

COLECCIÓN DE DOCUMENTOS TÉCNICOS DEL OIEA

IAEA-TECDOC-1958

Protocolos de Control de Calidad para Radiodiagnóstico en América Latina y el Caribe



Organización
Panamericana
de la Salud



IAEA

Organismo Internacional de Energía Atómica

NORMAS DE SEGURIDAD DEL OIEA Y PUBLICACIONES CONEXAS

NORMAS DE SEGURIDAD DEL OIEA

Con arreglo a lo dispuesto en el artículo III de su Estatuto, el OIEA está autorizado a establecer o adoptar normas de seguridad para proteger la salud y reducir al mínimo el peligro para la vida y la propiedad, y a disponer lo necesario para aplicar esas normas.

Las publicaciones mediante las cuales el OIEA establece las normas pertenecen a la ***Colección de Normas de Seguridad del OIEA***. Esta colección abarca la seguridad nuclear, radiológica, del transporte y de los desechos. La colección comprende las siguientes categorías: **Nociones Fundamentales de Seguridad, Requisitos de Seguridad y Guías de Seguridad**.

Para obtener información sobre el programa de normas de seguridad del OIEA puede consultarse el sitio del OIEA:

www.iaea.org/es/recursos/normas-de-seguridad

En este sitio se encuentran los textos en inglés de las normas de seguridad publicadas y de los proyectos de normas. También figuran los textos de las normas de seguridad publicados en árabe, chino, español, francés y ruso, el Glosario de Seguridad Tecnológica del OIEA y un informe de situación sobre las normas de seguridad que están en proceso de elaboración. Para más información se ruega ponerse en contacto con el OIEA en la dirección: Vienna International Centre, PO Box 100, 1400 Viena, Austria.

Se invita a los usuarios de las normas de seguridad del OIEA a informar al Organismo sobre su experiencia en la utilización de las normas (por ejemplo, si se han utilizado como base de los reglamentos nacionales, para realizar exámenes de la seguridad o para impartir cursos de capacitación), con el fin de asegurar que sigan satisfaciendo las necesidades de los usuarios. Se puede hacer llegar la información a través del sitio del OIEA o por correo postal a la dirección anteriormente señalada, o por correo electrónico a la dirección: Official.Mail@iaea.org.

PUBLICACIONES CONEXAS

El OIEA facilita la aplicación de las normas y, con arreglo a las disposiciones de los artículos III y VIII.C de su Estatuto, pone a disposición información relacionada con las actividades nucleares pacíficas, fomenta su intercambio y sirve de intermediario para ello entre sus Estados Miembros.

Los informes sobre seguridad en las actividades nucleares se publican como **Informes de Seguridad**, en los que se ofrecen ejemplos prácticos y métodos detallados que se pueden utilizar en apoyo de las normas de seguridad.

Existen asimismo otras publicaciones del OIEA relacionadas con la seguridad, como las relativas a la **preparación y respuesta para casos de emergencia**, los **informes sobre evaluación radiológica**, los **informes del INSAG** (Grupo Internacional Asesor en Seguridad Nuclear), los **informes técnicos** y los **documentos TECDOC**. El OIEA publica asimismo informes sobre accidentes radiológicos, manuales de capacitación y manuales prácticos, así como otras obras especiales relacionadas con la seguridad.

Las publicaciones relacionadas con la seguridad física aparecen en la ***Colección de Seguridad Física Nuclear del OIEA***.

La ***Colección de Energía Nuclear del OIEA*** comprende publicaciones de carácter informativo destinadas a fomentar y facilitar la investigación, el desarrollo y la aplicación práctica de la energía nuclear con fines pacíficos. Incluye informes y guías sobre la situación y los adelantos de las tecnologías, así como experiencias, buenas prácticas y ejemplos prácticos en relación con la energía nucleoelectrónica, el ciclo del combustible nuclear, la gestión de desechos radiactivos y la clausura.

PROTOSCOLOS DE CONTROL DE
CALIDAD PARA RADIODIAGNÓSTICO
EN AMÉRICA LATINA Y EL CARIBE

El Estatuto del Organismo fue aprobado el 23 de octubre de 1956 en la Conferencia sobre el Estatuto del OIEA celebrada en la Sede de las Naciones Unidas (Nueva York); entró en vigor el 29 de julio de 1957. El Organismo tiene la Sede en Viena. Su principal objetivo es “acelerar y aumentar la contribución de la energía atómica a la paz, la salud y la prosperidad en el mundo entero”.

IAEA-TECDOC-1958

PROTOCOLOS DE CONTROL DE CALIDAD PARA RADIODIAGNÓSTICO EN AMÉRICA LATINA Y EL CARIBE

CON EL PATROCONIO CONJUNTO DEL
ORGANISMO INTERNACIONAL DE ENERGÍA ATÓMICA Y DE LA
ORGANIZACIÓN PANAMERICANA DE LA SALUD

ORGANISMO INTERNACIONAL DE ENERGÍA ATÓMICA
VIENA, 2021

DERECHOS DE AUTOR

Todas las publicaciones científicas y técnicas del OIEA están protegidas en virtud de la Convención Universal sobre Derecho de Autor aprobada en 1952 (Berna) y revisada en 1972 (París). Desde entonces, la Organización Mundial de la Propiedad Intelectual (Ginebra) ha ampliado la cobertura de los derechos de autor para incluir la propiedad intelectual de obras electrónicas y virtuales. Es preciso obtener autorización para utilizar textos completos, o parte de ellos, que figuren en publicaciones del OIEA, en formato impreso o electrónico, y, por lo general, esta estará sujeta a un acuerdo sobre regalías. Se aceptan propuestas relativas a la reproducción y la traducción sin fines comerciales, que se examinarán individualmente. Las solicitudes de información deben dirigirse a la Sección Editorial del OIEA:

Dependencia de Mercadotecnia y Venta
Sección Editorial
Organismo Internacional de Energía Atómica
Vienna International Centre
PO Box 100
1400 Viena (Austria)
fax: +43 1 26007 22529
tel.: +43 1 2600 22417
correo electrónico: sales.publications@iaea.org
<https://www.iaea.org/publications>

Para obtener más información sobre esta publicación, sírvase dirigirse a:

Sección de Seguridad y Monitorización Radiológicas
Organismo Internacional de Energía Atómica
Vienna International Centre
PO Box 100
1400 Viena (Austria)
Correo electrónico: Official.Mail@iaea.org

© OIEA, 2021
Impreso por el OIEA en Austria
Julio de 2021

Protocolos de Control de Calidad para Radiodiagnóstico en
América Latina y el Caribe
IAEA-TECDOC-1958
ISBN 978-92-0-326921-6 (print) | ISBN 978-92-0-327021-2 (pdf)
Colección de Documentos Técnicos del OIEA, ISSN 2414-4223
OIEA, Viena, 2021

PREÁMBULO

El uso de la radiación ionizante en el ámbito médico ha crecido de manera significativa en los últimos años, y específicamente en la esfera de la imagenología. En particular, en la región de América Latina y el Caribe ha aumentado el empleo de sistemas digitales en sustitución de los analógicos, así como la introducción de nuevas tecnologías en tomografía computarizada y en intervencionismo. Este incremento no se ha visto acompañado de las correspondientes inversiones para la formación de recursos humanos y la elaboración de programas de control de calidad. Por esta razón, la comunidad científica asociada con la protección radiológica y diversos organismos internacionales, como la Organización Mundial de la Salud (OMS), la Organización Panamericana de la Salud (OPS) y el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA), entre otros, están aunando esfuerzos para poner el foco en los programas de control y garantía de la calidad de los equipos generadores de radiaciones ionizantes con fines de diagnóstico.

