cálculo inicial y cuando esto no sea posible (por ejemplo en un tratamiento de urgencia) entonces antes de la tercera fracción de tratamiento o antes de que se entregue el 10% de la dosis total, de las dos la que ocurra primero.
Revisión de la planificación gráfica	Revisión antes del tratamiento, y cuando esto no sea posible, entonces antes de la tercera fracción de tratamiento o antes de que se entregue el 10% de la dosis total, de los dos lo que ocurra primero. Revisión por un segundo físico médico que no haya realizado el plan de tratamiento. De existir sólo un físico médico, debe procurarse de otra persona autorizada que lo revise. La revisión debe incluir el cálculo de las unidades monitor, los datos de entrada y salida y la calidad del plan de tratamiento. Cálculo independiente de la dosis en un punto: comparar para cada campo (mediante un cómputo independiente de la dosis en un punto empleando las unidades monitor calculadas) las dosis prescritas y las calculadas. Si estas difieren en más de un 5% ^a , entonces las discrepancias deben resolverse antes de continuar el tratamiento.
Ejecución del plan	El oncólogo radioterapeuta debe estar presente durante la primera ejecución del plan de tratamiento así como si se van a realizar cambios de importancia en el mismo.
Radiografías del haz de tratamiento (Casos curativos así como paliativos con alto riesgo de morbilidad)	Revisión inicial (antes del primer tratamiento) de las radiografías con el haz de tratamiento, por parte del oncólogo radioterapeuta. Además, deben realizarse placas de verificación durante el desarrollo del tratamiento, las cuales deben ser igualmente revisadas por el oncólogo radioterapeuta.
Radiografías del haz de tratamiento (Casos paliativos)	Las radiografías deben ser revisadas antes de la segunda sesión de tratamiento.
Dosimetría <i>in-vivo</i> .	Sería recomendable que las instituciones tengan acceso a TLD o a otro tipo de sistema de dosimetría <i>in-vivo</i> , que se emplearía fundamentalmente para: <ul style="list-style-type: none"> - medir la dosis en estructuras críticas (por ejemplo las gónadas, el cristalino, etc.) - registrar la dosis en condiciones de tratamiento poco comunes (por ejemplo, irradiación corporal total con fotones o electrones, radioterapia intraoperatoria, etc.)

^a En muchos casos, un 2% puede ser más práctico; no obstante, en algunas situaciones donde se emplean algoritmos de cálculo complejos y existen inhomogeneidades significativas, así como bloqueos del campo, la tolerancia de 2% puede ser demasiado estricta. Bajo esas condiciones, un 5% parece ser un límite más realista.

TABLA VIII. PRUEBAS DE GARANTIA DE CALIDAD PARA FUENTES DE BRAQUITERAPIA (Adaptada de AAPM TG-40 [32])

TIPO DE FUENTE	PRUEBA	FRECUENCIA	TOLERANCIA
T _{1/2} largo: descripción	Forma física y química	I	R
	Encapsulamiento de la fuente	I	R
	Distribución y uniformidad del radionuclido	I	R
	Ubicación de zona activa de la fuente	I	1 mm
T _{1/2} largo: calibración	Media del lote	I, anual	3%
	Desviación de la media	I, anual	5%
	Identificación	C	^a
T _{1/2} corto: descripción	Forma física y química	I	R
	Encapsulamiento de la fuente	I	R
T _{1/2} corto: calibración	Media del lote	I, trimestral	3%
	Desviación de la media	I, trimestral	5%
	Distribución del radionuclido y uniformidad de la fuente	I, trimestral	^b

^a Revisión visual del código de identificación o verificación de su intensidad en un calibrador

^b Revisión visual, auto-radiografía o chequeos ionométricos

(I. al comprarse; R. Registrada en el libro de control de fuentes; C. en cada uso)

TABLA IX. PRUEBAS DE GARANTIA DE CALIDAD DE LOS APLICADORES DE BRAQUITERAPIA (Adaptada de AAPM TG-40 [32])

TIPO DE APLICADOR	PRUEBA	FRECUENCIA	TOLERANCIA
Intracavitario	Dimensiones e integridad	I, anual	R
	Ubicación de las fuentes	I, anual	R
	Correspondencia de posición de las fuentes simuladas con las fuentes reales	I	1 mm
	Ubicación de los atenuadores	I ^a	R
Intersticial	Integridad de los aplicadores (agujas, catéteres, plantillas, etc.)	I, anual	R
	Correspondencia de la posición de las fuentes simuladas con las fuentes reales	C	1 mm

^a La ubicación de los atenuadores debe verificarse al inicio mediante radiografías; antes de cada inserción el aplicador debe revisarse para comprobar que no presenta partes sueltas.

(I: al inicio del uso o luego de reparación; R: registrada; C: en cada uso, como mínimo una inspección visual de que las fuentes simuladas representan adecuadamente la distribución de las fuentes reales).

TABLA X. PRUEBAS DE GARANTIA DE CALIDAD DE LOS EQUIPOS DE CARGA REMOTA AUTOMATICA (Adaptada de AAPM TG-40 [32])

FRECUENCIA	PRUEBA	TOLERANCIA
Diaria (o en cada tratamiento)	Interruptores de seguridad de la puerta, luces y alarmas	Funcionando
	Funciones del panel de mando, baterías, impresoras	Funcionando
	Inspección visual de las guías conductoras de fuentes	Funcionando
	Verificación de preparación de cadenas de fuentes	auto-radiografía, 1 mm
Trimestral (o en cada cambio de fuentes)	Calibración (fuentes de $T_{1/2}$ corto) ^a	3%
	Funcionamiento del Temporizador	1%
	Exactitud de posición de fuentes simuladas respecto a fuentes reales	1 mm
	Exactitud del conductor de la fuente y los conectores	1 mm
	Integridad mecánica de los aplicadores	Funcional
Anual	Algoritmo de cálculo de dosis (al menos con una configuración estándar para cada radionuclido)	3%, 1 mm
	Calibración (fuentes de $T_{1/2}$ largo)	3%
	Simular situaciones de emergencia	
	Verificar el inventario de fuentes	

^a Es recomendable que al renovar la fuente, se realice una calibración de la nueva y la vieja fuente, para establecer y registrar la reproducibilidad del método de calibración.

TABLA XI. PRUEBAS DE GARANTIA DE CALIDAD DE LOS SISTEMAS COMPUTARIZADOS DE PLANIFICACIÓN EN BRAQUITERAPIA (Adaptada de AAPM TG-56 [33])

FUNCION	DATOS DE COMPARACION	FRECUENCIA
Verificar la exactitud geométrica del los sistemas de Entrada/Salida: digitalizador y graficador	Digitalizar/graficar datos de geometría conocida	Mensual
Verificar parámetros de entrada para configuraciones pre-calculadas	Referencias publicadas Datos del fabricante	I, anual
Verificar dosis y cálculo de tiempos, para todas las fuentes en puntos representativos	Tablas publicadas de tasas de dosis, cálculos manuales	I, anual; cuando se modifique el software
Exactitud de la isodosis de una fuente	Resultados para una sola fuente	I, cuando se modifique el software
Exactitud de las isodosis de fuentes múltiples	Resultados para un arreglo múltiple	I, cuando se modifique el software
Exactitud en la rotación de los planos	Constancia de la dosis en puntos, posiciones de las fuentes y curvas de isodosis ante rotaciones ortogonales para arreglos simétricos de fuentes	I, cuando se modifique el software
Consistencia de la información impresa sobre el plan de tratamiento	Parámetros de entrada asumidos	En cada uso clínico
Exactitud de la reconstrucción de coordenadas	Maniquí radiográfico con inserción de catéteres en geometría conocida	I, cuando se modifique el software
Exactitud de la impresión de los parámetros del tratamiento por la consola del equipo de carga remota	Comparación de la impresión de los parámetros por la unidad de tratamiento con la salida del sistema de planificación	I, cuando se modifique el software, cada tratamiento
Figuras de mérito de histogramas de volumen-dosis	Usar fuente puntual o lineal isotrópica	I, cuando se modifique el software
Software de optimización	Usar un caso tipo Ejecutar serie de casos tipos, basados en implantes idealizados con geometrías variadas; valorar la implicación de la optimización en el implante, comparando con una carga radiactiva uniforme, antes de aplicar clínicamente	I, cuando se modifique el software
Evaluación integral del sistema	Ejecutar conjunto de planes de tratamiento estandarizados, para verificar integralmente todos los aspectos empleados en la clínica.	I; anual; cuando se modifique el software

(I: al inicio del uso o luego de reparación de algún componente)

TABLA XII. ASPECTOS A VERIFICAR EN EL PROCESO DE EJECUCION DE UN TRATAMIENTO DE BRAQUITERAPIA (Adaptada de AAPM TG-40 [32])

FINALIDAD	PROCEDIMIENTO	CUANDO
Exactitud de la descripción del implante	Observación directa	Durante la ejecución del implante.
Exactitud y consistencia de la prescripción	Consistencia de la carga y prescripción del implante con el estadio de la enfermedad, el protocolo y política de tratamiento del departamento	Primera mitad del tratamiento
Selección adecuada de las fuentes	Comprobación dosimétrica con cámara de pozo o similar; comprobación visual	Preparación y carga de las fuentes
Carga adecuada de las fuentes	El técnico radioterapeuta o el físico médico deben asistir siempre al médico	Carga de las fuentes
Plan de tratamiento	Cálculo del plan y comprobación de la exactitud y consistencia de éste	Primera mitad del tratamiento
Retiro del implante	Con el físico médico presente o en contacto con el responsable del retiro de las fuentes	Al momento del retiro
Todas las fuentes fueron retiradas	Monitoreo del paciente Inventario final de fuentes	Al momento del retiro El día siguiente al implante
Revisión del tratamiento	Comprobar el tiempo de tratamiento	Al completar el procedimiento
Registro, auditoría de calidad	Completar todos los procedimientos de GC y registros de radioprotección	Al completar el procedimiento

TABLA XIII. PRUEBAS DE GARANTIA DE CALIDAD DE LOS EQUIPOS DE MEDICION
(Adaptada de TG-40 [32])

TIPO DE INSTRUMENTO	PRUEBA	ESPECIFICACIONES Y TOLERANCIAS	FRECUENCIA
Referencia	Calibración en LSCD	Certificado de Calibración	bianual ^a
Local	Linealidad	0.5%	bianual ^a
	Comunicación atmosférica	Registrada y/o corregida	bianual ^a
	Señal extra-cámara	0.5%	I
	Fugas	0.1%	c/u
	Chequeo de constancia ^b	2%	c/u
	Recombinación	Registrada y/o corregida	I
	Efecto de polaridad	1%	c/u
Instrumento de campo	Comparación con Referencia Local [34]	1%	anual
	Linealidad	Registrada y/o corregida	bianual
	Comunicación atmosférica	Registrada y/o corregida	bianual
	Señal extra-cámara	Registrada y/o corregida	bianual
	Fugas	0.1%	c/u
	Chequeo de constancia	2%	c/u
	Recombinación	Registrada y/o corregida	I
	Efecto de polaridad	1%	c/u
Dosimetría Relativa			
Fílmica	Característica sensitométrica	Registrada	c/L
	Linealidad del densitómetro	Registrada y/o corregida	anual
TLD	Calibración	Registrada	c/L
	Linealidad	Registrada	c/L
Cámara Ioniz.	Linealidad	Registrada y/o corregida	anual
	Señal extra-cámara	1%	I
Diodo	Dependencia energética	Registrada y/o corregida	I
	Linealidad	Registrada y/o corregida	I
	Fugas	2%	anual
Analizadores de haces			
	Ajuste mecánico	2 mm	I
	Exactitud posicional	2 mm	c/u
	Tensión de colección del detector	Registrada y/o corregida	c/u
	Linealidad del detector	0.5%	I
	Señal extra-cámara	0.5%	I
	Fugas del detector	0.5%	c/u
	Exactitud del análisis de datos	1%	I
	Exactitud de las impresiones	1 mm	I
Accesorios			
Colocación ^c	Exactitud	2 mm	c/u
	Histéresis	2 mm	c/u
Termómetro	Calibración	0.2 °C	I
Barómetro	Calibración	1 mmHg	trimestral
Reglas	Calibración	1 mm	I
Monitor de Area (Prot. Radiol.)	Calibración	Certificado de Calibración (20%)	anual

^a Si no se ha implementado un programa de verificaciones redundantes, esta frecuencia puede resultar insuficiente; con dicho programa debidamente implementado los sistemas dosimétricos pueden mantener sus factores de calibración por un periodo de tiempo significativamente mayor.

^b Con una fuente de referencia (por ejemplo, ⁹⁰Sr), o mediante intercomparación de cámaras.

^c Soportes y fijadores para la colocación de cámaras o dosímetros.

(I: Inicial o luego de una reparación; c/u: en cada uso; c/L: para cada lote de películas o TLD)

TABLA XIV. PRUEBAS DE GARANTIA DE CALIDAD DEL CALIBRADOR DE FUENTES DE BRAQUITERAPIA. (Adaptada de AAPM TG-40 [32])

TIPO DE INSTRUMENTO	PRUEBA	FRECUENCIA	TOLERANCIA
Cámara de Pozo	Calibración en LSCD/LPCD	I, F	R
	Precisión	I	2%
	Linealidad	I, bianual	1%
	Eficiencia de Colección de cargas	I	1%
	Dependencia Geométrica/posición	I	R
	Dependencia energética	I	R
	Influencia de pared de la cámara	I	R
	Ventilación de la cavidad	I	R
	Chequeos redundantes	C	2%
Corrientes de Fuga	C	R	
Cámara de Dedal en aire	Calibración en LSCD/LPCD	I, F	R
	Exactitud de la distancia fuente-cámara	anual, F	1%, R
	Chequeos Redundantes	C	R
	(ver Tabla XIII para otras pruebas)		

(I: al comprarse; R: registrada; C: en cada uso; F: específica para cada tipo de fuente/radionuclido)

Apéndice A: El personal en radioterapia

Se incluye aquí un breve resumen de las responsabilidades, cualificaciones requeridas y preparación académica y clínica del personal de un Servicio o Departamento de Radioterapia. Para más detalles véase por ejemplo AAPM TG-40 [32].

A.1 El oncólogo radioterapeuta

Es el responsable en última instancia del tratamiento del paciente, y tiene a su cargo la consulta, la prescripción de dosis y el tratamiento, la supervisión del paciente durante el tratamiento y los informes sumarios del tratamiento de cada paciente. Su presencia en la clínica es necesaria en todo momento mientras los pacientes estén siendo tratados. Esta es una especialidad médica donde el profesional debe haber recibido entrenamiento en un programa de residencia acreditado que incluya formación académica, rotaciones clínicas y que otorgue un título de especialista similar al de otras especialidades médicas.

Las responsabilidades del oncólogo radioterapeuta incluyen, entre otros, los siguientes aspectos:

- a) *Consulta*. Es la evaluación clínica del paciente donde se considera el tratamiento con radioterapia.
- b) *Establecimiento del plan de tratamiento*. Es la discusión de los hallazgos de la consulta incluyendo diagnóstico y estado clínico, y donde se propone el plan de tratamiento que establece dosis, fraccionamiento y técnica. Esta discusión incluye otros oncólogos radioterapeutas y preferiblemente físicos médicos.
- c) *Aplicación del tratamiento*. El oncólogo radioterapeuta debe involucrarse de manera regular en la aplicación del tratamiento y por lo menos un oncólogo radioterapeuta debe estar siempre disponible para consulta clínica mientras se realizan los tratamientos. La presencia conjunta del físico médico y el oncólogo radioterapeuta en el primer tratamiento es altamente recomendable.
- d) *Evaluación del paciente durante el tratamiento*. Los pacientes deben ser controlados al menos una vez por semana durante el tratamiento para evaluar cambios en su estado clínico, respuesta del tumor, toxicidad del tratamiento, etc. El oncólogo radioterapeuta deberá prestar especial atención a posibles cambios anatómicos que puedan requerir una nueva planificación o un nuevo cálculo del tiempo de tratamiento.
- e) *Sumario del tratamiento*. Al final del tratamiento el oncólogo radioterapeuta preparará un informe que resume el curso del tratamiento. Este deberá incluir la dosis administrada, la descripción de la técnica de tratamiento, el tiempo de tratamiento, la tolerancia del paciente, la respuesta del tumor, y el plan de seguimiento.
- f) *Evaluación del seguimiento*. Debe establecerse un plan que detalle la frecuencia del seguimiento del paciente después del tratamiento, donde se evaluará la respuesta y evaluación de la morbilidad del tratamiento.
- g) *Seguridad del paciente*. Las Normas Básicas de Seguridad [2] disponen que se asigne al oncólogo radioterapeuta la misión de velar por la protección y seguridad total del paciente al prescribir y administrar una exposición con fines terapéuticos.

A.2 El físico médico

El candidato a físico médico deberá tener un grado universitario superior en ciencias (preferiblemente físicas) o ingeniería que incluya asignaturas de física nuclear e interacción de la radiación con la materia al nivel académico de una licenciatura. Para la especialización en Física Médica deberá haber recibido formación académica y práctica en los conceptos y técnicas de la Física de radiaciones aplicada a la medicina, y un entrenamiento práctico como físico médico en radioterapia clínica. El proceso de especialización en Física Médica debe conducir a la obtención de un grado universitario superior en Física Médica con especialización en Radioterapia. El papel de este profesional tiene componentes clínicas, de investigación y de educación, considerándose por las Normas Básicas de Seguridad [2] imprescindible su presencia en un servicio de radioterapia. Sus responsabilidades principales son las siguientes:

- a) *Calibración de equipo de radioterapia.* El físico médico es responsable de la calibración de todas las unidades de tratamiento y la verificación de la actividad de las fuentes radioactivas de acuerdo con los protocolos adoptados.
- b) *Especificaciones de los equipos de radioterapia.* El físico médico ayuda a definir las especificaciones de compra de unidades de tratamiento, simuladores, sistemas de imágenes y sistemas de planificación de tratamiento. También se involucra en el diseño de las instalaciones y se asegura que todos los requisitos de seguridad se cumplen.
- c) *Pruebas de aceptación.* El físico médico es el responsable de la aceptación de los equipos después de su instalación o reparación, aun cuando haya sido el fabricante quien realice las mediciones, preferiblemente en presencia del físico. El físico médico certifica que las unidades de terapia, simulación, imágenes y planificación de tratamiento funcionan de acuerdo a las especificaciones de compra.
- d) *Medidas y análisis de datos.* El físico médico es el responsable de las medidas de todos los datos necesarios para el uso clínico de las unidades de tratamiento (pruebas de puesta en servicio, véase el epígrafe 1.1.2). Esto incluye todas las energías, modalidades y fuentes radioactivas necesarias para la planificación de tratamientos de radioterapia externa y braquiterapia. Debe evaluar la calidad de los datos y si son apropiados para los diferentes tipos de tratamiento.
- e) *Tabulación de datos para uso clínico.* El físico médico es el responsable de garantizar que los datos de los haces terapéuticos y de las fuentes radioactivas en la institución han sido introducidos en el sistema de planificación de tratamientos, sea este manual o computarizado. Los datos deben tabularse, y mantenerse en un libro de registro, de forma tal que sean útiles y entendibles por cualquier otra persona que realice cálculos dosimétricos.
- f) *Establecimiento de procedimientos de cálculo dosimétricos.* El físico médico es el responsable del establecimiento de los procedimientos de cálculo de dosis usados en la clínica y de la verificación de su exactitud.
- g) *Planificación de tratamientos.* El físico médico lleva acabo o supervisa los cálculos y las mediciones necesarias para determinar dosis absorbidas o distribuciones de dosis en pacientes. Estos pueden ser cálculos manuales o computerizados y/o medidas directas de radiación, como por ejemplo, medidas en maniquí o *in-vivo*. Provee al oncólogo radioterapeuta evaluación y propuestas de optimización de la planificación de tratamientos.
- h) *Programa de Garantía de Calidad.* La responsabilidad principal de la ejecución del programa de Garantía de Calidad debería ser asignada al físico medico. Este se asegurará que las políticas y procedimientos contienen los elementos apropiados de buena practica, de aplicación del tratamiento, de protección, control de calidad y cumplimiento de las regulaciones. El físico medico especifica los estándares básicos que serán verificados al momento de aceptar un equipo y ponerlo en servicio para uso clínico. Adapta o desarrolla los procedimientos de aceptación y puesta en servicio, y establece y realiza controles de calidad periódicos que verifican que los valores de referencia están dentro de márgenes aceptables.
- i) *Supervisión del mantenimiento de los equipos.* El físico médico debe supervisar el mantenimiento de los equipos y responsabilizarse de recibir los equipos y autorizar su uso clínico después de un proceso de mantenimiento. Es responsable de garantizar y documentar que cualquier alteración causada por el mantenimiento o reparación del equipo no afecte el funcionamiento o la calibración de las unidades de tratamiento.
- j) *Enseñanza.* El físico médico debe proveer educación y entrenamiento en Física Médica a médicos, técnicos en radioterapia, asistentes en física, enfermeras, etc. así como también a estudiantes y personal técnico.

A.3 El técnico en radioterapia

El técnico en radioterapia³ es el profesional con la misión de suministrar al paciente el tratamiento de radiación, bajo la supervisión del oncólogo radioterapeuta o, en casos apropiados, del físico medico. La educación y entrenamiento de este profesional corresponde a un grado universitario medio en tecnología médica, con conocimientos teóricos y experiencia clínica en radioterapia

³ En algunos países se usa la denominación tecnólogo, técnico radiofísico, terapeuta, etc.

adecuados para la integración en un equipo multidisciplinario de profesionales. En algunos países la formación del técnico en radioterapia incluye un periodo de enseñanza a nivel de diplomado en enfermería o similar, que se complementa con la enseñanza de los aspectos físicos y técnicos de la radioterapia.

Dependiendo de las características de la institución oncológica, los técnicos en radioterapia pueden desempeñar funciones en diversas áreas, y estas incluyen la participación en los diversos procedimientos de garantía de calidad en cada una de las áreas. En general, las tareas más importantes son las que se dan a continuación.

I. En la ejecución del tratamiento

- a) Suministra el tratamiento al paciente de acuerdo con la prescripción clínica y la planificación del tratamiento.
- b) Mantiene el expediente del paciente en lo relativo a su tratamiento.
- c) Observa la evolución clínica del paciente, detecta signos tempranos de complicaciones y decide cuando un tratamiento debe ser pospuesto hasta consultar con el oncólogo radioterapeuta.
- d) Provee cuidado al paciente durante su tratamiento.
- e) Participa en el seguimiento de los pacientes tras la finalización del tratamiento.
- f) Colabora en la preparación del expediente de tratamiento del paciente.

II. En las unidades de tratamiento

- a) Conoce el funcionamiento y el uso de los equipos y los accesorios, así como sus límites de seguridad.
- b) Detecta problemas de funcionamiento de los equipos y los reporta al supervisor.
- c) Conoce y aplica las regulaciones vigentes de radioprotección, detecta riesgos de irradiación innecesaria y contribuye a la radioprotección del público y del paciente.
- d) Asiste en los procedimientos de garantía de calidad.

III. En la planificación del tratamiento

- a) Entiende los diferentes métodos de tratamiento y los protocolos clínicos utilizados en la institución.
- b) Se encarga de los aspectos técnicos de la localización y simulación del tratamiento.
- c) Planifica los tratamientos de radioterapia bajo la supervisión del físico médico.
- d) Calcula y verifica unidades de monitor o tiempos de irradiación bajo la supervisión del físico médico.
- e) Utiliza y construye accesorios de inmovilización y de colocación del paciente, moldes, etc.
- f) Asiste en la preparación de fuentes de braquiterapia.

A.4 El dosimetrista

En algunos países existe un profesional denominado dosimetrista cuyas funciones se encuentran comprendidas aproximadamente entre las del físico médico y las del técnico en radioterapia. El título de dosimetrista corresponde en general a un grado universitario medio.

En la mayoría de los casos el dosimetrista se ocupa de aspectos físicos de la radioterapia. Bajo la supervisión directa del físico médico, participa en actividades tales como la calibración del haz y controles de calidad de las unidades de tratamiento, o de la planificación de tratamientos incluyendo su participación en los procedimientos de localización, simulación e irradiación llevados a cabo por el técnico en radioterapia. Cuando el dosimetrista no existe, en instituciones pequeñas estas actividades las realiza el físico médico con la ayuda de técnicos en radioterapia; si la institución dispone de más personal las tareas las realiza un físico en formación o auxiliar.

En general, las tareas más importantes son las que se dan a continuación.

I. Planificación de tratamientos y cálculo de dosis.

- a) Participa en el proceso de simulación.
- b) Realiza cálculos manuales o computarizados de dosis.
- c) Genera el plan de tratamiento, incluyendo curvas de isodosis usando los datos de la localización o de la simulación, imágenes de CT, MRI, etc.
- d) Presenta los planes para su aprobación al físico médico y al oncólogo radioterapeuta.
- e) Documenta el plan de tratamiento y lo transfiere a los técnicos en radioterapia.
- f) Se asegura que el plan de tratamiento se incluye en el expediente clínico del paciente.
- g) Participa en la revisión de los expedientes de cada paciente.

II. Medidas en los haces de radiación.

- a) Realiza la calibración de los haces de las unidades de tratamiento.
- b) Se ocupa de los controles de calidad de los equipos.
- c) Realiza medidas clínicas especiales.

Debe quedar claro que bajo ningún concepto la planificación del tratamiento de radioterapia puede estar bajo la responsabilidad del dosimetrista, sin la supervisión de un físico médico. El papel del dosimetrista en este aspecto es asistir al físico médico, no sustituirlo. El oncólogo radioterapeuta debe comprender que mantener al físico médico ajeno al proceso de planificación no es apropiado, ya que un sistema computarizado de planificación requiere de la entrada de datos físicos y revisión de los procedimientos y algoritmos que deben ser evaluados y verificados por un especialista en física médica, tal y como el oncólogo consulta a otras especialidades médicas para el diagnóstico y tratamiento de un paciente.

Apéndice B: Equipo mínimo necesario para la realización de las pruebas de GC en radioterapia

B.1 Equipo mínimo recomendado para la implementación de un programa de control de calidad en radioterapia con haces externos⁴

Equipo básico	⁶⁰ Co	Tipo de unidad	
		LINAC sólo fotones	LINAC con electrones
1. Cámara de ionización de tipo Farmer, 0.6 cm ³ aprox., paredes de material plástico, caperuza para ⁶⁰ Co, cable de 10 m, extensión adicional de cable de 10 m, conectores para el cable de extensión. CALIBRADA en un Laboratorio Estándar de Dosimetría.	X	X	X
2. <i>Equipo adicional, referencia local:</i> Cámara de ionización de tipo Farmer, 0.6 cm ³ aprox., paredes de grafito, electrodo central de aluminio, caperuza para ⁶⁰ Co, cable de 10m. CALIBRADA en un Laboratorio Estándar de Dosimetría.	X	X	X
3. Fuente radioactiva para verificación de la estabilidad de las cámaras cilíndricas 1 y 2.	X	X	X
4. Cámara de ionización cilíndrica de 0.1-0.3 cm ³ aprox., 10 m cable (máx. diámetro del electrodo central 1 mm).	X	X	X
5. Cámara tipo plano-paralela para dosimetría de electrones (mín. anillo de guarda 4 mm).			X
6. Electrómetro compatible con las cámaras de ionización anteriores, calibrado o contrastado en un Laboratorio Estándar de Dosimetría.	X	X	X
7. Electrómetro adicional con voltaje de colección variable (cociente V1/V2 igual o mayor que 3) y polaridad reversible (+/-).		X	X
8. Maniquí de agua para calibración y verificaciones, de 20 × 20 × 10 cm ³ aprox., paredes de PMMA, con alojamiento para cámaras de ionización 1 y 2 a una profundidad fija.	X	X	
9. Maniquí de agua para calibración, de 30 × 40 × 40 cm ³ aprox., paredes de PMMA, con alojamiento o soportes para cámaras de ionización 1, 2, 4 y 5; sistema manual o automático para ubicación de las cámaras.		X	X
10. Barómetro (escala mínima 1 hPa ó 0.5 mm Hg), pref. de tipo aneroide o digital, calibrado o contrastado.	X	X	X
11. Termómetro (escala mínima 0.25 grados C), calibrado o contrastado.	X	X	X
12. Densitómetro para medida de densidad óptica (DO) de placas radiográficas, con lector manual y sistema de coordenadas. Film-strip calibrado en DO para verificación de la escala del instrumento. Requiere acceso a revelador de placas.	X		
13. Densitómetro para medida de densidad óptica (DO) de placas radiográficas, con lector automático y sistema de coordenadas. Film-strip calibrado en DO para verificación de la escala del instrumento. Requiere acceso a revelador de placas.		X	X
14. Analizador de campo de radiación para medida de curvas de isodosis, tanque de agua de 50 × 50 × 40 cm ³ aprox., con mecanismo manual o motorizado para el movimiento vertical de instrumentos de medición.		X	X

⁴ La X indica la necesidad de disponer del equipo bajo consideración para la unidad de tratamiento indicada.

Equipo complementario	⁶⁰ Co	Tipo de unidad	
		LINAC sólo fotones	LINAC con electrones
1. Nivel de agua de precisión	X	X	X
2. Pie de Rey, regla de metal	X	X	X
3. Multímetro (volt, ohm)	X	X	X
4. Sistema TLD (para verificación y dosimetría "in-vivo")		X	X
5. Matriz de diodos o cámaras de ionización para controles diarios de GC en aceleradores		X	X

EQUIPO ADICIONAL PARA DOSIMETRIA DE RAYOS X DE BAJA ENERGIA

Para calidades en el rango de 100 a 300 kV se pueden emplear los equipos referidos arriba si la cámara de ionización ha sido calibrada para el rango de calidades en uso clínico. Por debajo de 100 kV se requiere disponer de los siguientes equipos:

1. Cámara de ionización para rayos X, plano-paralela 0.3 cm³, 10 m cable, calibrada en un Laboratorio Estándar de Dosimétrica para al menos tres calidades entre 10 kV y 100 kV. En el certificado de calibración debe especificarse tanto el kV como la capa hemi-reductora (HVL) de estas calidades.
2. Maniquí de plástico para cámaras de ionización de rayos X de baja energía.

B.2 Equipo mínimo recomendado para la implementación de un programa de control de calidad en braquiterapia⁵

Equipo	Tipo de unidad		
	LDR Manual	LDR Remota	HDR Remota
1. Cámara de ionización de tipo pozo o calibrador de isótopos con soportes para fuentes de braquiterapia, CALIBRADA en un Laboratorio Estándar de Dosimetría ^a	X	X	X
2. Si no hay disponibles fuentes de ¹³⁷ Cs, disponibilidad de una fuente de referencia para verificación de la estabilidad de la fuente	X	X	X
3. Banco de trabajo para verificación de la homogeneidad y posicionado de las fuentes. Requiere acceso a revelador de placas.	X	X	X
4. Barómetro (escala mínima 1 hPa o 0.5 mm Hg), pref. de tipo aneroide o digital, calibrado o contrastado (<i>si no se dispone de este instrumento para terapia externa</i>)	X	X	X
5. Termómetro (escala mínima 0.25 grados C), calibrado o contrastado (<i>si no se dispone de este instrumento para terapia externa</i>)	X	X	X
6. Calibre, regla de metal	X	X	X

^a En servicios donde no existe radioterapia externa, se requerirá de un electrómetro compatible con las cámaras de ionización, calibrado o contrastado en un Laboratorio Estándar de Dosimetría.

⁵ La X indica la necesidad de disponer del equipo bajo consideración para la unidad de tratamiento indicada.

Apéndice C : Procedimientos para la realización de los controles de calidad de las unidades de ^{60}Co

C.1 Pruebas a los sistemas de seguridad

C.1.1 Indicador de condición de la fuente

La operabilidad de indicadores de posición *dentro/fuera* (off/on) en la consola, la puerta y en el equipo debe ser verificada visualmente. El sistema de vigilancia del paciente debe ser usado para el verificar el indicador de posición en el equipo.

C.1.2 Monitor (alarma) de radiaciones

En cada bunker de ^{60}Co debe existir un monitor estacionario de radiaciones que posea un sistema de alimentación confiable (baterías) para los casos de corte de la energía eléctrica. Se debe verificar que éste produzca la señal correspondiente (luminosa o sonora) mientras dure la irradiación.

C.1.3 Sistema de visualización del paciente

Verificar que el sistema de vídeo y audio de la sala de irradiación funcionan correctamente. En caso de existir sistemas pasivos (espejos, visores, etc.) se debe comprobar que permitan una visión clara y completa del paciente.

C.1.4 Sistema de parada de emergencia

Verificar que la irradiación se interrumpe cuando se activa el sistema correspondiente (abriendo la puerta o atravesando la entrada del búnker, presionando el interruptor en la consola, etc.).

C.1.5 Sistema de retorno de la fuente

El movimiento de la fuente debe ser rápido y suave (con facilidad) para cualquier posición del brazo y del cabezal . El técnico radioterapeuta deberá observar diariamente la estabilidad del tiempo de desplazamiento de la fuente hasta la posición de irradiación y viceversa; si este tiempo aumenta de forma significativa puede indicar que el mecanismo de desplazamiento de la fuente requiere mantenimiento. Se recomienda la suma de los tiempos de salida y retorno de la fuente no supere los 5 segundos, y que cada uno por separado no sea mayor de 3 segundos [35].

La unidad debe disponer de una barra u otro sistema similar que permita el retorno manual de la fuente en caso de trabarse ésta durante su recorrido de retorno. Se debe verificar que dicho aditamento se encuentra disponible en la entrada de la sala de irradiación.

C.1.6 Contaminación y fugas del cabezal

Tome un ‘frotis’ (pedazo de algodón o gasa) de la superficie interna y de los bloques superiores del sistema de colimación. El frotis debe ser evaluado con un contador calibrado en unidades de actividad (G.M., centelleo, proporcional); se considerará que la fuente no tiene fugas si la actividad del frotis es $<18.5 \text{ Bq}$.

Fugas desde el cabezal: se deben hacer mediciones de la tasa de exposición en 14 puntos diferentes alrededor del cabezal (ver figura 1) a 1 m de la fuente en posición de guardada (*off*) y con el mayor tamaño de campo; la lectura promedio no debe exceder 20 $\mu\text{Gy/h}$ (2 mR/h) en un área promediada no mayor a 100 cm^2 ; por otra parte se recomienda que ningún punto supere los 100 $\mu\text{Gy/h}$ (10 mR/h). A 5 cm de la superficie del cabezal no debe pasar de 200 $\mu\text{Gy/h}$ (20 mR/h) en un área promediada no mayor a 10 cm^2 ; por otra parte se recomienda que ningún punto supere los 1000 $\mu\text{Gy/h}$ (100 mR/h) [36]. El instrumento empleado para esto debe ser capaz de medir tasas de exposición en el rango de 2 $\mu\text{Gy/h}$ (0.2 mR/h) a 2 mGy/h (0.2 R/h) con una incertidumbre $<20\%$.

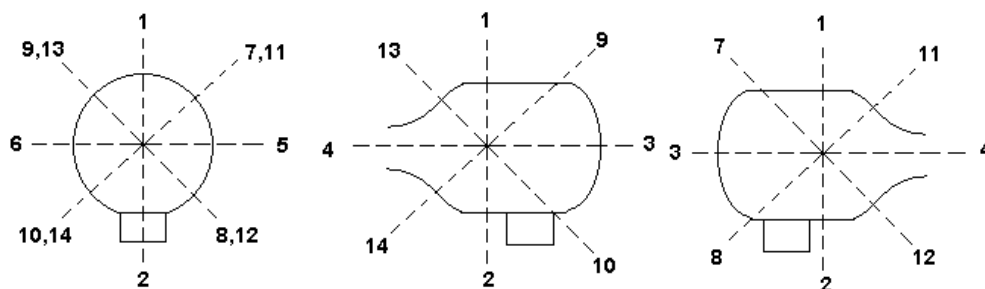


FIG. 1. Mediciones del nivel de radiación con la fuente en posición guardada.