Los programas de garantía de la calidad contribuyen a la producción de imágenes diagnósticas de calidad consistentes, reduciendo así las variaciones en función de los equipos de imagenología. Un mal funcionamiento de estos equipos contribuye significativamente a que prevalezcan las imágenes de mala calidad, lo que puede comportar efectos negativos. Por ejemplo, si la imagen no posee una calidad adecuada, los especialistas no dispondrán de toda la información diagnóstica que podrían haber obtenido, y esto puede conducir a un diagnóstico incorrecto. Pero si la imagen es de pésima calidad, tanto que no puede usarse con fines de diagnóstico, el paciente debe volver a ser expuesto, con lo que se lo somete a una exposición adicional innecesaria y aumenta el costo del diagnóstico.

El OIEA, en colaboración con la OMS/OPS, ha desarrollado diversos proyectos en el área de la protección radiológica en la región de América Latina y el Caribe. Estos proyectos dieron lugar a recomendaciones y regulaciones que han servido de referencia para todos los países y han promovido la optimización de las técnicas radiográficas para la obtención de imágenes de calidad para el diagnóstico y la reducción de la dosis a la que se ven expuestos pacientes y trabajadores.

Como producto del proyecto de cooperación técnica RLA/9/035 (ARCAL XLIX), en 2001 se publicó el documento *Protocolos de control de calidad en radiodiagnóstico* [1] con el objetivo de difundir en la región los procedimientos de control de calidad en radiodiagnóstico.

Los programas de control de calidad para exposiciones médicas deben incluir mediciones de los parámetros físicos de los generadores de radiación y de los dispositivos de imagen en el momento de su puesta en servicio, así como la confirmación periódica posterior de que, en efecto, los factores físicos y clínicos que se han usado para el diagnóstico del paciente por parte del profesional médico son los adecuados. Estos programas se diseñan para verificar que los equipos de radiología pueden proporcionar la información deseada.

Conscientes de la necesidad de continuar priorizando estos conceptos técnicos que contribuyen a la protección radiológica de los pacientes, los Estados Miembros del OIEA participantes en el proyecto regional de cooperación técnica RLA/9/075 acordaron, en la reunión de coordinación llevada a cabo en Valencia (España) en junio de 2015, actualizar el documento original del RLA/9/035 (ARCAL XLIX).

Con este fin, la División para América Latina y el Caribe (TCLAC) del Departamento de Cooperación Técnica del OIEA y la Dependencia de Protección Radiológica de los Pacientes, adscrita a la División de Seguridad Radiológica, del Transporte y de los Desechos, también del Organismo, con el apoyo de la OPS y la OMS, aunaron esfuerzos para actualizar los respectivos protocolos de radiología general y dental, mamografía, tomografía computarizada y procedimientos de intervencionismo, y los resultados se presentan en este documento técnico del OIEA (IAEA TECDOC). De esta manera, todas las instituciones desempeñan una importante función de apoyo técnico y profesional en la elaboración de este documento.

NOTA EDITORIAL

Esta publicación se ha preparado a partir del material original aportado por los colaboradores y no ha sido editada por el personal de los servicios editoriales del OIEA. Las opiniones expresadas son las de los colaboradores y no reflejan necesariamente las del OIEA o las de sus Estados Miembros.

Ni el OIEA ni sus Estados Miembros asumen responsabilidad alguna por las consecuencias que puedan derivarse del uso de esta publicación.

En esta publicación no se abordan cuestiones de responsabilidad, jurídica o de otra índole, por actos u omisiones por parte de persona alguna.

El uso de determinadas denominaciones de países o territorios no implica juicio alguno por parte de la entidad editora, el OIEA, sobre la situación jurídica de esos países o territorios, sus autoridades e instituciones o el trazado de sus fronteras.

La mención de nombres de empresas o productos específicos (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.

El OIEA no es responsable de la continuidad o exactitud de las URL de los sitios web externos o de terceros en Internet a que se hace referencia en esta publicación y no garantiza que el contenido de dichos sitios web sea o siga siendo exacto o adecuado.

ÍNDICE

1. INTRODUCCIÓN	1
1.1. ANTECEDENTES	1
1.2. OBJETIVO	1
1.3. ALCANCE	1
1.4. ESTRUCTURA	2
2. RADIOLOGÍA GENERAL.....	3
2.1. Evaluación de las Condiciones Ambientales o Levantamiento Radiométrico	3
2.1.1. Objetivo.....	3
2.1.2. Frecuencia	3
2.1.3. Referencias.....	3
2.1.4. Instrumentación.....	3
2.1.5. Metodología	3
2.1.6. Cálculo y análisis de los resultados	6
2.1.7. Tolerancias	6
2.1.8. Acciones correctivas	7
2.2. Inspección Visual.....	7
2.3. Sistema de colimación del haz y Perpendicularidad del Rayo Central	8
2.3.1. Objetivo.....	8
2.3.2. Frecuencia	8
2.3.3. Referencias.....	8
2.3.4. Instrumentación.....	8
2.3.5. Metodología	9
2.3.6. Cálculo y Análisis de Resultados	9
2.3.7. Tolerancias	10
2.3.8. Acciones correctivas	11
2.4. Exactitud y REPETIBILIDAD del tiempo de exposición	11
2.5. Exactitud y Repetibilidad de la tensión del tubo de Rayos X	13
2.6. Capa Henirreductora (CHR)	14
2.7. Valor del Rendimiento del tubo de Rayos X, Repetibilidad y Linealidad	17
2.7.1. Objetivo.....	17
2.7.2. Frecuencia	17
2.7.3. Referencias.....	17
2.7.4. Instrumentación.....	17
2.7.5. Metodología	17
2.7.6. Cálculo y análisis de los resultados	18
2.7.7. Tolerancias	19
2.7.8. Acciones correctivas	20
2.8. Determinación del Factor de corrección del producto kerma -Área (P_{kA})	20
2.9. Control de Calidad del Indicador de Dosis Digital (DDI) Y EL ÍNDICES de exposición (EI) en CR	22
2.10. Repetibilidad del Indicador de DOSIS DIGITAL (DDI) E Índice de EXPOSICIÓN (EI)	23
2.10.1. Objetivo.....	23
2.10.2. Frecuencia	23
2.10.3. Referencias	24
2.10.4. Instrumentación.....	24
2.10.5. Metodología	24
2.10.6. Cálculo y análisis de los resultados	24
2.10.7. Tolerancias	24
2.10.8. Acciones correctivas	24
2.11. Uniformidad y Artefactos del Detector.....	25
2.11.1. Objetivo.....	25
2.11.2. Frecuencia	25
2.11.3. Referencias	25
2.11.4. Instrumentación.....	25
2.11.5. Metodología	25

2.11.6. Cálculo y análisis de los resultados.....	25
2.11.7. Tolerancias.....	26
2.11.8. Acciones correctivas.....	27
2.12. Resolución Espacial de alto contraste.....	27
2.12.1. Objetivo.....	27
2.12.2. Frecuencia.....	27
2.12.3. Referencias.....	27
2.12.4. Instrumentación.....	27
2.12.5. Metodología.....	28
2.12.6. Cálculo y análisis de resultados.....	28
2.12.7. Tolerancias.....	28
2.12.8. Acciones correctivas.....	28
2.13. UMBRAL DE SENSIBILIDAD A Bajo Contraste.....	28
2.13.1. Objetivo.....	28
2.13.2. Frecuencia.....	28
2.13.3. Referencias.....	28
2.13.4. Instrumentación.....	28
2.13.5. Metodología.....	29
2.13.6. Cálculo y análisis de resultados.....	29
2.13.7. Tolerancias.....	29
2.13.8. Acciones correctivas.....	29
2.14. Integridad y Limpieza de los Cassettes y de las Pantallas IP CR.....	29
2.14.1. Objetivo.....	29
2.14.2. Frecuencia.....	29
2.14.3. Referencias.....	30
2.14.4. Instrumentación.....	30
2.14.5. Metodología.....	30
2.14.6. Cálculo y análisis de resultados.....	30
2.14.7. Tolerancias.....	30
2.14.8. Acciones correctivas.....	30
2.15. Uniformidad de la Sensibilidad de las Pantallas IP CR.....	30
2.15.1. Objetivo.....	30
2.15.2. Frecuencia.....	30
2.15.3. Referencias.....	30
2.15.4. Instrumentación.....	31
2.15.5. Metodología.....	31
2.15.6. Cálculo y análisis de los resultados.....	31
2.15.7. Tolerancias.....	31
2.15.8. Acciones correctivas.....	31
2.16. Función de Transferencia de Modulación (MTF).....	31
2.16.1. Objetivo.....	31
2.16.2. Frecuencia.....	31
2.16.3. Referencias.....	31
2.16.4. Instrumentación.....	32
2.16.5. Metodología.....	32
2.16.6. Cálculo y análisis de los resultados.....	32
2.16.7. Tolerancias.....	32
2.16.8. Acciones correctivas.....	32
2.17. Sensibilidad del Control Automático de Exposición (CAE).....	33
2.17.1. Objetivo.....	33
2.17.2. Referencias.....	33
2.17.3. Instrumentación.....	33
2.17.4. Frecuencia.....	33
2.17.5. Metodología.....	33
2.17.6. Cálculo y análisis de los resultados.....	33
2.17.7. Tolerancias.....	33
2.17.8. Acciones correctivas.....	33
2.18. Consistencia entre los Sensores del CAE.....	33

2.18.1. Objetivo.....	33
2.18.2. Frecuencia.....	34
2.18.3. Referencias	34
2.18.4. Instrumentación.....	34
2.18.5. Metodología	34
2.18.6. Cálculo y análisis de resultados	34
2.18.7. Tolerancias	34
2.18.8. Acciones correctivas	34
2.19. Repetibilidad del CAE	34
2.19.1. Objetivo.....	34
2.19.2. Frecuencia.....	35
2.19.3. Referencias	35
2.19.4. Instrumentación.....	35
2.19.5. Metodología	35
2.19.6. Cálculo y análisis de los resultados.....	35
2.19.7. Tolerancias	35
2.19.8. Acciones correctivas	35
2.20. Compensación del Cae Para Diferentes Valores e Kvp Y Espesores	35
2.20.1. Objetivo.....	35
2.20.2. Frecuencia.....	36
2.20.3. Referencias	36
2.20.4. Instrumentación.....	36
2.20.5. Metodología	36
2.20.6. Cálculo y análisis de los resultados.....	36
2.20.7. Tolerancias	36
2.20.8. Acciones correctivas	37
2.21. Dosis al Receptor	37
2.21.1. Objetivo.....	37
2.21.2. Frecuencia.....	37
2.22.3. Referencias	37
2.22.4. Instrumentación.....	37
2.22.5. Metodología	37
2.22.6. Cálculo y análisis de los resultados.....	37
2.22.7. Tolerancias	38
2.22.8. Acciones correctivas	38
3. RADIOLOGIA DENTAL	39
3.A. Radiología intra-oral	39
3.A.1. Evaluación de las Condiciones Ambientales o Levantamiento Radiométrico	39
3.A.1.1. Objetivo.....	39
3.A.1.2. Frecuencia.....	39
3.A.1.3. Referencias	39
3.A.1.4. Instrumentación.....	39
3.A.1.5. Metodología	39
3.A.1.6. Cálculo y análisis de los resultados.....	40
3.A.1.7. Tolerancias	41
3.A.1.8. Acciones correctivas	41
3.A.2. Inspección Visual	41
3.A.2.1. Objetivo.....	41
3.A.3. Sistema de colimación del haz y DISTANCIA MÍNIMA FOCO-PIEL	42
3.A.4. Exactitud y Repetibilidad del tiempo de exposición	44
3.A.5. Exactitud y Repetibilidad de la tensión DEL TUBO DE RAYOS X	46
3.A.6. Capa Henirreductora (CHR).....	47
3.A.7. Kerma en Aire Incidente	48
3.A.8. Valor del rendimiento del tubo de rayos x, repetibilidad y Linealidad	49
3.A.9. Sistema de procesamiento de películas	51
3.B. Radiología panorámica y cefalométrica	52
3.B.1. ALINEACIÓN del Haz Sistema Panorámico	52

3.B.2. Colimación del Sistema Cefalométrico	54
3.B.3. Exactitud y Repetibilidad de la tensión DEL TUBO DE RAYOS X	55
3.B.4. Exactitud y repetibilidad del tiempo de exposición.....	56
3.B.5. Capa Henirreductora (CHR).....	58
3.B.6. Determinación del Producto Kerma-Área (P_{ka}) y Producto Kerma- Longitud (P_{kl})	59
Determinación del P_{KA} ($mGy.cm^2$) por la ecuación 18, a través del producto de P_{KL} y la altura del campo de radiación (H) determinada en el inciso 3.B.1. (colimación del haz).....	61
3.C. Tomografía computarizada Cone Beam (Cbct).....	62
3.C.1. Exactitud y Repetibilidad de la Tensión del Tubo de Rayos X	62
3.C.2. VALOR DEL RENDIMIENTO DEL TUBO DE RAYOS X, REPETIBILIDAD Y LINEALIDAD ...	63
3.C.3. Capa Henirreductora (CHR)	64
3.C.4. Colimación del Haz	65
3.C.5. Uniformidad y ruido de la imagen.....	67
3.C.6. Exactitud del número de CT.....	69
3.C.7. Resolución Espacial De Alto Contraste.....	71
3.C.8. Determinacion del PRODUCTO KERMA-ÁREA (P_{KA}).....	71
4. MAMOGRAFÍA.....	74
4.1. Inspección Visual del Mamógrafo	74
4.2. Inspección Visual y Limpieza de CassetTes y Pantallas	75
4.3. Hermeticidad de los CassetTes	76
4.4. Contacto Película-Pantalla	77
4.5. Homogeneidad Entre Cassettes Cr.....	78
4.6. ALINEACIÓN DEL DETECTOR Y ALINEACIÓN DEL CAMPO DE Rayos x RESPECTO DEL ÁREA/TAMAÑO DEL DETECTOR	80
4.7. Repetibilidad del Control Automatico De Exposición (Cae).....	82
4.8. Compensacion Del Control De Automatico De Exposicion (Cae)	85
4. 9. Fuerza De Compresión	87
4.10. Precisión De Medida De Espesor.....	88
4.11. Resolución Espacial de alto contraste	89
4.12. Enmascaramiento/Imagen Residual (GHOSTING).....	92
4.13. Exactitud Y Repetibilidad De La Tensión DEL TUBO DE RAYOS X	94
4.14. Capa Henirreductora (CHR)	95
4.15. VALOR DEL Rendimiento del Tubo de Rayos X, REPETIBILIDAD Y LINEALIDAD	97
4.16. Dosimetría	98
4.17. Calidad de Imagen	102
5. UNIDADES DE FLUOROSCOPIA CONVENCIONAL Y EQUIPOS INTERVENCIONISTAS.....	104
5.A. Pruebas Comunes a Ambos Tipos de Equipos.....	104
5.A.1. Evaluación de las condiciones ambientales o Levantamiento radiométrico.....	104
5.A.2. Exactitud y Repetibilidad de la Tensión del Tubo de rayos x	106
5.A.3. Capa Henirreductora (CHR).....	107
5.A.4. Valor del rendimiento del tubo de rayos x, repetibilidad Y linealidad.....	109
5.A.5. Sistema de Colimación, Tamaño de la Imagen y Distorsión.....	111
5.A.6. Tasa de Dosis en la Entrada del Detector de Imagen en modo scopia	114
5.B. Pruebas Para Equipos Intervencionistas.....	116
5.B.1. Dosis Por Imagen a la Entrada del Detector de Imagen en Modo Adquisición Digital (cine)	116
5.B.2. Resolución Espacial de alto contraste	118
5.B.3. Umbral de Sensibilidad a Bajo Contraste	119
5.B.4. Caracterización del Equipo: Variación de la Tasa de Kerma en Aire en la Superficie de Entrada y Calidad de la Imagen (en Función de la Frecuencia del Pulso, los Modos de Operación, el Grosor del Paciente y el tamaño de campo).....	120
5.B.5. Constancia de la Tasa De Kerma.....	123
5.B.6. Verificación de la Tasa de Kerma en Aire en el Punto de Referencia Intervencionista	125
5.B.7. Determinación del Factor de Corrección del Producto Kerma – Área (p_{ka}) de la Camara del Equipo	126
6. TOMOGRAFÍA COMPUTADA	129