C.2 Pruebas mecánicas

Diariamente el técnico radioterapeuta debe comprobar que el equipo realiza adecuadamente todos sus movimientos mecánicos. El colimador debe rotar en varias posiciones del brazo para demostrar que los rodamientos permiten el movimiento suave y continuo, sin oscilaciones. Si hay problemas deben ser resueltos antes de continuar. Debe comprobar además la correspondencia del telémetro con el puntero mecánico. Resulta útil tener una plantilla con el dibujo de un campo de 10x10 cm y su centro, con ella puede controlarse la coincidencia con el campo luminoso así como el retículo, a la distancia establecida (DFI). Debe verificar que los indicadores de distancia (láseres) coinciden en el isocentro, mediante el uso del puntero mecánico.

C.2.1 Verificación de los indicadores angulares

Deben controlarse las escalas de rotación correspondientes a los movimientos del brazo y el colimador. Con un nivel verificar la coincidencia de las escalas (mecánicas y electrónicas, en el equipo y la consola) del brazo al menos en las dos posiciones verticales y horizontales (0, 180°, 90° y 270°). Con el brazo nivelado en posición horizontal (90° ó 270°), introduciendo el nivel en un lado del colimador, verificar las escalas angulares de éste (mecánicas y electrónicas).

C.2.2 Telémetro (mecánico y luminoso)

Todo equipo debería tener un telémetro luminoso, en caso de no poseerlo, el telémetro mecánico debe diseñarse de tal manera que no represente riesgo para el paciente. Debe comprobarse la firmeza del telémetro mecánico y del soporte de la luz del telémetro luminoso. La imagen definida por la luz del puntero luminoso debe ser bien definida.

Las lecturas de distancias deben verificarse para el intervalo de uso (generalmente $\text{DFI} \pm 15 \text{ cm}$ o de acuerdo a las especificaciones del fabricante). Si no se dispone de un dispositivo específico para controlar las distancias proporcionadas por el telémetro, puede utilizarse una cuba de acrílico, colocándola sobre la camilla de manera que una cara quede en posición vertical (nivelándola) y

enfrentada a la escala del telémetro. Con el brazo en posición vertical se hace que el retículo coincida con el borde externo de dicha cara. Se sube o baja la camilla de manera que en la cara incida el intervalo que se va medir. A esa cara se adhiere un papel (puede pegarse directamente una cinta de papel) y se marca la escala del telémetro. Se compara con una regla milimetrada y se registran los resultados.

C.2.3 Puntero mecánico

Es conveniente que el fabricante proporcione el dato de la distancia de la fuente a la parte exterior del diafragma; luego, con la ayuda de una cinta métrica se puede medir la distancia desde éste hasta el plano para el cual se quiere conocer la DFS.

Preferiblemente se debe construir un puntero en "T" de longitud igual a la distancia entre la DFI y el final del sistema de diafragma; actualmente casi todos los fabricantes ofrecen punteros mecánicos, por lo que es mucho más fácil verificar el indicador luminoso de distancia. Se empleará sólo para la comprobación del telémetro. Debe guardarse en un lugar donde no sufra golpes ni tensiones. Cada vez que se use debe verificarse su integridad física.

C.2.4 Horizontalidad y desplazamiento vertical de la camilla

Se emplea un nivel de burbuja, desplazándose la camilla en diferentes sentidos (longitudinal, lateral, rotación); el movimiento vertical se comprueba con ayuda de una plomada que sirva de referencia respecto a un punto en el extremo de la camilla, verificando si éste no se aparta de la plomada dentro de la tolerancia especificada. Estas pruebas deben realizarse con y sin peso sobre la camilla.

C.2.5 Centrado del retículo con el haz luminoso y de radiación

En los controles mensuales y anuales, el físico médico debe comprobar el centrado y alineación del retículo y el haz luminoso con respecto al eje mecánico y estos a su vez con el eje de radiación.

Alineación del haz luminoso y retículo:

El eje de rotación del colimador y el centro del campo luminoso deben ser congruentes dentro de la tolerancia especificada para todos los rangos de movimientos mecánicos. La imagen del retículo debe proyectarse a lo largo de este eje. Para ello se compara el centro del campo luminoso con el centro del retículo (o el centro mecánico), las aristas del campo deben ser simétricas a este centro y perpendiculares entre sí. El centro del retículo debe caer en el centro mecánico (ver más adelante); si hay alguna incongruencia entre el campo de luz y el centro mecánico, generalmente se ajusta primero la posición de la fuente de luz, antes de proceder al ajuste final del retículo. Para la comprobación de la verticalidad del haz luminoso esta prueba se repite bajando la camilla hasta al menos DFI +20 cm (debe garantizarse previamente el desplazamiento vertical de la camilla), verificándose que el desplazamiento de la imagen del centro del retículo se mantenga dentro de la tolerancia especificada.

Alineación del eje mecánico del colimador:

Al cerrar las mandíbulas del sistema de colimación, estas deben mantener simetría respecto al eje de la estructura mecánica del mismo durante su rotación. Esto puede verificarse con un puntero mecánico que pueda ser "atrapado" por las cuatro mandíbulas del sistema, de manera que apunte hacia el isocentro. Al rotar el colimador se podrá comprobar si existe algún desajuste entre las mandíbulas y el eje del colimador. Si el fabricante de la unidad no ofrece este tipo de puntero, el mismo puede ser construido sin dificultades por el usuario; no obstante, si no fuese recomendable atrapar un puntero por las características particulares del colimador (por ejemplo, por existir laminas de plástico conteniendo el retículo o con fines de protección), la comprobación de la simetría de las mandíbulas puede ser llevada a cabo indirectamente asegurando la simetría del campo de luz, como se describe en el punto anterior. Hay que asegurarse que no hay movimiento de oscilación cuando se rota el colimador; tampoco debe haber angulaciones en los cojinetes que lo soportan, esto garantiza un solo eje de

rotación del sistema y a su vez, si estas angulaciones están presentes, suman una incertidumbre en la definición del isocentro.

Alineación del eje de radiación:

Esta prueba puede realizarse tomando varias radiografías del haz a diferentes distancias de la fuente; para esto es necesario referir todas las placas a un mismo punto (por ejemplo, el centro del retículo, determinado en el punto anterior. Las películas irradiadas son rastreadas con un densitómetro en dos direcciones perpendiculares, con vistas a localizar el centro del campo de radiación; estos centros son graficados con el fin de determinar si existe alguna tendencia de desplazamiento respecto al punto de referencia escogido.

La prueba puede realizarse también utilizando un maniquí rastreador automatizado.

C.2.6 Coincidencia de campos de luz-radiación

Simetría de los campos de luz y radiación:

La luz del campo y el 50% de la línea de penumbra del campo de radiaciones deben coincidir a la profundidad del máximo de dosis en un rango de 3 mm para cada lado del campo 10×10 cm. Se irradian dos películas a la distancia nominal de tratamiento rotando los colimadores 180° entre exposiciones; las películas deben cubrirse con una lamina de plástico o acrílico de 5 mm de espesor; luego se comprueba la congruencia de los ejes de los campos de luz y radiación. Estas congruencias y simetrías deben ser verificadas en todo el rango de posiciones del colimador y el Brazo, para lo cual se emplean películas empaquetadas (“*ready-pack*”) ubicadas en el isocentro y perpendiculares al eje del campo de luz. Se deben realizar marcas sobre las películas que denoten el eje y bordes del haz de luz. El borde del campo se define generalmente como la línea del 50% de la dosis en el centro del haz. El ancho total a la mitad de la altura del campo de radiación se mide generalmente en base a la Densidad Óptica (DO), para lo cual es necesario que ésta se encuentre en el rango de linealidad con la dosis. Por lo general se debe obtener entre 2.5 y 3.5 de DO en la placa, lo que implica que si se emplean placas de rayos X de diagnóstico comunes se deben impartir entre 0.04-0.05 Gy en cada irradiación, aunque es más recomendable emplear películas radiográficas de verificación (por ejemplo Kodak X-OMAT-V o equivalente), con las cuales las dosis pueden ser de alrededor de 0.2-1 Gy.

Congruencia de tamaños de campos de luz y radiación:

Una forma más rápida y sencilla para determinar el tamaño del campo de radiación puede consistir en irradiar una parte de la película de verificación a una dosis total (0.8-1.0 Gy) y otra área de la película a la mitad de esta dosis, con vistas a determinar la DO correspondiente al 50% de dosis. Para campos de 10×10 cm, se recomienda emplear películas de 25×30 cm o mayores, separando las áreas expuestas a dosis total y dosis mitad lo más posible, para evitar alteración del velo; en ambas irradiaciones se debe cubrir la película con la lámina de 5 mm de plástico para el equilibrio electrónico. Sólo es necesario marcar los bordes del campo irradiado a la dosis total. Una vez revelada, el área irradiada a la dosis total es evaluada midiendo la DO en la zona central de ésta, y luego buscando la posición de la DO correspondiente a la dosis mitad en la zona central del área expuesta al 50% de dosis. Durante la aceptación del equipo esta prueba debe realizarse para todo el rango de tamaños de campos y a diferentes DFS. Debe verificarse además la congruencia de estos tamaños con los reportados por los indicadores digitales y/o mecánicos.

C.2.7 Verificación de la posición de la fuente

A diferencia de los aceleradores lineales, donde se recomienda la comprobación diaria de la constancia de la dosis de referencia, en el caso de las máquinas de Cobalto se propone la verificación semanal de la posición de la fuente, ya que una incorrecta ubicación de la misma puede conllevar a cambios significativos en la uniformidad del haz y la tasa de dosis de referencia.

Una forma rápida y sencilla de realizar esta prueba es mediante una radiografía de control, verificando que los bordes del campo de radiación (50% de DO) se mantengan simétricos respecto al centro del retículo, dentro de la tolerancia especificada para esta prueba.

Si no se dispone de un densitómetro adecuado se puede emplear otro método [16] para comprobar la posición de la fuente, que consiste en fijar un detector (cámara de ionización de 0.1-0.3 cm³ o diodo) solidario al colimador, en el borde del campo, a aproximadamente DFI; se aumenta el tamaño del campo hasta que el detector se encuentre bien dentro del campo y se registra la lectura en aire. Se procede a ir cerrando el campo hasta que la lectura (tasa) alcance el 50% del valor inicial; sin mover el detector respecto al colimador, este último se rota (90°, 180° y 270°) de su posición inicial y se repite la medición de la kerma. Si la fuente está adecuadamente ubicada en el eje central, la segunda lectura no debe diferenciarse significativamente de la primera (por ejemplo, para un equipo con una penumbra de 12 mm para el 80%-20% en d_{max} , las lecturas no deben diferenciarse en $\pm 15\%$). Esta forma de comprobar la posición de la fuente, por su complejidad, no podría realizarse en la frecuencia semanal propuesta.

C.2.8 Indicadores de tamaños de campos

Se debe comprobar que los tamaños de los campos indicados por la escala del colimador se corresponden con los del campo luminoso. Se emplea una plantilla donde se han trazado previamente cuadrados con tamaños de campos típicos (5, 10, 15, 20, 30 cm, etc.). Se verificará la escala para diferentes DFS.

C.2.9 Constancia de posición de la fuente efectiva

En muchos algoritmos de cálculo de dosis en paciente se emplea la ley del inverso del cuadrado de la distancia para el cálculo a distancias mayores de DFI, por lo que es necesario conocer la posición de la posición efectiva (virtual) de la fuente. Para esto se realizan mediciones en aire (M_i) a diferentes Distancias fuente-cámara (DFC_i); se procede a obtener un gráfico de $1/M_i^{1/2}$ vs DFC_i , cuya extrapolación con el eje DFC permite estimar la posición de la fuente efectiva. Se recomienda que $DFC_i \geq DFI$.

C.2.10 Posición del isocentro mecánico

La posición del isocentro mecánico (intersección ideal de los ejes de rotación del colimador, brazo y camilla) debe ser determinado para todos los rangos de rotación del colimador, brazo y camilla. Generalmente la tolerancia se especifica como una cota superior del diámetro de la esfera que contiene el punto de intersección para todas las orientaciones de la unidad. Se coloca un puntero sobre el colimador y otro sobre la camilla, este último debe marcar el centro de la figura que se forma cuando se gira el colimador y el brazo (y viceversa, para cuando se rota la camilla). El centro de esta figura es el isocentro mecánico; el isocentro mecánico rara vez se encuentra en el primer intento, es decir, esta prueba requiere varias aproximaciones hasta lograr que el puntero que rota junto con el colimador no se aparte del puntero que está situado sobre la camilla (fijo) en más de la tolerancia especificada, después se verifica que el eje luminoso pase por este punto usando la luz del campo y verificando que la cruz del retículo tiene su centro en la punta del puntero fijo para cualquier posición del brazo y del colimador. En ese punto se verifica que el telémetro indique la DFI.

La camilla de tratamiento debe rotar alrededor de un eje coincidente con el eje de rotación del colimador dentro de la tolerancia especificada. Para esto se puede colocar un papel adherido a la camilla, con el brazo en posición vertical, poner la camilla en 0°, subirla a DFI, marcar el cruce, soltar el freno de rotación de la camilla, rotarla 90° en sentido horario, marcar el cruce. Proceder de la misma manera en sentido antihorario.

Una causa de la incongruencia en la posición del isocentro puede deberse a una inclinación del cabezal.

C.2.11 Corrección de la inclinación del cabezal

Se coloca el brazo en cero. Con el cabezal hacia abajo (cero grados), se determina la línea en que está contenido el rayo central; luego con el cabezal hacia arriba (brazo a 180 grados) se repite el procedimiento. Cualquier desplazamiento en el plano perpendicular al eje del brazo se corrige rotando el cabezal hasta que estos ejes sean colineales. Una vez que se encuentra en la posición correcta, se repite el punto anterior.

C.2.12 Posición del Isocentro de radiación

Colimador

Colocar el brazo en posición vertical, cerrar un par de mandíbulas del colimador (dejar el otro abierto). Poner una película de verificación sobre el encordado de la camilla (con las láminas correspondientes para el equilibrio electrónico) a DFI. Impresionar la película varias veces para distintos ángulos de colimador (por ejemplo: 0, 120° y 240°). Revelar la placa, las líneas obtenidas deberían interceptarse en un círculo de diámetro menor que la tolerancia especificada. Repetir el procedimiento para el otro par de mandíbulas del colimador.

Brazo

Colocar el Brazo en posición vertical, cerrar un par de lados del colimador (dejar el otro abierto). Poner una placa de rayos X de manera que quede perpendicular a la camilla y que contenga al eje central del haz para todas las posiciones del brazo. Se puede adherir la placa a alguna de las caras de una cuba de acrílico, nivelar dicha cara. Hacer coincidir la proyección de un pelo del cruce con el canto de la placa, y acomodar la camilla de manera que DFI quede aproximadamente en la mitad de la placa. Impresionar la placa varias veces para distintos ángulos de brazo, evitando que haya superposición. Marcar cuidadosamente con una aguja, la posición del cruce luminoso a DFI. Revelar la placa, las líneas obtenidas deberían interceptarse en un círculo de diámetro menor que la tolerancia especificada. Repetir el procedimiento para el otro par de mandíbulas del colimador.

Camilla

Colocar el brazo en posición vertical, cerrar un par de lados del colimador (dejar el otro abierto). Poner una película de verificación sobre el encordado de la camilla (con las láminas correspondientes para el equilibrio electrónico) a DFI. Impresionar la película varias veces para distintos ángulos camilla, evitando que haya superposición. Revelar la placa, las líneas obtenidas deberían interceptarse en un círculo de diámetro menor que la tolerancia especificada.

C.2.13 Posición de los láseres

Debe verificarse que los láseres se cruzan en el isocentro dentro de la tolerancia especificada. Debe comprobarse además la alineación del láser sagital, desplazando la camilla en sentido ascendente y descendente, en todo su rango de trabajo; el láser no debe desplazarse respecto a la marca longitudinal en una plantilla colocada sobre la camilla en más de 2 mm. También se debe verificar la alineación de los láseres laterales (transversales y coronales), para lo cual se puede emplear una hoja de papel blanco, la cual se sostiene verticalmente y se mueve en sentido horizontal en todo el ancho de la camilla; debe observarse que los láseres contrapuestos se intercepten dentro de la tolerancia especificada.

Si se produce un desajuste de los láseres o luces de localización, se debe ubicar primeramente el isocentro mecánico por alguno de los procedimientos antes descritos. Una vez hecho esto, se colocarán los láseres de manera que se crucen en este punto. Se ajustará la horizontalidad y verticalidad de los láseres con las imágenes que proyectan en las paredes contrapuestas, empleando nivel de burbuja y plomadas; es recomendable realizar marcas indelebles sobre estas paredes, las cuales pueden facilitar posteriormente el reajuste de los láseres.

C.2.14 Escalas de la camilla

Escala vertical de la camilla: Se coloca la parte superior de la camilla a la altura del isocentro y debe leerse cero en la escala. Escala lateral de la camilla: Con el isocentro en el centro de la parte superior de la camilla la escala debe marcar cero.

C.2.15 Intensidad del campo de luz

Se recomienda que la intensidad del campo luminoso se corresponda con las especificaciones del fabricante y dentro de un 10% del valor medido durante las pruebas de aceptación (preferiblemente no menor que 40 Lux).

Para su evaluación se sugiere seguir el siguiente procedimiento: colocar un campo de 10×10 cm, encender la luz del campo y apagar todas las luces de la sala de tratamiento. Se procede a colocar un fotómetro calibrado (con apertura de 1 mm o menor) en el centro de cada cuadrante del campo de luz, a la DFI, y se mide la intensidad de luz en cada uno, calculando el valor promedio para los cuatro cuadrantes. Si la intensidad de luz es inferior al valor esperado en más de un 10%, se debe proceder a limpiar el espejo, y si es necesario, considerar el remplazo de éste o incluso de la fuente de luz.

C.3 Pruebas dosimétricas

C.3.1 Temporizador

Reproducibilidad: El técnico radioterapeuta debe verificar diariamente la reproducibilidad y estabilidad del temporizador de la unidad de tratamiento. Para esto se puede emplear un cronómetro manual, controlando, por ejemplo, que todos los días 1 min. del temporizador corresponda al mismo tiempo del cronómetro.

Anualmente el físico médico debe realizar esta prueba para diferentes tiempos de irradiación.

Corrección por el tiempo efectivo de irradiación: Existe un error en la medición de la tasa de dosis absorbida en las unidades de ^{60}Co debido al efecto de entrada-salida de la fuente. Para su determinación se pueden emplear varios métodos, entre los que tenemos:

- *Método de irradiación múltiple:*

Este método se emplea especialmente con sistemas dosimétricos de no buena linealidad.

Se procede a coleccionar una lectura M_1 para un único tiempo t_1 ; luego, manteniendo la cámara en la misma posición se realizan n lecturas para un tiempo t_n tal que $t_1 = nt_n$ (por ejemplo, si se toma $t_1 = 1$ min. y $n = 3$, se tiene que $t_n = 20$ seg.), siendo entonces M_n la suma de las n lecturas. Se puede demostrar que el error de entrada-salida de la fuente se puede obtener como:

$$\varepsilon = \frac{t_1(M_1 - M_n)}{nM_1 - M_n} \quad (1)$$

- *Método de ajuste lineal:*

Este método se emplea especialmente con sistemas dosimétricos de buena o excelente linealidad.

Se empleará un dosímetro en modo de integración de cargas, usando tiempos de máquina en el intervalo de uso clínico. Se realiza la representación gráfica de las lecturas M_i (obtenidas para idénticas condiciones de temperatura y presión) contra los tiempos de irradiación t_i (medidos con el temporizador de la unidad de tratamiento); a partir del ajuste de estos datos por mínimos cuadrados, se obtiene la recta:

$$M_i = m t_i + b$$

Para $M_i = 0$, se obtiene el error de entrada-salida como

$$\varepsilon = -b/m$$

- *Método basado en el cronómetro incorporado al electrómetro:*

Con el haz abierto (irradiando) fijar en el electrómetro un tiempo de colección t_E y determinar la tasa efectiva de lectura como:

$$R = M / t_E$$

Con el haz cerrado, fijar un tiempo de máquina t_{maq} igual a t_E empleado antes; iniciar la y detener la medición en base al temporizador de la unidad de Co, de manera que la tasa efectiva de lectura se podrá expresar entonces como:

$$R = M_{maq} / (t_{maq} - \varepsilon)$$

De donde se deduce que

$$\varepsilon = t_{maq} - M_{maq}/R$$

Para reducir la incertidumbre de ε con este método, se deben realizar repetidas medidas (3 a 5) de R y de M_{maq} .

Para la determinación del tiempo de tratamiento por campo (o “tiempo de máquina”) el valor de ε determinado por alguno de los métodos anteriores debe **sumarse** con su signo al tiempo calculado (manual o por ordenador) a partir de la tasa de dosis de referencia.⁶

Linealidad: Un procedimiento para determinar la no linealidad del temporizador se basa en coleccionar una serie de lecturas M_i empleando un dosímetro en modo de integración de cargas, para diferentes tiempos de máquina ($t_{maq,i}$) en el intervalo de uso clínico. Se determina el tiempo efectivo de irradiación en cada caso:

$$t_{ef,i} = t_{maq,i} - \varepsilon$$

Se determinan entonces las tasas de lectura corregidas para el tiempo efectivo de irradiación:

$$R_i = M_i / t_{ef,i} \quad \text{y su valor promedio } R_{ave}$$

Se calculan los valores:

$$\alpha_i = (1 - R_{ave}/R_i) \times 100$$

La no linealidad se establece entonces como **el mayor valor** de α_i

C.3.2 Tasa de dosis absorbida de referencia

Se recomienda que la tasa de dosis de referencia en agua de la unidad se determine empleando el Protocolo de Calibración del OIEA [37, 38], cuyo formulario de cálculo para unidades de ^{60}Co se muestra en el Apéndice 1. Se sugiere además, la implementación de los cálculos computarizados con vistas a minimizar los errores de cálculo y de interpolación de los datos necesarios⁷.

Las medidas para la determinación de la tasa de dosis de referencia deben realizarse empleando el tiempo programado en el temporizador de la unidad de tratamiento, corregido para obtener el tiempo efectivo de irradiación (**restar** con su signo al tiempo programado el error de entrada-salida obtenido en el epígrafe anterior).⁸

Constancia: La tasa de dosis de referencia medida debe compararse (corregida por decaimiento) con la obtenida durante la puesta en servicio de la unidad, y su discrepancia no debe superar la tolerancia especificada.

Reproducibilidad: Debe determinarse la desviación estándar relativa (σ_{n-1}) de la tasa de dosis de referencia mediante varias medidas empleando el temporizador de la unidad. Previamente debe determinarse la influencia de las fluctuaciones intrínsecas del propio sistema de medición, para lo cual puede emplearse una fuente de referencia (^{90}Sr). La reproducibilidad de la tasa de

⁶ Esta expresión aparece en otras referencias con el orden del denominador invertido, por lo que cambiaría el signo del resultado, de manera que en tal caso esta corrección se utilizaría en sentido inverso al sugerido en el presente documento. Algunos sistemas computarizados de planificación permiten realizar internamente esta corrección, por lo que es importante conocer la forma en que es empleado este error por el programa.

⁷ Por ejemplo, se podrían utilizar las hojas de cálculo desarrolladas por la Sección de Dosimetría y Física Médica del OIEA. Estas son una implementación computarizada de los Formularios de los Protocolos TRS-277 (incluyendo los cambios recomendados en su 2da edición, 1997) y TRS-381.

⁸ Hay que tener cuidado cuando para la determinación de la tasa de dosis se emplea el temporizador del electrómetro, porque puede que no coincida con lo que mide el temporizador de la unidad. Esto puede ser común por las diferencias de frecuencias de líneas eléctricas. Si se empleara el temporizador del electrómetro, las medidas deben iniciarse luego de que la fuente alcance su posición de “irradiando”, y detenerse antes de retornar a la posición de “guardada”. En ese caso NO se debe corregir por el tiempo efectivo de irradiación.

dosis debe ser inferior que la tolerancia especificada; en caso contrario, esto puede ser un indicio de fluctuaciones en el posicionamiento de la fuente durante repetidos procesos de entrada-salida de ésta.

C.3.3 Constancia de planitud y simetría

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, $d_{\text{máx}}$); generalmente se escogen los planos principales que contiene al eje del colimador (*in-plane*, *cross-plane*). La planitud se puede medir en un maniquí de agua con sistema de rastreo automatizado, o de plástico mediante películas de verificación, para lo cual es necesario disponer de un densitómetro con posibilidades de rastreo, así como conocer la característica sensitométrica de las películas empleadas. Una forma de definir la planitud puede ser:

$$P = (D_{\text{max}} - D_{\text{min}})100\% / (D_{\text{max}} + D_{\text{min}}) \quad (2)$$

donde D_{max} y D_{min} son las dosis máxima y mínima, respectivamente, dentro del área del 80% del FWHM del campo.

Simetría: 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:

$$S = (D_{80\%}^i - D_{80\%}^d) / D_{\text{eje}} \times 100\% \quad (3)$$

donde $D_{80\%}^i$ y $D_{80\%}^d$ son las dosis en el lado izquierdo y derecho del 80% del ancho total respectivamente.

La planitud, así como la simetría del haz deben medirse en perfiles ortogonales sobre el plano transversal al eje del campo y preferiblemente para varios ángulos del brazo. La constancia de estos parámetros significa que no debe permitirse un incremento absoluto mayor que la tolerancia especificada en alguno de estos parámetros, respecto a sus valores en el estado de referencia inicial de la unidad, o en su defecto, a partir de las cartas de perfiles de dosis del fabricante. Por ejemplo, si en el estado de referencia inicial la simetría fuera de 0.5% y la tolerancia especificada para su constancia de 2%, entonces podría aceptarse una asimetría de hasta 2.5%.

Penumbra: Se puede obtener a partir de una película radiográfica o de verificación, o mediante un maniquí de agua con rastreador automático. Se suele definir como la distancia lateral entre el 80% y el 20% de la dosis en el eje del haz, a cada lado de éste y a la profundidad del máximo de dosis.

C.3.4 Factores de campo

La verificación de los factores de campo debe realizarse siguiendo el mismo procedimiento empleado durante la puesta en servicio de la unidad; se recomienda que sean medidos en maniquí, a la profundidad de referencia (para ^{60}Co , 5 cm) y para varios campos que cubran el rango de uso (por ejemplo, 5×5 , 10×10 , 20×20 y 30×30 cm). Para campos cuadrados de lado ≤ 5 cm, deben emplearse cámaras de pequeño volumen ($0.1-0.3 \text{ cm}^3$).

En el caso de haces de ^{60}Co , si no se dispone de un maniquí de agua con las dimensiones adecuadas, los factores de campo pudieran medirse en aire, con la cámara colocada a la DFS de interés, con caperuza de equilibrio. En este caso, el factor del campo cuadrado de lado i , calculado para el máximo de dosis en maniquí, se puede determinar como la combinación del factor de dispersión en el colimador (F_{col}) y el factor de maniquí ($NPSF$):

$$FC = \frac{(R)_i}{(R)_{\text{ref}}} \times \frac{(PSF)_i}{(PSF)_{\text{ref}}} = F_{\text{col}} \times NPSF \quad (4)$$

donde:

R : es la lectura en aire de la cámara para el campo dado

PSF : Es el factor de dispersión en el máximo para el campo dado.

Los subíndices i y $ref.$ corresponden al campo de lado i y el 10×10 cm, respectivamente.

C.3.5 Verificación de factores de cuñas y bandejas

La verificación de los factores de cuña debe realizarse siguiendo el mismo procedimiento empleado durante la puesta en servicio de la unidad. Antes de realizar las mediciones, debe controlarse que cada cuña calce perfectamente en su posición (no tenga juego) y quede enclavada allí aún moviendo el brazo y/o el colimador. Debe verificarse que en cada cuña esté inscripta su identificación y las dimensiones máximas del campo para el cual la cuña puede usarse. Deben verificarse los factores para todas las cuñas disponibles, teniendo en cuenta las diferentes orientaciones (preferiblemente 90° y 270° de colimador y brazo). Si la variación máxima del factor es <2%, puede emplearse el valor promedio para todas las orientaciones de la cuña; de lo contrario debe revisarse el mecanismo de sujeción del filtro y de no ser soluble este problema se emplearan diferentes factores para cada orientación. De igual manera, si la dependencia del factor respecto al tamaño del campo es <1%, se puede emplear el valor promediado.

Bandeja porta-bloqueadores: El factor de atenuación de ésta se determina de manera similar, para el campo de referencia (10 × 10 cm) y para cada tipo de bandeja disponible. Si se emplean bandejas ranuradas o barrenadas, el factor se obtiene promediando las medidas para varias posiciones del colimador con la bandeja.

C.3.6 Perfiles de campos

Estas mediciones se realizan generalmente en función de las exigencias o necesidades de datos de entrada del sistema de planificación computarizada disponible, durante el proceso de puesta en servicio de la unidad. Para ello es recomendable emplear un maniquí rastreador automatizado ("*beam analyzer*").

C.4 Formulario para calcular la dosis absorbida en agua en las condiciones de referencia usando haces de fotones de ^{60}Co (Adaptado de [37] y [38])

Fecha: **07-Oct.-99**

1.- Unidad de radioterapia: **THERATRON 80**

Tamaño de campo: **$10 \times 10 \text{ cm}$** .a la Distancia Fuente-Superficie: $DFS = \mathbf{80 \text{ cm}}$.

2.- Equipamiento dosimétrico:

Cámara de Ionización:

Modelo y número de serie: **PTW30002 C/C Farmer, No. 152;**

Radio interno: $r_{int} = \mathbf{3.05 \text{ mm}}$

Material de la pared: **Grafito**

Espesor de la pared: $t_{wall} = \mathbf{0.079 \text{ g/cm}^2}$

Electrómetro: **PTW UNIDOS T10002, No. 20106**

Maniquí: **PTW 4322, No. 094**

Profundidad en agua del punto de referencia de medición, $z_{ref} = \mathbf{5.0 \text{ cm}}$

3.- Factor de calibración (Kerma en aire)⁹:

$N_K = \mathbf{4.623 \times 10^{-2} \text{ Gy/div.}}$ ¹⁰, dado a $P_0 = \mathbf{101.3 \text{ kPa}}$, $T_0 = \mathbf{20 \text{ }^\circ\text{C}}$

Factor de calibración de Dosis Absorbida en aire:

$N_{D,air} = N_K k_{att} k_m (1-g) = \mathbf{4.5262 \times 10^{-2} \text{ Gy/div.}}$

$k_{att} k_m = \mathbf{0.982}$

$(1-g) = 0.997$

Tensión de polarización : **400 V**

4.- Corrección de la lectura del electrómetro:

Lectura por unidad de tiempo¹¹: $M_u^0 = \mathbf{12.86 \text{ div./min}}$

Temperatura $T = \mathbf{22.2 \text{ }^\circ\text{C}}$ y presión $P = \mathbf{89.36 \text{ kPa}}$ al momento de la medición.

$p_{TP} = (P_0/P)[(273.15 + T)/(273.15 + T_0)] = \mathbf{1.142}$

Lectura corregida: $M_u = M_u^0 p_{TP} = \mathbf{14.69 \text{ div./min}}$

5.- Dosis Absorbida en agua:

Factor de Perturbación:

$p_{wall} = [\alpha s_{wall,air} (\mu_{en}/\rho)_{w,wall} + (1-\alpha) s_{w,air}] / s_{w,air} = \mathbf{0.990}$

Fracción de ionización por electrones generados en la pared:

$\alpha = 1 - \exp(-11.88 t_{wall}) = \mathbf{0.609}$

Razón de poderes de frenado pared/aire:

$s_{wall,air} = \mathbf{1.002}$

Razón de coeficientes de absorción agua/pared:

$(\mu_{en}/\rho)_{w,wall} = \mathbf{1.113}$

Razón de poderes de frenado agua/aire:

$s_{w,air} = \mathbf{1.133}$

Dosis Absorbida en agua en el punto de Referencia de medición:

$D_w(z_{ref}) = M_u N_{D,air} s_{w,air} p_{wall} p_{dis} = \mathbf{0.7368 \text{ Gy/min}}$

Factor de corrección por desplazamiento del punto efectivo de medida:

$p_{dis} = 1 - 0.004 r_{int} = \mathbf{0.988}$

% de dosis a la profundidad de referencia a DFS:

$(PDD_{z_{ref}}) = \mathbf{78.8\%}$

⁹ Si se conoce N_X en lugar de N_K , esta última viene dada por

$$N_K = N_X \frac{W}{e} \frac{1}{1-g}$$

siendo $W/e = 33.97 \text{ J/C}$ y $g = 0.003$

N_X debe estar en C/kg por división. Si estuviera en R/div:

$N_X(\text{C/kg div}) = N_X(\text{R/div}) 2.58 \times 10^{-4} (\text{C/kg R})$

¹⁰ Se refiere a divisiones de la escala del electrómetro y es el factor combinado de calibración de la cámara y el electrómetro. Algunos laboratorios de calibración proporcionan directamente este factor combinado, mientras que otros los presentan separados.

¹¹ Valor promedio de las lecturas corregidas por fugas y polaridad, así como por el tiempo efectivo de irradiación.

Dosis Absorbida en agua en la profundidad del máximo de dosis:

$$D_w (z_{max}) = \underline{\underline{0.935 \text{ Gy/min}}}$$

Realizado por: _____

C.5 Formulario para el control DIARIO de la unidad de ⁶⁰Co

Equipo: _____

Prueba ^a	Día														
<i>Indicador de posición de la fuente</i>	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--
Consola															
Equipo															
Puerta															
Monitor de Radiaciones															
<i>Sistema de parada de Emergencia</i>	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--
Puerta (funcional, s/n)															
Consola (funcional, s/n)															
Sistema anti-colisión (funcional, s/n)															
<i>Sistema de retorno de fuente</i>	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--
Retorno manual (disponible s/n)															
<i>Temporizador (Reproducibile)</i>															
Movimiento del brazo															
Movimiento del colimador															
Movimiento del cabezal															
Movimiento de la camilla															
Telémetro															
Indicador del campo luminoso															
Indicadores de posición (láseres)															
Posición de la fuente (SEMANAL)		--	--	--	--		--	--	--	--		--	--	--	--
Realizado por (iniciales del Técnico)															
Revisado por (iniciales del Físico) ^b :															
Observaciones															

^a En todos los casos colocar S cuando todo funciona correctamente o esta en tolerancia.

^b Semanalmente o cuando se reporten problemas.

C.6 Formulario para el control MENSUAL de la unidad de ^{60}Co

FECHA: ____ / ____ / ____.

EQUIPO: _____ .

- SEGURIDAD

1. Pulsadores de corte de energía eléctrica

Posición: _____

Posición: _____

Posición: _____

2. Enclavamiento de cuñas

cuña 15°

cuña 30°

cuña 45°

cuña 60°

3. Enclavamiento de bandejas:

Observaciones: _____

- ASPECTOS MECANICOS

1. Indicadores angulares del brazo

Nivel	Indicador luminoso consola	Indicador mecánico
0°		
90°		
180°		
270°		

2. Indicadores angulares del colimador

Nivel	Indicador mecánico
0°	
90°	
-90° (270°)	

3. Centrado del retículo

desplazamiento: _____ mm

4. Isocentro mecánico

diámetro: _____ mm

5. Telémetro

rango: _____ desplazamiento: _____ mm

6. Coincidencia del puntero mecánico con el telémetro

diferencia: _____ mm

7. Láser de techo: _____

8. Láser Lateral (270°): _____ Láser Lateral (90°): _____

9. Intensidad de luz del campo: (____ Lux)

10. Paralelismo y ortogonalidad de campo luminoso
diferencia entre diagonales: _____%

11.- Verticalidad del haz luminoso
desplazamiento: _____ mm

12 . Tamaños de campo

Campo [cm × cm] (nominal)	Medición largo	ancho
5 × 5		
10 × 10		
15 × 15		
20 × 20		
30 × 30		

13. Escalas de la camilla

Escala vertical: _____ mm Escala transversal: _____ mm
Escala longitudinal: _____ mm Escala angular : _____°

14.-Coincidencia de campos de luz-radiación

w50% (FWHM) : _____ mm diferencia: _____ mm
desplazamiento del centro del campo: _____ mm

Observaciones: _____

• ASPECTOS DOSIMETRICOS:

15.- Tasa de dosis de referencia medida: _____ Gy/min. diferencia: _____%.