6.1. Evaluación de las Condiciones Ambientales y Levantamiento Radiométrico	129
6.2. Inspección Visual.....	130
6.3. Alineación de los LáserES	132
6.4. Alineación de la Mesa Respecto al “Gantry” y Coincidencia de los Láseres	135
6.5. Exactitud del Topograma	137
6.6. Inclinación del Gantry	138
6.7. Exactitud del Indicador Longitudinal de la Posición de la Mesa	140
6.8. Espesor de Corte en la Imagen Reconstruida.....	142
6.9. Espesor de Corte Irradiado.....	146
6.10. Uniformidad, Ruido, Exactitud del Número de Ct.....	148
6.11. Resolución Espacial de Alto Contraste	151
6.12. Umbral de sensibilidad a Bajo Contraste	152
6.13. Determinación de C_{aire} (CTDI _{aire}).....	154
6.14. Determinación De C_w (Ctdi _w), C_{vol} (Ctdi _{vol}) Y P_{kl} (Dlp)	156
7. CUARTO OSCURO, PROCESADORA, MEDIOS DE VISUALIZACIÓN DE IMÁGENES E IMPRESORAS	160
7.A. Cuarto Oscuro	160
7.A.1. Limpieza.....	160
7.A.2. Evaluación de la Temperatura, Humedad, Condiciones de Ventilación y Nivel de Radiación.....	161
7.A.3. Entradas Indeseables de Luz y Luces de Seguridad	162
7.B. Procesadora Automática.....	163
7.B.2. Sensitometría	165
7.B.3. Detección de Artefactos del Procesado	167
7.C. Medios de Visualización: Negatoscopios.....	168
7.D. MEDIOS DE VISUALIZACIÓN: Monitores	171
7.D.1. Inspección y limpieza.....	171
7.D.2. Condiciones de luminosidad, artefactos y uniformidad de los monitores	172
7.E. Impresoras Láser	175
7.E.1. Evaluación de la impresora.....	175
REFERENCIAS	177
ANEXO I- ABREVIATURAS.....	181
ANEXO II - DEFINICIÓN DE TÉRMINOS UTILIZADOS	183
LISTA DE AUTORES	189

1. INTRODUCCIÓN

1.1. ANTECEDENTES

En el año 2001 se publicó como resultado del proyecto regional de cooperación técnica RLA/9/035 “Implementación de las Normas Básica de Seguridad en la Práctica Médica” (ARCAL XLIX) el documento titulado “Protocolos de Control de Calidad en Radiodiagnóstico” [1], el cual fue distribuido en la región de América Latina y el Caribe. 17 años después, se consideró necesaria su actualización debido a la evolución e incorporación de nuevas tecnologías, así como el aumento en el número de equipamiento de radiodiagnóstico en radiología general y dental, mamografía, tomografía y en intervencionismo.

Los programas de Control de Calidad para exposiciones médicas deben incluir: mediciones de los parámetros físicos de los generadores de radiación y dispositivos de imagen en el momento de su puesta en servicio, y periódicamente a partir de ese momento, confirmar la verificación de los factores físicos y clínicos apropiados usados para el diagnóstico del paciente por parte del profesional médico. Estos programas se diseñan para verificar que los equipos de radiología puedan producir la información deseada para un diagnóstico eficaz y evitándole al paciente exposiciones innecesarias.

En el documento IAEA-TECDOC-1763 de OIEA, *Perfil Estratégico Regional para América Latina y el Caribe (PER) 2016 -2021* [2], se identifica que en la región hay una insuficiente implementación de las recomendaciones internacionales para el control de la exposición médica en radiología digital, tomografía computarizada, intervencionismo y radioterapia.

Por lo tanto, son necesarios protocolos que puedan apoyar a los profesionales del área para la implementación de las medidas apropiadas y la verificación del adecuado funcionamiento de los equipos para garantizar la obtención de imágenes de calidad para el diagnóstico, mejorando así la gestión del servicio de radiología.

1.2. OBJETIVO

El presente documento tiene por finalidad presentar protocolos de control de calidad en radiodiagnóstico en América Latina y el Caribe e incluye en detalle los procedimientos a seguir para que los físicos médicos y los técnicos puedan realizar las pruebas de los equipos de radiología general y dental, mamografía, tomografía y en intervencionismo contribuyendo a la calidad de la imagen y la protección radiológica de los pacientes y el personal.

1.3. ALCANCE

Este TECDOC está destinado a servir como una publicación de referencia para los físicos médicos y los profesionales que brindan servicios de control de calidad en los equipos de radiodiagnóstico en la Región de América Latina y Caribe.

1.4. ESTRUCTURA

La estructura de este documento está compuesta de siete capítulos, donde se detallan los procedimientos para la evaluación y control de calidad de los equipos de radiología analógica y digital de radiodiagnóstico, según el siguiente orden:

1. Introducción.
2. Radiología general: analógica y digital.
3. Radiología dental: intra-oral, panorámica, cefalométrica y de haz cónico (CBCT).
4. Mamografía: analógica y digital.
5. Equipos de fluoroscopia convencional e intervencionista.
6. Tomografía Computada: SDCT y MDCT.
7. Cuarto oscuro, procesadora, medios de visualización de imágenes e impresoras.

La estructura de cada prueba descrita en este TECDOC tiene los siguientes apartados:

- a) Objetivo
- b) Frecuencia
- c) Referencias
- d) Instrumentación (equipamiento)
- e) Metodología
- f) Cálculo y análisis de los resultados
- g) Tolerancias
- h) Acciones correctivas

Los valores de tolerancia que se indican en esta guía para los resultados de las pruebas se basan en datos obtenidos por los protocolos nacionales o internacionales y no representan valores límite establecidos por el OIEA.

2. RADIOLOGÍA GENERAL

2.1. EVALUACIÓN DE LAS CONDICIONES AMBIENTALES O LEVANTAMIENTO RADIOMÉTRICO

2.1.1. Objetivo

Realizar el levantamiento radiométrico para evaluar las condiciones ambientales del servicio en términos de protección radiológica y verificar los niveles de exposición ocupacional y del público.

2.1.2. Frecuencia

Inicial, cada cuatro años y después de modificaciones que afecten la protección radiológica.

2.1.3. Referencias

ARCAL XLIX. Protocolos de Control de Calidad en Radiodiagnóstico. [1]

NCRP Report No. 147 [3]

ICRP Publication 103 [4]

2.1.4. Instrumentación

- a) Sistema dosimétrico calibrado adecuado para mediciones de radioprotección (ejemplo cámara de ionización de 1800 cc, o monitor de área con cámara de ionización) y debidamente calibrado para esta medición.
- b) Láminas de PMMA con dimensiones del tórax de un adulto típico (ejemplo espesor de 25 cm y dimensiones de 30 cm x 30 cm o un recipiente lleno de agua).
- c) Cinta métrica.

2.1.5. Metodología

2.1.5.1. Elaboración del croquis de la instalación

- a) Dibujar a escala el esquema de la sala de rayos X y sus áreas adyacentes (Figura 1).
- b) Representar en el croquis el tubo de rayos X, mesa del paciente, biombo, consola del comando, puertas y ventanas.
- c) Indicar la naturaleza de las áreas adyacentes. Ejemplo: cuarto oscuro, pasillos, salas adyacentes, sala de espera, recepción, baños, etc.
- d) Identificar con letras mayúsculas los puntos de interés situados dentro y fuera de la sala, donde individuos del público y/o miembros del equipo del servicio puedan estar expuestos a radiación.

2.1.5.2. Medidas de radiación

- a) Colocar las láminas de PMMA sobre la mesa y centrarlas en el campo de radiación.
- b) Fijar el tubo a una distancia de 100 cm de la mesa, con el haz perpendicular a la mesa.
- c) Desactivar el CAE, si hubiera.
- d) Seleccionar los parámetros de exposición correspondientes a la mayor técnica utilizada en los exámenes de rutina.

- e) Seleccionar el tamaño de campo más amplio permitido por el colimador.
- f) Registrar los parámetros de exposición y los datos del monitor de área (incluyendo datos de la calibración y la unidad de lectura utilizada).
- g) Realizar la medida con la cámara de ionización en uno de los puntos identificados utilizando los parámetros preseleccionados.
- h) Repetir tres veces la medición en cada punto y anotar el valor máximo.
- i) Repetir la medida para los otros puntos seleccionados.
- j) Repetir el procedimiento anterior orientando el rayo central del haz en dirección el Bucky vertical, interponiendo las láminas de PMMA ante el Bucky de pared.

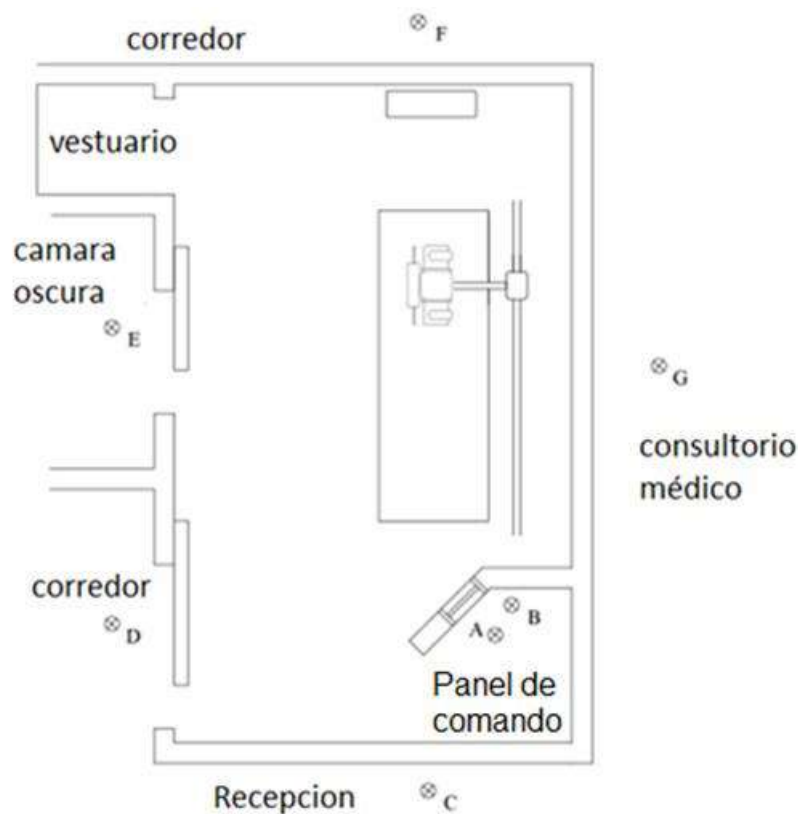


FIG. 1. Ejemplo de croquis de sala de radiología. Fuente: Colección de los autores

2.1.5.3. Definición de los parámetros de cálculo

- a) Definir los factores de uso (U), de acuerdo con la fracción de carga de trabajo para la cual el haz útil o primaria está dirigido hacia el local considerado a proteger. Para fines de orientación, los valores medios representativos de instalaciones de radiografía general son: 0,7 para el piso y 0,3 para la pared (Bucky mural) [1].
- a) Definir los factores de ocupación (T), a partir de la estimación de la ocupación de los individuos en el área en cuestión, durante un período de uso de la instalación. Para fines de orientación, los valores presentados en la Tabla 1 podrán ser adoptados.
- b) Determinar la carga de trabajo semanal (W), expresada en mA.min/semana, para las condiciones máximas de rutina.
- c) Para la obtención de valores más realistas aplicar la ecuación 1:

$$W \left[\frac{\text{mA.min}}{\text{semana}} \right] = \frac{N_R \cdot It [\text{mAs}]}{60 \left[\frac{\text{s}}{\text{min}} \right]} \quad (1)$$

donde:

N_R es el número de radiografías por semana;

It es el producto de la corriente (mA) por el tiempo de exposición (s) promedio por radiografía

$1/60$ es el factor para convertir de segundos a minutos.

La Tabla 2 presenta ejemplos de carga de trabajo semanal para diferentes condiciones de operación del equipo de rayos X.

TABLA 1. FACTORES DE OCUPACIÓN (T) [3]

Ubicación	Factor de ocupación (T)
Oficinas administrativas o de dirección, laboratorios farmacias y otras áreas de trabajo totalmente ocupadas, área de recepción, salas de espera, zonas de juegos infantiles, salas adyacentes de rayos X, sala de control de rayos X	1
Salas de tratamiento y examinación de pacientes	1/2
Pasillos, salas de pacientes, baños de trabajador, salas de estar de trabajadores	1/5
Baños públicos, áreas de venta sin supervisión, depósitos, zonas exteriores con asientos, salas de espera sin atención, áreas de espera de pacientes	1/20
Áreas al aire libre con peatones transitorios solamente, estacionamiento sin vigilancia, área de entrega vehicular (sin vigilancia), áticos, escaleras, ascensores sin supervisión, armario del conserje	1/40

NOTA: Cuando se usa un factor de ocupación bajo, para un cuarto inmediatamente adyacente a una sala de rayos X, se debe tener cuidado en considerar también las áreas más alejadas de la sala de rayos X que pueden tener factores de ocupación significativamente más altos y por tanto tener mayor importancia en el cálculo del diseño a pesar de las distancias largas involucradas.

TABLA 2. CARGA DE TRABAJO TOTAL ESTIMADA EN VARIAS INSTALACIONES RADIOGRÁFICAS (CLÍNICAS Y HOSPITALES) [3]

Tipo de Sala	Carga de trabajo por Paciente	Número de pacientes por 40-h Semanales		Total Carga de trabajo	
	(mA.min/pac)	Promedio	Total	Promedio	Total
Sala Radiografía (Bucky de Tórax)	0,6	120	160	75	100

Sala Radiografía (Fluoro/otras barreras)	1,9	120	160	240	320
Sala de Tórax	0,22	200	400	60	120
Tubo de Fluoro (Sala R/F)	13	20	30	250	400
Tubo Radiografía (Sala R/F)	1,5	20	40	30	60
Sala Mamografía	6,7	50	100	350	700
Angiografía Cardíaca	160	20	30	3.200	4.800
Angiografía Periférica	64	20	30	1.300	2.000
Tomografía		60	125		

2.1.6. Cálculo y análisis de los resultados

Utilizando la siguiente ecuación, se obtiene la dosis equivalente ambiental anual.

$$H^*(10)_{ANUAL} \left[\frac{mSv}{año} \right] = \frac{Lectura \left[\frac{mSv}{h} \right] \cdot \frac{1h}{60min} \cdot T \cdot U \cdot W \left[\frac{mA \cdot min}{semanas} \right] \cdot 50 \left[\frac{semanas}{año} \right]}{I[mA]} \quad (2)$$

donde:

$H^*(10)_{ANUAL}$ es la tasa de dosis equivalente ambiental en un año;

Lectura es la tasa de dosis equivalente ambiental medida sustrayendo el valor del fondo de radiación;

I es la corriente utilizada en la prueba;

W es la carga de trabajo por semana;

U es el factor de uso en el punto de medición; y,

T es el factor de ocupación del punto de medición, indicado en Tabla 1.