16.- Simetría: _____% diferencia absoluta: _____%

Planitud: _____% diferencia absoluta: _____%

Observaciones: _____

Realizado por: _____

C.7 Formulario para el control ANUAL de la unidad de ^{60}Co

FECHA: ____ / ____ / ____.

EQUIPO: _____.

- **SEGURIDAD**

1. Enclavamientos (de acuerdo a especificaciones de fabricante controlar los sistemas de advertencias, límites para alarmas, etc.):

2. Radiación de Fuga del cabezal:

Dist. (cm)	Puntos de medición ^a														Promedio
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	
5															
100															

^a Según FIG. 1

3. Contaminación del colimador:

Actividad del frotis: ____ Bq

- **ASPECTOS MECANICOS**

- | | | |
|--|-----------------|----------|
| 1. Rotación del colimador | diámetro: | _____ mm |
| 2. Rotación del brazo | diámetro: | _____ mm |
| 3. Rotación de la camilla | diámetro: | _____ mm |
| 4. Coincidencia de los tres ejes de rotación | diámetro: | _____ mm |
| 5. Verticalidad de la camilla | desplazamiento: | _____ mm |

- **ASPECTOS DOSIMETRICOS:**

1. Tasa de dosis de referencia

medida: _____ Gy/min. diferencia: _____ %.

Reproducibilidad: _____ %

Dependencia del ángulo del brazo:

Angulo	Valor medido	% ^a
90°	_____	_____
180°	_____	_____
270°	_____	_____

^a Respecto a la posición de referencia del brazo (0°)

2. Isocentro Radiante

- | | | |
|--|-----------------|----------|
| Rotación del colimador, mandíbulas superiores cerradas | diámetro: | _____ mm |
| Rotación del colimador, mandíbulas inferiores cerradas | diámetro: | _____ mm |
| Rotación del brazo | diámetro: | _____ mm |
| Rotación de la camilla | diámetro: | _____ mm |
| Coincidencia entre isocentro radiante y mecánico | desplazamiento: | _____ mm |

3. Factores de Campo:

Tamaño	Factor de Campo	Discrep. %
5 × 5	_____	_____
15 × 15	_____	_____
20 × 20	_____	_____
30 × 30	_____	_____

4. Factores de transmisión de accesorios:

a) Cuñas:

<i>Factor de cuña</i>	Discrep. %
Cuña	
Cuña	
Cuña	
Cuña	
Cuña	
Cuña	

b) Bandejas porta-bloqueos:

Factor de bandeja	Discrep. %
Bandeja	
Bandeja	
Bandeja	
Bandeja	

5. Temporizador

Reproducibilidad: _____%

Linealidad: _____%

Corrección por tiempo efectivo de irradiación: $\varepsilon =$ _____

6. Uniformidad del haz con el giro del brazo

Angulo	Simetría/Planitud	Discrep. % ^a
0°	/	Referencia
90°	/	
180°	/	
270°	/	

^a Respecto a la posición de referencia del brazo (0°)

Observaciones: _____

Realizado por: _____

Apéndice D : Procedimientos para la realización de controles de calidad de los aceleradores lineales

D.1 Pruebas a los sistemas de seguridad

D.1.1 Luces de advertencia

- En el equipo de tratamiento, en la puerta de la sala de tratamiento y en el panel de control: la luz debe ser verde cuando el equipo esta listo para irradiar, cambiar a rojo mientras dura la irradiación.
- Verificar que todas las luces del panel de control funcionen.
- Verificar que se encienden las luces correspondiente al modo de irradiación seleccionado, y permanezcan encendidas durante la irradiación.

D.1.2 Mecanismos de seguridad

- Verificar que el sistema de video y audio de la sala de irradiación funcionan correctamente.
- Verificar funcionamiento de sistemas anti-colisión.
- Verificar que la camilla sube hasta un tope y baja también hasta un tope.
- Verificar que la irradiación se interrumpe cuando se abre la puerta de acceso y que al cerrarla no continua la irradiación.
- Verificar que oprimiendo la tecla de apagado (*off*) del panel de controles se interrumpe la irradiación.
- Verificar el corte de energía eléctrica cuando se oprimen los botones de seguridad dentro de la sala de tratamiento (en paredes, modulador, etc.).
- Verificar que se habilite la irradiación luego de haber “re-seleccionado” las unidades de monitor correspondientes.
- Verificar que corte cuando transcurren las unidades de monitor programadas.
- Verificar que ambas monitoras indiquen la misma lectura, y que luego de cesar la irradiación ambas lecturas permanecen indicadas.
- Cuando el acelerador puede irradiar tanto en modo fotones como electrones, verificar que tenga un mecanismo de seguridad funcionando para evitar irradiación de electrones sin los accesorios (conos) correspondientes y viceversa.
- Verificar que ante falta de suministro eléctrico, las unidades de monitor entregadas permanecen visibles al menos durante veinte minutos o poseer un contador mecánico que muestre las unidades entregadas. En este último caso es necesario controlar la correspondencia entre el contador electrónico y mecánico.
- Verificar que cada accesorio que se coloca queda firme e inmóvil incluso para diferentes orientaciones tanto del brazo como del colimador.
- Verificar que la irradiación solo es posible colocando el código o el conector del accesorio correspondiente.
- Verificar que la posición de los colimadores de rayos X sea la correspondiente para cada cono de electrones y para cada energía.
- Verificar que no permite irradiar para un campo mayor que el campo máximo permitido para cada cuña.
- Verificar que en aquellos casos en que es necesario desplazar parte de los conos para que el telémetro sea visible, no sea posible la irradiación si esta no se retornó a su posición en el cono.
- Verificar la independencia de las cámaras monitoras y el temporizador.

- Verificación de mecanismos de alarmas: de manera conjunta con el ingeniero de mantenimiento pueden hacerse algunos controles provocando situaciones de manera de verificar el funcionamiento del sistema de alarmas. Esta tarea debe ser llevada a cabo durante una parada programada del equipo.

D.2 Pruebas mecánicas

D.2.1 Telémetro

Las lecturas de distancias deben ser claras y dentro de la tolerancia especificada en el rango de uso (en general $DFI \pm 20$ cm).

Procedimiento: Ver Apéndices C.2.2 y C.2.3.

D.2.2 Horizontalidad y verticalidad de la camilla

Ver Apéndice C.2.4.

D.2.3 Centrado del retículo con el haz luminoso y de radiación

Ver Apéndice C.2.5.

D.2.4 Posición del isocentro mecánico

Ver Apéndice C.2.10.

Otro procedimiento puede ser el siguiente: Se fija un lápiz con punta larga y muy afilada (o con una varilla de acero, delgada, diámetro $\cong 5$ mm y 10cm de largo, con punta larga y afilada), en un extremo de la camilla, o en un borde de la misma sacando el encordado. Con el brazo en posición vertical, se hace coincidir la proyección de la punta del lápiz, con la proyección del retículo (se coloca una cartulina o plástico blanco para ver las proyecciones). Se rota el brazo a la posición horizontal y se acomoda el lápiz con la proyección del retículo. Se debe encontrar una posición intermedia para el lápiz, de manera que rotando el brazo en las cuatro posiciones (las dos verticales y las dos horizontales) la diferencia entre las proyecciones del retículo y del lápiz sean menores que la tolerancia especificada. Controlar que en esa posición del lápiz el telémetro debe indicar la DFI.

D.2.5 Indicadores de tamaños de campos

Ver Apéndice C.2.8.

D.2.6 Limitadores del haz de electrones

Los limitadores del haz de electrones deben quedar fijos de manera que el campo luminoso sea simétrico.

Procedimiento: Con el brazo en posición vertical, poner sucesivamente los distintos conos en uso. Colocar sobre la camilla papel milimetrado a DFI y medir las distancias desde el cruce hasta los lados del campo.

D.2.7 Coincidencia de campo luminoso y de radiación

Ver Apéndice C.2.6.

Un procedimiento más específico se describe a continuación.

Procedimiento: Colocar el brazo en posición vertical, poner una placa para rayos X encima de la camilla (poner una bandeja de acrílico sobre el encordado y sobre ella la placa), a DFI. Seleccionar un tamaño de campo (sugerido: 15 cm × 10 cm). Marcar con una aguja, los cuatro bordes y marcar también dos orientaciones así como la angulación del colimador para poder reconocer luego la posición de la placa y la dirección de la posible asimetría. Impresionar la placa. Una vez revelada, unir los puntos marcados con la aguja (correspondiente al campo lumínico), establecer las diferencias con el haz radiante mediante densitometría, identificando la línea del 50% de dosis. Identificar la placa escribiendo con tinta indeleble la fecha, equipo, energía. Archivar la placa.

Correspondencia radiante entre campos paralelos y opuestos.

Se recomienda que la diferencia entre los bordes de dos campos opuestos y paralelos sea menor o igual a 2 mm.

Procedimiento: Colocar el brazo en posición vertical, poner una placa para rayos X encima de la camilla (poner una bandeja de acrílico sobre el encordado y sobre ella la placa), a DFI. Seleccionar un tamaño de campo (sugerido: 15 cm × 10 cm). Colocar una bandeja (en el potabandejas del equipo) con un plomo de manera que cubra la mitad del campo. Exponer la placa. Rotar el brazo 180°, exponer la película pero con el plomo cubriendo la otra mitad del campo. Examinar la diferencia y comparar con la tolerancia especificada.

D.2.8 Posición del isocentro de radiación

Ver Apéndice C.2.12.

D.2.9 Posición de los láseres

Ver Apéndice C.2.13.

D.2.10 Escalas de la camilla

Ver Apéndice C.2.14.

D.3 Pruebas dosimétricas

D.3.1 Constancia de la dosis de referencia

Se recomienda que diariamente el técnico radioterapeuta verifique la constancia de la dosis de referencia para las calidades de los haces de fotones, así como para una diferente de electrones, de manera que todas las calidades de electrones sean comprobadas en el curso de la semana.

Mensualmente el físico médico debe verificar esta constancia para todas las calidades de fotones y electrones, empleando para ello un sistema de medición más preciso que el usado en las pruebas diarias, así como los Protocolos de calibración del OIEA [37, 38]. Se recomienda además, la implementación de los cálculos computarizados con vistas a minimizar los errores de cálculo y de interpolación de los datos necesarios¹².

¹² Por ejemplo, se podrían utilizar las hojas de cálculo desarrolladas por la Sección de Dosimetría y Física Médica del OIEA. Estas son una implementación computarizada de los Formularios de los Protocolos TRS-277 (incluyendo los cambios recomendados en su 2da edición, 1997) y TRS-381.

D.3.2 Haces de fotones

D.3.2.1 Constancia de planitud y simetría

Ver Apéndice C.3.3.

D.3.2.2 Constancia de calidad del haz

El índice de calidad del haz de fotones, J20/J10, debe permanecer dentro del porcentaje de tolerancia especificado, respecto al valor determinado en el estado de referencia inicial.

Procedimiento: Se pueden tomar las lecturas en agua, a 10 y 20 cm de profundidad manteniendo la DFS constante, para un campo de referencia (10 × 10 cm a DFS=DFI), con una cámara de ionización. El cociente debe coincidir con el cociente de $PDD_{20,10}$ obtenido durante la puesta en servicio del equipo.

D.3.2.3 Control de cámaras monitoras

Constancia del factor de calibración de la cámara monitora: La relación entre las unidades de la cámara monitora y la dosis debe ser estable dentro de un 2%.

Procedimiento: Establecer una referencia para cada haz de fotones a los efectos de verificar su constancia en el tiempo.

Por ejemplo: $L^* = \langle L \rangle p_{TP}$

Donde $\langle L \rangle$ es la lectura promedio proveniente de un electrómetro cuando la cámara es colocada a 5cm de profundidad en un maniquí de agua, tamaño de campo 10 cm × 10 cm, DFS = 100 cm, y p_{TP} es la corrección por presión y temperatura. Para cada tipo de haz este producto es proporcional a la dosis absorbida. A los efectos de cuantificar las fluctuaciones se debería tomar como referencia, para cada energía, el valor de dosis absorbida en las mismas condiciones, calculado haciendo uso de la calibración del equipo, dividiendo este valor por $N_{D,air}, S_{w,air}, P_{wall}$ ¹³, o sea:

$$REF = D_w / (N_{D,air} S_{w,air} P_{wall})$$

Estos valores denominados de referencia, deben estar registrados, junto con las características del dosímetro empleado.

Reproducibilidad: La dispersión relativa ($\sigma/\langle L \rangle$) de las lecturas tomadas con el dosímetro debe ser $\leq 0.5\%$.

Procedimiento: se puede considerar la dispersión de las lecturas registradas en el punto anterior.

Linealidad: La relación entre las unidades de monitor (UM) y la lectura promedio del dosímetro ($\langle L \rangle$) debe ser lineal.

Procedimiento: Seguir lo recomendado en el epígrafe C.3.1, usando la misma configuración anterior, variando las unidades de monitor, en el rango de uso.

Dependencia con la tasa de dosis: La respuesta de la cámara monitora debería ser independiente de la tasa de dosis usada ($\leq 1\%$), si esto no es así, la cámara monitora deberá ser calibrada para cada tasa de dosis que se utilice.

D.3.2.4 Factores de campo

La verificación de los Factores de Campo debe realizarse siguiendo el mismo procedimiento empleado durante la Puesta en Servicio de la unidad; se recomienda que sean medidos en maniquí, a la

¹³ Interpretar los símbolos de acuerdo al TRS-277.

profundidad de referencia y para varios campos que cubran el rango de uso (por ejemplo, 5×5 , 10×10 , 20×20 y 30×30 cm). Para campos cuadrados de lado ≤ 5 cm, deben emplearse cámaras de pequeño volumen ($0.02-0.03$ cm³).

Se recomienda revisar además los factores de dispersión en el colimador (F_{col}) y en maniquí ($NPSF$), comparándolos con los valores obtenidos durante la puesta en servicio de la unidad.

D.3.2.5 Verificación de factores de cuñas

Los factores de cada cuña deben ser verificados y la diferencia relativa respecto al valor del estado de referencia debe ser menor que la tolerancia especificada.

Procedimiento: Ver Apéndice C.3.5

D.3.2.6 Verificación de factores de bandeja

Los factores de atenuación cada bandeja deben ser verificados y la diferencia relativa respecto al valor del estado de referencia debe ser menor que la tolerancia especificada.

Procedimiento: Ver Apéndice C.3.5

D.3.2.7 Parámetros sobre el eje del haz. Perfiles de campos

Los factores PDD, TMR o TPR deben ser revisados, comparándolos con sus valores obtenidos durante la puesta en servicio de la unidad. La verificación debe realizarse siguiendo el mismo procedimiento empleado durante la puesta en servicio de la unidad. Se recomienda que sean medidos para varios campos que cubran el rango de uso (por ejemplo, 5×5 , 10×10 , 20×20 y 30×30 cm). Para campos cuadrados de lado ≤ 5 cm, deben emplearse cámaras de pequeño volumen ($0.1-0.3$ cm³).

En el caso del PDD, se recomienda seguir el mismo procedimiento que se utilizó para determinarlo, seleccionando para ello tres tamaños de campo que cubran el rango utilizado y dos profundidades. Sugerencia: 5 cm \times 5 cm, 10 cm \times 10 cm, 20 cm \times 20 cm. Las profundidades deben ser seleccionadas de acuerdo a la calidad del haz, pero en general podría usarse 5 cm y 10 cm. Si no se colecta la información mediante un barrido en profundidad, pueden verificarse de la siguiente manera: tomar cocientes de lecturas a dos profundidades para diferentes tamaños de campo y comparar este cociente con los cocientes de los PDD tabulados a la correspondiente DFS.

Perfiles en profundidad: Estas mediciones se realizan generalmente en función de las exigencias o necesidades de datos de entrada del sistema de planificación computarizada disponible, durante el proceso de puesta en servicio de la unidad. Para ello es recomendable emplear un maniquí rastreador automatizado ("*beam analyzer*").

D.3.3 Haces de electrones

D.3.3.1 Constancia de planitud y simetría

Ver Apéndice C.3.3.

D.3.3.2 Constancia de calidad del haz

La verificación del índice de calidad del haz de electrones debe realizarse siguiendo el mismo procedimiento empleado durante la Puesta en Servicio de la unidad.

Para verificar la constancia de la calidad de los haces de electrones, se puede proceder de la siguiente manera: medir el cociente de ionizaciones (J_1 y J_2) a dos profundidades diferentes: J_1 a la profundidad del máximo y J_2 a una profundidad correspondiente al 50% aproximadamente ($\pm 10\%$) del

máximo. Las variaciones del cociente $J2/J1$ deben estar dentro del 4% de los valores establecidos durante la puesta en servicio de la unidad. A los efectos de realizar chequeos periódicos, por simplicidad estas mediciones pueden realizarse en plásticos (en capas), para ello es necesario establecer una correspondencia con los valores de $J2/J1$ medidos en agua cuando se realizó la puesta en servicio, determinando un valor de referencia para $J2/J1$ medido en plástico. En adelante se controla que el cociente en plástico se corresponda con la referencia establecida.

D.3.3.3 Constancia del factor de calibración de la cámara monitora.

Aplicar el procedimiento descrito para los fotones en el Apéndice D.3.2.3.

D.4 Formulario para el control DIARIO del acelerador

Equipo: _____

Día

Prueba ^a															
Seguridad	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--
Test luces de consola															
Luces en puerta															
Luces de irradiacion en consola															
Sistemas de visualizacion															
Sistema de parada de Emergencia	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--
Puerta															
Consola															
Sistema anti-colisión															
Programación	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--
Interrupción por UM															
Verificación de ambas monitoras															
Mecánicos															
Movimiento del brazo															
Movimiento del colimador															
Movimiento del cabezal															
Movimientos de camilla															
Telémetro															
Láseres															
Tamaño de campo															
Centrado del retículo															
Dosimétricos															
Ctte. Fotones _____ MV															
Ctte. Fotones _____ MV															
Ctte. Electrones _____ MeV															
Ctte. Electrones _____ MeV															
Ctte. Electrones _____ MeV															
Ctte. Electrones _____ MeV															
Realizado por (iniciales del Técnico):															
Revisado por (iniciales del Físico) ^b:															
Observaciones															

^a En todos los casos colocar S cuando todo funciona correctamente o esta en tolerancia. En controles dosimétricos anotar el valor correspondiente y entre paréntesis el % de diferencia con la referencia establecida.

^b Semanalmente, o cuando se reporten problemas.

D.5 Formulario para el control MENSUAL del acelerador

EQUIPO: _____ . FECHA: ____ / ____ / ____ .

- SEGURIDAD

1. Control de códigos de conos :

Cono	Código	
6×6	_____	<input type="checkbox"/>
10×10	_____	<input type="checkbox"/>
15×15	_____	<input type="checkbox"/>
20×20	_____	<input type="checkbox"/>
25×25	_____	<input type="checkbox"/>

2. Control de códigos de cuñas:

Cuña	Posición	
15°	IN	<input type="checkbox"/>
	OUT	<input type="checkbox"/>
30°	IN	<input type="checkbox"/>
	OUT	<input type="checkbox"/>
45°	IN	<input type="checkbox"/>
	OUT	<input type="checkbox"/>
60°	IN	<input type="checkbox"/>
	OUT	<input type="checkbox"/>

Observaciones: _____

- ASPECTOS MECANICOS:

1. Indicadores angulares del brazo:

Nivel	Indicador luminoso consola	Indicador luminoso equipo	Indicador mecánico
0°			
90°			
180°			
270°			

2. Indicadores angulares del colimador:

Nivel	Indicador luminoso consola	Indicador luminoso equipo	Indicador mecánico
0°			
90°			
-90° (270°)			

3. Isocentro mecánico

diámetro: _____ mm

4. Centrado del retículo:

desplazamiento: _____ mm

5. Coincidencia de bordes del campo:

desplazamiento: _____ mm

6. Tamaños de campo:

Campo [cm×cm] (nominal)	Indicador equipo		Indicador consola		Medición	
	largo	ancho	largo	ancho	largo	ancho
5×5						
10×10						
15×15						
20×20						
30×30						

7. Verticalidad de camilla:

rango: _____ desplazamiento: _____ mm

8. Isocentro de camilla:

desplazamiento: _____ mm

9. Telémetro:

rango: _____ desplazamiento: _____ mm

10. Coincidencia de campo de luz-radiación:

w50% (FWHM) : _____ mm diferencia: _____ mm

desplazamiento del centro del campo: _____ mm

11. Coincidencia del puntero mecánico con el telémetro óptico:

diferencia: _____ mm

12. Láser de techo: _____

13. Láser Lateral (270°): _____ Láser Lateral (90°): _____

Observaciones: _____

• DOSIMETRICOS:

HACES DE FOTONES

- Energía Nominal: _____
Dosis de Referencia Medida: _____ Gy/UM _____ %¹⁴
Calidad (PDD 20/10): _____ %²¹
Simetría: _____ % _____ %¹⁵
Planitud: _____ % _____ %²²
- Energía Nominal: _____
Dosis de Referencia Medida: _____ Gy/UM _____ %²¹
Calidad (PDD 20/10): _____ %²¹
Simetría: _____ % _____ %²²
Planitud: _____ % _____ %²²

¹⁴ Variación relativa respecto al estado de referencia.

¹⁵ Variación absoluta respecto al estado de referencia.

HACES DE ELECTRONES

- Energía Nominal: _____
Dosis de Referencia Medida: _____ Gy/UM _____ %
Calidad ($J_2/J_1 =$ _____): _____ %
Simetría: _____ % _____ %
Planitud: _____ % _____ %
- Energía Nominal: _____
Dosis de Referencia Medida: _____ Gy/UM _____ %
Calidad ($J_2/J_1 =$ _____): _____ %
Simetría: _____ % _____ %
Planitud: _____ % _____ %
- Energía Nominal: _____
Dosis de Referencia Medida: _____ Gy/UM _____ %
Calidad ($J_2/J_1 =$ _____): _____ %
Simetría: _____ % _____ %
Planitud: _____ % _____ %
- Energía Nominal: _____
Dosis de Referencia Medida: _____ Gy/UM _____ %
Calidad ($J_2/J_1 =$ _____): _____ %
Simetría: _____ % _____ %
Planitud: _____ % _____ %
- Energía Nominal: _____
Dosis de Referencia Medida: _____ Gy/UM _____ %
Calidad ($J_2/J_1 =$ _____): _____ %
Simetría: _____ % _____ %
Planitud: _____ % _____ %

(Nota: Repetir para cada energía disponible de electrones)

D.6 Formulario para el control ANUAL del acelerador

FECHA: ____ / ____ / ____.

EQUIPO: _____.

- SEGURIDAD

1. Enclavamientos (de acuerdo a especificaciones de fabricante controlar los sistemas de advertencias, límites para alarmas, etc.):

- ASPECTOS MECANICOS

- | | | |
|--|-----------------|----------|
| 1. Rotación del colimador | diámetro: | _____ mm |
| 2. Rotación del brazo | diámetro: | _____ mm |
| 3. Rotación de la camilla | diámetro: | _____ mm |
| 4. Coincidencia de los tres ejes de rotación | diámetro: | _____ mm |
| 5. Verticalidad de la camilla | desplazamiento: | _____ mm |

- ASPECTOS DOSIMETRICOS

1. Isocentro Radiante

- | | | |
|--|-----------------|----------|
| Rotación del colimador, mandíbulas superiores cerradas | diámetro: | _____ mm |
| Rotación del colimador, mandíbulas inferiores cerradas | diámetro: | _____ mm |
| Rotación del brazo | diámetro: | _____ mm |
| Rotación de la camilla | diámetro: | _____ mm |
| Coincidencia entre isocentro radiante y mecánico | desplazamiento: | _____ mm |

2. Factores de Campo

a) Fotones: _____ MV

Tamaño	Factor de Campo	Discrep.%
5 × 5		
15 × 15		
20 × 20		
30 × 30		

b) Fotones: _____ MV

Tamaño	Factor de Campo	Discrep.%
5 × 5		
15 × 15		
20 × 20		
30 × 30		

c) Electrones:

Factor de Cono	___ MeV	% ^a	___ MeV	% ^a	___ MeV	% ^a	___ MeV	% ^a	___ MeV	% ^a
4×4										
6×6										
15×15										
20×20										
25×25										

^a Expresar aquí las discrepancias del parámetro medido respecto a su valor en el estado de referencia inicial.

3. Factores de transmisión de accesorios

a) Cuñas:

<i>Factor de cuña</i>	Discrep. %
Cuña	
Cuña	
Cuña	
Cuña	
Cuña	
Cuña	

b) Bandejas porta-bloqueos:

<i>Factor de bandeja</i>	Discrep. %
Bandeja	
Bandeja	
Bandeja	
Bandeja	

4. Factores sobre el eje

a) Fotones: _____ MV

<i>Campo →</i>	<i>PDD</i>						<i>TMR (TPR)</i>					
	10 × 10	% ^a	15 × 15	% ^a	20 × 20	% ^a	10 × 10	% ^a	15 × 15	% ^a	20 × 20	% ^a
<i>Prof</i>												
5 cm												
10 cm												
20 cm												

Nota: Repetir para todas las calidades de fotones

b) Electrones: _____ MeV

<i>Cono →</i>	<i>PDD</i>					
	6 × 6	% ^a	10 × 10	% ^a	20 × 20	% ^a
<i>Prof</i>						
___ cm						
___ cm						
___ cm						

Nota: Repetir para todas las calidades de electrones

^a Expresar aquí las discrepancias del parámetro medido respecto a su valor en el estado de referencia inicial.

5. Constancia de la dosis de referencia y parámetros fuera del eje (simetría y planitud) con el ángulo del brazo.

a) Brazo en posición vertical y hacia abajo (0°).

	Fotones		Electrones		
	MV	MV	MeV	MeV	MeV
Dosis de Referencia	____ (____%)	____ (____%)	____ (____%)	____ (____%)	____ (____%)
Simetría:	____%	____%	____%	____%	____%
Planitud:	____%	____%	____%	____%	____%

(Nota: Repetir la tabla anterior para 90°, 180° y 270° del brazo)

6. Control de las cámaras monitoras

	Fotones		Electrones		
	MV	MV	MeV	MeV	MeV
Factor de calibración	____ (____%)	____ (____%)	____ (____%)	____ (____%)	____ (____%)
Reproducibilidad	____%	____%	____%	____%	____%
Linealidad	____%	____%	____%	____%	____%
Variación con tasa:					
Mínima tasa	____% ^a	____% ^a	____% ^a	____% ^a	____% ^a
Usual tasa	____%	____%	____%	____%	____%
Máxima tasa	____% ^a	____% ^a	____% ^a	____% ^a	____% ^a

^a Variación relativa de la respuesta de las cámaras monitoras respecto a la tasa de dosis usual.

Realizado por: _____

Apéndice E : Procedimientos para la realización de los controles de calidad de los simuladores de tratamientos

E.1 Pruebas a los sistemas de seguridad

E.1.1 Luces de advertencia

Verificar que las luces correspondientes en el control del equipo y en la puerta de acceso a la sala funcionan adecuadamente al emitir radiación o en ausencia de ella. Tanto para toma de placas como para fluoroscopia.

E.1.2 Interruptor de radiación en la puerta de acceso a la sala

Verificar que el equipo no puede emitir rayos X si la puerta se encuentra abierta y que se suspende la emisión de radiación al abrir la puerta.

E.1.3 Interruptores de emergencia

- Verificar que todos los movimientos del simulador se inhabilitan al accionar el interruptor de emergencia del control manual de movimientos.
- Verificar que los movimientos de la mesa se inhabilitan al accionar el interruptor de emergencia colocado en la mesa de colocación del paciente.
- Verificar que todos los movimientos del simulador se inhabilitan al accionar el interruptor de emergencia del control principal del simulador.

E.1.4 Sistemas anti-colisión

Los sistemas anti-colisión normalmente se encuentran localizados en:

- El cabezal de la unidad
- Bandeja para protecciones
- Porta chasis
- Base del intensificador de imagen.

Verificar que cualquier movimiento de la unidad se interrumpe cuando se acciona manualmente cada uno de estos interruptores. En algunos simuladores el movimiento horizontal de la mesa queda libre.

E.2 Pruebas mecánicas

Diariamente el técnico del simulador debe realizar una serie de controles mecánicos, tal como fueron descritos en el Apéndice C.2. A continuación se describen las pruebas mecánicas que deben ser realizadas por el físico médico a la unidad.

E.2.1 Verificación de los indicadores angulares

Ver Apéndice C.2.1.

E.2.2 Telémetro

Debe comprobarse la estabilidad del soporte de la luz del telémetro luminoso. La imagen definida por la luz del puntero luminoso debe ser nítida. Es esencial que el fabricante proporcione el dato de la distancia de la fuente a la parte exterior del diafragma; con la ayuda de una cinta métrica se puede medir esta distancia y determinar así el plano para el cual se quiere conocer la DFS.

Las lecturas de distancias deben verificarse para el intervalo de uso (de acuerdo a las especificaciones del fabricante). Para esto ver Apéndice C.2.2.

E.2.3 Distancias foco-isocentro (DFI)

Colocar el brazo de giro en la posición $DFI = 100$ cm (según el indicador mecánico y/o electrónico), y corroborar que a la distancia especificada por el fabricante, se encuentra el isocentro del equipo. En esa posición, el telémetro debe indicar 100cm. Bajar el brazo 20cm (verificar la escala mecánica en el brazo con una cinta milimetrada, comprobando que la indicación de los 80cm se encuentra a 20 cm de la correspondiente a 100 cm); controlar que la indicación electrónica corresponda a 80 cm. El telémetro en esa posición debe indicar 80 cm. Luego se procede a verificar la linealidad del telémetro, de acuerdo a lo descrito en el Apéndice C.2.2, para ambas Distancias Foco-Isocentro.

E.2.4 Horizontalidad y desplazamiento vertical de la camilla

Ver Apéndice C.2.4.

E.2.5 Tamaño del campo luminoso

Proceder como se describe en el Apéndice C.2.8, controlando la correspondencia entre los indicadores mecánicos y/o luminosos, y el tamaño de campo del haz de luz, tanto con el brazo colocado a 100 cm como con el brazo a 80 cm ¹⁶.

E.2.6 Centrado del retículo

Proceder como en el Apéndice C.2.5.

E.2.7 Coincidencia de campo luminoso y de radiación

Colocar el brazo del simulador en posición vertical a $DFI = 100$ cm, ubicar una placa para rayos X encima de la camilla, a $DFS=100$ cm. Seleccionar un tamaño de campo (sugerido: 10×10 cm). Marcar con una aguja los cuatro bordes, y marcar también dos orientaciones para reconocer luego la posición de la placa. Impresionar la placa. Una vez revelada, unir los puntos marcados con la aguja (correspondiente al campo de luz) y establecer las diferencias con el haz radiante. Repetir el procedimiento para $DFI = 100$ cm y $DFS = 100$ cm. Identificar las placas escribiendo con tinta indeleble las fechas y equipo. Archivar las placas.

También se puede verificar mediante fluoroscopia, empleando para ello un dispositivo (lámina de plástico) con marcadores radio-opacos indicando en centro y esquinas del campo de referencia; o simplemente poner marcadores radio-opacos (esferas de plomo de pequeño diámetro) adheridas a una hoja de papel donde previamente se haya dibujado el campo luminoso que se desea controlar y su

¹⁶ Si los tamaños de campo están definidos con alambres, es necesario verificar que en cualquier posición del brazo, éstos conservan su posición.

centro. El marcador central sirve para controlar por radioscopia el isocentro radiante: rotando el colimador, el brazo y la camilla.

En ambos casos se aplican las mismas tolerancias especificadas al efecto.

E.2.8 Distancia foco- película

Se rota la mesa, de tal forma que el campo de luz y la escala del telémetro óptico incidan sobre la superficie del intensificador de imagen. Colocando una DFI = 100 cm, se procede a leer la distancia foco-película señalada por los indicadores (mecánicos y/o electrónicos) del simulador, así como la distancia proyectada por el telémetro sobre la rejilla del intensificador de imagen. La distancia señalada por el monitor deberá ser igual a la marcada por el telémetro más la distancia de la superficie de la rejilla a la película (este dato deberá estar en las especificaciones del simulador).

Repetir el procedimiento para DFI = 80 cm.

E.3 Chequeos radiográficos

E.3.1 Consistencia de la tasa de exposición (radiografía)

El propósito de esta prueba es verificar que la exposición en el modo de radiografía permanece constante para disparos consecutivos que se hacen con los mismos factores de kV, mA y tiempo.

Procedimiento:

- 1.- Coloque una cámara de ionización¹⁷ en la parte superior del de la mesa a una DFS de 100 cm.
- 2.- Coloque un campo de 12 × 12 cm, centrando la parte activa de la cámara de ionización con el centro del campo luminoso.
- 3.- Seleccione 60 kV y 125 mAs en el control del equipo.
- 4.- Haga 3 exposiciones y calcule el promedio de las lecturas.
- 5.- Cada lectura individual no deberá tener una desviación del promedio mayor al 5%.
- 6.- Repita los pasos 3 a 5 para una técnica de 90 kV con 40mAs y para 125 kV con 125 mAs.
- 7.- Calcule el factor de variación; este no deberá exceder el 5%.

A su vez es recomendable que el promedio de la tasa de exposición en cada caso no difiera en más del $\pm 5\%$ del valor obtenido para el estado de referencia inicial del equipo

E.3.2 Reproducibilidad de la tasa de exposición (radiografía)

El propósito de esta prueba es verificar que la exposición en el modo de radiografía tiene una respuesta reproducible para repetidos disparos que se hacen con los mismos factores de kV, mA y tiempo de exposición.

Procedimiento:

- 1.- Coloque una cámara de ionización en la parte superior del de la mesa a una DFS de 100 cm.
- 2.- Coloque un campo de 12 × 12 cm, centrando la parte activa de la cámara de ionización con el centro del campo luminoso.
- 3.- Seleccione 60 kV y 125 mAs en el control del equipo.
- 4.- Haga la exposición y registre la tasa de exposición obtenida.
- 5.- Modifique todos los valores de los controles y vuelva a las estaciones de kV y mAs iniciales.
- 6.- Haga una segunda exposición y registre el valor obtenido.

¹⁷ Se puede emplear una cámara de ionización plana y maniquí para rayos X, como la descrita en el Apéndice B.1.

- 7.- Repita el punto 5 y 6.
- 8.- Calcule el promedio de las lecturas.
- 9.- Calcule el coeficiente de variación.
- 10.- El coeficiente de variación no deberá exceder el 5%.
- 11.- Cada lectura individual no deberá tener una desviación del promedio mayor al 5%.
- 12.- Repita los pasos del 4 al 9 para una técnica de 90 kV con 40mAs y para 125 kV con 125 mAs.

A su vez es recomendable que el promedio de la tasa de exposición en cada caso no difiera en más del $\pm 5\%$ del valor obtenido para el estado de referencia inicial del equipo

E.3.3 Linealidad de la tasa de exposición (radiografía)

El propósito de esta prueba es verificar que la exposición en el modo de radiografía tiene una respuesta lineal para disparos consecutivos que se hacen con los mismos factores de kV y tiempo de exposición pero para valores crecientes de mAs.