2.1.7. Tolerancias

- Comparar los valores obtenidos con los niveles de restricción de dosis establecidos en la normativa nacional o en la recomendación de ICRP 103, 2007 [4] presentados en Tabla 3.

TABLA 3. NIVELES DE RESTRICCIÓN DE DOSIS [4]

Área Controlada	0,10 mSv/ sem o 5,0 mSv/año
Área Libre	0,01 mSv/ sem o 0,5 mSv/año

- Señalar con Si o No la aceptación del nivel de radiación en cada punto. En caso de que exista algún punto con niveles no aceptables, señalar la no conformidad en el informe del levantamiento radiométrico.

2.1.8. Acciones correctivas

En caso de que exista algún punto con niveles no aceptables se recomienda: adicionar blindaje necesario, reducir el tiempo de ocupación, cambiar la posición del equipo, etc.

2.2. INSPECCIÓN VISUAL

2.2.1. Objetivo

Verificar que todos los componentes del equipo de rayos X funcionen correctamente y que la rigidez mecánica y la estabilidad del equipo sean adecuadas.

2.2.2. Frecuencia

Inicial, diaria y después de cambios.

2.2.3. Referencias

SEFM, SEPR y SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, revisión 2011 [5]

2.2.4. Instrumentación

a) Cinta métrica.

2.2.5. Metodología

- a) Inspeccionar visualmente el estado de todos los accesorios del equipo: mesa, soporte del tubo de rayos X, consola del generador, condiciones externas de los cables (revestimientos desgastados, torceduras, etc.).
- b) Verificar la estabilidad del cabezal del tubo, el correcto funcionamiento mecánico del sistema de colimadores, los movimientos y frenos del soporte de tubo de rayos X y de la mesa. Realizar la misma verificación para el Bucky vertical.
- c) Inspeccionar si hay fuga de aceite del tubo.
- d) Comprobar el funcionamiento de los indicadores en el panel del generador: indicador de exposición, selección del tamaño de punto focal y parámetros de irradiación (tensión, corriente, tiempo de exposición o combinación corriente-tiempo).

2.2.6. Cálculo y análisis de resultados

No aplica.

2.2.7. Tolerancias

Funcionamiento normal.

2.2.8. Acciones correctivas

Cuando el resultado de la evaluación no sea aceptable deberá contactarse al servicio de mantenimiento.

2.3. SISTEMA DE COLIMACIÓN DEL HAZ Y PERPENDICULARIDAD DEL RAYO CENTRAL

2.3.1. Objetivo

Evaluar la desviación entre el campo luminoso y el campo real de radiación y la perpendicularidad del eje central del haz de radiación con relación al plano del receptor de imagen.

2.3.2. Frecuencia

Inicial, anual y después de cambios.

2.3.3. Referencias

ARCAL XLIX. Protocolo de Control de Calidad en Radiodiagnóstico [1]

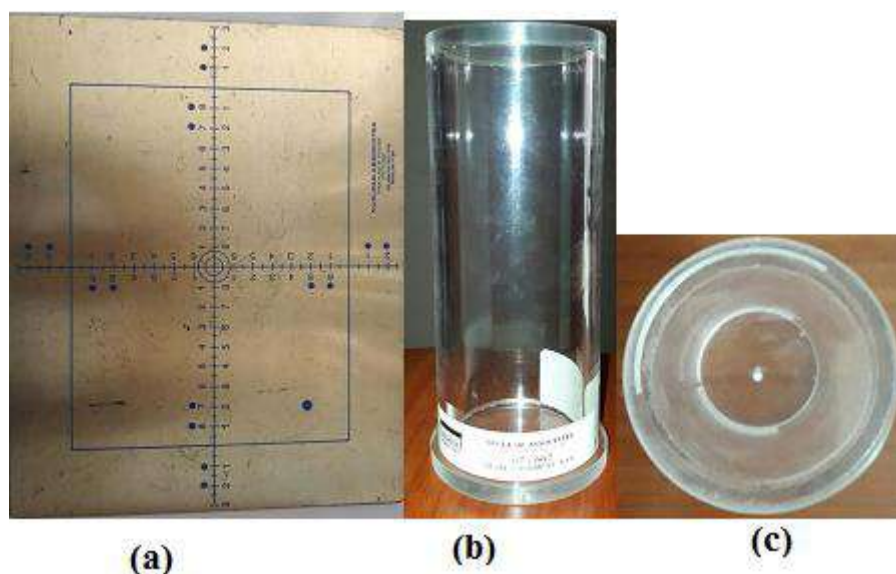
SEFM, SEPR y SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, revisión 2011 [5]

IPEN Report 91 [6]

AAPM Report No. 74 [7]

2.3.4. Instrumentación

- a) Detector de imagen (Chasis cargado con película, placa IP CR o detector DR).
- b) Cinta métrica.
- c) Dispositivo para evaluación del colimador (placa con marcas radiopacas con ejes ortogonales a escala (Figura 2(a)) o bien 5 monedas).
- d) Dispositivo para prueba de alineación del rayo central (cilindro de acrílico con esferas radiopacas en sus caras superior e inferior (Figuras 2(b) y (c))).
- e) Lámina de Cu de 1 mm de espesor.

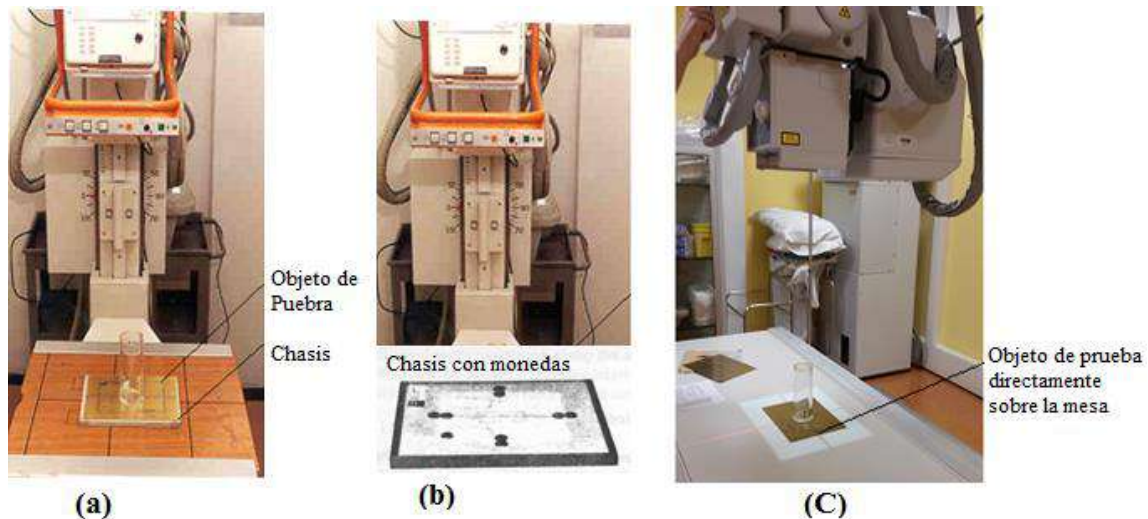


Fuente: colección de los autores

FIG.2. (a) Dispositivo para evaluar la colimación del campo de radiación; (b) y (c) cilindro con esferas radiopacas en las dos caras para evaluar la perpendicularidad del haz.

2.3.5. Metodología

- En equipos analógicos y CR, colocar el chasis cargado o la placa IP CR sobre la mesa y sobre éste colocar la placa con los marcadores radiopacos o bien las monedas. Para DR colocar la placa con los marcadores radiopacos directamente sobre la mesa (Figura 3(a), (b) y (c)).
- En caso de CR o DR, colocar una lámina de Cu de 1 mm de espesor a la salida del colimador del tubo de rayos X.
- Garantizar que el tubo de rayos X esté nivelado en relación con el plano de medida.
- Centrar el campo luminoso en el centro de la lámina y ajustar la dimensión del campo para que el rectángulo demarcado en la placa coincida con los marcadores radiopacos o con las monedas en las 4 esquinas.
- Colocar el cilindro de acrílico sobre la placa, haciendo coincidir el centro de los dos dispositivos conforme Figura 3a para CR y Figura 3(c) para DR.
- Ajustar la distancia foco película a 100 cm.
- Hacer una exposición con una técnica radiográfica apropiada (ejemplo 60 kV y 8 mAs).
- Abrir totalmente el colimador y hacer una nueva exposición.
- Revelar la película o procesar el IP CR o la imagen digital en el caso de DR.



Fuente: colección de los autores

FIG.3. Imagen del posicionamiento del sistema de evaluación de colimación y perpendicularidad del rayo central (a) y (b) para sistemas con película o IP CR y (c) para sistemas digitales.

2.3.6. Cálculo y Análisis de Resultados

2.3.6.1. Coincidencia del campo luminoso con el campo de radiación

- Trazar las diagonales de la imagen del campo de radiación (Figuras 4a y 4b).
- Medir la distancia entre el centro del campo de radiación y el centro del campo luminoso.
- Medir en cada lado de la imagen la distancia entre el borde del campo de radiación y la indicación del campo luminoso (Figura 5).

2.3.6.2. Perpendicularidad del rayo central

- a) Verificar la localización de la imagen de las esferas del cilindro en relación a los dos círculos centrales.
- b) Si las dos esferas están en el primer círculo, el ángulo de inclinación es menor que 1.5° y si está entre el segundo círculo es menor que 3° .

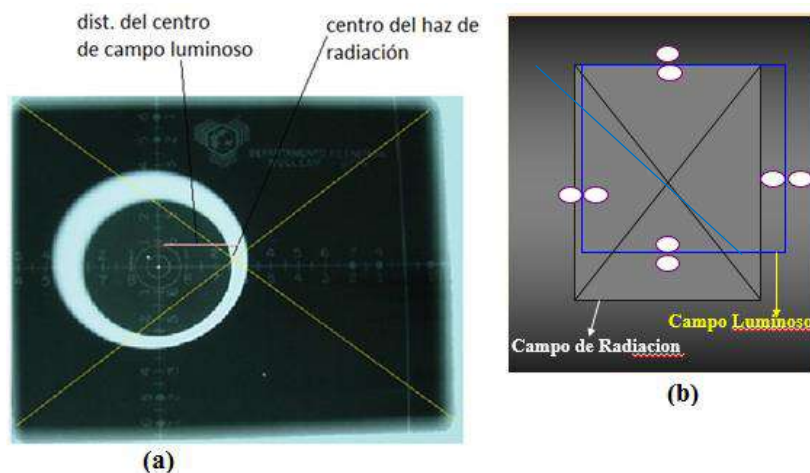
2.3.7. Tolerancias

2.3.7.1. Coincidencia del campo luminoso con el campo de radiación

- a) La distancia máxima entre el centro del campo luminoso y el centro del campo de radiación debe ser menor que 2% de la distancia foco-detector utilizada.
- b) La diferencia máxima entre los valores del campo luminoso y de radiación en cada borde debe ser menor que 2% y la suma total de las diferencias de los cuatro lados debe ser menor que 4% de la distancia foco-detector utilizada.

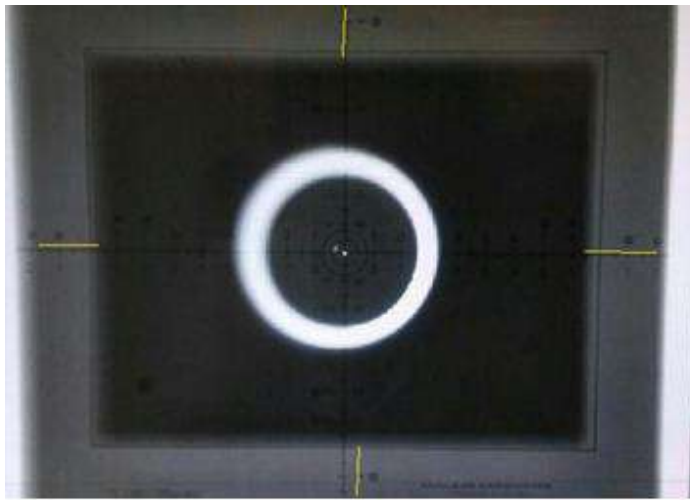
2.3.7.2. Perpendicularidad del rayo central

La imagen de las dos esferas debe estar dentro del círculo externo, indicando una inclinación máxima de 3° .

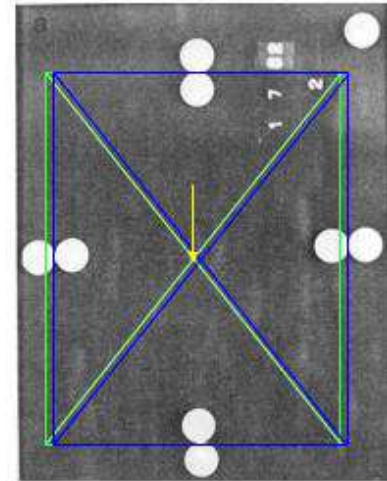


Fuente: colección de los autores

FIG. 4. Imagen de una película utilizada para la prueba de colimación y perpendicularidad del haz (a) Dispositivo de prueba, en esta imagen se evidencia el ajuste incorrecto entre el campo luminoso y el haz de radiación, (b) Esquema con monedas, el centro del campo luminoso con el de radiación no coincide.



(a)



(b)

Fuente: colección de los autores

FIG. 5. Imagen de una película utilizada para la prueba de colimación y perpendicularidad del haz, con la indicación de los bordes del campo y coincidencia del haz en ambas coinciden. (a) Dispositivo de prueba, (b) Esquema con monedas.

2.3.8. Acciones correctivas

Cuando el resultado de la prueba no sea aceptable deberá contactarse al servicio de mantenimiento.

2.4. EXACTITUD Y REPETIBILIDAD DEL TIEMPO DE EXPOSICIÓN

2.4.1. Objetivo

Evaluar la exactitud y la repetibilidad del indicador del tiempo de exposición.

2.4.2. Frecuencia

Anual, inicial y después de cambios.

2.4.3. Referencias

ARCAL XLIX. Protocolo de Control de Calidad en Radiodiagnóstico [1]
SEFM, SEPR y SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, revisión 2011 [5]
IPEN Report 91 [6]
AAPM Report No. 74 [7]

2.4.4. Instrumentación

- a) Medidor no invasivo de tiempo de exposición.
- b) Cinta métrica.
- c) Lámina de Cu de 1 mm espesor.

2.4.5. Metodología

- Posicionar el medidor no invasivo sobre la mesa, en el centro del haz de radiación, de acuerdo con la Figura 6.
- Ajustar el tamaño de campo de radiación al volumen sensible del instrumento. En caso de sistemas digitales, proteger el detector de imagen con una placa de Cu de 1 mm de espesor.
- Fijar un valor de tensión y de corriente (ejemplo 80 kV, 200 mA) y seleccionar un tiempo de exposición.
- Efectuar al menos tres exposiciones y registrar el tiempo medido en cada exposición.
- Repetir el procedimiento para otros 2 tiempos seleccionados.



Fuente: colección de los autores

FIG.6. Imagen del posicionamiento del equipo medidor de tiempo de exposición en un equipo de rayos X convencional.

2.4.6. Cálculo y análisis de resultados

2.4.6.1. Exactitud

Determinar, utilizando la ecuación 3, para cada valor de tiempo seleccionado, la desviación máxima obtenida entre los valores nominales y los valores medidos.

$$\text{Desviación máxima (\%)} = 100 \frac{M_{\text{ind}} - M_{\text{med}}}{M_{\text{ind}}} \quad (3)$$

donde:

M_{ind} es el valor de tiempo nominal; y,
 M_{med} es el valor de tiempo medido más discrepante.