Procedimiento:

- 1.- Coloque una cámara de ionización en la parte superior del de la mesa a una DFS de 100 cm.
- 2.- Coloque un campo de 12×12 cm, centrando la parte activa de la cámara de ionización con el centro del campo luminoso.
- 3.- Seleccione 60 kV y 10 mAs en el control del equipo.
- 4.- Realice una exposición y registre el valor obtenido..
- 5.- Incremente el mAs a 50 mAs, realice una exposición y registre el valor obtenido.
- 6.- Repita el punto 5 pero esta vez incrementando el mAs a 100.
- 7.- Normalice la exposición por cada mAs respectivo.
- 8.- Calcule el promedio de las lecturas.
- 9.- Calcule el coeficiente de variación.
- 10.- El coeficiente de variación no deberá exceder el 5%.
- 11.- Repita los pasos del 3 al 9 para una técnica de 90 kV y para 125 kV.

A su vez es recomendable que el promedio de la tasa de exposición en cada caso no difiera en más del $\pm 5\%$ del valor obtenido para el estado de referencia inicial del equipo.

E.3.4 Consistencia de la tasa de exposición (fluoroscopia)

Se recomienda que en el modo de fluoroscopia no se exceda una tasa de exposición de 10 R/min. para cualquier técnica. Para verificar esto sería conveniente disponer de los siguientes accesorios:

- 10 láminas de aluminio de aproximadamente 6 mm de espesor cada una.
- aditamento para medir resolución.

Procedimiento

- 1.- Coloque una cámara de ionización para rayos X a una DFS de 85cm, con retrodispersión. Seleccione en el electrómetro el modo de tasa de exposición y la escala adecuada.
- 2.- Escoja un tamaño de campo que cubra uniformemente el área activa de la cámara, pero no mucho mayor, y céntrala con el haz luminoso.
- 3.- Coloque el aditamento para medir resolución del haz, sobre la mesa y a una DFS= 100cm
- 4.- Opere el simulador en la forma de Control Automático de "intensidad" (brillo) y con la mayor ganancia.
- 5.- Inicie la exposición con fluoroscopia y observe la resolución. Permita que se estabilice el equipo de medición por 10 seg. Anote la tasa de exposición, kV y mA. Restablezca el equipo de medición después de cada lectura.
- 6.- Coloque 2 hojas de aluminio sobre el aditamento para medir resolución y repita el paso 5.

- 7.- Repita el paso 6 con el resto de las láminas, de dos en dos (4, 6, 8 y 10 láminas).
La imagen debe mantener la misma intensidad independientemente del espesor colocado.
Anote para cada caso la tasa de exposición.
- 8.- Repita el paso 6 con una lámina de 3 mm de Pb; no se deberá observar ninguna imagen.
Anote la tasa de dosis.
- 9.- Si la tasa de exposición en los puntos 5, 6 ó 7 supera los 100 mGy/min., el equipo no debe ser utilizado clínicamente y se sugiere sea revisado para encontrar la causa del problema.

E.3.5 Resolución de alto contraste en fluoroscopia

Una característica importante del sistema de fluoroscopia es su resolución de alto contraste, para lo cual se utiliza un objeto de prueba de alto contraste que contiene 8 mallas de cobre de diferente espesor y numeradas. La resolución se evalúa en términos de la malla más pequeña que se logre distinguir en la imagen mostrada en el monitor y en una placa de la misma.

Procedimiento:

- 1.- Coloque el sistema sobre la superficie del intensificador de imagen
- 2.- Opere el simulador en el modo de fluoroscopia y una intensificación de imagen normal (9") en el mínimo kV y aproximadamente 1 mA.
- 3.- Mida la resolución en términos de la malla más fina que se pueda distinguir en el centro y en los bordes de la imagen del objeto de prueba y registre esta lectura en los datos de resolución del sistema.
- 4.- Tome una placa de dicha imagen.
- 5.- En la imagen obtenida en la película mida la resolución en términos de la malla más fina que se pueda distinguir en el centro y en los bordes de la imagen del objeto de prueba y registre esta lectura en los datos de resolución del sistema.
La medida se realiza cada vez que se instala un nuevo sistema de fluoroscopia para tener una base de comparación del sistema, así como para comparar diferentes equipos del departamento.
- 6.- Si se nota una pérdida de resolución de alto contraste se deberá contactar al servicio de mantenimiento para encontrar la causa y realizar los ajustes necesarios.

E.3.6 Resolución de bajo contraste en fluoroscopia

Una característica importante del sistema de fluoroscopia es su resolución de bajo contraste, para lo cual se utiliza un objeto de prueba de bajo contraste para evaluar dicha resolución. La resolución se evalúa en términos del grupo de objetos de baja resolución más pequeño que se logre distinguir en la imagen mostrada en el monitor y en la placa de la misma.

Procedimiento:

- 1.- Coloque el objeto de prueba para resolución de bajo contraste sobre la superficie del intensificador de imagen
- 2.- Opere el simulador en el modo de fluoroscopia y una intensificación de imagen normal (9") en el mínimo kV y aproximadamente 1 mA.
- 3.- Mida la resolución en términos del grupo más pequeño de objetos de baja resolución que se pueda distinguir en la imagen mostrada en el monitor y registre esta lectura en los datos de resolución del sistema.
- 4.- Tome una placa de dicha imagen.
- 5.- En la imagen obtenida en la película mida la resolución en términos del grupo más pequeño de objetos que se pueda distinguir en el centro y en los bordes de la imagen del objeto de prueba y registre esta lectura en los datos de resolución del sistema.
La medida se realiza cada vez que se instala un nuevo sistema de fluoroscopia para tener una base de comparación del sistema, así como para comparar diferentes equipos del departamento.
- 6.- Si se nota una pérdida de resolución de bajo contraste se deberá contactar al servicio de mantenimiento para encontrar la causa y realizar los ajustes necesarios.

E.4 Formulario para el control DIARIO del simulador

Equipo: _____

Día

Prueba ^a															
Seguridad	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--
Luces en puertas															
Luces de irradiación en consola															
Sistemas de visualización															
Sistema de parada de Emergencia	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--
Puerta															
Consola															
Sistema anti-colisión															
Mecánicos															
Movimientos del brazo															
Movimientos del colimador															
Movimientos del cabezal															
Movimientos de camilla															
Telémetro															
Láseres															
Tamaño de campo															
Centrado del retículo															
Realizado por (iniciales del Técnico)															
Revisado por (iniciales del Físico) ^b															
Observaciones															

^a En todos los casos colocar S cuando todo funciona correctamente o esta en tolerancia.

^b El físico revisará semanalmente, o cuando se reporten problemas.

E.5 Formulario para el control MENSUAL del simulador

FECHA: ____ / ____ / ____.

EQUIPO: _____

- ASPECTOS MECANICOS:

1. Indicadores angulares del brazo:

Nivel	Indicador luminoso consola	Indicador luminoso equipo	Indicador mecánico
0°			
90°			
180°			
270°			

2. Indicadores angulares del colimador:

Nivel	Indicador luminoso consola	Indicador luminoso equipo	Indicador mecánico
0°			
90°			
-90° (270°)			

3. Centrado del retículo:

desplazamiento: ____ mm

4. Isocentro Mecánico:

diámetro: ____ mm

5. Telémetro:

rango: _____ desplazamiento: ____ mm

6. Indicador Distancia Foco-Isocentro

DFI (nominal)	Mecánico	Electrónico
100 cm	_____	_____
80 cm	_____	_____

7. Indicador Distancia Foco-Película:

DFI	Mecánico	Electrónico
100 cm	_____	_____
80 cm	_____	_____

8. Láseres:

Láser de techo: ____ Láser Lateral (270°): ____ Láser Lateral (90°): ____

9. Intensidad de luz del campo:

10. Paralelismo y ortogonalidad de campo luminoso:
diferencia entre diagonales: _____ %

11. Verticalidad del haz luminoso:
desplazamiento: _____ mm

12. Tamaños de campo:

Campo [cm×cm] (nominal)	Indicador equipo		Indicador consola		Medición	
	largo	ancho	largo	ancho	largo	ancho
5 × 5						
10 × 10						
15 × 15						
20 × 20						
30 × 30						

13. Escalas de la camilla:

Escala Vertical: _____ mm Escala lateral: _____ mm Escala longitudinal: _____ mm
Escala Angular : < _____ °.

14. Horizontalidad de la camilla:
desplazamiento: _____ mm

15. Verticalidad de camilla:
rango: _____ desplazamiento: _____ mm

16. Enclavamiento y centrado de bandejas:

17. Calidad de la imagen fluoroscópica:

18. Coincidencia de campo de luz-radiación:
w50% (FWHM) : _____ mm diferencia: _____ mm
desplazamiento del centro del campo: _____ mm

Observaciones: _____

Realizado por: _____

E.6 Formulario para el control ANUAL del simulador

FECHA: ____ / ____ / ____.

EQUIPO: _____ .

- ASPECTOS MECANICOS

- | | | |
|--|-----------------|----------|
| 1. Rotación del colimador | diámetro: | _____ mm |
| 2. Rotación del brazo | diámetro: | _____ mm |
| 3. Rotación de la camilla | diámetro: | _____ mm |
| 4. Coincidencia de los tres ejes de rotación | diámetro: | _____ mm |
| 5. Verticalidad de la camilla | desplazamiento: | _____ mm |

- ASPECTOS RADIOGRAFICOS:

1. Tasa de exposición (radiografía): _____.
2. Tasa de exposición (fluoroscopia): _____.
3. Calibración de kV y mAs: _____.
4. Resolución de alto y bajo contraste: _____.

Observaciones: _____

Realizado por: _____

Apéndice F : Procedimientos para la realización de los controles de calidad de los equipos de roentgenterapia

F.1 Inspección física de la instalación

Esta prueba consiste en una inspección visual del equipo. Con la misma se comprueba diariamente que todos los indicadores del panel de mando, el dispositivo de enclavamiento de la instalación y los movimientos y frenos del soporte y del tubo de rayos X funcionan correctamente. También se debe realizar una inspección de los cables de alto voltaje y su protección. Además, se comprueba el funcionamiento correcto del sistema intercambiable de filtros de manera que cumpla su objetivo de evitar errores en la selección del filtro y su alineación una vez colocado en el porta-filtros de la ventana de salida del tubo de rayos X. Igualmente, es importante inspeccionar el funcionamiento adecuado del sistema de colocación de conos, así como que la comunicación audiovisual con el paciente no presenta problemas.

Las comprobaciones mecánicas del equipo que implican mediciones dosimétricas se recomienda que se realicen anualmente.

Objetivo: Comprobar que todos los sistemas y accesorios componentes del equipo se encuentran en buen estado, comprobando que los movimientos mecánicos y frenos del equipo y de sus dispositivos aliados se encuentran funcionando correctamente, así como que los indicadores de mando del equipo operan adecuadamente.

Frecuencia: Diaria, antes del comienzo del trabajo.

Equipos y accesorios: Regla graduada

Personal a cargo: Técnico radioterapeuta .

Procedimiento:

- 1 Familiarícese con el equipo sometido a prueba, sus controles y mandos. Realice la inspección visual de la instalación, examinando exteriormente el estado de todos los accesorios del equipo (soporte del tubo de rayos X, consola del generador, gabinetes del equipo, condiciones externas de los cables de alto voltaje, camilla del paciente, etc.)
- 2 Verifique la estabilidad del equipo en posición libre e inmóvil., el correcto funcionamiento mecánico del sistema de ubicación de conos, la comprobación de los movimientos y frenos del soporte del tubo de rayos X y de la camilla. Si por primera vez se evalúa el equipo compruebe la indicación externa de la localización del punto focal
- 3 Compruebe los indicadores en el panel del generador como son: el funcionamiento del indicador de exposición y de los indicadores de parámetros electro-técnicos (potencial, corriente, tiempo de exposición o combinación corriente-tiempo).
- 4 Verifique el estado del sistema de filtros
 - Revisar el estado físico de los filtros y las características de su localización en el cabezal.
 - Revisar su sistema de identificación y la correspondiente información en la consola de control.
 - Revisar el funcionamiento del sistema de selección de filtros y la respuesta del sistema ante la colocación de un filtro equivocado.
 - Debe enfatizarse la necesidad de la seguridad operativa en caso de una deficiente seguridad intrínseca, que por otra parte es muy común en este tipo de equipos.
- 5 Verifique el estado de los conos de tratamiento
 - Deben revisarse todos los conos o aplicadores que se utilizan en el tratamiento de pacientes prestando atención especial a su estado físico, correcta posición y estabilidad en el tubo o cabezal.
 - Debe prestarse atención a la identificación de los conos y su correspondencia con la indicación en la consola de control.
 - Debe comprobarse si los mecanismos de interrupción de los rayos X funcionan al faltar el

como seleccionado o al colocar otro distinto a éste. En este punto hay que ser enfático sobre la necesidad de la seguridad operativa si no existe seguridad intrínseca.

- 6 Compruebe el correcto funcionamiento del dispositivo de enclavamiento de la puerta de la instalación y el funcionamiento de la señalización de “irradiando”.
- 7 Compruebe que tanto el panel de mando, como el paciente pueden ser visualizados durante el tratamiento.

Interpretación: Cualquier anomalía que se detecte debe ser informada y solucionada antes de comenzar el trabajo. En caso de que no pueda ser corregida, informar al físico responsable del control de calidad de la instalación. Solicitar los servicios técnicos especializados para su corrección.

Tolerancias: Todos los movimientos y frenos del equipo deben funcionar correctamente, así como los controles e indicadores del panel de mando del equipo.

F.2 Seguridad eléctrica

En estos aspectos, como se trata del campo de trabajo de otros profesionales, ingenieros eléctricos o de mantenimiento, la inspección no debe ser invasiva y poniendo atención a aspectos muy obvios de la instalación tales como:

- Cableado: verificar si se encuentra en buenas condiciones de integridad, no existan aislantes deteriorados ni conectores en malas condiciones.
- Verificar que exista una buena conexión a tierra.
- Verificar que el sistema de refrigeración funcione y que el fluido refrigerante se encuentre en la calidad y cantidad adecuados y no existan fugas. Este punto es particularmente importante ya que al proceder a la calibración, estos tubos son exigidos por encima de lo que es habitual en su uso terapéutico y, frecuentemente debe interrumpirse el trabajo para permitir su enfriamiento.

F.2.1 Evaluación del circuito protector de sobrecarga del tubo

La comprobación del correcto funcionamiento de este circuito impide una sobrecarga de potencia del tubo y las consecuencias que de esto se derivan. De manera que se cuida la vida útil del equipo. Esta prueba se debe realizar siguiendo estrictamente las indicaciones del fabricante en cuanto a la carta técnica del tubo y observando las medidas de seguridad pertinentes, no obstante, a continuación se describe una prueba como guía para la realización de esta evaluación.

Objetivo: Asegurar el funcionamiento correcto del circuito protector de sobrecarga del tubo y que por tanto el tubo no será dañado por accidentes de este tipo.

Frecuencia: Anual. Al inicio o posterior a cambios o reparaciones que puedan afectar este circuito.

Equipos y accesorios: Carta técnica del tubo.

Personal a cargo: Físico Médico

Procedimiento:

1. Seleccione un tiempo de exposición de 5 s aproximadamente para el mínimo valor de corriente de uso clínico.
2. En incrementos de los posibles valores de potencial (kV), desde el valor mínimo hasta el máximo del generador, determine la corriente máxima del tubo para la cual es posible la exposición. Esto se realiza incrementando el mA hasta que el indicador de sobrecarga o bloqueo de exposición aparezca. El valor de mA inmediatamente inferior a la condición de bloqueo es la **corriente máxima permitida del tubo**. Anote el valor de corriente. Alternativamente la prueba la puede realizar sólo para los valores nominales de potencial de uso clínico
3. Seleccione 10 s y repita el paso 2.
4. Seleccione 1 min. y repita el paso 2.
5. Seleccione el máximo tiempo posible y repita el paso 2.

Interpretación: De los datos de la carta técnica del tubo, determine la Corriente Máxima Tolerable del Tubo (CMTT) para cada tamaño del punto focal, kV y combinación de tiempo seleccionada en la

prueba. De los resultados de la prueba determine la Corriente Máxima Permitida por el Tubo (CMPT), este valor no debe exceder la CMTT. Debido a las posibilidades de diseño del equipo, CMPT puede ser hasta un 30% menor que los valores de CMTT de la carta técnica del tubo. Los límites de aceptación actuales tienen que ser modificados en muchos casos producto de que la mayoría de los generadores tienen estaciones de mA discretas y ajustes de kV más continuos.

Tolerancia: Relación CMPT/CMTT: entre 0.7-1.0.

F.3 Seguridad radiológica

Objetivo: Comprobar que todos los sistemas relacionados con la protección radiológica del personal y pacientes funcionan adecuadamente

Frecuencia: Diaria, antes del comienzo del trabajo.

Personal a cargo: Técnico radioterapeuta .

Procedimiento:

- Revisar la puerta de acceso al recinto de tratamiento. Existencia y buen funcionamiento de algún mecanismo (microinterruptores) que detenga la irradiación en caso de ser abierta, o que impidan la emisión de rayos X si no ha sido cerrada. Comprobar que todo funciona correctamente en todas las situaciones posibles.
- Comprobar que la puerta puede abrirse manualmente desde dentro y desde fuera del recinto de tratamiento, aún en el caso de que este movimiento sea motorizado.
- Señales Luminosas: Verificar la existencia de señales luminosas y su correcto funcionamiento en la consola, puerta de entrada al cuarto de tratamiento, cabezal o tubo etc., al menos deben tener una señal roja en sitio visible, tanto para el personal como el público que tenga acceso a esta área, para indicar que el tubo de rayos X está irradiando y otra verde para indicar la condición de no irradiación.
- Interruptores Manuales: Debe revisarse el funcionamiento de todos los interruptores de que disponga el equipo para interrumpir la irradiación a voluntad, esto debe incluir un interruptor de corte total de energía al sistema (fusibles principales).
- Visión del Paciente: Debe verificarse que el operador de la máquina tenga en todo momento una buena visión del paciente. Si el sistema existente es por circuito cerrado de TV y en caso de que éste presente fallas, deben tener otro medio de visión alternativo.

F.3.1 Medición de la radiación de fuga

El conocimiento del nivel de radiación de fuga es un requisito de diseño de un equipo de terapia con rayos X. De aquí la necesidad de su medición y comparación con los estándares señalados en cuanto a los valores de tasa de Kerma en aire indicados en la Tabla IV. Por otra parte, esta medición debe acompañarse con una evaluación radiográfica completa de la hermeticidad del cabezal del tubo, de forma tal, que se conozca el lugar exacto por el cual pueda fugarse radiación en cantidades superiores al valor permisible. Esta prueba se debe realizar como parte del proceso de aceptación del equipo y posteriormente, anualmente o ante alguna sospecha de fugas del cabezal o un cambio de tubo.

Objetivo: Conocer la tasa de Kerma en aire producto de la radiación de fuga cuando el equipo es operado en sus factores de técnica de fuga.

Frecuencia: Inicial o posterior a cambios del tubo o reparaciones que influyan en este valor.

Equipos y accesorios: Dosímetro con cámara de ionización adecuada para medición de radiación de fuga, películas radiográficas y chasis de cartulina.

Personal a cargo: Físico Médico.

Procedimiento:

1. Bloquee la ventana del cabezal del equipo y la abertura donde se colocan los filtros con un filtro de material absorbente de plomo de un espesor de al menos 10 veces la capa hemirreductora para el potencial y filtración de los factores de técnica de fuga.
2. Cubra lo más completamente posible la cubierta del tubo con los chasis de cartulina cargados con películas radiográficas adecuadamente identificadas para conocer la posición en que fueron colocadas. Anote la posición de cada película.
3. Seleccione en el panel del equipo los factores de técnica de fuga. Esto se alcanza, seleccionando para el máximo potencial de operación, el máximo valor de corriente posible para dicho potencial en modo de operación continua.
4. Con el dosímetro, mida la tasa de Kerma en aire a una distancia de un metro del foco del equipo, promediada sobre un área de 100 cm² en todas las direcciones del cabezal. Para equipos con potenciales inferiores a 50 kV, realice esta misma operación pero a 5 cm de distancia del cabezal.

Interpretación: Procese las películas de manera usual. Los resultados de las mediciones de la radiación de fuga no deben superar los valores de la tolerancia en ninguna dirección de la fuente. En caso contrario, el equipo no puede operarse bajo estas circunstancias y se debe proceder a una investigación que descubra la razón de esta violación, para lo cual utilice las películas reveladas que mostraran el lugar en el que se encuentra debilitada la protección de la cubierta. Informe al personal de electromedicina para que se tomen las medidas correspondientes.

Tolerancia:	Equipos con potencial < 50 kV,	
	tasa de Kerma en aire a 5 cm del cabezal:	<0.30 Gy-h ⁻¹
	Equipos con potencial entre 50-500 kV,	
	tasa de Kerma en aire a 1 m del cabezal:	<0.01 Gy-h ⁻¹

F.4 Comprobación del campo de radiación

La uniformidad del campo de radiación es recomendable que se compruebe para cada cono de tratamiento en uso clínico. No obstante, como prueba rutinaria de control de calidad, se acepta que se investigue la caracterización del campo de radiación para un cono de referencia y en presencia de alguna anomalía, investigar el resto de los conos. La caracterización más completa del campo de radiación se alcanza mediante la realización del perfil del mismo, ya sea con película radiográfica o mediante mediciones ionométricas. En ambos casos, mediciones a lo largo de cada uno de los ejes, perpendicular y paralelo a la dirección ánodo-cátodo son suficientes, pero la medición precisa de este parámetro, necesita de un densitómetro de medición automático o de un sistema de exploración automático para el desplazamiento de la cámara. Una evaluación alternativa puede ser realizada mediante película radiográfica y la medición de la densidad óptica (DO) máxima y mínima con un densitómetro convencional, en la dirección de cada eje, para el cálculo de la planitud; así como de las mediciones de DO en 4 puntos de la película equidistantes del centro del campo de radiación, para el cálculo de un índice de simetría.

Objetivo: Comprobar la coincidencia del tamaño y forma del campo de radiación según el cono de tratamiento. Verificar además, la homogeneidad y simetría del campo de radiación para cada cono.

Frecuencia: Mensual o posterior algún cambio o renovación en el equipo que pueda afectar la homogeneidad y simetría del campo de radiación.

Equipos y accesorios: Películas radiográficas de radiodiagnóstico (preferiblemente de baja sensibilidad o lentas) y densitómetro de transmisión óptica.

Personal a cargo: Técnico radioterapeuta bajo supervisión de Físico Médico.

Procedimiento:

1. Seleccione un cono (preferiblemente de diámetro o lado igual o mayor que 10 cm) y colóquelo en el equipo.
2. Coloque una película radiográfica sobre la camilla de tratamiento. Asegúrese poder identificar en la película la dirección ánodo-cátodo. Si el equipo cuenta con localizador luminoso delimite los bordes de este con marcadores radio-opacos.
3. Seleccione en el panel de mando del equipo, para el caso de equipos por debajo de 150 kV, un valor de potencial nominal de aproximadamente 50 kV y si es posible, que le corresponda una filtración total cercana a la empleada en radiodiagnóstico (2.5 mm Al para equipos >70 kV, 1.5 mm

Al para 50-70 kV y 0.5 mm Al para <50 kV). En el caso de equipos con potenciales nominales mayores de 150 kV, seleccione el valor de potencial mínimo.

4. Seleccione un valor de corriente y de tiempo de exposición cuyo producto resulte aproximadamente 10 mAs. De manera que se obtenga una densidad óptica adecuada en la película. En caso contrario ajuste los parámetros de exposición.
5. Realice la exposición de la película.
6. En caso de que quiera obtener un mejor contraste para la interpretación. Realice una segunda exposición, alejando el tubo de la película lo suficiente para desbordar el campo de radiación pero no el tamaño de la película utilizada y si aún es necesario reduzca el tiempo de exposición a la mitad del anterior.
7. Procese la película de manera usual a como haya estandarizado el procesamiento para esta prueba.
8. Repita los pasos 1 al 7 para cada cono en uso clínico.

Interpretación: Con ayuda de la regla graduada, mida las discrepancias entre el tamaño del campo de radiación (definido por la curva del 50% de isodosis respecto al centro del campo) y el tamaño del campo que define el cono de tratamiento verificado. Para un cono de tratamiento de tamaño conocido, determine la planitud y simetría del campo de radiación a partir de la medición de la densidad óptica de la película en cuatro puntos equidistantes de la posición que determina el eje central del campo de radiación, en las direcciones paralela y perpendicular al eje ánodo-cátodo, así como en el centro del campo de radiación. Calcule la planitud como la razón entre la diferencia de la DO_{max} y la DO_{min} (dentro del área correspondiente al 80% del FWHM del campo) y su suma, expresada en por ciento. La simetría se calcula como el promedio de las divisiones de las densidades ópticas de los puntos extremos evaluados en cada eje (paralelo y perpendicular a la dirección ánodo-cátodo) expresada en por ciento. En futuras evaluaciones utilice siempre el mismo cono y los mismos puntos equidistantes para la evaluación.

$$P = [(DO_{max} - DO_{min}) / (DO_{max} + DO_{min})] \cdot 100\% \quad \text{Planitud}$$

$$S = [(DO_1 / DO_2 + DO_3 / DO_4) / 2] \cdot 100\% \quad \text{Simetría}$$

Tolerancia: El resultado de estas evaluaciones debe compararse con sus respectivos valores en el estado de referencia inicial, y su variación porcentual absoluta debe ser menor que la tolerancia especificada.

F.5 Exactitud del circuito controlador del tiempo de exposición (temporizador)

Se recomienda que con la realización de la calibración dosimétrica del equipo se determine la exactitud del circuito controlador del tiempo de exposición y además, se determine el error del circuito de iniciación e interrupción de la irradiación. Esto último es debido, a que para equipos de rayos X el temporizador puede comenzar antes de que el potencial sea aplicado completamente al tubo. Dentro de las limitaciones del equipo, el tiempo de irradiación debe ser largo comparado con el error de iniciación e interrupción de la exposición y aunque usualmente esto sucede así, este error debe ser investigado.

Objetivo: Verificar la reproducibilidad y linealidad del circuito controlador del tiempo de exposición del equipo, así como el error por tiempo efectivo de irradiación.

Frecuencia: Anual o posterior a un cambio o reparación del equipo que involucre a este dispositivo.

Equipo y accesorios: Electrómetro y cámara de ionización apropiados para el rango de terapia con rayos X.

Personal a cargo: Físico Médico.

Procedimiento:

(Ver Apéndice C.3.1).

Interpretación: Calcule la reproducibilidad del circuito controlador del tiempo de irradiación a partir de la desviación estándar de las lecturas. Evalúe si el temporizador del equipo es lineal para cualquier lapso escogido y por ende la dosis es una función exclusiva del tiempo de irradiación seleccionado.

Corrija el tiempo de tratamiento por el error del circuito de iniciación y parada de la irradiación (si su influencia es mayor de un 2% en la dosis).

Tolerancia: Se recomienda que la reproducibilidad y linealidad sean mejores que un 1%.

La corrección por tiempo efectivo de irradiación debe influir en menos de un 2% en la dosis (o ser menor de 2 segundos).

F.6 Constancia de la calidad del haz

▪ **Determinación de la capa hemirreductora**

La forma más recomendada para cuantificar la calidad de haces de rayos X de baja y mediana energía es mediante la capa hemirreductora (CHR). La medición de este parámetro se deberá realizar para cada calidad de radiación (kV y filtración) en uso clínico. Para su medición se recomienda un emplear una configuración experimental en geometría de haz estrecho [37, 39, 40,], empleando el menor tamaño de campo posible sobre la cámara de ionización y que además asegure un diámetro máximo del haz sobre los filtros absorbentes de 4 cm y una distancia filtro-cámara igual a la mitad de la distancia fuente-cámara utilizada. La distancia fuente-cámara recomendada es 100 cm, aunque para potenciales <50 kV, esta distancia puede reducirse a 75 o 50 cm. Además, la cámara se debe encontrar alejada de cualquier medio dispersor al menos 50 cm. Para mediciones más precisas, se puede utilizar una cámara monitor para detectar cambios en la tasa de salida del generador y hacer las correcciones correspondientes y además realizar las mediciones para diferentes tamaños de campo. En este caso la CHR se obtiene, como la extrapolación a tamaño de campo cero del gráfico de CHR medida en función del tamaño del campo.

De manera rápida, la CHR se puede calcular mediante interpolación logarítmica y cuando se disponga de medios de cómputo, se debe realizar un ajuste numérico de los datos del experimento de atenuación a una función de tipo exponencial.

Para potenciales entre 10-100 kV, se recomienda usar aluminio como material absorbente para los filtros y cobre para potenciales desde 100-300 kV, aunque el cobre también se puede usar desde 50 kV. En ambos casos, los filtros deben ser de espesor calibrado ($\pm 1\%$) y la pureza de los filtros de aluminio para CHR < 0.2 mm Al debe ser mayor de 99.99% (alta pureza) y para CHR ≥ 0.2 mm Al, se pueden utilizar filtros de aluminio aleación tipo 1100 (pureza: 99.8%).

La dependencia energética de la respuesta de la cámara de ionización utilizada para la medición de la CHR para cada rango de energía que comprende los equipos tratados, baja y media energía de rayos X, debe ser <2%, de manera que se asegure que no se introduzcan errores en las lecturas, por el cambio en la calidad del haz de radiación con y sin filtro absorbedor en el haz de rayos X.

Objetivo: Determinar el valor de la capa hemirreductora como comprobación de la calidad del haz de radiación y utilizar los resultados obtenidos en la determinación de la tasa de dosis absorbida para cada calidad de radiación de uso clínico.

Frecuencia: Anual, inicial o posterior a cambios o reparación que afecten la calidad del haz de radiación.

Equipos y accesorios: Electrómetro y cámara de ionización apropiados para el rango de terapia con rayos X. Juego de filtros de Aluminio y/o Cobre de alta pureza, según el rango energético y de espesores calibrados, cinta métrica y dispositivo para la colocación de los filtros a la salida del colimador.

Personal a cargo: Físico Médico.

Procedimiento:

1. Coloque la cámara de ionización a una distancia de 50-100 cm del foco del tubo en dependencia de la calidad del haz de radiación y el rendimiento del equipo. Sitúe el porta-filtros a la mitad del camino entre el foco y la cámara.
2. Seleccione un cono correspondiente a un tamaño de campo que cubra justo el volumen sensitivo de la cámara centrado sobre la cámara. En cualquier caso el área irradiada de los filtros no debe ser mayor de 4×4 cm².
3. Prepare el dosímetro para el trabajo según las instrucciones del fabricante. Espere suficiente tiempo para que éste se caliente y estabilice.

4. Seleccione el valor de potencial y filtro a evaluar en el mando del generador y ajuste el tiempo de exposición para obtener una lectura adecuada.
5. Realice una exposición sin filtro y anote la lectura del dosímetro. Repita la operación
6. Sin mover la geometría, coloque el filtro de menor espesor y realice otras dos exposiciones. Anote las lecturas.
7. Repita el paso 6 agregando filtros al anterior e incrementando, por tanto, el espesor total hasta que logre una reducción de la lectura del dosímetro superior a la mitad de la lectura sin filtro.
8. Repita la exposición sin filtro. Anote la lectura del dosímetro. Si el resultado obtenido discrepa menos del 5% de la lectura inicial sin filtro, se considera válido el experimento de atenuación. En caso contrario repita el experimento.
9. Repita los pasos 4 al 8 para todos las combinaciones de potencial-filtro de interés clínico.

Interpretación: La CHR se puede calcular mediante la siguiente expresión de interpolación logarítmica:

$$CHR = [t_2 \ln(2X_1/X_0) - t_1 \ln(2X_2/X_0)] / \ln(X_1/X_2)$$

donde:

X_0 : es el promedio de las lecturas del dosímetro medidas sin filtro y corregidas por densidad del aire.

t_1 y t_2 : son los espesores del material absorbente usado como filtro correspondientes a las lecturas X_1 y X_2 entre las cuales se encuentra la capa hemirreductora (valor de espesor para el cual se obtiene una reducción de X_0 a la mitad ($X_0/2$)).

Cuando se disponga de medios de cómputo se puede realizar un ajuste numérico de los datos del experimento de atenuación a una función del tipo:

$$Y = \exp(-0.693 \cdot t / CHR)$$

donde:

Y: es igual a la división de la lectura para cada espesor de filtro (X_i) entre el valor de lectura sin filtro X_0 .

t: espesor de cada filtro.

El valor de la única constante del ajuste (CHR), constituirá precisamente la capa hemirreductora.

Tolerancia: El resultado de esta evaluación debe compararse con su valor en el estado de referencia inicial, y su variación porcentual relativa debe ser menor que la tolerancia especificada.

▪ **Verificación de la constancia de la calidad**

Para simplificar el procedimiento de control de constancia de la calidad de estos haces, durante los controles MENSUALES recomendamos introducir el uso de maniqués formados por láminas de plástico de diferentes espesores, tipo el T-2962 de PTW para haces de baja energía, o tipo PTW2967 para energías medias, con insertos para cámaras plano-paralelas de rayos X o para cámaras tipo Farmer, respectivamente. Estos maniqués facilitan la colocación de la cámara, y permiten evaluar la constancia de la calidad del haz a partir de la medición de un parámetro obtenido como la relación de lecturas a dos profundidades de plástico diferentes (índice de calidad: IC). Se recomienda evaluar cada mes una calidad diferente. Los valores de referencia de estos parámetros se establecerán durante la calibración inicial de la unidad (o posterior a una reparación o cambios que afecten la calidad del haz de radiación).

Objetivo: Evaluar la constancia de la calidad de los haces terapéuticos de rayos X.

Frecuencia: Mensual, cada vez una calidad diferente

Equipos necesarios: electrómetro y cámara de ionización. Maniquí con láminas de plástico de diferentes espesores, así como lámina con inserto para la cámara. Termómetro y barómetro.

Personal a cargo: Físico Médico

Procedimiento:

1. Coloque el maniquí sobre una superficie horizontal. La lámina de plástico con el inserto para la cámara se ubica en la superficie del maniquí.
2. Inserte la cámara en el maniquí.
3. Seleccione el cono para el cual se haya establecido el valor de referencia y céntralo sobre la cámara, a la distancia típica de tratamiento (en contacto directo con el maniquí en el caso de bajas energías).
4. Prepare el dosímetro para el trabajo según las instrucciones del fabricante. Espere suficiente tiempo para que éste se caliente y estabilice.
5. Realice varias exposiciones y anote el valor de lectura promedio (M_0).

6. Separe el cono y coloque una lámina de plástico del espesor empleado durante el establecimiento del valor de referencia del IC. Se recomienda emplear espesores que reduzcan al 60-70% el valor de lectura en la superficie del maniquí (por ejemplo, para CHR de 1 mm de Al se necesitaría un espesor de alrededor de 1 cm de plástico, mientras que para CHR de 1 mm de Cu se requerirían unos 5 cm).
7. Realice varias exposiciones y anote el valor de lectura promedio (M_I).
8. Determine el IC como la razón de lecturas.

Interpretación: El índice de calidad se puede estimar como:

$$IC = M_I/M_0$$

Tolerancia: El resultado de esta evaluación debe compararse con su valor en el estado de referencia inicial, y su variación porcentual relativa debe ser menor que la tolerancia especificada.

F.7 Constancia de la dosis de referencia

▪ Determinación de la tasa de dosis de referencia

Para la determinación de la tasa de dosis absorbida de referencia, se recomienda seguir los procedimientos del Protocolo del Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) TRS-277, 2da Edición [37]. En el mismo, la dosimetría de haces de fotones se dividió en tres rangos: baja, media y alta energía de fotones, correspondiendo las dos primeras rangos al caso de los equipos tratados en este epígrafe:

- Baja Energía: haces de radiación X con energías comprendidas entre 10-100 kV.
- Media Energía: haces de radiación X con energías entre 100-300 kV.

Ante lo detallado de dicha publicación y lo ampliamente difundida, no se considera procedente realizar aquí una explicación de la misma, sino simplemente, recomendar los procedimientos en ella descritos así como la revisión mencionada. Se recomienda además, la implementación de los cálculos computarizados con vistas a minimizar los errores de cálculo y de interpolación de los datos necesarios¹⁸.

Objetivo: Comprobar la constancia de la calibración dosimétrica, revisando de cada vez el rendimiento del equipo para cada cono y calidad del haz de radiación.

Frecuencia: Anual y posterior a un cambio o reparación del equipo que afecte su calibración.

Equipo y accesorios: Electrómetro y cámaras de ionización calibradas y apropiadas para el rango energético de interés que garanticen la trazabilidad metrológica de la medición a un Laboratorio de Calibración Dosimétrica Primario o Secundario, cinta métrica calibrada y filtros de aluminio de alta pureza o tipo 1100 y/o de cobre calibrados.

Personal a cargo: Físico Médico.

Procedimiento:

Procedimientos recomendados en el Protocolo TRS-277, del Organismo Internacional de Energía Atómica [37].

La calibración dosimétrica del haz de radiación ha de realizarse para un campo de referencia (campo recomendado: $10 \times 10 \text{ cm}^2$) y cada combinación de parámetros electrotécnicos, kV, filtración, distancia fuente-superficie (DSF) y corriente de uso clínico. Además, si la inexactitud del circuito controlador del tiempo de exposición del equipo es inferior a la tolerancia establecida, es recomendable realizar la calibración en unidades monitor del mismo, e incluyendo el error del circuito de iniciación e interrupción de la exposición. En este caso deben informarse los factores de cono, para la corrección de la tasa de dosis absorbida de los conos restantes, relativas al cono de referencia utilizado en la determinación absoluta de la tasa de dosis absorbida del equipo para cada DFS. Por otra parte, debe tenerse cuidado en la colocación de la cámara en el haz del usuario, tratando, siempre que sea posible, de ubicar la cámara de ionización exactamente a la distancia DFS de interés según el cono. En el caso de cono cerrados, se puede aplicar la corrección del inverso del cuadrado de la distancia.

¹⁸ Por ejemplo, se podrían utilizar las hojas de cálculo desarrolladas por la Sección de Dosimetría y Física Médica del OIEA. Estas son una implementación computarizada de los formularios de los Protocolos TRS-277 (incluyendo los cambios recomendados en su 2da edición, 1997) y TRS-381.

La constancia de la calibración dosimétrica es recomendable que también sea investigada anualmente para diferentes orientaciones del equipo, puesto que puede existir alguna dependencia de la tasa de dosis con la orientación, que además, puede resultar en un cambio en la uniformidad del haz.

Dependencia de la tasa de dosis con la corriente del tubo: Para cada una de las calidades de radiación utilizadas en los tratamientos, se debe medir la dosis variando la corriente dentro de los límites permitidos por el equipo, con los datos obtenidos para varias corrientes diferentes se calcula para cada una de ellas la dosis por unidad de corriente ($\text{Gy min}^{-1} \text{mA}^{-1}$). El coeficiente de variación (CV%) del conjunto de datos para cada calidad estudiada no debe ser mayor que 2%.

Estabilidad de la dosis: Con un grupo de parámetros determinados de mA, kV y tiempo, se toman cinco medidas consecutivas, entre cada medida los controles del equipo se mueven aleatoriamente volviendo a continuación a los valores prefijados para efectuar la medición de la dosis. El coeficiente de variación del conjunto de medidas no será mayor que el 2%.

La frecuencia de estas dos últimas pruebas puede ser anual, si el equipo de tratamiento presenta una estabilidad adecuada.

Finalmente, las mediciones de dosis relativas, como son las dosis en profundidad (PDD) y los factores de cono para la determinación de los rendimientos relativos, deben realizarse anualmente. En el caso de los PDD, las mediciones se deben realizar para el campo de referencia de $10 \times 10 \text{cm}$, con una cámara de ionización de pequeño volumen ($<0.6 \text{cc}$) en un maniquí de agua de profundidad variable controlada automáticamente, o utilizando un maniquí de láminas plástico con un factor de equivalencia al agua conocido, en función de la calidad del haz de radiación. En ausencia de estos dispositivos, que impidan una determinación confiable de los PDD, se recomienda utilizar los datos publicados [41, 42]; en ese caso pudiera haber de diferencias de algún por ciento entre estos datos publicados y los del haz del usuario.

Interpretación: En caso de un cambio en la constancia de la calibración dosimétrica de referencia superior a la tolerancia, investigar la causa del cambio. Comprobar el potencial si es posible y revisar la calibración del mA y del temporizador del equipo. De ser necesario investigar la homogeneidad y simetría del campo de radiación.

Tolerancia: Se recomienda que la variación relativa de la dosis de referencia para cada calidad del haz no supere $\pm 3\%$ de su valor respectivo en el estado de referencia inicial.

▪ **Chequeo mensual de constancia del rendimiento absoluto**

Para los controles de rutina mensuales se recomienda utilizar el mismo tipo de maniquí plástico que en el epígrafe anterior, según el rango de energía del haz analizado. Los valores de referencia del rendimiento absoluto para las diferentes calidades y conos se establecerán durante la calibración inicial de la unidad (o posterior a una reparación o cambios que afecten la calidad o intensidad del haz de radiación).

Objetivo: Evaluar la constancia de la dosis de referencia de los haces terapéuticos de rayos X.

Frecuencia: Mensual, cada vez una calidad diferente.

Equipos necesarios: electrómetro y cámara de ionización. Maniquí de plástico con inserto para la cámara. Termómetro y barómetro.

Personal a cargo: Físico Médico

Procedimiento:

1. Coloque el maniquí sobre una superficie horizontal. La lámina de plástico con el inserto para la cámara se ubica en la posición que se empleó durante la determinación del valor en el estado de referencia inicial (la superficie del maniquí en el caso de bajas energías).
2. Inserte la cámara en el maniquí.
3. Seleccione el cono para el cual se haya establecido el valor de referencia y céntralo sobre la cámara, a la distancia típica de tratamiento (en contacto directo con el maniquí en el caso de bajas energías).
4. Prepare el dosímetro para el trabajo según las instrucciones del fabricante. Espere suficiente tiempo para que éste se caliente y estabilice.
5. Realice varias exposiciones y anote el valor de la lectura promedio (M_0), la temperatura y la presión.

Interpretación:

La lectura corregida para evaluar la constancia del rendimiento absoluto se obtendrá como:

$$K = M_0 N_K p_{TP}$$

N_K : Factor de calibración de kerma en aire de la cámara para la calidad verificada. Se recomienda emplear la misma cámara utilizada durante el establecimiento del valor de referencia inicial. En caso que esto no sea posible, es recomendable emplear otra cámara del mismo tipo de la anterior.

p_{TP} : Corrección por presión y temperatura, respecto a los valores para los que se estableció el nivel de referencia K_{ref} .

Tolerancia: Se recomienda que la variación relativa de la lectura K para cada calidad del haz no supere $\pm 3\%$ de su valor respectivo en el estado de referencia inicial K_{ref} .

Un ejemplo de formulario para la evaluación mensual de la constancia del índice de calidad del haz y la tasa de dosis de referencia se muestra en el epígrafe F.8.

F.8 Formulario para el control mensual de la constancia del índice de calidad y la tasa de dosis de referencia para haces de fotones de baja energía (10-100 kV)

Fecha: 02-Dic.-98.

- **Unidad de Tratamiento:** RT-100
 Potencial Nominal del Tubo: 70 kV; filtración: 1.0 mm Al
 Corriente Nominal del Tubo: 10 mA
 Área/diámetro del aplicador: Ø8 cm a la Distancia Foco-Piel: DFP= 30 cm.
- **Equipamiento dosimétrico:**
 - Cámara de Ionización:
 Modelo y número de serie: PTW23342 (0.02cc flat), No 1193.
 - Electrómetro: PTW UNIDOS T10002, No. 120001
 Tensión de polarización : 300 V
 - Maniquí: T-2962
 Profundidad del punto de referencia de medición, $z_{ref} =$ 0.0 cm
- **Determinación de la lectura de referencia**
 - Factor de calibración (kerma en aire) para una CHR = 1.42 mm Al: $N_k =$ 1.012 Gy/nC
 - Temperatura $T =$ 21.4 °C y presión $P =$ 1010 hPa al momento de la medición.
 - $p_{TP} =$ 1.007
 - Lectura promedio sin corregir: $M_0 =$ 0.960 nC para un tiempo $t =$ 1 min.
- **Constancia del índice de calidad del haz (IC)**
 - Tasa de lectura promedio, para un espesor de lámina de plástico $d_1 =$ 1 cm
 $M_1 =$ 0.653 nC/min
 - Índice de calidad medido
 $IC = M_1/M_0 =$ 0.68
 - Índice de calidad de referencia: $IC_{ref} =$ 0.665
 - **Constancia** = $[IC - IC_{ref}] \times 100\% / IC_{ref}$: + 2.25%
- **Constancia de la lectura de referencia**
 - Tasa de lectura promedio medida, corregidas por P y T, en la superficie del maniquí:
 $K = M_0 N_k p_{TP} =$ 0.978 Gy/min
 - Tasa de lectura de Referencia : $K_{ref} =$ 0.968 Gy/min
 - **Constancia** = $[K - K_{ref}] \times 100\% / K_{ref}$: + 1.0%

Realizado por: _____

F.9 Formulario para el control DIARIO del equipo de Rx-terapia

Equipo: _____

Día

Prueba ^a															
Seguridad	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--
Indicadores del panel de mando															
Filtros y conos intercambiables															
Sistemas de visualización															
Sistema de parada de Emergencia	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--
Puerta															
Consola															
Mecánicos															
Movimientos del brazo															
Movimientos del cabezal del tubo															
Movimientos de camilla															
Frenos															
Realizado por (iniciales del Técnico)															
Revisado por (iniciales del Físico) ^b															
Observaciones															

^a En todos los casos colocar S cuando todo funciona correctamente o esta en tolerancia.

^b El físico revisará semanalmente, o cuando se reporten problemas.

F.10 Formulario para el control MENSUAL del equipo de Rx-terapia

FECHA: ____ / ____ / ____.

EQUIPO: _____.

- SEGURIDAD:

1. Pulsadores de corte de energía eléctrica:

Ubicación: _____

Ubicación: _____

Ubicación: _____

2. Enclavamiento de filtros y conos:

Filtro: ____ mm ____ , kV: _____

Filtro: ____ mm ____ , kV: _____

Filtro: ____ mm ____ , kV: _____

Filtro: ____ mm ____ , kV: _____

Filtro: ____ mm ____ , kV: _____

Cono: _____

Cono: _____

Cono: _____

Cono: _____

Cono: _____

Observaciones: _____

- ASPECTOS DOSIMETRICOS:

Campo (cono) y calidad a verificar:

Cono: _____, Filtro: _____, kV: _____, mA: _____

1. Constancia de Rendimiento y Calidad del Haz:

IC medido: _____ discrepancia: _____%

Lectura de Referencia medida (Rendimiento) : _____ discrepancia: _____%

Reproducibilidad de la Dosis de Referencia (σ_{n-1}): _____%

2. Comprobación del Campo de Radiación

Simetría: _____% diferencia absoluta: _____%

Planitud: _____% diferencia absoluta: _____%

Observaciones: _____

Realizado por: _____

F.11 Formulario para el control ANUAL del equipo de Rx-terapia

FECHA: ____ / ____ / ____.

EQUIPO: _____.

- SEGURIDAD:

1. Evaluación del circuito protector de sobrecarga:

Relación CMPT/CMTT: _____

2. Radiación de fuga

Equipos < 50 kV: Tasa de Kerma en aire a 5 cm del cabezal: _____ Gy-h⁻¹

Equipos entre 50-500 kV: Tasa de Kerma en aire a 1 m del foco: _____ Gy-h⁻¹

- ASPECTOS DOSIMETRICOS:

1. Dosis de Referencia y Capa Hemirreductora (CHR)

Cono	Filtro	kV	mA	CHR	% ^a	D _{ref}	% ^a

^a Discrepancia relativa respecto al valor en el estado de referencia inicial

2. Constancia de la dosis de referencia con el movimiento del brazo/cabezal

a) Cono: _____

CHR: _____

Angulo	Valor medido	% ^a
90°		
180°		
270°		

^a Respecto a la posición de referencia del brazo (0°)

Nota: Repetir para varios conos y CHR.

3. Factores sobre el eje

PDD

Prof. [cm]	Cono: _____ CHR: _____	% ^a	Cono: _____ CHR: _____	%	Cono: _____ CHR: _____	%

^a Expresar aquí las discrepancias del parámetro medido respecto a su valor en el estado de referencia inicial.

4. Dependencia de la Tasa de Dosis con la Corriente del Tubo

- a) Calidad: kV = _____, Rango mA: _____ - _____
Valor promedio: _____ Gy·min⁻¹·mA⁻¹
CV: _____%

Nota: Repetir para varias calidades

5. Estabilidad de la dosis

- a) Calidad: kV = _____, mA: _____
Valor promedio: _____ Gy·min⁻¹
CV: _____%

Nota: Repetir para varias calidades

6. Temporizador

Reproducibilidad: _____%

Linealidad: _____%

Corrección por tiempo efectivo de irradiación: $\varepsilon =$ _____ seg. (____%)

Realizado por: _____

Apéndice G : Procedimientos para la realización de los controles de calidad de la planificación del tratamiento en teleterapia (aspectos físicos)

G.1 Sistemas computarizados de planificación de tratamientos

G.1.1 Pruebas iniciales del fabricante

Tal como recomienda el ICRU 42 [23], el usuario del programa debe ser instruido sobre los procedimientos que son ejecutados por el software y hardware del sistema computarizado, sobre los métodos de normalización, capacidades del programa, limitaciones, así como el empleo de periféricos para la adquisición y salida de datos.

La implementación del sistema computarizado de tratamiento en el uso clínico debe ser ejecutada por un físico médico calificado.

Documentación: El fabricante debe ofrecer documentación sobre las pruebas realizadas por él al sistema de planificación. De igual manera debe entregar información sobre la frecuencia y el tipo de errores encontrados en el trabajo con el sistema, así como los procedimientos para documentar y corregir fallas descubiertas durante el trabajo diario. Finalmente debe existir un esquema para la obtención por parte del usuario de versiones superiores de los softwares. Se recomienda que el fabricante oferte la siguiente documentación sobre el sistema:

1. Descripción del sistema: Debe contener los conceptos principales y la estructura del hardware/software.
2. Manual de Usuario: Deben existir instrucciones completas para la operación del sistema, incluyendo los procedimientos para la entrada de datos del paciente y del equipo de tratamiento. Es muy importante también la descripción de los parámetros seleccionados: tamaño de campo, ángulo del brazo, etc.
3. Formato de los ficheros de datos: El fabricante del programa debe proveer al usuario de documentación clara sobre los procedimientos para transferir datos relacionados con el haz y otros datos necesarios hacia los archivos de datos del sistema. Se recomienda que el usuario adquiera su propio juego de datos básicos. Los datos deben ser adquiridos por un físico médico calificado o bajo la supervisión de éste; en caso de que el equipo de radioterapia sea un acelerador lineal es muy importante disponer de un maniquí de agua con un sistema de adquisición de datos automatizado.
4. Descripción de los algoritmos y modelos físicos empleados: Es importante que el fabricante del sistema computarizado entregue una descripción completa de los modelos físicos empleados en todos los cálculos dosimétricos. Esta documentación debe describir todos los requerimientos dosimétricos de los juegos de datos de entrada así como la exactitud esperada de los cálculos dosimétricos para diferentes condiciones de planificación del tratamiento, igualmente deben ser discutidas las limitaciones de los modelos de cálculo de dosis empleados.
5. Disponibilidad del código fuente: En algunos sistemas sería recomendable que durante la puesta su servicio se dispusiera del código fuente de algunos de sus módulos para posibles ajustes.
6. Ejemplos de prueba: El fabricante debe proporcionar ejemplos claros, detallados y sin ambigüedades que ilustren el uso del sistema. Por ejemplo, debe evidenciarse el modo en que el sistema toma en cuenta el peso de los campos, si el punto de referencia en que la contribución de cada campo se define es el punto de máximo de dosis, el isocentro (para campos isocéntricos) o un punto seleccionado dentro del volumen blanco; cómo se emplean los factores de cuña y bandejas (si internamente por el algoritmo o externamente por el usuario).

G.1.2 Criterios de aceptación

Los criterios de aceptación de los sistemas computarizados de tratamiento deben reflejar las inexactitudes y reproducibilidad de los valores medidos y calculados. Las mayores fuentes de incertidumbres (excluyendo los errores humanos al entrar los datos) pueden resumirse como sigue:

1. *Imprecisiones en los datos medidos:* Pueden ser tanto las incertidumbres en la medición de los datos del haz, como las asociadas a la adquisición de datos del paciente.
2. *Imprecisiones en la entrada de datos:* Una fuente significativa de inexactitud controlable puede ser el tablero digitalizador usado tanto para la entrada de los datos del haz como de los contornos del paciente. Por lo tanto, se recomienda que se realicen comprobaciones sistemáticas de la exactitud de este equipo. En general, los equipos de entrada de datos deben poseer una exactitud inherente mejor de 1 mm [43].
3. *Imprecisiones en los datos de salida:* La exactitud inherente de los graficadores (*plotters*), impresoras u otro periférico usado para graficar las isodosis o perfiles de haces y contornos del paciente debe ser mejor de 1 mm. Además, dado que la exactitud de los datos de salida dependen fuertemente de la elección de la separación de los puntos de la malla de cálculo de dosis, se recomienda que la separación de estos no debe ser mayor que 2.5 veces el máximo error de posición aceptado, cuando este error va de 1 a 3 mm [44].
4. *Imprecisiones del algoritmo:* Dado que los algoritmos de los sistemas de planificación están basados en soluciones aproximadas de problemas físicos complejos, las imprecisiones se incrementarán a medida que nos acerquemos a los límites dichas aproximaciones. Por lo tanto, las comprobaciones del programa deben realizarse tanto para las condiciones de rutina como para casos extremos.

En la Tabla G.1 se muestran los criterios de aceptación de los cálculos de dosis en haces de fotones y electrones; estos representan una combinación de las incertidumbres aleatorias y sistemáticas una desviación estándar, tanto de las mediciones como de los algoritmos de cálculo. Los porcentajes son especificados como un % de la dosis normalizada en el rayo central [24].

Cálculo de las Unidades de Monitor: La mayoría de los sistemas computarizados de planificación ofrecen la posibilidad de calcular las unidades de monitor (UM) o tiempo de tratamiento para cada campo. Estos programas requieren de la información acerca del rendimiento absoluto (Gy/min. o Gy/UM), así como la energía del haz, rendimientos relativos (factores de campo), factores de cuñas, dosis prescrita, etc. Se recomienda que el tiempo o UM calculados por el programa debe concordar con los cálculos manuales (empleando la misma metodología) en $\pm 2\%$.

G.1.3 Pruebas iniciales del usuario

Se recomienda que cada sistema computarizado de planificación sea puesto a punto para cada equipo de tratamiento, energía, modalidad y para cada isótopo en el momento de su adquisición, anualmente y cada vez que se instale una versión superior. Es decir que los sistemas de planificación computarizada no deben verse como algo diferente al resto del equipamiento médico. En el epígrafe G.1.3.1 se muestra una relación de las pruebas iniciales que deben ser realizadas al sistema por parte del usuario.

TABLA G.1. CRITERIOS DE ACEPTACION DE LOS CALCULOS DE DOSIS EN HACES DE FOTONES Y ELECTRONES (Adaptada de [24])

Parámetro	Criterio
I. Haces de fotones	
A. Campos Regulares (sin bloqueos) en medio homogéneo (maniquí de agua):	
1. Eje Central (excepto en región de “ <i>build-up</i> ”)	2%
2. Región del plateau de dosis	3%
3. Región de penumbra (elevado gradiente de dosis, > 30%/cm)	4 mm
4. Región de bajo gradiente y baja dosis (cola del perfil)	3%
B. Correcciones por inhomogeneidades:	
1. Eje Central (geometría del maniquí rectangular, en región de equilibrio electrónico).	3%
C. Incertidumbre combinada en maniquí antropomórfico (fuera del eje del haz; correcciones por contorno irregular; inhomogeneidades; bloqueos; campos irregulares; en región de equilibrio electrónico; atenuadores):	
1. Región del plateau de dosis	4%
2. Región de penumbra (elevado gradiente de dosis, > 30%/cm)	4 mm
3. Región de bajo gradiente y baja dosis (cola del perfil, < 7% de dosis de normalización)	3%
II. Haces de electrones	
A. Campos Regulares (sin bloqueos) en medio homogéneo (maniquí de agua):	
1. Eje Central (excepto en región de “ <i>build-up</i> ”)	2%
2. Región del plateau de dosis	4%
3. Región de penumbra (elevado gradiente de dosis, > 30%/cm)	4 mm
4. Región de bajo gradiente y baja dosis (cola del perfil)	4%
B. Correcciones por inhomogeneidades:	
1. Eje Central (geometría del maniquí rectangular, en región de equilibrio electrónico).	5%
C. Incertidumbre combinada en maniquí antropomórfico (correcciones por contorno irregular; inhomogeneidades; bloqueos; campos irregulares; fuera del eje):	
1. Región del plateau de dosis	7%
2. Región de penumbra (elevado gradiente de dosis, > 30%/cm)	5 mm
3. Región de bajo gradiente y baja dosis (cola del perfil, < 7% de la dosis en el eje)	5%

G.1.3.1 Pruebas iniciales

1. Cálculos de dosis puntual y factores para cada energía de haces de fotones
 - a) Cálculo de TAR, TPR o %DD para campos cuadrados (5×5 , 10×10 y $35 \times 35 \text{ cm}^2$)
 - b) Cálculo de TAR, TPR o %DD para campos rectangulares (5×10 , 5×20 , 20×5 y $5 \times 30 \text{ cm}^2$)
 - c) Cálculo de TAR, TPR o %DD para campos irregulares
 - d) Corrección del inverso del cuadrado
 - e) Factores de atenuación de cuñas, bandejas, compensadores, etc.
2. Cálculos de distribuciones de dosis para campos rectangulares (para cada energía) con haces de fotones
 - a) Campos cuadrados directos (5×5 , 10×10 y $35 \times 35 \text{ cm}^2$), perfiles laterales en $d_{\text{máx}}$, 5 y 10 cm
 - b) Campos rectangulares directos (5×10 , 5×20 y $5 \times 3 \text{ cm}^2$), perfiles laterales en $d_{\text{máx}}$, 5 y 10 cm
 - c) Efectos de DFI y/o DFS para campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$
 - d) Campos cuadrados y rectangulares con cuñas
 - e) Corrección por contorno (se emplea una superficie a 45° , simulando la superficie del paciente)
 - f) Campos con bloqueo central ($10 \times 20 \text{ cm}^2$, con bloqueo de 2 cm de ancho sobre el eje del campo)
 - g) Haces múltiples (contrapuestos paralelos, tres campos a 120° , contrapuestos con cuña, con pesos diferentes)
 - h) Técnicas rotacionales (360°) y en arcos (dos adyacentes de 180°)

- i) Cálculos fuera del eje del haz
 - j) Rotación del colimador y/o rotación del plano de cálculo
3. Cálculos de distribuciones de dosis en medio inhomogéneo (para cada energía) en haces de fotones
- a) Transferencia precisa de datos del TAC
 - b) Conversión de Unidades de Hounsfield (HU) en densidad electrónica
 - c) Campo simple ($10 \times 10 \text{ cm}^2$)
 - Incidencia directa sobre maniquí con superficie plana
 - Cavidad de aire en maniquí de agua
 - Bloque de material hueso-equivalente en maniquí de agua
 - Pequeño cilindro de aire en maniquí de agua
 - Pequeño cilindro de material hueso-equivalente en maniquí de agua
4. Cálculos de distribuciones de dosis (para cada energía) de haces de electrones
- a) Campos cuadrados ($10 \times 10 \text{ cm}^2$ y el menor campo cuadrado o circular empleado), perfiles laterales en $d_{\text{máx}}$, en 2 profundidades en la región de la cola de descenso de dosis
 - b) Campos rectangulares directos ($5 \times 10, 5 \times 20 \text{ cm}^2$), perfiles laterales en $d_{\text{máx}}$, en 2 profundidades en la región de la cola de descenso de dosis
 - c) Corrección del contorno (incidencia a 45°)
 - d) Corrección por inhomogeneidades (ver punto 3, inciso c)

Se recomienda que como parte de las pruebas de aceptación, se comparen las distribuciones de dosis calculadas para determinadas condiciones de tratamiento en maniqués estándares con las distribuciones medidas en el mismo maniquí. Se recomiendan estas pruebas (que deben incluir ejemplos típicos de aquellos empleados en la clínica, por ejemplo campos tangenciales de mama con filtros) porque de esta manera se comparan las distribuciones calculadas y medidas en condiciones similares a las que existen en el paciente. Además vale la pena calcular independientemente la dosis en el maniquí en puntos seleccionados, empleando por una parte los algoritmos de cálculo documentados por el fabricante del programa y por otra algoritmos interactivos. Este procedimiento puede demostrar la existencia de errores en el código del algoritmo de cálculo del sistema que no pueden ser determinados por mediciones dosimétricas.

Deben establecerse un conjunto de pruebas de referencia para casos tipos de planificación de tratamientos. Los planes de tratamiento de estos casos tipos deben incluir la distribución de la dosis para cada energía y modo de radioterapia externa así como para arreglos típicos de haces. Este conjunto de pruebas debe ser aplicado anualmente al sistema de planificación. Debe existir un subconjunto de estas pruebas de referencias que debe aplicarse mensualmente en el marco de programa de GC para garantizar la reproducibilidad de los cálculos en el caso de que no existan indicadores que verifiquen que los datos y los archivos de aplicación no han sido alterados. A continuación nos referimos a algunas de ellas.

Distribución de la dosis de un campo simple: Con el sistema de planificación computarizado debe calcularse la distribución de la dosis y la dosis absoluta como mínimo en un punto para un campo simple, para esto deben emplearse geometrías sencillas (por ejemplo maniqués rectangulares) y los resultados deben compararse con las mediciones. Las comparaciones deben incluir todas las energías y tipos de radiación con que se trabaja, las modalidades de tratamiento así como debe cubrir parámetros como el tamaño de campo, la profundidad, planos de cálculo, etc. en los rangos clínicamente más relevantes. También es recomendable realizar cálculos independientes de la dosis en los puntos seleccionados y compararlos con los resultados del sistema computarizado.

Cálculo de las unidades monitor (tiempo): Las unidades monitor (tiempo) calculadas por el programa deben ser comparadas con cálculos independientes para todas las energías y modalidades de tratamiento. A continuación se relacionan las principales variables usadas en los cálculos de las unidades de monitor:

1. Dosis prescrita
2. Número de fracciones
3. Número de campos
4. Energía o calidad del haz
5. Tipo de tratamiento: DFS o DFI constante

6. Rendimiento absoluto: Tasa de dosis o Gy/UM
7. Distancia de tratamiento
8. Corrección por inverso del cuadrado
9. Apertura de los colimadores
10. Cuadrado equivalente para la apertura de los colimadores
11. Factor de campo o de colimador
12. Tamaño del campo en piel
13. Cuadrado equivalente en piel
14. Profundidad del blanco (de referencia)
15. TAR, TPR ó %DD a la profundidad del blanco
16. Factores de cuñas y bandejas
17. Peso de los campos (ponderación)
18. Isodosis de prescripción

Un ejemplo de pruebas iniciales para la comprobación de los cálculos de unidades de monitor puede ser:

1. Campo simple, cuadrado, a DFS constante
2. Campo simple, rectangular largo, isocéntrico
3. Dos campos contrapuestos paralelos
4. Tres campos a 120°, equiponderados
5. Cuatro campos en “caja”, pesos diferentes
6. Campo simple irregular
7. Campo simple con filtros, bandejas y/o bloqueadores
8. Conjunto de casos clínicos:
 - técnicas estándares
 - técnicas atípicas (electrones en arco, conjunciones de campos, mandíbulas asimétricas, campos no co-planares, Irradiación Corporal total, etc.)

Casos Tipo: Luego de que han sido verificadas la distribución de la dosis y las unidades monitor deben generarse la planificación de tratamientos sencillos que empleen múltiples campos. Estas pruebas deben verificar la capacidad del sistema computarizado de: sumar la dosis de diferentes campos, incorporar correcciones por inhomogeneidades con la exactitud declarada por el proveedor del sistema, entregar correctamente los parámetros de salida que incluyen la distribución de dosis y los histogramas de dosis volumen y de calcular correctamente las unidades monitor para la prescripción dada. En el caso de los sistemas 3D, las pruebas deben confirmar la exactitud espacial: de la visión tridimensional, de las reconstrucciones digitales y otras vistas espaciales.

G.1.4 Pruebas a realizar después de cada modificación del sistema

Se recomienda que cada vez que se hagan modificaciones al programa se realicen pruebas de GC al mismo. Estas pruebas deben usar un conjunto de planes de tratamiento de referencia (un subconjunto de las pruebas de referencia que se realizan durante la puesta en servicio del programa). y los resultados deben ser comparados con aquellos obtenidos durante las pruebas de aceptación. Es importante que se comprueben todas las operaciones del sistema de planificación, incluso si se ha modificado solo un módulo de éste, puesto que la modificación de parte del código del programa puede llevar a resultados inesperados en otras partes del programa.

G.1.5 Pruebas durante la marcha

Se recomienda que durante la marcha se realicen regularmente pruebas al sistema de planificación. En particular, las pruebas de puesta en servicio anual para geometrías estándares y con los arreglos de haces que fueron empleados durante las pruebas de aceptación, los cuales pueden revelar cambios en la forma en que físicos y dosimetristas emplean el sistema, así como puede revelar la existencia de modificaciones que no hayan sido advertidas tanto en el sistema de planificación como en las bibliotecas de datos. Si existe la opción, debe hacerse un chequeo mensual en todos los ficheros

de datos y de programa que debe compararse con los chequeos previos pues cualquier cambio reflejará alteraciones que no hayan sido advertidas. Si la opción de comprobación no existe, debe realizarse una verificación puntual de un subconjunto del paquete inicial de planificación de referencia. Deben establecerse procedimientos diarios de GC para chequear los dispositivos de entrada y salida (E/S), incluyendo la reproducibilidad del digitalizador y el graficadores (impresoras, *ploteadores*, etc). La precisión del cálculo de las unidades de monitor (tiempo) se puede ver afectada por un número de factores que se muestran en la Tabla G.2.

TABLA G.2. FACTORES QUE AFECTAN EL CALCULO DE LAS UNIDADES MONITOR O TIEMPO (Adaptada de AAPM TG-40 [32])

Parámetro	Procedimiento de GC relacionado
Contorno del paciente	Chequeo periódico de la precisión del implemento empleado para la adquisición de dimensiones (espesómetros) y contornos del paciente. Mediciones redundantes del paciente. GC mensual del sistema de planificación.
Parámetros del colimador	GC mensual del simulador y del equipo de tratamiento (Tablas I, II y III)
Dosis por unidad monitor (tiempo) en el eje central en función de los parámetros del colimador	Parte del programa de GC diario y mensual del equipo de tratamiento para el campo de 10×10 cm (Tablas I y II) y revisión anual de los factores de campo
Profundidad del punto de cálculo (prescripción)	Chequeo periódico de la precisión del implemento empleado para la adquisición de dimensiones del paciente (espesómetros). Empleo tanto del láser como del indicador de distancia durante la colocación del paciente para verificar la profundidad. Repetir las mediciones del paciente durante el curso del tratamiento.
Distancia Fuente-Isocentro y Fuente-Superficie.	Programa de GC mensual del simulador y el equipo de tratamiento. (Tabla I, II y III)
Factores relativos de dosis (PDD, TPR, TMR, etc.)	Chequeo mensual de constancia de la energía de los rayos X y electrones (Tabla II)
Tamaño y forma del campo.	Chequeo redundante del factor de magnificación
Transmisión de las cuñas y los compensadores	Revisión anual de los factores de cuñas. Revisión mensual de los seguros y colocación de los accesorios. (Tablas I y II)
Transmisión de la bandeja porta bloqueadores.	Revisión anual de los factores de bandeja. Revisión mensual de los seguros y colocación de los accesorios. (Tablas I y II)

G.2 Proceso de planificación del tratamiento

G.2.1 Prescripción

Se recomienda que la prescripción sea escrita, firmada y fechada por el oncólogo radioterapeuta antes de tratar al paciente. Las prescripciones verbales son una práctica incorrecta y una fuente potencial de mala interpretación y error. La prescripción debe incluir la dosis por fracción, la dosis total, el número de fracciones, número de fracciones por día, el punto de prescripción o la curva de isodosis (o superficie de isodosis). En caso de que el tratamiento sea en más de una fase deben estar bien documentadas tanto la dosis por cada fase, como la dosis total. Además deben documentarse las dosis

de tolerancia de las estructuras críticas en caso de que estas no estén en concordancia con las acordadas en la política de tratamiento del servicio de radioterapia (documentadas en el manual de procedimientos). La prescripción debe incluir igualmente la definición de volumen blanco, que debe ser explícita (como es común en la planificación gráfica) o implícita (como es común cuando se planifican campos simples o contrapuestos). Además se recomienda que el volumen blanco y el tamaño de campos sean firmados y fechados por el oncólogo radioterapeuta.

G.2.2 Colocación e inmovilización

Es importante colocar al paciente confortablemente y de forma que esta colocación sea reproducible ya sea en el simulador, la TAC, la Resonancia Magnética Nuclear (RMN) y la unidad de tratamiento así como garantizar la fijación del paciente durante el curso de la adquisición de imágenes y del tratamiento. Existe un número de técnicas para la inmovilización de los pacientes por ejemplo: las cintas, máscaras y moldes personalizados. Debe lograrse inmovilizar a los pacientes de cabeza y cuello en el orden de los 2 a 3 mm [45] y con menor grado de precisión en otras localizaciones. Debe tomarse en cuenta el movimiento de los órganos internos, particularmente en el tórax [46] y en la pelvis [47].

G.2.3 Adquisición de datos

Para la adquisición del contorno del paciente así como para la determinación del volumen blanco y los órganos críticos es conveniente el empleo de equipos de diagnóstico como simuladores, TAC, RMN y ultrasonido, los cuales deben poseer su propio programa de GC [48, 49, 50]. Sin embargo cuando se emplean estos equipos para la planificación de tratamientos radiantes es necesario tener en cuenta una serie de demandas adicionales. Deben desarrollarse accesorios que acoplados a las camillas de estos equipos de diagnóstico semejen las condiciones de las camillas de las unidades de tratamiento de radioterapia, así como los dispositivos para fijar al paciente deben ser diseñados de materiales que originen la menor cantidad posible de artefactos. El movimiento del paciente puede distorsionar las imágenes de TAC y RMN así como provocar cambios en los coeficientes de atenuación lineal derivados por la TAC. Además la posición del paciente con respecto al túnel de la TAC puede ser causa de error por endurecimiento del haz que se refleja en los números de la matriz de la imagen de TAC que se emplean para obtener los coeficientes de atenuación lineal de cada paciente [51]. Por otra parte la falta de linealidad en la cadena de vídeo puede causar magnificación y distorsión en la impresión de las imágenes de TAC. Por otra parte las dimensiones de los contornos obtenidos de la TAC pueden estar afectados por problemas de contraste.

La transferencia de datos del paciente entre la TAC, la RMN, otros medios diagnósticos, el simulador y las unidades de tratamiento debe ser chequeada. Para llevar a cabo esta tarea deben existir maniqués para la obtención de imágenes en cada uno de estos equipos. Los equipos de RMN requieren de una atención especial puesto que pueden sufrir de distorsión espacial [52]. En el caso de TAC es necesario además contar con un método para confirmar la relación entre los valores de la matriz de la imagen y la densidad electrónica [51].

G.2.4 Contorno

El método más simple para la obtención de los contornos externos de los pacientes es mediante el empleo de cintas de alambre de soldar o yeso de París con los cuales se sigue la forma externa del paciente y posteriormente esta forma se traslada a una hoja de papel donde se traza el contorno. Con este método, es importante tener la referencia en distancia de al menos tres puntos que deben estar marcados en el contorno. Los marcadores deben ser chequeados regularmente ya que pueden ocurrir errores de desplazamiento con bastante frecuencia. Existen otros aparatos mecánicos, como por ejemplo los pantógrafos con los cuales se pueden obtener contornos de los pacientes con más precisión y reproducibilidad [53]. Si se emplea la TAC debe chequearse la precisión geométrica. Se recomienda que la precisión en la toma del contorno se encuentre dentro de 0.5 cm.

G.2.5 Transferencia de datos

Un método de entrada de los datos del paciente en el sistema de planificación es digitalizar los contornos obtenidos por alguna de las vías anteriormente descritas. Por tanto es necesario chequear el funcionamiento y la linealidad del digitalizador para evitar errores en la transferencia de datos y esto debe hacerse diariamente. Alternativamente los datos pueden ser transferidos por vías más directas como cintas, discos flexibles o redes de computadoras. En estos casos deben diseñarse procedimientos para el chequeo de la integridad de los procesos de transferencia de datos.

G.2.6 Tamaños de campo

El tamaño de campo para la planificación de tratamientos debe determinarse de placas de simulación, por esto desde el punto de vista de la GC de esta etapa son muy importantes los factores de magnificación. Ya en el caso de la planificación tridimensional el paso relacionado con la determinación de la apertura del campos es mucho más complejo puesto que este tamaño debe ser definido interactivamente empleando la salida por el monitor del PVH. Por tanto los errores en el algoritmo de la PVH pueden llevar errores sistemáticos en la determinación del tamaño de campo con respecto al volumen blanco, y al tejido normal. Como parte de las pruebas de un programa de CG durante el funcionamiento de un sistema de planificación tridimensional debe chequearse y confirmarse la precisión de la PVH como función de ángulo del brazo, del ángulo del colimador, del tamaño de campo, y de la distancia fuente isocentro, así como cada vez que se realice alguna modificación al sistema de planificación.

G.2.7 Cálculo de la distribución de dosis

La exactitud de los cálculos de la distribución de la dosis dependen de los datos del equipos de tratamiento que se emplean en la planificación, de las aproximaciones asumidas por el algoritmo de cálculo, de los datos del paciente, incluyendo inhomogeneidades, así como de la forma en que mantengan parámetros del equipo de tratamiento como la simetría y Planitud del haz. El algoritmo de cálculo de dosis debe ser chequeado como parte de su programa de puesta en marcha y de GC durante su funcionamiento.

G.2.8 Revisión del plan de tratamiento y el cálculo de las unidades monitor

Cuando se realiza la planificación manual es necesario revisar que se han escogido los datos correctos para el cálculo de las unidades de monitor, incluyendo los modificadores del haz que se empleen. Se recomienda que el cálculo inicial sea firmado y fechado por la persona que lo efectuó (tanto si se realizó mediante el cálculo manual o con ayuda de la computadora) y luego revisado otra persona autorizada, preferiblemente el físico médico. Además se recomienda que esta revisión tenga lugar antes de la ejecución del tratamiento. Cuando esto no sea posible la revisión debe tener lugar antes de la tercera fracción o antes de que se entregue el 10% de la dosis total, cualquiera de las dos condiciones que ocurra primero. En el caso de la planificación computarizada la evaluación del plan de tratamiento usualmente incluye la revisión de las distribuciones de dosis ya sea en el monitor de la computadora o en la impresión en papel. En los sistemas tridimensionales los histogramas de dosis-volumen también deben ser incluidos en el proceso de revisión. La precisión en la distribución de las isodosis depende de otros factores además del algoritmo de cálculo empleado. Por ejemplo la no linealidad del periférico graficador puede provocar distorsiones en el dibujo de las curvas de isodosis e incluso de la anatomía del paciente. Esto puede comprobarse imprimiendo las escalas definidas por el programa con longitudes conocidas. Por otra parte el cómputo de la distribución de dosis puede ser sensible a las dimensiones de la malla de cálculo, y en el caso de los histogramas de dosis-volumen pueden ser sensibles al tamaño del elemento de volumen [54]. Todos los datos de salida, incluyendo aquellos que tienen forma gráfica deben ser incluidos en el programa de GC de los sistemas de planificación. (ver Apéndice G.1.5).

La revisión independiente del plan debe garantizar que todos los parámetros del equipo usados se corresponden con los planificados (ejemplo: tamaño de campo, ángulo del brazo, etc.) que las instrucciones adicionales del plan son las correctas (posición del paciente supina o prono), que la calidad del plan de tratamiento se corresponde con las normas establecidas en el departamento, así como que todas las firmas, prescripciones, etc. estén correctamente registradas. Se recomienda realizar un cálculo manual independiente de la dosis en un punto dentro del volumen blanco de planificación, preferiblemente en el isocentro o en un punto cercano al centro del tumor (por ejemplo, el 'Punto ICRU' [55]); también se recomienda que si el cálculo independiente y el del plan de tratamiento difieren más de un 5% ¹⁹, las diferencias deben ser resueltas antes de comenzar o continuar con el tratamiento.

G.2.9 Modificadores del haz

El campo de radiación puede tomar formas irregulares con el empleo de bloqueadores realizados a partir de aleaciones de bajo punto de fusión y de equipos corta bloqueadores. Hay que prestar atención a este proceso pues pueden ocurrir errores humanos e imprecisión en la especificación de los valores de magnificación empleados en el sistema corta bloqueadores. Las bandejas con rejillas que cuando se insertan en el haz de radiación producen marcas a distancias constantes en las placas de control [56] pueden ser muy útiles a la hora de decidir si los errores son producto de la colocación del paciente o porque los bloqueadores no han sido correctamente cortados. Esto último puede ser corroborado comparando las distancias entre los bordes del bloqueador y la proyección de los puntos de la rejilla en las placas de simulación y de verificación de tratamiento. Si se va a emplear este aditamento debe tenerse especial atención en centrarlo con precisión con respecto al eje de radiación.

Se recomienda que el equipo corta-bloqueadores sea verificado mensualmente fabricando un bloqueador con una forma estándar y comparando su proyección con la esperada en el simulador o en el equipo de tratamiento.

Igualmente se recomienda que los equipos empleados para la fabricación de compensadores sea verificado mensualmente mediante la fabricación de compensadores de forma estándar (por ejemplo cuña con pasos) y que se verifique la precisión con mediciones radiográficas y mecánicas.

G.2.10 Ejecución del plan

Todos los parámetros del tratamiento deben ser verificados durante la primera sesión de tratamiento, una vez que el paciente ha sido correctamente colocado, de tal forma que cualquier ambigüedad o problema pueda ser detectado y corregido inmediatamente. Debe tenerse especial cuidado de que los modificadores del haz (bloqueadores, filtros, compensadores) estén correctamente colocados. Aún cuando los errores en el diseño y fabricación de los bloqueadores pueden ser descubiertos durante la revisión de las placas de simulación, los problemas en la alineación de los filtros o los compensadores pueden estar más velados, y si no son descubiertos durante la revisión de las placas de simulación pueden mantenerse durante el curso del tratamiento, en el caso de que no sean determinados durante la primera colocación del paciente. En caso de que el equipo de radioterapia cuente con un sistema de registro y verificación, este debe ser empleado para garantizar que se usan los mismos parámetros todos los días (dentro de los límites de tolerancia), pero sólo después que durante la colocación en cada fracción se verifican los parámetros empleando la carta individual como forma de verificación independiente para reducir la posibilidad de cometer errores sistemáticos.

Se recomienda que el oncólogo radioterapeuta esté presente en el equipo de tratamiento durante la primera colocación del paciente y la ubicación por primera vez de los parámetros de la planificación así como en el caso de que se vayan a realizar cambios de importancia al plan de tratamiento original. Además, el chequeo de la configuración inicial por el físico minimizará los errores que pudieran ocurrir por la no comprensión de conceptos físicos y otros detalles. Se

¹⁹ En muchos casos, un 2% puede ser más práctico; no obstante, en algunas situaciones donde se emplean algoritmos de cálculo complejos y existen inhomogeneidades significativas, así como bloqueos del campo, la tolerancia de 2% puede ser demasiado estricta. Bajo esas condiciones, un 5% parece ser un límite más realista.

recomienda también que las radiografías de verificación del haz (ver Apéndice G.2.12) sean revisadas por el oncólogo radioterapeuta antes de que se lleve a cabo el primer tratamiento en el caso de los tratamientos con intención curativa y en caso de tratamientos especiales complejos con intención paliativa que representen un alto riesgo de morbilidad. Para el resto de los tratamientos paliativos, las placas deben revisarse antes de la segunda sesión de tratamiento.

G.2.11 Dosimetría in vivo

La dosimetría in vivo puede emplearse para identificar las mayores desviaciones que se produzcan en la entrega de la dosis y para verificar y documentar la dosis entregada a las estructuras críticas. Sería conveniente tener acceso a algún sistema de dosimetría In vivo (TLD, diodos, etc.). La dosimetría termoluminiscente (TLD) se usa con bastante frecuencia debido al pequeño tamaño de los dosímetros y a la relativa facilidad con que pueden ser calibrados, mientras que los diodos tienen la ventaja de que la lectura es inmediata. Los sistemas de dosimetría in vivo pueden tener incertidumbres relativamente altas que deben ser determinadas antes de ser empleados [57]. Aunque los sistemas de dosimetría in vivo son muy útiles en las mediciones a pacientes individuales no constituyen un sustituto de un programa de GC adecuado.

G.2.12 Radiografías en el haz de tratamiento

Tipos de radiografías: Además de las radiografías que se toman durante el proceso de simulación-localización, se pueden emplear otras dos técnicas imagenológicas para determinar la posición del haz de radiación de tratamiento: (1) localización usando imágenes portales (localización portal) y (2) localización usando imágenes de verificación (verificación-localización). Una imagen portal se obtiene empleando una película radiográfica relativamente sensible (por ejemplo, Kodak X-Omat-EC-L o TL) preferiblemente ubicada en un chasis adaptado para este tipo de exámen (con pantalla de plomo), expuesta sólo a una pequeña fracción de la dosis diaria de tratamiento [58] (generalmente menos de 5 cGy). Una sub-categoría de la imagen portal es la imagen de “doble exposición”, en la cual una primera exposición es realizada con la apertura del campo de tratamiento en su ubicación sobre el paciente (por ejemplo, con los bloqueadores) y una segunda exposición se toma retirando los bloqueos y abriendo los colimadores de manera que el haz cubra parte de la anatomía circundante del paciente. Una ventaja de este método es que facilita ubicar la posición del campo de tratamiento al poder observar las estructuras anatómicas circundantes, respecto a cuando solo se realiza la irradiación del volumen blanco. El problema de este método es que dada la corta duración de la exposición, el paciente no se irradia en las condiciones reales del tratamiento, sino más bien bajo las de la colocación. Por otra parte, este método tiene la desventaja de que se entrega una dosis adicional (aunque baja) a tejidos ajenos al volumen blanco y esto se hace más significativo a medida que aumenta el número de campos. Por el contrario, las imágenes de verificación son exposiciones únicas en las cuales se graba la entrega de una dosis completa en una fracción para un campo dado, con lo cual se registra lo que sucede durante el tratamiento, incluyendo los posibles movimientos del paciente y la presencia de modificadores del haz. Para las imágenes de verificación deben emplearse películas radiográficas de baja sensibilidad (por ejemplo, Kodak X-Omat-V).

Imagen portal inicial: Las imágenes portales tienen una doble función: verificar que el isocentro del campo de radiación (u otro punto de referencia) este correctamente ubicado respecto a la anatomía del paciente, así como que la apertura del campo de radiación (incluyendo bloqueos) ha sido adecuadamente definida y registrada respecto al isocentro. Se recomienda que se obtengan imágenes portales previas al comienzo del tratamiento para todos los campos de radiación. Cuando se empleen campos oblicuos o no-coplanares, se deben tomar además imágenes ortogonales que proyecten el isocentro. Esta recomendación se basa en el hecho de que se observan mayores errores en la colocación al transferir un plan del simulador al equipo de tratamiento que en el uso diario del equipo [59]. Si en el primer día de tratamiento no se hacen las modificaciones correspondientes, los errores de colocación pueden persistir como una desviación sistemática a lo largo del curso del tratamiento.

Imágenes portales y de verificación durante el curso del tratamiento: Las variaciones de un día a otro en la colocación del paciente son generalmente aleatorias y menores en magnitud que las

modificaciones en el inicio del tratamiento [59]. No obstante, se pueden presentar desviaciones sistemáticas significativas debido a un grupo de factores tales como una errónea interpretación de la imagen portal del inicio del tratamiento, una modificación en el procedimiento de colocación/inmovilización, cambios de los técnicos radioterapeutas que ejecutan el tratamiento, cambios no registrados en los bloqueos, etc. Además, los cambios en la anatomía del paciente debidos a fluctuaciones en el peso o el estado de la enfermedad también pueden causar variaciones sistemáticas en el registro de los campos de radiación. Por ello, el registro y revisión de las imágenes portales y de verificación en el curso del tratamiento deben ser parte inseparable del programa de GC. Es importante señalar que un pequeño cambio en la posición del paciente en un día dado puede ser simplemente un error aleatorio no controlable, y que su re-ubicación inmediata podría “sobre-correr” la discrepancia observada, llevando al consiguiente error sistemático, posiblemente mayor que el motivó la corrección. Por lo tanto, esos pequeños errores detectados en la colocación deben ser monitoreados por varios días consecutivos y la posición del paciente debe modificarse sólo si éstos persisten. Dada la frecuencia típica de ocurrencia de errores en la colocación durante el curso del tratamiento, se recomienda que las radiografías portales o de verificación sean tomadas con una frecuencia semanal-quincenal.

Apéndice H : Procedimientos para la realización de los controles de calidad en braquiterapia

H.1 Descripción de las fuentes

Estructura físico-química: La composición química del radionuclido y el material en que está contenido (por ejemplo, ^{137}Cs absorbido en esferas de cerámica; ^{192}Ir absorbido en barras de plata, etc.) debe ser reportada por el fabricante. Esta información es importante ya que la atenuación en el material de la fuente puede alterar significativamente las distribuciones de dosis alrededor de la fuente [60, 61]. Adicionalmente, la presencia de impurezas radiactivas puede requerir de un período de almacenamiento previo a su uso clínico para permitir el decaimiento de radionuclidos de corta vida [62]. Si existe posibilidad de ruptura del encapsulamiento, el conocimiento de la composición química de la fuente puede ayudarnos en los aspectos de radioprotección. Finalmente, la posibilidad de cambios químicos o físicos y los efectos potenciales en el tratamiento del paciente durante la vida útil de la fuente no deben ser ignorados.

Encapsulamiento: El encapsulamiento de la fuente puede influir en la calibración de la misma, en la distribución de dosis y en su integridad física. Esta información debe ser ofrecida por el fabricante. Los diseños de los encapsulamientos varían para diferentes tipos de radionuclidos y puede variar para el mismo radionuclido según el fabricante. La mayoría de las fuentes de larga vida (^{226}Ra , ^{137}Cs , ^{60}Co) son doblemente encapsuladas; algunas tienen un encapsulamiento simple (^{125}I , ^{103}Pd) mientras que otras pueden consistir en alambres o semillas con un núcleo radiactivo y una envoltura inactiva (^{198}Au , ^{192}Ir).

Distribución y uniformidad del radionuclido: El material radiactivo puede estar distribuido de forma continua a lo largo del encapsulamiento o dividido en compartimentos o celdas. La carga radiactiva a lo largo de la fuente puede o no ser uniforme, ya sea por diseño o por otra causa. La longitud activa puede o no estar centrada respecto a la longitud total de la fuente [63] y el espesor de la pared de la envoltura o la autoabsorción en el núcleo puede no ser uniforme. Para cada tipo de fuente, estos desperfectos y sus implicaciones en la calibración y la distribución de dosis deben ser cuidadosamente determinados. Las radiografías y auto-radiografías de las fuentes son exámenes relativamente sencillos y que permiten conocer a grosso modo las uniformidades de la distribución radiactiva dentro de la fuente [64, 65]. La uniformidad de la actividad entre semillas radiactivas debe ser determinada y registrada [66]. La separación entre semillas en cadenas o tiras de fuentes (*ribbons*) reportada por el fabricante debe ser verificada por inspección visual o con auto-radiografías.

Identificación de las fuentes: Es esencial poder distinguir entre fuentes del mismo radionuclido y encapsulamiento que difieran en su actividad. Para fuentes de corta vida ($T_{1/2}$ corto) es necesario disponer de un inventario confiable y sencillo. Para fuentes de $T_{1/2}$ largo es recomendable disponer de un sistema rápido y confiable de verificación de la intensidad de la fuente, con lo cual pueden prevenirse errores y reducir el nivel de exposición y ansiedad del personal. Ninguno de los métodos existentes para el marcaje de las fuentes de $T_{1/2}$ largo es aceptado universalmente. Los códigos grabados son generalmente difíciles de leer y conllevan a una irradiación excesiva del personal. Los códigos por colores tienden a desvanecerse en el tiempo, por lo que se recomienda que este tipo de codificación sea retocada cada vez que sea necesario.

H.2 Calibración de las fuentes

En el pasado en la práctica de la braquiterapia era común aceptar la intensidad de las fuentes especificada por el fabricante de las mismas. Actualmente se ha observado que los límites de la incertidumbre estándar reportados por algunos fabricantes de hasta $\pm 10\%$ puede tener efectos no esperados en el tratamiento del paciente. Es por ello que al igual que en Teleterapia, el usuario debe calibrar cada una de las fuentes que ha de emplear.

A continuación se describen procedimientos para la verificación de la intensidad de fuentes de braquiterapia empleando fundamentalmente cámaras tipo Farmer (fuentes de Alta Tasa de Dosis) como las usadas para la calibración de haces de fotones en teleterapia, o cámaras de pozo expresamente diseñadas para braquiterapia (fuentes de Baja o Alta Tasa). En muchos servicios de radioterapia con fuentes de Baja Tasa no se dispone aun de cámaras de pozo de esas características, por lo que el físico debería por lo menos hacer una evaluación relativa de sus fuentes usando un calibrador de pozo o curímetro como los utilizados en Medicina Nuclear, siempre que se conozcan las características lineales y pérdidas por recombinación del equipo, así como se posea al menos una fuente “patrón” de cada radionuclido y tipo de fuente para hacer la comparación.

H.2.1 Especificación de la intensidad de la fuente

Para la caracterización de la intensidad de las fuentes de braquiterapia se recomienda emplear la magnitud *Intensidad de Kerma en Aire*, definida como el producto de la Tasa de Kerma en Aire en el seno de aire y el cuadrado de la distancia entre el punto de calibración y el centro de la fuente en el eje bisector de la misma [77]. Se simboliza como S_K y sus unidades serán:

$$[S_K] : \mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2\cdot\text{h}^{-1} \equiv \text{cGy}\cdot\text{cm}^2\cdot\text{h}^{-1}$$

Esta magnitud es numéricamente igual a la *Tasa de Kerma en Aire de Referencia* K_r [25], aunque difiere por definición de esta última en que S_K puede ser determinada a cualquier distancia donde la fuente pueda ser considerada puntual, mientras que K_r se define específicamente a un metro.

Para fuentes lineales tipo alambres o cadenas de semillas de ^{192}Ir se suele emplear la magnitud *Intensidad Lineal de Kerma en Aire*, definida como la S_K por unidad de longitud de la fuente.

Relación con otras magnitudes empleadas antes.

- *Miligramos equivalentes de ^{226}Ra .*

La cantidad de miligramos equivalentes de ^{226}Ra (simbolizada como M_{eq}) es aquella masa de ^{226}Ra filtrada por 0.5 mm Pt que produce la misma tasa de kerma en aire que la fuente dada. Sus unidades se expresan como:

$$[M_{\text{eq}}] : \text{mgRaeq}$$

La conversión viene dada por [67]:

$$S_K = 7.23 M_{\text{eq}} \quad (1)$$

Es decir, que una fuente de 1mgRaeq produce una tasa de kerma en aire a un metro de distancia de $7.23 \mu\text{Gy}\cdot\text{h}^{-1}$.

- *Actividad Aparente.*

La Actividad Aparente (simbolizada como A_{ap}) es aquella actividad de una fuente sin filtraje que produce la misma Tasa de Kerma que la fuente dada. Sus unidades son:

$$[A_{\text{ap}}] : \text{Ci ó Bq}$$

La conversión viene dada por [68]:

$$A_{\text{ap}} = S_K / [(\Gamma_{\partial_x} f)] \quad \text{ó} \quad A_{\text{ap}} = S_K / (\Gamma_{\partial_K}) \quad (2)$$

siendo (Γ_{∂_x}) , (Γ_{∂_K}) : constante gamma de exposición y de Kerma del radionuclido, en $[\text{R cm}^2/\text{mCi h}]$ y $[\mu\text{Gy m}^2/\text{MBq h}]$, respectivamente.

$$f = \begin{array}{ll} 0.876 \text{ cGy/R} & \text{para } ^{192}\text{Ir} \\ 0.878 \text{ cGy/R} & \text{para } ^{137}\text{Cs} \\ 0.879 \text{ cGy/R} & \text{para } ^{60}\text{Co} \end{array}$$

En la Tabla H.1 se muestran los valores de las constantes necesarias para llevar a cabo las conversiones anteriores, junto con las características dosimétricas de algunas de las fuentes más empleadas de braquiterapia.

No se recomienda continuar empleando estas magnitudes (M_{eq} y A_{ap}) para especificar la intensidad de las fuentes de braquiterapia. Cuando en un certificado de fabricante se exprese la intensidad en alguna de estas magnitudes, para realizar la conversión según la ecuación (2), se debe emplear el valor de (Γ_{∂_x}) ó (Γ_{∂_K}) empleados por el fabricante.

TABLA H.1. CARACTERISTICAS DOSIMETRICAS DE LOS RADIONUCLIDOS MAS USADOS EN BRAQUITERAPIA [69]

Fuente	E_{media} Fotones [keV]	$T_{1/2}$	HVL [mm Pb]	$(\Gamma_{\delta})_K$ [$\mu\text{Gy m}^2/\text{MBq h}$]	$(\Gamma_{\delta})_x$ [R $\text{cm}^2/\text{mCi h}$]
^{60}Co	1250	5.271 a	12.0	0.309±0.005	13.1±0.15
^{137}Cs	662	30.18 a	5.5	0.079±0.0027	3.35±0.10
^{192}Ir	397	74.2 d	2.5	0.1157±0.0052	4.9±0.05
^{198}Au	416	64.68h	0.33	0.0548±0.0014	2.32±0.05
^{125}I	28	59.89 d	0.025	1.45 ^a	0.03432 ^a

^a Estos valores han sido tomados de la referencia [70].

H.2.2 Calibración en aire con cámara de ionización de dedal para teleterapia

Este método es factible sólo para equipos de Alta Tasa de Dosis (HDR).

- Configuración de medición.

La medición debe llevarse a cabo en el seno de aire, a una distancia tal entre la fuente y la cámara de ionización que ambas puedan considerarse aproximadamente puntuales. La cámara debe colocarse de forma tal que el eje longitudinal de ésta se halle perpendicular a la bisectriz entre el centro de la fuente y el centro de la cámara. Se recomienda emplear cámaras con volumen sensible entre 0.1-1 cm^3 (Ejemplo: cámara tipo Farmer).

Efectos relacionados con la distancia d fuente-cámara que inciden en la incertidumbre de la calibración:

- Tamaño de la cámara: su influencia disminuye al aumentar d .
- Radiación dispersada en el local: su influencia aumenta al aumentar d .
- Imprecisión en la colocación: su influencia disminuye al aumentar d
- Corrientes de fuga: su influencia aumenta al aumentar d

Para cámaras con alrededor de 1 cm^3 de volumen sensible la distancia d puede ser 10 cm; el rango útil puede ser de 10-20 cm, con un óptimo alrededor de 15 cm [71]. En general, el rango de distancias debe garantizar que la fuente pueda considerarse aproximadamente puntual con una desviación de la ley $1/d^2$ menor de 0.5%, por lo que se recomienda que

$$d \geq 10 L_{act}$$

donde L_{act} : longitud activa de la fuente

Para reducir el aporte de la radiación dispersada en paredes y piso se recomienda que la fuente y cámara sean colocados a una distancia de estos no menor de 1 metro.

Se recomienda construir un aditamento para la colocación de la fuente (o el aplicador de ésta) y la cámara, el cual permita cambios en la distancia d entre 10-40 cm, de forma que se asegure una exactitud en esta distancia de al menos 1%, y una reproducibilidad mejor del 2% en las lecturas [72].

Las corrientes de fugas no deben superar un 1% de la señal producida por la fuente.

- Método de determinación de S_K :

Las lecturas del sistema de medición deben ser corregidas por los siguientes efectos:

- Corrección por gradiente: p_{grad}

Tiene en cuenta la irradiación no uniforme de las paredes de la cámara por la cercanía de la fuente.

El valor de p_{grad} se puede obtener de la Tabla H.2, en función del radio interno r y la longitud interna λ de la cámara, así como de la distancia fuente-cámara d .

TABLA H.2. FACTOR DE CORRECCION POR GRADIENTE P_{grad} [73]

r/d	r/λ			
	0.1	0.25	0.50	0.70
0	1.000	1.000	1.000	1.000
0.005	1.0008	1.000	1.000	1.000
0.01	1.003	1.0005	1.0001	1.000
0.05	1.079	1.0123	1.002	1.0002

TABLA H.2. (continuación)

Para cámaras tipo Farmer ($r/\lambda = 0.13$) se tiene [74]:

Dist. fuente-cámara	p_{grad}
1 cm	1.338
2 cm	1.107
5 cm	1.019
10 cm	1.006
15 cm	1.003
20 cm	1.000

- Corrección por dispersión en el local:

Se recomienda emplear el método de distancia variable, para lo cual es necesario que el aparato de colocación de fuente-cámara permita la variación de la distancia d con una precisión menor de 1 mm. Se realizan mediciones a 6 ó 7 distancias en el rango entre 10 y 40 cm. Si se satisfacen las condiciones de la configuración de medición descritas arriba, se puede considerar que el aporte de la radiación dispersada es independiente de la distancia d en el rango señalado.

Según esto, la tasa de kerma a la distancia d en aire debida solo a la radiación primaria (directa) de la fuente se puede expresar como:

$$K_p(d) = K(d) - K_s \quad (3)$$

donde:

$K(d)$: es la tasa de kerma en aire medida a las distancia d .

K_s : Es la contribución de la radiación dispersada a la tasa de kerma.

La intensidad de la fuente se obtiene entonces como:

$$S_K = K_p(d) d^2 = [K(d) - K_s] d^2 \quad (4)$$

Esta expresión presenta 2 incógnitas: S_K y K_s ; reorganizando tenemos:

$$K(d) = K_s + S_K/d^2 \quad (4')$$

- Cálculo de S_K :

El valor experimental de $K(d)$ se obtiene como:

$$K(d) = (M_O - M_L) p_{TP} N_K p_{grad} \quad (5)$$

donde:

M_L : corriente de fuga del sistema cámara-electrómetro.

p_{TP} : Corrección de la lectura por presión y temperatura

$$p_{TP} = (P_O/P) (T/T_O)$$

N_K : Factor de calibración de Kerma en Aire de la cámara de ionización.

Para fuentes de braquiterapia de ^{60}Co ó ^{137}Cs este factor corresponde al del Certificado de Calibración de la cámara para calidad de haces de fotones de ^{60}Co ó ^{137}Cs respectivamente; las mediciones deben realizarse con la caperuza de equilibrio correspondiente colocada.

Para fuentes de ^{192}Ir los Laboratorios Secundarios de Calibración Dosimétrica no suelen ofertar el factor N_K , por lo que el método recomendado para su obtención se basa en interpolar a

partir de los valores correspondientes a calidades inferiores y superiores a las del ^{192}Ir ($E_{\text{med}} = 397 \text{ keV}$). Para ello es conveniente disponer del N_K para ^{137}Cs , así como para rayos X de 250 kV con una Capa hemirreductora de aproximadamente 3 mm Cu [75]; como el factor para rayos X se obtiene sin caperuza de equilibrio, para interpolar con el factor del ^{137}Cs , este último debe ser corregido por la atenuación de la caperuza. El factor de calibración para el ^{192}Ir (sin caperuza) se obtiene:

$$N_{K, Ir} = [N_{K, Cs} + N_{K, X}] / 2 \quad (6)$$

donde:

$N_{K, Cs}$, $N_{K, X}$: factor de calibración para calidad de ^{137}Cs y para los rayos X, respectivamente.

Si no se dispone de los valores de N_K para las referidas calidades de radiación, se recomienda emplear el valor disponible correspondiente a los rayos X de mayor penetración [76].

Se ha observado que para mediciones a distancias pequeñas es necesario excluir los fotoelectrones emitidos por el encapsulamiento de la fuente, por lo que se recomienda que la fuente sea introducida durante la calibración en un tubo de acrílico de 1 mm de espesor de pared; esto a su vez facilita lograr una mejor rigidez en la instalación de calibración. En ese caso debe emplearse en la ecuación (5) un Factor de Corrección por el filtro de electrones F_e , el cual, para el tubo de 1 mm de acrílico es $F_e=1.004$. [76]

Las fuentes que se emplean en aplicadores metálicos deben calibrarse dentro del aplicador, con vistas a evitar una corrección adicional debida a la atenuación de la pared del aplicador.

Para la solución del sistema representado por la expresión (4') se recomienda construir la siguiente tabla:

<i>Dist. [cm]</i>	$M_O - M_L$	C_{TP}	P_{grad}	$K(d)$

La solución se puede obtener ajustando por métodos numéricos la expresión (4') con una función del tipo:

$$y = a_1 + a_2/x^2 \quad (7)$$

El parámetro a_2 representa la intensidad de la fuente S_K .

H.2.3 Calibración con cámara de pozo

Este método puede ser empleado tanto para fuentes de Baja como de Alta Tasa. Las características funcionales y pruebas que se realizan a este tipo de cámara se muestran en el Apéndice I.2.

- Calibración de la cámara de pozo

La calibración de la cámara de pozo debe ser realizada cada 2 años como mínimo. La calibración debe ser trazable a un LSCD certificado al efecto. Se recomiendan fundamentalmente dos procedimientos para garantizar la trazabilidad de esta calibración.

a) Calibración directa en el LSCD.

Este método puede ser empleado para fuentes de LDR o HDR. En el caso de fuentes de baja tasa la cámara del usuario puede enviarse al LSCD para que sea calibrada con las fuentes patrones de éste; el LSCD que realice la calibración debe disponer de fuentes patrones del mismo tipo (radionuclido y geometría) de la fuente del usuario de la cámara. En el caso de fuentes de alta tasa la calibración de la cámara de pozo del usuario debe realizarse en la institución de éste, por comparación con una cámara de pozo patrón del LSCD, si ella posee un factor de calibración para el tipo de fuente del usuario. El Certificado de Calibración expedido por el LSCD debe especificar los parámetros de trabajo del sistema cámara-electrómetro calibrado, así como las condiciones de irradiación: características de la fuente patrón, voltaje de polarización, tipo de dispositivo (inserto) empleado para la inserción de la fuente en el pozo.

El Factor de Calibración N_{S_K} reportado en el Certificado suele tener unidades de

$$\mu\text{Gy}\cdot\text{h}^{-1}\cdot\text{m}^2\cdot\text{nA}^{-1}.$$

b) Calibración por el usuario.

Este método se emplea preferiblemente para equipos de carga remota diferida con HDR. La determinación del factor de calibración de la cámara N_{S_K} se puede efectuar por intercomparación con la medición en aire, según el método descrito en el Apéndice H.2.2.

$$N_{S_K} = S_{K,p}/M \quad (8)$$

donde:

$S_{K,p}$: es la intensidad de la fuente patrón establecida según la medición en aire (ver Apéndice H.2.2).

M : Lectura de la cámara de pozo, corregida por densidad (no se requiere para cámaras selladas) y por recombinaciones.

- Determinación de la intensidad de la fuente del usuario

Una vez que se disponga del factor de calibración de la cámara de pozo, el usuario procederá a determinar la intensidad de la fuente como:

$$S_K = M_o N_{S_K} p_{TP} p_{ion} p_E \quad (9)$$

donde:

p_{TP} : corrección por densidad del aire (algunas cámaras de pozo comerciales son selladas, en cuyo caso esta corrección no procede).

p_{ion} : pérdidas por recombinación de cargas:

$$p_{ion} = (4/3) - (Q_{HV/2}/3Q_{HV}) \quad (10)$$

donde:

Q_{HV} , $Q_{HV/2}$: Carga colectada con el voltaje de trabajo de la cámara y con la mitad de este, respectivamente.

p_E : factor de corrección por escala del electrómetro (según el certificado de calibración de éste).

Un ejemplo de formulario para la verificación de la intensidad de fuentes de braquiterapia se muestra en el Apéndice H.9.

H.2.4 Corrección por tránsito de la fuente

Un método para la medición de los efectos del tránsito de la fuente [27] consiste en colocar una cámara tipo Farmer a una distancia relativamente pequeña (1 a 2 cm) del aplicador de las fuentes, con vistas a lograr una elevada señal, así como para asegurar que el efecto del tránsito de la fuente (el cual es dependiente de la distancia al punto de interés) sea representativo del que obtiene en la práctica clínica.

Se procede a medir la corriente cuando la fuente se encuentra en la posición estacionaria (I_{sta}), para ello se debe integrar la carga (Q_{sta}) empleando un cronómetro independiente (por ejemplo, el tiempo medido con el temporizador del propio electrómetro, t_{elect}) para evitar el efecto del tránsito de la fuente en las lecturas; se comienza a coleccionar la carga un tiempo posterior al momento en que la fuente esté en la posición de irradiación (en el aplicador), y detener la medición antes de su regreso al contenedor. Se tiene entonces $I_{sta} = Q_{sta}/t_{elect}$

Posteriormente se programan diferentes tiempos con el temporizador del equipo de tratamiento (t_{set}), midiendo la carga colectada para cada uno (Q_{med}). De esta forma vemos que Q_{med} incluye la dosis de tránsito y la estacionaria. El tiempo efectivo de tratamiento (t_{eff}) medido en cada caso se obtiene como: $t_{eff} = Q_{med} / I_{sta}$

De esta forma, la linealidad y el efecto del tránsito de la fuente pueden cuantificarse, expresando t_{eff} como un ajuste lineal de t_{set} .

$$t_{eff} = \alpha t_{set} + \Delta t_{tr}$$

La desviación respecto a 1 de la pendiente α , da una medida de la exactitud absoluta del temporizador del equipo de tratamiento, mientras que Δt_{tr} representa el efecto del tránsito de la fuente.

Debe verificarse la exactitud y reproducibilidad del temporizador del equipo de carga remota, para evitar posibles errores por diferencias en la frecuencia de las líneas de alimentación eléctrica.

Los parámetros de la calibración debieran seleccionarse de forma tal que los efectos del desplazamiento de la fuente no contribuyan en más de 1% a la incertidumbre global de la dosis impartida.

H.3 Trazabilidad de la calibración

La calibración de la fuente debe ser trazable a los estándares nacionales o internacionales a varios niveles.

- *Trazabilidad directa*: se establece cuando una fuente o calibrador ha sido calibrado en un Laboratorio Primario de Calibración Dosimétrica (LPCD) o un Laboratorio Secundario de Calibración Dosimétrica (LSCD), acreditado para brindar este tipo de servicio.
- *Trazabilidad secundaria*: se establece cuando la fuente es calibrada por comparación con otra fuente de igual diseño e intensidad similar, la cual a su vez posee una trazabilidad directa o cuando la fuente es calibrada usando un instrumento con trazabilidad directa.
- *Trazabilidad secundaria por inferencia estadística*: se establece para un grupo de fuentes de las cuales se ha extraído una muestra aleatoria adecuada para su calibración con trazabilidad secundaria [77].
- *Trazabilidad remota*: ocurre si la institución confía en la calibración del certificado del fabricante como único estándar. Esta calibración puede o no ser trazable a los patrones nacionales o internacionales.

H.4 Recomendaciones

Las fuentes empleadas en braquiterapia deben poseer una calibración con trazabilidad directa o secundaria a los patrones nacionales o internacionales. Para nuevos radionuclidos introducidos en esta práctica, para los cuales no exista aún un patrón nacional o internacional adecuado, puede emplearse la trazabilidad remota como vía para establecer temporalmente un patrón local.

Idealmente, toda fuente que vaya a ser implantada en un paciente debe poseer una calibración. En la práctica, sin embargo, debido a limitaciones de tiempo, recursos, exposición del personal o restricciones de otra índole, hacen que ello no siempre se cumpla. Se recomienda que todas las fuentes de $T_{1/2}$ largo estén calibradas. La trazabilidad por inferencia estadística puede ser apropiada para fuentes de $T_{1/2}$ corto, en dependencia de la cantidad de fuentes en consideración, así como la agrupación por actividad establecida. Si el conjunto contiene unas pocas fuentes, se recomienda la calibración de todas y cada una de ellas. Para conjuntos grandes de fuentes similares, se recomienda calibrar una muestra aleatoria con al menos un 10% de la cantidad total de fuentes. Para fuentes ofertadas en configuración estéril, se recomienda comprar y calibrar una fuente (no estéril) para cada agrupación por intensidad.

La calibración asignada por el fabricante a sus fuente es muy comúnmente aceptada como válida por la institución. No obstante, es responsabilidad de dicha institución verificar que esta calibración es correcta.

La institución debe comparar el valor dado por el fabricante con el patrón de la institución; si este último no existiera, la institución debe procurar una verificación independiente del valor reportado por el fabricante, ya será mediante el servicio de otra institución similar que posea esta capacidad de verificación, o por un Laboratorio de Calibración acreditado para ello. La institución debe entonces comparar el valor reportado por el fabricante con el verificado por ella por otra vía; si ambas caen dentro de límites aceptables se puede emplear para fines clínicos cualquiera de las dos. Si la discrepancia en la intensidad de la fuente es mayor del 3%, debe investigarse la fuente de esta diferencia; si la discrepancia excediera el 5% se recomienda reportar esto de inmediato al fabricante. Siempre en estos casos será aconsejable solicitar al fabricante una revisión de una calibración con vistas a aclarar estas diferencias. Si se dispone de un adecuado programa en redundancia para verificar que el sistema dosimétrico de la institución (patrón local) no ha variado en el tiempo (ver epígrafe 6.2) existirá aún un pequeño riesgo de error si se empleara el resultado de la calibración de la institución cuando este difiere en más de un 5% del valor reportado por el fabricante.

Las pruebas de GC de las fuentes y su frecuencia se muestran en la Tabla VIII. Puede observarse que el 3% de tolerancia entre la calibración del fabricante y de la institución se aplica a la media de un lote de fuentes del mismo tipo e intensidad. Dado que cada fuente individual puede diferir de la media en un porcentaje mayor, se recomienda que la desviación estándar para fuentes individuales no supere el 5%.

Para fuentes de $T_{1/2}$ largo, la uniformidad de cada fuente debe ser verificada durante el procedimiento de la calibración inicial. Todas las cadenas de semillas deben ser verificadas durante la calibración inicial, así como inspeccionadas visualmente o por auto-radiografía para asegurarse una adecuada separación entre semillas, y el número correcto de estas. Se requerirán consideraciones especiales para cadenas de fuentes de carga diferenciada, como en algunos trenes de fuentes usados en aplicaciones intracavitarias.

H.5 Inventario de fuentes

H.5.1 Fuentes de $T_{1/2}$ largo

Inventario activo (actualizado trimestralmente): El inventario activo debe ubicarse en el local de almacenamiento de las fuentes, en un lugar visible y mantener una copia en la sección de dosimetría para fines de cálculo. El inventario debe incluir:

- radionuclido y tipo de fuente;
- para cada lote de fuentes equivalentes:
 - * número de fuentes con esa intensidad;
 - * valor medio y desviación estándar de las intensidades;
 - * fecha e intervalo de tiempo en uso clínico;
 - * criterio o código de identificación (por ejemplo, color, cantidad de mg-Ra-eq, etc.)
 - * ubicación exacta en el local o contenedor.

Archivo permanente: Debe disponerse de un archivo o carpeta permanente, que contenga la siguiente información:

- radionuclido, tipo de fuente, fabricante, modelo, número u otro descriptor de interés;
- diagramas que ilustren la estructura, dimensiones y composición de las fuentes;
- para cada fuente o lote de fuentes equivalentes:
 - * verificación del certificado del fabricante (especificación de intensidad de la fuente) por parte de la institución o laboratorio acreditado;
 - * resultados de las pruebas de fugas radiactivas;
 - * ubicación en la institución.

H.5.2 Fuentes de $T_{1/2}$ corto

Inventario activo: En la mayoría de los casos el contenedor de transportación y/o el recinto de almacenamiento poseen etiquetas con la siguiente información:

- radionuclido y tipo de fuente;
- identificación del lote;
- intensidad de la fuente, total así como por unidad de longitud (alambres), por semillas, etc.

Archivo permanente: Debe disponerse de un archivo o carpeta permanente por el mismo período de tiempo requerido para los registros del tratamiento del paciente, que contenga la siguiente información:

- radionuclido, tipo de fuente, fabricante, modelo, número u otro descriptor de interés;
- número del lote, fecha de embarque, número de semillas o alambres;
- especificación de la intensidad de las fuentes dada por el fabricante (calibración) y fecha apropiada;

- verificación de la calibración del fabricante por parte de la institución o laboratorio acreditado;
- registro de las mediciones de máscaras para el chequeo de fugas o contaminación externa;
- repositorio: fecha de devolución al fabricante o ubicación del almacenamiento a largo plazo y/o definitivo.

H.5.3 Inventario en uso

Debe disponerse además de una bitácora tanto para las fuentes de corta y larga vida que se encuentran en uso terapéutico. Esta bitácora debe contener:

- nombre del paciente, # de habitación, procedimiento de aplicación y fecha;
- persona responsable y # telefónico;
- facultativo a cargo del caso;
- número de fuentes y tasa de Kerma total a un metro de estas;
- repositorio de las fuentes.

Al finalizar el implante, las fuentes deben retornarse de inmediato a su lugar de almacenamiento correspondiente. Las fuentes que se empleen en sólo un paciente deben conservarse hasta que hayan decaído significativamente o retornarlas al suministrador, si procediera.

H.6 Control de hermeticidad de las fuentes. Monitoreo radiológico

Las fuentes radiactivas empleadas en braquiterapia están cubiertas de una cápsula metálica (en algunos casos doble) que además de absorber la radiación de baja energía no adecuada para el tratamiento, las protege de posibles roturas y fugas. El fabricante al suministrar la fuente debe aportar un certificado de control de la hermeticidad donde se explica el método utilizado y el nivel de actividad medido (o no superado). Generalmente se admiten hasta 185 Bq (5 nCi) como valor de seguridad. El usuario debe repetir las pruebas de control de fugas al inicio del uso y anualmente, para lo cual el método mas sencillo es frotar suavemente la fuente (LDR) con una gasa empapada en alcohol o agua (“frotis”) y medir la posible actividad residual en el frotis, utilizando para ello un contador (preferiblemente de centelleo, con pozo para la ubicación de la muestra) debidamente calibrado y protegido de la radiación de fondo, de manera que su nivel de detección sea inferior a los 18.5 Bq.

En el caso de los equipos de carga remota automática es necesario controlar la posible contaminación de las guías conductoras de las fuentes, para lo cual se pueden tomar frotis del interior de las guías, o medir directamente muestras de los líquidos o sustancias empleados para su limpieza, en cuyo caso es recomendable reducir en un orden el límite establecido para el control directo de las fuentes. Si esto no fuera factible, se debe realizar un monitoreo radiológico externo de las guías y aplicadores, con vistas a detectar la posible presencia de contaminación radiactiva en los mismos, se recomienda emplear para ello un dosímetro portátil o similar con adecuada sensibilidad (límite de detección inferior a 2 μ Gy/h ó 0.2 mR/h).

Se recomienda además que trimestralmente se realice un monitoreo radiológico a los equipos de carga remota automática, con las fuentes en la posición de ‘guardada’, con vistas a evaluar la radiación de fuga de los contenedores y otras partes del mismo. Se puede seguir el mismo procedimiento recomendado para las unidades de telecobalto (ver Apéndice C.1.6).

H.7 Controles de calidad de los aplicadores

Ubicación de atenuadores: Se verifica mediante radiografías del aplicador en diferentes ángulos, con vistas a comprobar la posición y forma del atenuador, por ejemplo, en ovoides de aplicadores tipo Fletcher-Suit.

Ubicación de la fuente: Esta prueba se suele efectuar mediante una *auto-radiografía* de la fuente en el aplicador en la posición prevista. Se recomienda fijar el aplicador sobre una película

inserta en un sobre opaco (por ejemplo, 'ready-pack' X-OMAT-V para fuentes HDR, o X-OMAT-TL para fuentes LDR); se realizan marcas con una aguja hipodérmica en el sobre, de manera que se pueda comprobar, al revelar la placa, la posición de las marcas dejadas por las fuentes respecto a puntos de referencia del aplicador.

El tiempo de exposición de la película (tiempo que permanecerá la fuente en el aplicador) se puede calcular como:

$$t_{exp} = D / R_{sup}$$

donde: R_{sup} es la tasa de dosis que en la superficie del aplicador

D es la dosis óptima de exposición, que dependerá del tipo de película empleada. Se recomienda:

Película de Verificación (por ej.: Kodak X-OMAT-V): 0.5-1 Gy

Película Rx convencional de localización (por ej. Kodak X-OMAT-TL): 0.04-0.05 Gy

Para equipos con fuentes de Alta Tasa se prefiere emplear películas de verificación, por los tiempos de exposición tan cortos que se requerirían de usar películas de mayor sensibilidad.

Coincidencia del simulador y la fuente: Las fuentes simuladas que se emplean para la localización de las fuentes reales deben garantizar, en primer lugar, que las características geométricas externas sean idénticas (diámetro y longitud). La coincidencia espacial del simulador y la fuente en el aplicador debe asegurarse con una tolerancia de $\pm 1\text{mm}$. Para verificar esta coincidencia se recomienda combinar una radiografía externa del simulador de fuentes en una posición pre-definida dentro del aplicador y una auto-radiografía de la fuente en la misma posición; en ambos casos el aplicador debe ubicarse en directo contacto con el sobre opaco de las respectivas películas, así como realizar las marcas correspondientes sobre estas, con fines de referencia.

H.8 Dosimetría clínica

En la utilización de los sistemas dosimétricos para la planificación de los implantes (París, Manchester, etc.) se ha de tener en cuenta que la precisión con la que el sistema predice la distribución de dosis absorbida depende de la exactitud con que se siguen las reglas en las que está basado. Es recomendable realizar siempre una dosimetría individualizada, basándose en los datos reales de las fuentes y en la posición de las mismas.

Localización de las fuentes radiactivas: Las fuentes radiactivas usualmente son implantadas en el tejido a cierta profundidad, y para calcular la distribución de dosis absorbida, bien manualmente o por ordenador, lo primero es localizar la posición relativa de cada fuente respecto del volumen que se ha de irradiar y de los órganos críticos.

Existen diferentes métodos para localizar las fuentes en el paciente, cada uno de los cuales requiere de un control de calidad para asegurar la exactitud requerida. Entre los más empleados se encuentran:

1. Placas ortogonales:

Para una buena reconstrucción se requiere que **las radiografías sean perfectamente ortogonales**. Cuando se emplean equipos de rayos X no isocéntricos, es recomendable el empleo de una caja o cubo de reconstrucción, en cuyas caras contrapuestas (correspondiendo a las direcciones latero-laterales y antero-posteriores del paciente) se fijan unos marcadores radio-opacos debidamente alineados. Las películas (chasis) se ubican sobre la cara correspondiente del cubo. La adecuada ortogonalidad se obtiene mediante la alineación del haz de rayos X a lo largo de los marcadores, con la caja colocada sobre el paciente. Se puede prescindir de este accesorio si se emplea un Simulador de Tratamientos de teleterapia.

Parámetros a controlar:

- Distancia Foco-Película en las radiografías AP y LL
- Distancia Foco-Centro de la caja de reconstrucción en la radiografías AP y LL
- Distancia Foco-Isocentro en el caso de empleo de Simulador de Tratamientos.

2. Placas semi-ortogonales:

En este método es muy necesario el empleo de la caja de reconstrucción sobre el paciente, ya que la posición de los marcadores permiten reconstruir la ubicación espacial de los focos de

rayos X. Este método permite entonces el empleo de haces de rayos X cuyos ejes no se interceptan ni son perpendiculares entre si, siempre que las proyecciones de ambos marcadores sean visibles en las radiografías.

Parámetros a controlar:

- Distancia Foco-Película en las radiografías AP y LL
- Dimensiones de la caja de reconstrucción
- Separación de las imágenes de los marcadores.

3. Placas desplazadas:

Cuando no se dispone de equipos de rayos X con posibilidad de rotación del brazo o cabezal, o no se poseen los accesorios para la evaluar la ortogonalidad, se puede emplear una unidad de rayos X convencional, desplazándola paralelamente a una placa AP y tomando dos exposiciones sobre la misma película.

Parámetros a controlar:

- Desplazamiento del tubo de rayos X
- Distancia Foco-Película.

Es recomendable disponer de un maniquí radiográfico con inserción de catéteres o marcadores radio-opacos en una geometría conocida que permita evaluar la exactitud de la reconstrucción de las coordenadas de las fuentes.

H.9 Formulario para la verificación de la intensidad de fuentes de braquiterapia con cámara de ionización de pozo

Fecha de verificación: 24 de febrero de 1999

1.- Descripción de la fuente (s):

Radionucleido: ^{137}Cs

Tipo: Tubo CDC-J

No. Serie: FO445

Intensidad (por certificado del fabricante): $S_{K,ceri} =$ $190.1 \mu\text{Gy h}^{-1} \text{m}^2$

Número del certificado: 34487-1 (Amersham)

Fecha del certificado: 8 de septiembre de 1997

2.- Equipamiento dosimétrico:

Cámara de Ionización:

Modelo y número de serie: HDR1000, No. A98097;

Electrómetro:

Modelo: CDX-2000 No. Serie: B980715

Inserto: Modelo 70020, con 'plug' de 42 mm

3.- Factor de calibración:

$N_{S_K} =$ $5.018 \times 10^{11} \mu\text{Gy h}^{-1} \text{m}^2 \text{A}^{-1}$, dado a $P_0 =$ 101.3 kPa , $T_0 =$ $22 \text{ }^\circ\text{C}$

4.- Corrección de la lectura del electrómetro:

a) Corrección por densidad de aire

Temperatura $T =$ $18 \text{ }^\circ\text{C}$ y presión $P =$ 100.5 kPa al momento de la medición.

$p_{TP} = (P_0/P)[(273.15 + T)/(273.15 + T_0)] =$ 0.994

Tensión de polarización : 300 V

Lectura promediada por unidad de tiempo: $M_0 =$ $2.21 \times 10^{-8} \text{ C/min.}$ (Q_{HV})

Tensión de polarización : 150 V

Lectura promediada por unidad de tiempo: $Q_{HV2} =$ 2.20 C/min.

b) Corrección por recombinaciones

$p_{ion} = (4/3) - (Q_{HV2} / 3Q_{HV}) =$ 1.0015

c) Corrección por escala del electrómetro

$p_E =$ 1.01

5.- Intensidad de kerma en aire medida:

$S_K = M_0 N_{S_K} p_{TP} p_{ion} p_E$

$S_K =$ $185.9 \mu\text{Gy h}^{-1} \text{m}^2$

6.- Discrepancia

$\Delta = (S_K - S_{K,ceri}^*) \times 100 / S_{K,ceri}^* =$ $+1.0 \%$

$S_{K,ceri}^*$: valor corregido para la fecha de verificación

Realizado por: _____

H.10 Formulario para el control DIARIO del equipo de carga remota automática

Prueba	Día														
<i>Indicador de posición de la fuente</i>	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--
Consola															
Equipo															
Puerta															
Monitor Estacionario de Radiación															
<i>Interruptores de Emergencia</i>	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--
Puerta (funcional, s/n)															
Consola (funcional, s/n)															
<i>Sistema de retorno de fuente</i>	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--
Retorno manual (disponible, s/n)															
Baterías de respaldo (funcionales, s/n)															
<i>Temporizador (reproducibile)</i>															
<i>Guías conductoras de fuentes</i>	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--
Integridad															
Conectores limpios															
<i>Protección Radiológica</i>															
Monitor portátil de radiaciones ^a															
Protecciones en cama de tratamiento ^b															
<i>Exactitud espacial</i> ^c															
<i>Visualización del paciente (TV)</i>															
<i>Intercomunicador con paciente</i>															
Realizado por (iniciales del Técnico)															
Revisado por (iniciales del Físico) ^d :															
Observaciones															

^a Disponible y funcional, para control radiológico del paciente al culminar el tratamiento.

^b Equipos de LDR.

^c Con auto-radiografía de configuración específica, para equipos con trenes de fuentes fijos o programables; para equipos con fuente por pasos o pulsada, auto-radiografía de catéter simple con fuente en posiciones pre-establecidas.

^d Semanalmente o cuando se encuentren anomalías.

NOTA: En todos los casos colocar S cuando todo funciona correctamente o está en tolerancia.

H.11 Formulario para el control TRIMESTRAL del equipo de carga remota automática

FECHA: ____ / ____ / ____.

EQUIPO: _____.

1. Revisión de fugas de aire:

Pérdida de presión: _____

2. Monitoreo radiológico con fuentes guardadas

Puntos de medición

Dist. (cm)	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Promedio
5											
100											

3. Revisión de pérdida de alimentación eléctrica:

Verificación que fuentes retornan al contenedor: _____

4. Temporizador:

Reproducibilidad: _____%

Linealidad: _____%

5. Impresión de datos del tratamiento (consola):

Fuentes: _____

Tiempos: _____

Fecha: _____

Otros: _____

6. Auto-radiografía/Radiografía del simulador de fuente (configuración típica):

Aplicador _____ Fuentes/configuración _____ Discrepancia fuente-simulador _____ mm

7. Verificación de Intensidad de Fuentes ($T_{1/2}$ corto):

a) Lotes de fuentes

Lote			Intensidad		Discrepancia ^a
Tipo	Fabricante	Id. del lote	Certificado (promedio)	Medida (promedio)	
					_____%
					_____%

^a Respecto al valor promedio del lote correspondiente en el Certificado de calibración (Tolerancia: $\pm 3\%$)

b) Fuentes individuales

Fuente individual			Intensidad		Discrepancia ^a
Tipo	Fabricante	Número	Certificado	Medida	
					_____%
					_____%

^a Respecto a la intensidad media del lote correspondiente calibración (Tolerancia: $\pm 5\%$)

Observaciones: _____

Realizado por: _____

H.12 Formulario para el control ANUAL del equipo de carga remota automática

FECHA: ____ / ____ / ____.

EQUIPO: _____.

1 Chequeo de fuentes:

a) Prueba de fugas radiactivas:

Fuentes:

_____: ____ Bq
 _____: ____ Bq
 _____: ____ Bq

Guías conductoras:

_____: ____ Bq (____ $\mu\text{Gy/h}$)
 _____: ____ Bq (____ $\mu\text{Gy/h}$)
 _____: ____ Bq (____ $\mu\text{Gy/h}$)

b) Verificación de Intensidad de Fuentes ($T_{1/2}$ largo):

i) Lotes de fuentes

Lote			Intensidad		Discrepancia ^a
Tipo	Fabricante	Id. del lote	Certificado (promedio)	Medida (promedio)	
					____%
					____%

^a Respecto al valor promedio del lote correspondiente en el Certificado de calibración (Tolerancia: $\pm 3\%$)

ii) Fuentes individuales

Fuente			Intensidad		Discrepancia ^a
Tipo	Fabricante	Número	Certificado	Medida	
					____%
					____%
					____%
					____%
					____%

^a Respecto a la media del lote de un mismo tipo de fuente calibración (Tolerancia: $\pm 5\%$)

2 Auto-radiografía/Radiografía del simulador de fuente (todas las fuentes/configuraciones):

Aplicador	Fuentes/configuración	Discrepancia fuente-simulador
_____	_____	_____ mm
_____	_____	_____ mm
_____	_____	_____ mm
_____	_____	_____ mm
_____	_____	_____ mm

3 Temporizador:

Reproducibilidad: ____%.

Linealidad: ____%

Corrección por tránsito de fuente: ____ seg

Realizado por: _____

H.13 Formulario para el control de calidad del tratamiento de braquiterapia

Paciente: _____ No. Historia Clínica: _____
Fecha de la aplicación: _____ Fecha de Registro: _____

ACCION EJECUTADA ^a	COMENTARIOS
-------------------------------	-------------

- 1) **Preparación del implante**
- a) Aplicación programada
 - b) Sala y cama asignada
 - c) Fuentes solicitadas
 - d) Integridad del aplicador verificada
- 2) **Patología**
- a) Hospital
 - b) Código de patología
 - c) Diagnóstico
- 3) **Inserción del aplicador**
- a) Identidad del aplicador verificada
 - b) Geometría del implante/aplicador registrada
 - c) Placas de simulación revisadas
 - d) Número e intensidad de las fuentes registrada
 - e) Prescripción fechada y firmada por el oncólogo radioterapeuta
- 4) **Carga del implante**
- a) Prescripción revisada respecto a la secuencia de carga propuesta, la intensidad de las fuentes y los tiempos de tratamiento
 - b) Cadenas, lotes o trenes de fuentes verificadas
 - c) Para semillas: medición de chequeo ejecutada
 - d) Paciente identificado por al menos dos metodos
(nombre, # H.C., Fecha nac., otro ____)
 - e) Implante cargado
 - f) Fuentes empleadas registradas en inventario
 - g) Cálculos de prescripción y tratamiento revisados por el físico el mismo día de cargado el implante

- 5) Para implantes por carga remota automática**
- [] a) Paciente identificado por al menos dos métodos
(nombre, # H.C., Fecha nac., otro ___)
- [] b) Prescripción revisada respecto a la secuencia de carga propuesta, la intensidad de las fuentes y los tiempos de tratamiento
- [] c) Preparación de trenes o cadenas de fuentes revisado por el físico
- [] d) Control de calidad diario realizado a la unidad de tratamiento
- [] e) Auto-radiografía revisada por el físico y el médico el mismo día del implante
- 6) Ejecución del implante**
- [] a) Orientaciones a las enfermeras escritas
- [] b) Sala/cuarto de tratamiento identificado
- [] c) Monitoreo radiológico completado
- [] d) Prescripción completada
- [] e) Fecha/hora de retiro de las fuentes registrado
- i) En la Historia clínica
- ii) En la hoja de planificación del tratamiento
- iii) En la sala/cuarto de tratamiento
- [] f) Médico responsable del implante informado de fecha/hora del retiro de fuentes
- [] g) Responsable de verificar el retiro del implante
- 7) Planificación del Tratamiento**
- [] a) Plan revisado por el médico antes de completar el tratamiento
- [] b) Plan revisado por el físico antes de completar el tratamiento
- [] c) Administración del Implante registrado en la hoja de tratamiento
- 8) Retiro del Implante**
- [] a) Número de fuentes verificadas por el médico
- i) En la sala/cuarto del paciente
- ii) En el cuarto/local de fuentes
- [] b) Monitoreo radiológico de la sala/cuarto del paciente
- [] c) Fuentes retiradas inventariadas
- [] d) Formulario del monitoreo radiológico relleno

	ACCION EJECUTADA ^a	COMENTARIOS
	9) Registro y Control del Implante	
[]	a) Salida impresa de la unidad de carga remota automática auditada	
[]	b) Placas de localización auditadas y archivadas	
[]	c) Registro resumen de dosis impartidas relleno y firmado por el médico y el físico	

^a Marcar con un [√] cuando la acción correspondiente esté ejecutada.

Apéndice I : Procedimientos para la realización de los controles de calidad de los equipos de medición

I.1 Dosímetros de haces de fotones y electrones. Referencia local e instrumento de campo

Hasta el momento, el sistema dosimétrico por excelencia para la calibración absoluta de las unidades y fuentes de radioterapia es el basado en cámaras de ionización, por ello nos concentraremos en este tipo de sistema. Para más detalles sobre las pruebas y requerimientos de este tipo de dosímetros recomendamos acudir a las norma IEC-731 [78].

I.1.1 Controles de calidad

Al recibir un nuevo equipamiento dosimétrico deben realizarse una serie de pruebas de comprobación, así como durante el uso o re-calibración. El primer paso debe consistir siempre en la lectura detallada de los manuales de instrucciones del instrumento.

1. Exactitud y constancia

a) Dependencia energética

Se realiza principalmente en el momento de la calibración, por el Laboratorio de Calibración Dosimétrica. La norma IEC-731 especifica a los fabricantes las variaciones máximas, partiendo de una calidad de referencia.

Ej: Cámara de dedal, K_{air} . Rayos X de media energía

- Calidad de referencia: CHR= 1.8 mmCu (\approx 200 kV)
- Rango mínimo de calidades: 0.06 mmCu (\approx 70 kV) a 3 mmCu (\approx 250 kV)
- Dentro del rango mínimo de calidades, el límite de variación de la respuesta será de $\pm 2\%$. La prueba se realizará con un mínimo de 5 calidades.

b) Dependencia de la tasa de dosis y el ángulo de incidencia

Estas no son pruebas que se realicen usualmente por un servicio de radiofísica. La norma IEC-731 establece al respecto pruebas y límites para radiación continua y pulsada para el efecto de recombinación de iones.

c) Dependencia de la polaridad de la tensión de colección

Para esta prueba el electrómetro debe tener la posibilidad de inversión de polaridad; el manual del electrómetro en cuestión debe explicar como efectuar esto, pero en general, antes de proceder al cambio, se debe apagar el electrómetro.

La norma IEC-731 impone un límite para cámaras de ionización, ya sean específicas para haces de electrones o no: $< 1\%$.

d) Tiempo de estabilización

Debe corresponderse con el estipulado en el manual del fabricante; se mide con la cámara en la fuente de chequeo de constancia (^{90}Sr), o en el haz de tratamiento (^{60}Co).

La norma IEA-731 impone límites de variación de la respuesta para la cámara y para el electrómetro durante intervalos de tiempo:

Entre 15 min. y 2 horas para cámaras

Entre 15 min. y 6 horas para electrómetros

Variación máxima: $\pm 0.5\%$ del valor obtenido luego de una hora de calentamiento

Un ejemplo de procedimiento para evaluar el tiempo de estabilización del sistema dosimétrico puede ser el siguiente:

- Encienda el electrómetro y registre la hora.
- Seleccione el modo de medición de corriente en el rango más sensible.
- Registre la corriente "Offset" indicada.
- Repita el paso anterior cada 5 min. desde que es encendido el electrómetro hasta transcurridos 5 min. posterior al tiempo de estabilización especificado por el fabricante.

- Compare el tiempo necesario para que la I_{off} se estabilice en un pequeño valor, respecto al tiempo especificado por el fabricante.
 - e) Dependencia de la dosis total
Este chequeo se relaciona con la historia de dosis acumulada en la cámara, esto no es muy significativo en estas, aunque sí en los sistemas en base a diodos.
 - f) Comunicación atmosférica
El objetivo de esta prueba es comprobar que el intercambio de aire de la cámara con el exterior no se encuentre obstruido. Para ello se deben realizar mediciones en idénticas condiciones de irradiación (por ejemplo, con la fuente de referencia) variando la presión o la temperatura en un corto intervalo de tiempo; las lecturas de la cámara deben seguir estas variaciones con cierta inercia, de acuerdo a la corrección P_{PT} .
La norma IEA-731 impone límites de variación de la respuesta para la cámara con cambios de la presión atmosférica, planteando que el '90% del tiempo de equilibrio' no debe superar los 10 segundos. Para evaluar este aspecto se sugiere el siguiente procedimiento:
- Coloque la cámara de ionización en un campo de tasa de dosis constante, por ejemplo, en una fuente de chequeo de constancia. Introduzca la cámara junto con la fuente, con el termómetro y el barómetro en la campana de cristal para vacío. Luego coloque la tapa de la campana de manera que se pueda asegurar un sellaje adecuado.
- Registre la presión existente y realice varias lecturas sucesivas en modo de corriente.
- Conecte la bomba de vacío de forma que produzca una variación brusca de la presión en el interior de la campana (de 5 a 10% de la presión ambiente) y mida la variación con el tiempo de la corriente de ionización de la cámara.
- Registre el tiempo que se requirió para que la corriente alcanzara el 90% de su valor final (estable). Este tiempo no debe superar los 10 segundos.

2. Chequeos de constancia

Para esto se recomienda el empleo de fuentes de periodo largo, preferiblemente ^{90}Sr . El inserto para colocar la cámara en la fuente debe garantizar una elevada reproducibilidad ($< 0.5\%$). La resolución de la lectura debería ser mejor que 0.1% . Es recomendable que se pueda medir la temperatura en el interior del contenedor de la fuente.

3. Linealidad de la respuesta

Esta prueba se realiza irradiando el sistema dosimétrico a diferentes valores de dosis, preferiblemente 3 valores en cada rango de medición del electrómetro. La linealidad se determina siguiendo un proceso equivalente al descrito en el Apéndice C.3.1.

4. Señales de ruido

a) Corriente de fuga

Se determina según las recomendaciones del fabricante.

En general, se colecta una carga significativa en el rango más sensible del electrómetro, ya sea en un haz externo o con la propia fuente de chequeo. Sin detener el proceso de colección se retira la cámara del campo de radiación y se deja un tiempo suficientemente largo para evaluar posibles fugas (30 min. a 1 hora). La corriente de fuga se calcula como la variación de carga dividida por el tiempo transcurrido luego de retirada la cámara:

$$i_{fuga} = (Q_{final} - Q_{inicial}) / \Delta t_{descarga}$$

La norma IEC-731 recomienda al respecto que la corriente de fuga sin radiación no debe exceder $\pm 0.5\%$ de la corriente de ionización producida por la 'tasa de dosis efectiva' mínima. Irradiando la cámara en condiciones de referencia, se puede determinar la relación lineal entre la corriente y la tasa de dosis; con esto se pueden expresar las corrientes de fugas como un por ciento de la corriente producida por la tasa de dosis efectiva mínima.

b) Señal extra-cámara

Se considera fundamentalmente por el "efecto de manguito" (de tallo), que comprende la contribución a la señal generada al exponer el mango de la cámara al haz de radiación, así como a las fugas debidas al manguito mismo. Esta señal va a estar en función de la porción de

manguito irradiado y del tipo y energía de la radiación. Este parámetro es un índice de calidad de la cámara y depende de la porción de manguito de la cámara que esté guardado.

Para evaluar la contribución de esta señal se pueden seguir las recomendaciones de las normas IEC-731 (ensayos en aire para determinar las dos componentes: dispersión en el material del manguito y fugas debidas al manguito).

5. Sugerencias adicionales

a) Debe verificarse la integridad y uniformidad exterior del material de la cámara. Es conveniente realizar una radiografía de la cámara (se puede obtener una buena definición colocando un filtro de 0.2 mm de Cu a la salida del tubo, y emplear una técnica de 70-80 kV con 5 mAs).

b) Es conveniente que el electrómetro permita visualizar el voltaje de polarización; si esto no es posible, se recomienda medirlo.

c) Se recomienda que la referencia local sea recalibrada bianualmente, y se realicen verificaciones redundantes del factor de calibración certificado.

d) Se recomienda que la cámara de ionización utilizada como instrumento de campo sea verificada anualmente, y que la constancia de su factor de calibración, deducido de la comparación con la referencia local, sea mejor que el $\pm 1\%$. Se pueden emplear dos métodos fundamentales de comparación:

- *'Tip a Tip'*: Se recomienda para comparación de cámaras de diseño similar, expuestas a un haz con buena uniformidad radial, pero que pueda presentar fluctuaciones temporales
- *Sustitución*: Recomendado para comparación de cámaras diferentes en tamaño, cuando se emplee un haz con cierta no uniformidad radial, pero con pequeñas fluctuaciones temporales (por ejemplo, con cámara monitora en rayos X).

I.2 Calibradores de fuentes de braquiterapia

I.2.1 Chequeo del calibrador

Precisión: La reproducibilidad del calibrador debe ser mejor de un 2% y la relación Señal/Ruido superior a 100:1. Para las mediciones con cámaras tipo dedal la orientación de la fuente y la distancia desde esta a la cámara representa un punto crítico. Para cámaras de pozo, la respuesta depende fuertemente de la orientación de la fuente y de su ubicación exacta dentro del pozo [79, 80]. Por lo tanto, es esencial disponer de soportes de fuentes ('insertos') capaces de garantizar una elevada reproducibilidad y exactitud en la colocación de la fuente en el pozo.

Factores de escala y linealidad: Se recomienda determinar y monitorear el factor de escala y la linealidad para cada escala y rango de medición del electrómetro empleado.

Eficiencia de colección de cargas: Se recomienda que la eficiencia de colección de cargas sea superior al 99% para cámaras de pozo comerciales y fuentes de braquiterapia convencionales. Esto debe verificarse usando la fuente de mayor intensidad que pretenda calibrarse. Para determinar esta eficiencia se puede emplear el método de 2 ó más voltajes de polarización [81] (ver Apéndice H), teniendo en cuenta que estas son fuentes de radiación continua. En ocasiones puede ser necesario el uso de factores de corrección por pérdidas de Recombinación, sobre todo en la calibración de fuentes de Alta Tasa con cámaras de pozo.

Dependencia geométrica: Debido a la anisotropía de dosis alrededor de las fuentes, la orientación relativa del eje de la fuente es importante para cualquier calibrador [29]. Para asegurar una colocación reproducible deben emplearse insertos o soportes adecuados. Para cámaras de pozo, la sensibilidad de estas varía con la posición de la fuente dentro del pozo; por ello, para verificar y cuantificar el grado de variación de la sensibilidad con la posición, se procede a desplazar una fuente a lo largo del pozo, midiendo cada por pasos la respuesta de la cámara. Se recomienda elegir como punto de medición aquel en donde sea menor la variación de la respuesta con la posición. Se han reportado dos técnicas para determinar la dependencia de la respuesta del calibrador con la longitud de la fuente [29]; esta dependencia con la longitud puede ser además función del tipo de radionuclido [30].

Dependencia energética: La sensibilidad de las cámaras de pozo depende de la energía de los fotones, incluso para cámaras aire-equivalentes o tejido-equivalentes [29, 30]. Por ello, una fuente calibrada de un radionuclido dado no puede ser empleada para determinar la intensidad de una fuente de otro radionuclido. Para cámaras tipo dedal es sabido que el factor de calibración también puede variar con la energía de los fotones.

Dependencia del encapsulamiento: Debido a que las cámaras de pozo se aproximan a una geometría 4Π, su sensibilidad dependerá de la anisotropía de la fuente [79]. Por ello, una fuente calibrada con un encapsulamiento dado, no será adecuada para determinar la intensidad de otra del mismo radionuclido, pero con diferente encapsulamiento.

1.2.2 Redundancia

Las cámaras de pozo, al igual que las de dedal, si se mantienen adecuadamente, deben retener sus características eléctricas y radiológicas por el tiempo establecido por el fabricante.

Un sistema redundante es un conjunto de fuentes y detectores de radiación, cuyas características radiológicas son predecibles con un elevado grado de reproducibilidad. Dichas fuentes y detectores son intercomparados periódicamente para comprobar si ha variado alguna de sus características radiológicas con el tiempo. Los componentes de un sistema redundante de calibración de fuentes de braquiterapia deben ser:

- Calibrador de fuentes (cámara de pozo o de dedal con mecanismo de colocación preciso).
- Una fuente radiactiva sellada con $T_{1/2}$ largo, cuya integridad mecánica es confiable y su vida media bien conocida (por ejemplo, ^{90}Sr y ^{137}Cs).
- La especificación de la fuente dada por el fabricante, la cual se asume que no varía con el tiempo. La mayor desventaja de este componente del sistema es que el usuario no conoce la confiabilidad de la especificación del fabricante.

Un sistema redundante de dos componentes consiste de un calibrador y una fuente de vida media larga, o un calibrador y la especificación del fabricante. Un sistema de 3 componentes es más ventajoso, ya que el tercer componente puede servir para discernir o resolver las discrepancias entre los otros dos. Pueden establecerse diferentes sistemas de 3 componentes:

- un calibrador, una fuente patrón del radionuclido en cuestión y una segunda fuente de referencia de vida media larga de otro radionuclido;
- un calibrador patrón, una fuente de referencia de vida media larga y un segundo calibrador (preferiblemente de diseño diferente al patrón);
- un calibrador, una fuente de referencia de vida media larga y el certificado de especificación de la fuente dado por el fabricante.

Cuando se establece por primera vez un sistema redundante, todos los componentes deben ser intercomparados. Posteriormente, siempre que se vayan a medir fuentes de uso clínico, el calibrador y una fuente son comparados y la respuestas del calibrador es comparada con el decaimiento de la fuente de referencia (como mínimo). Si estos dos componentes no concuerdan, se puede incluir un tercero o incluso un cuarto componente en la intercomparación con vistas a resolver la discrepancia. Todos los componentes del sistema redundante deben ser intercomparados al menos anualmente.

Un ejemplo del establecimiento de un sistema redundante para la calibración de fuentes de braquiterapia de vida media larga y corta, respectivamente, se muestra a continuación [13]:

- Fuentes de $T_{1/2}$ largo (^{137}Cs , ^{60}Co , ^{226}Ra)
1. Para cada radionuclido (y encapsulamiento) a medir, se debe escoger una fuente “patrón”. Este patrón debe ser marcado o identificado de manera que pueda ser reconocido posteriormente; no es necesario retirar del uso clínico la fuente elegida como tal.
 2. Se envía esta fuente a un LSCD/LPCD para su calibración. Es importante verificar que dicho laboratorio posee un servicio acreditado para este tipo de calibraciones.
 3. Emplear las fuentes patrones para calibrar otras fuentes similares (trazabilidad secundaria). La calibración puede efectuarse por sustitución, garantizando la misma geometría de medición en la cámara tanto para la fuente patrón como para la fuente a calibrar. Aunque esta técnica minimiza el riesgo de fallo de la cámara, es aconsejable predecir la intensidad

de la fuente patrón a partir de mediciones previas y comparando el resultado presupuesto con el medido realmente. La presencia de discrepancias significativas puede sugerir el mal funcionamiento del equipamiento.

- *Fuentes de $T_{1/2}$ corto (^{192}Ir , ^{198}Au , ^{125}I , etc.)*

1. Identificar una fuente de $T_{1/2}$ largo como 'fuente de Referencia'. Esta debe ser marcada para su posterior identificación. Esta fuente puede servir de referencia para otro radionuclido.
2. Obtener una fuente patrón del radionuclido de corta vida dado. Este patrón debe compararse con la fuente de referencia mediante el método de sustitución, empleando los mismos parámetros de la cámara para ambas fuentes. Dicha intercomparación permitirá establecer los parámetros de referencia de sensibilidad relativa del sistema de las dos fuentes.
3. Enviar la fuente patrón del radionuclido de corta vida en cuestión a un LSCD/LPCD para su calibración.
4. Existen fundamentalmente dos técnicas para transferir la calibración:
 - La cámara es calibrada con la fuente patrón y la fuente de referencia se usara para verificar que la cámara está trabajando adecuadamente, incluso después que la fuente patrón se haya desintegrado significativamente.
 - Se calcula un factor de corrección como la razón de dos mediciones de la respuesta de la cámara usando la fuente patrón y la de referencia. El factor de corrección permite expresar la respuesta de la cámara a la radiación de la fuente de corta vida en términos de respuesta a la fuente de referencia.
5. En ambas técnicas, la fuente de referencia es medida cada vez que la cámara es empleada para calibrar fuentes de corta vida.
6. La fuente patrón de $T_{1/2}$ corto *NO* necesita ser remplazada cuando haya decaído a un nivel que no permita su ulterior uso para calibrar la cámara.

Apéndice J : Esquema general de una visita de auditoría

J.1 Los pasos de una auditoría

Una auditoría consta de una secuencia de pasos cuyo orden es esencial para el éxito de la actividad:

- 1 Preparación previa a la visita
- 2 Visita a la institución
 - a) Verificación de la información
 - b) Toma de medidas
 - c) Realización de los cálculos
 - d) Comparación de resultados con la institución
 - e) Solución de las discrepancias
 - f) Entrevistas de resumen de resultados
- 3 Preparación del reporte final
- 4 Análisis de la respuesta de la institución
- 5 Archivo de los datos

J.2 Preparación previa a la visita

La visita debe concertarse con el físico médico responsable del Programa de GC de la institución visitada, las fechas deben ser establecidas de mutuo acuerdo y el jefe médico del servicio debe ser informado y requerir de él una autorización de la actividad. Este puede ser el momento de informar también que al final de la visita se entregarán los resultados en forma de un reporte preliminar, el cual será seguido de un reporte final, después que se haya hecho una revisión del documento y los cálculos.

Esta comunicación debe ser seguida de una nota escrita donde la institución debe ser informada con suficiente anticipación sobre los detalles de la visita, sus objetivos, el tipo de datos que se requerirán, las medidas a tomar, el tiempo que cada sesión requerirá. Debe también advertirse qué medidas o cálculos se espera que la institución haga durante la visita y qué tiempo demandará la visita del físico, técnico radioterapeuta u oncólogo radioterapeuta. Este personal debe incluir el del operador de los equipos de medición y planificación, el cual normalmente es el propio físico médico. Debe advertirse que la visita no interferirá con la rutina normal de tratamiento de pacientes.

Esta comunicación debe solicitar de la institución la siguiente documentación, como mínimo:

- 1) Sistemas de dosimetría
 - a) Certificados de calibración de los equipos de dosimetría
 - b) Datos de la última intercomparación interna
- 2) Haces de fotones
 - a) Tablas de Factores de campos
 - b) Para ^{60}Co la tabla debe ser de la fecha más cercana a la visita
 - c) Datos de descriptores del haz (PDD, TMR, TAR, etc.)
 - d) Curvas de isodosis con cuñas para un campo determinado ($10\text{ W} \times 10\text{ cm}$ o campo máximo $\times 10\text{ cm}$)
 - e) Factores de transmisión de cuñas y bandejas
 - f) Factores fuera de eje central en aire o a d_{max}
 - g) Factores usados en la calibración de los haces de fotones y dosis de referencia
 - h) Descripción de los accesorios especiales y sus factores dosimétricos
- 3) Haces de electrones
 - a) Tasa de dosis para cada cono
 - b) Datos de E_0 , d_{max} , d_{50} , alcance
 - c) Datos de dosis porcentual en el eje central
 - d) Datos de cálculo de dosis a diferente DFS

- e) Factores usados en la calibración de los haces de electrones
- 4) Braquiterapia
 - a) Inventario de las fuentes de braquiterapia y sus certificados del fabricante y/o las pruebas de calibración de la institución)
 - b) Certificados de los equipos de alta tasa (HDR)
 - c) Factores usados en el cálculo del decaimiento de fuentes radioactivas
 - d) Descripción de los aplicadores
- 5) Planificación del tratamiento
 - a) Datos sobre el sistema de planificación usado por la institución, manuales y/o computerizados
 - b) Procedimientos especiales
 - c) Descripción del procedimiento
 - d) Factores propios del procedimiento

Este es el momento de enviar a la institución los casos de referencia para que sean planificados. Debe advertirse que estos sean tratados por el mismo personal que lo hace rutinariamente.

Preferiblemente la institución deberá enviar esta información antes que el físico que realice la auditoria parta en la visita. Esto permitirá un análisis preliminar que permita afinar los detalles de la visita.

J.3 Visita a la institución

Esta debe ser realizada en un tiempo razonable como para realizar todas las actividades pero no tan largo como para que interfiera con la rutina normal.

La visita debe comenzar con una entrevista al físico médico que permita aclarar dudas respecto a los datos y completar esta colección de información.

La toma de medidas se realiza en horas que no interfieran con el tratamiento de pacientes. La suspensión de los tratamientos es algo que no debe suceder. El físico de la institución debe estar presente y los equipos de la institución deben ser operados por el personal local.

Las medidas pueden comenzar por una intercomparación de los equipos dosimétricos, los barómetros y los termómetros. Esto permitirá advertir discrepancias que más tarde incidirían en la calibración de todos los equipos.

La realización de medidas en los equipos de teleterapia comienza por una verificación de la calibración del haz por parte del físico médico de la institución. En aquellos casos en los que se utiliza un verificador especial para controles diarios debe procederse a comparar la calibración absoluta con el resultado del verificador diario. Una coincidencia dentro de 2% es aceptable. La tasa de dosis medida ese día puede diferir del valor clínico pero debe estar dentro de los límites de variación establecidos por la institución. Normalmente la ventana de variación aceptable es 2%. Valores mayores que esto deben dar lugar a un análisis del programa de GC en este aspecto y por lo tanto a una recomendación.

Se procede luego a la toma de medidas por el auditor en todos los aspectos a auditar. El primero debe ser la tasa de dosis del equipo la cual debe ser hecha lo mas cercana posible a la calibración de la institución. Un 3% de tolerancia es considerado aceptable. Los cálculos deben ser realizados al instante a fin de comparar con la institución. Las diferencias encontradas deben encontrar explicación dentro de un 1%. Es importante que no se dejen discrepancias sin explicar para discutir en una sesión posterior para prevenir la pérdida de pistas que puedan explicar esta discrepancia. Es también importante que se tenga en mente que el nivel de credibilidad de las medidas es el mismo para el auditor que para el físico local mientras no se expliquen estas diferencias.

En general, las discrepancias entre las medidas realizadas por el auditor y los datos de la institución no deben superar las tolerancias especificadas en este documento para cada prueba en cuestión.

Las medidas a realizar deben ser selectivas pero cubriendo todos los aspectos de los equipos, tanto mecánicos como dosimétricos. En aquellos casos en los que se encuentran discrepancias que se sospechen que son más generales podría hacerse una extensión de las medidas, por ejemplo, si se encuentra un par de fuentes de braquiterapia con discrepancias significativas podría convenir extender las medidas a otras fuentes.

El programa integral de garantía de calidad debe ser auditado en cuanto a sus detalles administrativos, verificando que los manuales de procedimientos, la documentación de los resultados, las personas responsables, los sistemas de advertencias y las acciones correctivas existen y funcionan.

Al final de la visita debe hacerse un resumen de los resultados y de las recomendaciones. Los datos de las mediciones, los cálculos y las referencias de los protocolos que se usaron deben ser dejados en la institución con la advertencia que existe la posibilidad de cambios al realizar una revisión posterior. Esta entrevista debe incluir al médico jefe y todos aquellos profesionales que la institución considere necesario. Es preciso tener en mente que esta no cobre un carácter de emplazamiento o señalamiento para nadie pero debe ser clara y categórica en cuanto a los puntos que plantea.

J.4 Preparación del reporte final

Al regresar de la visita todos los cálculos y resultados deben ser revisados por otro físico médico de manera totalmente independiente y discutidos con el físico auditor, hasta llegar a un acuerdo en el resultado final. Si se encuentran errores o cambios importantes entre los resultados preliminares dejados en la institución y los revisados, esto debe comunicarse de inmediato al físico médico de la institución antes de la presentación del reporte final.

Este reporte se presenta al físico médico de la institución, con copia al médico jefe de la misma, debiendo solicitarse comentarios sobre los aspectos discrepantes. Es posible que la institución haya respondido a las recomendaciones preliminares antes del recibo del reporte final. En este caso estas deben estar reflejadas en este reporte.

J.5 La respuesta de la institución

Cuando la institución responde con comentarios y estos son válidos, los mismos deben incluirse en una página de enmiendas, que se elaboran posteriormente y se comunican a la institución.

J.6 El archivo de los datos

Los resultados de las visitas son una fuente de datos que archivados, constituyen un banco de información útil para el auditor y que analizados estadísticamente pueden servir para mejorar la calidad en general. Debe tenerse en cuenta que toda información debe preservar la confidencialidad de las instituciones.

TABLA J.1. ASPECTOS A AUDITAR

PARAMETRO A AUDITAR	CRITERIO ^a
Los detalles administrativos del Programa de GC	
Manuales de GC	Disponibles
Documentación de resultados	Disponibles y actualizados
Acciones correctivas	Disponibles y actualizadas
Sistema de advertencias	Disponible y actualizado
Cadena de mando para reporte de problemas	Disponible y actualizada
Equipos de teleterapia	
<i>Mecánicos</i>	
Isocentro mecánico	± 3%
Posición de los láseres	± 3 mm
Coincidencia de campo de luz y radiación	± 3 mm por cada lado
Indicadores de tamaño de campos	± 3 mm por cada lado
Telémetros	± 3 mm
<i>Dosimétricos</i>	
Dosis administrada al tumor	± 5%
Dosis de referencia	± 3%
Factores de campo	± 2%
Dosis en profundidad	± 3% (fotones); ± 3 mm (electrones)
Error del temporizador	± 3%
Factores de transmisión de cuñas y bandejas	± 2%
Factores de cono para electrones	± 3%
Factores para diferente DFS para electrones	± 3%
Simetría y Planitud del haz	± 3%
Medidas de dosis en condiciones fuera de la referencia	± 4%
<i>Aspectos de seguridad</i>	Dispositivos funcionando
Braquiterapia	
<i>Dosimétricos</i>	
Dosis administrada	± 15%
Intensidad de fuentes	± 5%
<i>Fuentes</i>	
Inventario	Disponible y actualizado
Pruebas de integridad	Registradas
<i>Aplicadores</i>	
Integridad	Registrada
Auto-radiografía de fuente y simuladores	± 2 mm
<i>Sistemas de carga remota (adicionales)</i>	
Colocación de fuentes	± 2 mm
Temporizador	± 2%
Sistemas de planificación	
Algoritmos	Comprensibles
Consistencia gráfica de datos dosimétricos	± 2% ó ± 2 mm
Transferencia gráfica de datos anatómicos	± 2 mm
Solución de casos de referencia	± 5%
Equipos de dosimetría	
Intercomparación de diferentes dosímetros	± 3%
Comparación de accesorios de medición	± 3%

^a Los parámetros medidos o calculados por el equipo auditor deben corresponderse con los determinados o usados por la institución auditada dentro de los límites establecidos en este acápite.

Apéndice K : Glosario

air-kerma strength	intensidad de kerma en aire [S_K]
baseline performance	comportamiento en el estado de referencia
beam analyzer	analizador del haz, maniquí rastreador automatizado, sistema automatizado de adquisición de datos del haz
beam flatness	planitud o aplanamiento del perfil del haz
beam's-eye-view (BEV)	proyección visual del haz (PVH)
BSF	factor de retro-dispersión
build-up cap	caperuza de equilibrio electrónico
commissioning	puesta en servicio
cross-plane	plano ortogonal al eje de rotación del Brazo que contiene al eje del haz de radiación
dosimetrist	técnico dosimetrista (ver "therapist")
dummy	fuelle simulada en braquiterapia
FWHM	ancho total a la mitad de la altura del perfil de dosis (W50%)
HDR	alta tasa de dosis (braquiterapia)
in-plane	plano que contiene simultáneamente al eje del haz de radiación y al eje de rotación del brazo
interlock	enclavamiento
LDR	baja tasa de dosis (braquiterapia)
Output	rendimiento, tasa de dosis absorbida [$D_{W,dmax}$]
PDD ó %DD	porcentaje de dosis en profundidad
performance characteristics	características funcionales
plaque therapy	terapia usando placas con fuentes selladas
portal image	imagen de localización o verificación empleando el haz de tratamiento con el paciente en posición
PSF	factor de dispersión en el máximo
reference air kerma rate	tasa de kerma en aire de referencia [K_r]
remote afterloader	equipo de braquiterapia de carga remota automática
ribbons	cintas de fuentes; cadenas de fuentes, tiras de fuentes selladas
SAD	distancia fuente-isocentro (DFI)
SDD	distancia fuente-diafragma o colimador (DFD)
SSD	distancia fuente-superficie (DFS), distancia foco-piel (DFP)
TAR	relación tejido-aire
test cases	casos tipo o de referencia, tipificados
therapist	terapeuta; técnico radioterapeuta; técnico radiofísico (ver "dosimetrist")
timer	temporizador
TMR	relación tejido-máximo
TPR	relación tejido-maniquí
venting	Comunicación atmosférica de la cavidad de la cámara
well chamber type (Re-entrant chamber)	cámara de tipo pozo

REFERENCIAS

- [1] INTER-SOCIETY COUNCIL FOR RADIATION ONCOLOGY, Radiation Oncology in Integrated Cancer Management (Blue Book), Report of the ISRO (1991).
- [2] ORGANISMO INTERNACIONAL DE ENERGIA ATOMICA, Normas básicas internacionales de seguridad para la protección contra la radiación ionizante y para la seguridad de las fuentes de radiación, OIEA Informe de Seguridad No. 115, Viena (1997).
- [3] INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, Guide to the expression of uncertainty in measurement, ISO/TA64/W63, Geneva (1993).
- [4] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, Determination of absorbed dose in a Patient Irradiated by Beams of X or Gamma Rays in Radiotherapy Procedures, ICRU Report 24, Bethesda, MD (1976).
- [5] INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION, Medical electron accelerators in the range 1 MeV-50 MeV: Guidelines for functional performance characteristics, Publ. IEC 60977, IEC, Geneva (1989).
- [6] INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION, Particular requirements for the safety of gamma beam therapy equipment, Publ. IEC 60601-2-11, IEC, Geneva (1997).
- [7] INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION, Particular requirements for the safety of electron accelerators in the range 1 MeV-50 MeV, Publ. IEC 60601-2-1, IEC, Geneva (1998).
- [8] INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION, Particular requirements for the safety of remote-controlled automatically driven gamma-ray after-loading equipment, Publ. IEC 60601-2-17, Amendment 1, IEC, Geneva (1996).
- [9] INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION, Particular requirements for the safety of radiotherapy simulators, Publ. IEC 60601-2-29 Amendment 1, IEC, Geneva (1996).
- [10] AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE, AAPM code of practice for radiotherapy accelerators: Report of AAPM Radiation Therapy Task Group 45, Med. Phys. **21** (1994), 1093-1121.
- [11] AMERICAN COLLEGE OF RADIOLOGY, Quality Assurance in Radiation Therapy, a Manual for Technologists, ed. by M.J. Wizenberg, Philadelphia (1982).
- [12] AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE, Code of Practice for X-ray therapy linear accelerators, Med. Phys. **2** (1975) 110-121.
- [13] AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE, Physical aspects of quality assurance in radiation therapy, AAPM Report Series No. 13, American Institute of Physics, New York (1984).
- [14] AMERICAN NATIONAL STANDARDS INSTITUTE, Guidelines for maintaining Co-60 and Cs-137 teletherapy equipment, ANSI Rep. No. 449, New York (1974).
- [15] AMERICAN NATIONAL STANDARDS INSTITUTE, Procedures for periodic inspection of Co-60 and Cs-137 teletherapy equipment, ANSI Rep. No. 449.1, New York (1978).
- [16] HOSPITAL PHYSICISTS ASSOCIATION, A suggested procedure for the mechanical alignment of telegamma and megavoltage x-ray beam units, HPA Report No. 3, London (1970).
- [17] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY IAEA, Manual of Dosimetry in Radiotherapy, Technical Reports Series No. 110, IAEA, Vienna (1970).
- [18] NORDIC ASSOCIATION OF CLINICAL PHYSICS, Procedures in external radiation therapy: dosimetry with electron and photon beams with maximum energy between 1 and 50 MeV, Acta Radiol. Oncol. **19** (1980) 55-79.
- [19] NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS, Dosimetry of x-ray and gamma-ray beams for radiation therapy in the energy range 10 keV to 50 MeV, NCRP Report No. 69, Bethesda, MD (1981).
- [20] WORLD HEALTH ORGANIZATION, Quality Assurance in Radiotherapy, WHO, Geneva (1988).

- [21] INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION, Safety of Medical electrical equipment, Part 2: Particular requirements for medical electron accelerators in the range 1 MeV-50 MeV, Pub. IEC 601-2-1, Geneva (1990).
- [22] WEINHOUS, M.S., PURDY, J.A., GRANDA, C.O., Testing of a Medical Linear Accelerator's computer system, *Med. Phys.* **17** (1990) 95-102.
- [23] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, Use of Computers en External Beam Radiotherapy Procedures with High-Energy Photons and electrons, ICRU Report 42, Bethesda, MD (1987).
- [24] VAN DYK, J., BARNETT, R., CYGLER, J., AND SHRAGGE, P., Commissioning and quality assurance of treatment planning computers, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **26** (1993) 261-273.
- [25] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, Dose volume specification for reporting intracavitary therapy in gynecology, ICRU Report 38, Bethesda, MD (1985).
- [26] AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE, Remote afterloading technology, AAPM Report No. 41, American Institute of Physics, New York, New York (1993).
- [27] WILLIAMSON, J.F., Practical quality assurance for low dose rate brachytherapy, in *Quality Assurance in Radiotherapy Physics*, edited by G. Starkshall and L. Horton, Medical Physics Publishing, Madison, WI, 139-182 (1991).
- [28] LOFTUS, T.P., Standardization of iridium-192 gamma-ray sources in terms of Exposure, *J. Res. Natl. Bur. Stand.* **85** (1980) 19-25.
- [29] BERKLEY, L.W., HANSON, W.F., SHALEK, R.J., Discussion of the characteristic and result of measurements with a portable well ionization chamber for calibration of brachytherapy sources, in *Recent advances in Brachytherapy Physics*, edited by D.R. Shearer, Monograph No. 7, AAPM, N. York (1981) 38-48.
- [30] WEAVER, J.T., LOFTUS, T.P., LOEVINGER, R., NBS measurements services: calibration of gamma-ray-emitting brachytherapy sources, U.S. Department of Commerce, NBS Special Publ., Washington D.C. (1988) 250-259.
- [31] DESPANDE, N.A., WILKINSON, J.M., Calibration of Low Activity Cs-137 tubes and needles traceable to therapy level standard, *British Journal of Radiology* **67** (1994) 194-199.
- [32] AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE, Comprehensive QA for radiation oncology: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group-40, *Med. Phys.* **21** (1994) 581-618.
- [33] AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE AAPM, Code of practice for brachytherapy physics: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 56, *Med. Phys.* **24** (1997) 1557-1598.
- [34] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Calibration of Dosimeters Used in Radiotherapy, Technical Reports Series No. 374, IAEA, Vienna (1994).
- [35] INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION, Particular requirements for the safety of gamma beam therapy equipment, Publ. IEC-601-2-11 (1993) Geneva.
- [36] CODE OF FEDERAL REGULATIONS, CFR 10, Apend. 35.641 (1995) USA.
- [37] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams. An International Code of Practice, Technical Reports Series No. 277, 2nd Ed., IAEA, Vienna (1997).
- [38] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, The Use of Plane Parallel Ionization Chambers in High Energy Electron and Photon Beams. An International Code of Practice for Dosimetry, Technical Reports Series No. 381, IAEA, Vienna (1997).
- [39] TROUT, E.D., KELLEY, J.P., LUCAS, A.C., Determination of Half Value Layer, *Am. J. Roentgenol. & Nucl. Med.*, Vol. **84**, No. 4 (1960) 729-740.
- [40] NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS, Dosimetry of X-ray and Gamma-ray beams for radiation therapy in the energy range 10 keV to 50 MeV," NCRP Report 69, Washington D.C. (1981).

- [41] BRITISH JOURNAL OF RADIOLOGY, Central Axis Depth Dose Data for Use in Radiotherapy, BJR Supplement No. **17**, British Institute of Radiology, London (1983).
- [42] BRITISH JOURNAL OF RADIOLOGY, Central Axis Depth Dose Data for Use in Radiotherapy, BJR Supplement No. **25**, British Institute of Radiology, London (1996).
- [43] MCCULLOUGH, E.C., KRUEGER, A.M., Performance evaluation of treatment planning systems for radiotherapy: External photon beams, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **6** (1980) 1599-1605.
- [44] NIEMIERKO, A., JACKSON, D.F., The influence of the size of grid used for dose calculation on the accuracy of dose estimation, *Med. Phys.* **16** (1989) 239-247.
- [45] HUNT, M., KUTCHER, G.J., BURMAN, C., FASS, D., HARRISON, L, LEIBEL, S., FUKS, Z., The effects of positional uncertainties on the treatment of primary nasopharynx, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **27** (1993) 437-447.
- [46] SVENSSON, G.K., Quality Assurance in external beams radiation therapy, *RadioGraphics* **9** (1989) 169-182.
- [47] TEN HAKEN, R.K., et al., Treatment planning issues relates to prostate movements in response to differential filling of the rectum and prostate, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **20** (1991) 1317-1324.
- [48] BRITISH JOURNAL OF RADIOLOGY, Treatment Simulators, BJR Suppl. No. 23, British Institute of Radiology, London (1989).
- [49] AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE, Phantoms and performance evaluation and quality assurance of CT scanners, AAPM Report. No. 1, Chicago (1977).
- [50] AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE, Quality Assurance and Methods and phantoms for magnetic resonance imaging, AAPM Rep. No. 28, American Institute of Physics, New York (1990).
- [51] MASTERSON, M. E., et al., Dependence of the CT-number-electron density relationship on patient size and X-ray beam filtration for fan beam CT scanners, *Application of optical instrumentation in medicine IX. Society of Photo-optical Instrumentation Engineers, Bellingham, WA* 273 (1981) 308-317.
- [52] FRAAS, B.A., et al., Integration of magnetic resonance imaging into radiation treatment planning: I technical considerations, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **13** (1987) 1897-1908.
- [53] DAY, M.J., HARRISON, R.M., "Cross sectional information and treatment simulation", in *Radiation Therapy Planning*, ed. by Marcel Dekker, New York (1983).
- [54] DRZYMALA, R.E., MOHAN, R., BREWSTER, L., CHU, J., GOITEIN, M., HARMS, W., URIE, M., Dose-volume histograms, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **21** (1991) 71-78.
- [55] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy, ICRU Report 50, Bethesda, MD (1993).
- [56] VAN DE GEIJN, J., HARRISON, F.S., FRAAS, B.A., A graticule for evaluation of megavolt X-ray port film, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **8** (1982) 1999-2000.
- [57] LEUNENES, G., VAN DAM, J., DUTREIX, A., VAN DER SHUEREN, E., Quality Assurance by *in vivo* dosimetry 1: entrance dose measurements, a reliable procedure, *Radiother. Oncol.* **17** (1990) 141-150.
- [58] AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE, Radiotherapy Portal Film Quality, AAPM Technical Report No. 24, American Institute of Physics, New York (1987).
- [59] RABINOWITZ, I., BROOMBERG, J., GOITEIN, M., MCCARTHY, K., LEONG, J., Accuracy of radiation field alignment in clinical practice, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **11** (1985) 1857-1867.
- [60] LING, C.C. YORKE, E.D., SPIRO, I.J., KUBIASTOWICZ, D., BENNETT, D., Physical dosimetry of I-125 seeds for interstitial implant, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **9** (1983) 1947-1952.
- [61] SHELL, M.D., LING, C.C., GROMADSKI, Z.C., WORKING, K.R., Dose distribution of model 6702 I-125 seeds in water, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **13** (1987) 795-799.

- [62] STEPHENS, S.O., "Ir-192 production quality assurance", in *Recent Advances in Brachytherapy Physics*, edited by D.R. Shearer, AAPM Monograph No. 7, American Institute of Physics, New York (1981) 72-76.
- [63] SHARMA, S.C., WILLIAMSOM, J.F., KHAN, F.M., JONES, R.K., Dosimetric consequences of asymmetric positioning of active source in Cs-137 and Ra-226 intracavitary tubes, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **7** (1981) 555-559.
- [64] HENDEE, W.R., *Medical Radiation Physics*, Yearbook Medical, Chicago (1970) 255-279.
- [65] KHAN, F.M., *The Physics of Radiation Therapy*, edited by William and Wilkins, Baltimore, MD (1982) 357.
- [66] LING, C.C., GROMADZKI, Z.C., Activity uniformity of Ir-192 seeds, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **7** (1981) 665-669.
- [67] HANSON, W.F., "Brachytherapy source strength: quantities, units, and standards", in *Modern Clinical Brachytherapy Physics, Proceedings of the AAPM 1994 Summer School*, Medical Physics Publishing Company, Madison, WI (1995)
- [68] AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE, Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: Recommendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 43, *Med. Phys.* **22** (1995) 209-234.
- [69] DUTREIX A., MARINELLO G., WAMBERSIE A., *Dosimetrie en Curiterapie*, Masson, 1982.
- [70] INTERSTITIAL COLLABORATIVE WORKING GROUP, *Interstitial Brachytherapy*, Raven Press (1990).
- [71] DEWERD, L.A., THORNADSEN, B.R., "Source Strength and Calibration of HDR/PDR sources", in *Modern Clinical Brachytherapy Physics, Proceedings of the AAPM 1994 Summer School*, Medical Physics Publishing Company, Madison, WI (1995).
- [72] EZZELL, G., "Acceptance testing and quality assurance for high dose rate remote afterloading systems", in: *Brachytherapy HDR and LDR*; Martinez A.A., Orton C.G., Mould R.F., Nucletron, Dearborn, Michigan (1989).
- [73] KONDO, V.S., RADOLPH, M.L., Effect of finite size of Ionization Chambers on Measurements of Small Photon Sources, *Radiat. Res.* **13** (1960) 37-60.
- [74] EZZEL, G., "Evaluation of Calibration Techniques for the MicroSelectron HDR;" in *Brachytherapy 2*; Proceeding of the 5th International Selectron User's Meeting, The Hague (1988).
- [75] MELI, J.A., "Dosimetry of some Interstitial and Intracavitary Sources and their applicators", in *Modern Clinical Brachytherapy Physics, Proceedings of the AAPM 1994 Summer School*, Medical Physics Publishing Company, Madison, WI (1995).
- [76] BRITISH INSTITUTE OF RADIOLOGY, Recommendations for Brachytherapy Dosimetry, Report of a Joint Working Party of the BIR and the IPSM. The British Institute of Radiology (1993).
- [77] AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE, Specification of brachytherapy source strength, AAPM Report No. 21, American Institute of Physics, New York (1987).
- [78] INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION, Dosimeters with ionization chambers as used in radiotherapy, Publ. IEC 731, IEA, Geneva (1997).
- [79] WILLIAMSON, J.F., MARIN, R.L., KHAN, F.M., Dose calibrator response to brachytherapy sources: MonteCarlo and analytical evaluation, *Med. Phys.* **10** (1983) 135-140.
- [80] WEAVER, K.A., ANDERSON, L.L., MELI, J.A., "Sources Characteristics," in *Interstitial Brachytherapy: a Report by the International Collaborative Working Group*, edited by L.L. Anderson, Raven, New York (1990) Chap. 2.
- [81] ALMOND, P.R., Use of a Victoreen 500 electrometer to determine ionization chamber collection efficiencies, *Med. Phys.* **8** (1981) 901-904.

COLABORADORES EN LA REDACCION Y REVISION

Aguirre, J.F.	Radiological Physics Center, M.D. Anderson Hospital, Houston, USA
Alfonso-Laguardia, R.	Instituto Nacional de Oncología y Radiobiología (INOR), La Habana, Cuba
Andreo, P.	International Atomic Energy Agency
Brunetto, M.	FaMAF (UNC) – Centro Médico Dean Funes, Córdoba, Argentina
Marenco-Zúñiga, H.	Hospital México, San José, Costa Rica
Gutt, F.	Instituto Venezolano de Investigaciones Científicas, LSCD, Caracas, Venezuela
Torres-Calderón, A.	Hospital Siglo XXI, Ciudad de México, México

AGRADECIMIENTOS

El OIEA desea expresar el reconocimiento que le merecen las valiosas sugerencias y críticas a este documento de J. Gultresa (Centro de Dosimetría, Barcelona, España); J.L. Alonso, J.L. Morales, A. de la Fuente y G. Trujillo (INOR); C.E. de Almeida (Laboratorio de Ciencias Radiológicas, Rio de Janeiro, Brasil); M.C. Lizuaín (Instituto Catalán de Oncología, Barcelona, España); I. Silvestre, J.A. Morales y M. Bernal (Hospital Hnos Amejeiras, La Habana, Cuba); y A. Brosed (CIEMAT, Madrid, España).

PUBLICACIONES RECIENTES DEL OIEA EN LAS AREAS DE RADIOTERAPIA, DOSIMETRIA Y FISICA MEDICA

- 1999 Calibration of Brachytherapy Sources: Guidelines on Standardized Procedures for the Calibration of Brachytherapy Sources at Secondary Standard Dosimetry Laboratories (SSDLs) and Hospitals (IAEA-TECDOC-1079)
- 1999 SSDL Network Charter: IAEA/WHO Network of Secondary Standard Dosimetry Laboratories (IAEA/WHO/SSDL/99)
- 1998 Design and Implementation of a Radiotherapy Programme: Clinical, Medical Physics, Radiation Protection and Safety Aspects (IAEA-TECDOC-1040)
- 1998 Determinación de la Dosis Absorbida en Haces de Fotones y Electrones, Código de Práctica Internacional (OIEA Colección de Informes Tecnicos No. 277, Segunda Edición). Reemplaza la edición de 1990
- 1998 Accidental Overexposure of Radiotherapy Patients in San José, Costa Rica. IAEA Special Publication Series (STI/PUB/1027)
- 1997 Quality Assurance in Radiotherapy, Proceedings of a Joint IAEA-ISRO Working Meeting on National Programmes, 1995 (IAEA-TECDOC-989)
- 1997 The Use of Plane Parallel Ionization Chambers in High Energy Electron and Photon Beams: An International Code of Practice for Dosimetry (IAEA Technical Reports Series No. 381)
- 1997 Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams: An International Code of Practice (IAEA Technical Reports Series No. 277, Second Edition). Reemplaza la edición de 1987
- 1996 Review of Data and Methods Recommended in the International Code of Practice IAEA Technical Reports Series No. 277 for Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams (IAEA-TECDOC-897)
- 1996 Radiation Dose in Radiotherapy from Prescription to Delivery, Proceedings of an IAEA Seminar held in Rio de Janeiro, 1994 (IAEA-TECDOC-896)
- 1995 Atomic and Molecular Data for Radiotherapy and Radiation Research, Final Report of a Co-ordinated Research Programme (IAEA-TECDOC-799)
- 1994 Calibration of Dosimeters used in Radiotherapy: A Manual sponsored by the IAEA and WHO (IAEA Technical Reports Series No. 374). Reemplaza la publicación IAEA Technical Reports Series No. 185
- 1994 Radiation Dose in Radiotherapy from Prescription to Delivery, Proceedings of an IAEA Seminar held in Leuven, 1991 (IAEA-TECDOC-734)
- 1994 Measurement Assurance in Dosimetry, Proceedings of a Symposium, Vienna, 24–27 May 1993 (STI/PUB/930)