2.4.6.2. Repetibilidad

Para cada valor seleccionado de tiempo, calcular el promedio, la desviación estándar y el coeficiente de variación dados por la ecuación 4:

$$CV(\%) = 100 \frac{DE}{\bar{T}} \quad (4)$$

donde:

CV es el coeficiente de variación;
DE es la desviación estándar; y,
 $\bar{T}$ es el valor promedio del tiempo.

2.4.7. Tolerancias

- a) Exactitud del tiempo de exposición: variación $\leq \pm 10 \%$.
- b) Repetibilidad del tiempo de exposición: coeficiente de variación $\leq 10\%$.

2.4.8. Acciones correctivas

Cuando el resultado de la prueba no sea aceptable deberá contactarse al servicio de mantenimiento.

2.5. EXACTITUD Y REPETIBILIDAD DE LA TENSIÓN DEL TUBO DE RAYOS X

2.5.1. Objetivo

Evaluar la exactitud y repetibilidad de la tensión del tubo de rayos X.

2.5.2. Frecuencia

Anual, inicial y después de cambios.

2.5.3. Referencias

ARCAL XLIX. Protocolo de Control de Calidad en Radiodiagnóstico [1]
SEFM, SEPR y SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, revisión 2011 [5]
IPEN Report 91 [6]
AAPM Report No. 74 [7]

2.5.4. Instrumentación

- a) Medidor no invasivo de kVp.
- b) Lámina de Cu de 1 mm de espesor.

2.5.5. Metodología

- a) Colocar el medidor no invasivo de kVp sobre la mesa, en el centro de haz de radiación, de acuerdo con la Figura 6.

- b) Ajustar el tamaño de campo de radiación al volumen sensible del instrumento. En caso de sistemas digitales, proteja el detector de imagen con una lámina de Cu de 1 mm de espesor.
- c) Fijar un valor de tiempo y de corriente (ejemplo 2 mAs) y seleccionar un valor de 80 kVp.
- d) Efectuar al menos tres exposiciones y registrar el valor medido en cada exposición.
- e) Repetir el procedimiento para otros 2 valores de kVp seleccionados (por ejemplo: los más utilizados en la sala).

2.5.6. Cálculo y análisis de resultados

2.5.6.1. Exactitud

Determinar la desviación máxima utilizando la ecuación 5:

$$\text{Desviación Máxima(\%)} = 100 \frac{kVp_{ind} - kVp_{med}}{kVp_{ind}} \quad (5)$$

donde:

kVp_{ind} es el valor de tensión nominal; y,
 kVp_{med} es el valor de tensión medido más discrepante.

2.5.6.2. Repetibilidad

Para cada valor seleccionado de kVp, calcular el promedio, la desviación estándar y el coeficiente de variación dados por la ecuación 6:

$$CV(\%) = 100 \frac{DE}{\overline{kVp}} \quad (6)$$

donde:

CV es el coeficiente de variación;
 DE es la desviación estándar; y,
 $\overline{kVp}$ es el valor promedio del kVp.

2.5.7. Tolerancias

- a) Exactitud del valor de kVp: Desviación $\leq \pm 10 \%$.
- b) Repetibilidad del valor de kVp: Coeficiente de variación $\leq 10\%$.

2.5.8. Acciones correctivas

Cuando el resultado de la prueba no sea aceptable deberá contactarse al servicio de mantenimiento.

2.6. CAPA HENIRREDUCTORA (CHR)

2.6.1. Objetivo

Verificar si el valor de la capa henirreductora está de acuerdo con los requisitos mínimos.

2.6.2. Frecuencia

Anual, inicial y después de cambios.

2.6.3. Referencias

ARCAL XLIX. Protocolo de Control de Calidad en Radiodiagnóstico [1]

SEFM, SEPR y SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, revisión 2011 [5]

AAPM Report No. 74 [7]

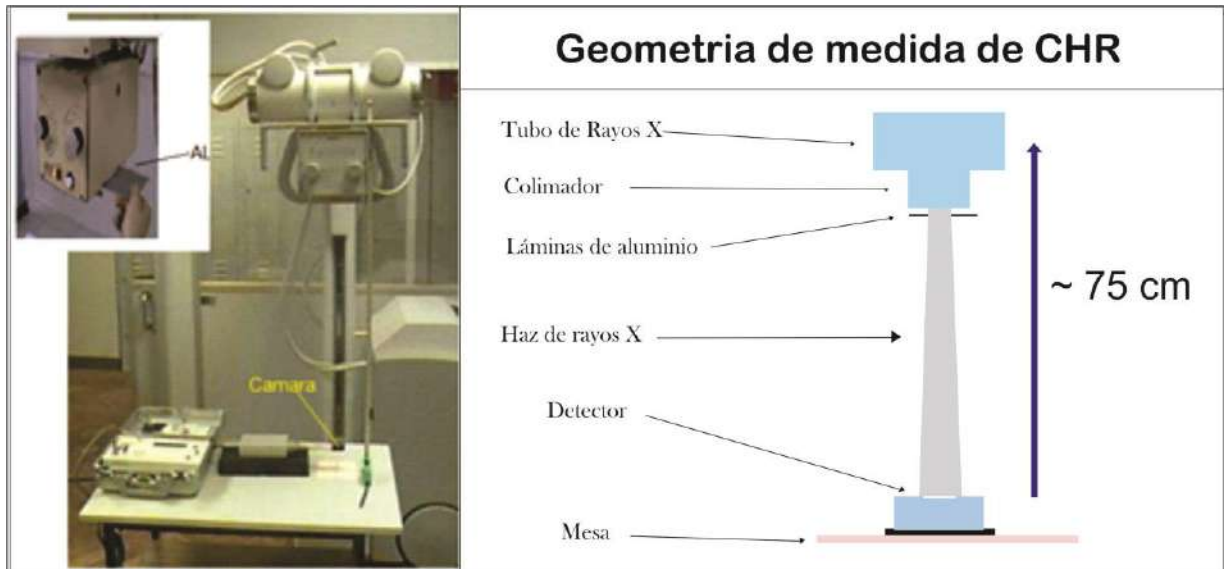
2.6.4. Instrumentación

- a) Sistema dosimétrico calibrado (cámara de ionización o semiconductor).
- b) Conjunto de filtros de Al de pureza superior a 99,5%.
- c) Cinta métrica.
- d) Lámina de Cu de 1 mm de espesor.

2.6.5. Metodología

Nota: Comprobar la exactitud del kVp antes de medir la CHR.

- a) Para sistemas digitales, cubra el sistema de detección de imagen con la lámina de Cu, para evitar daños al sensor de imagen.
- b) Colocar la cámara a una distancia mínima de 10 cm de la mesa (para evitar contribución de la radiación dispersa) (Figura 7).
- c) Ajustar la distancia del foco del tubo a la cámara de ionización entre 70 y 100 cm (Figura 7).
- d) Colimar el haz de manera que cubra el volumen sensible de la cámara, que debe estar en el centro del campo de radiación.
- e) Prepare el sistema dosimétrico según las instrucciones del fabricante. Esperar que se estabilice.
- f) Seleccionar una técnica apropiada y realizar una exposición sin filtro (ejemplo 80 kV, 50 mAs).
- g) Registrar la lectura y repetir dos veces.
- h) Sin cambiar la geometría de medición, posicionar el filtro de Al de espesor de 2 mm a la salida del tubo, cubriendo totalmente el volumen activo de la cámara y realizar una exposición con los mismos parámetros.
- i) Registrar la lectura, y repetir dos veces.
- j) Repetir el procedimiento agregando otros valores de filtro hasta que la lectura este por debajo del 50% del valor obtenido sin filtro, registrar la lectura.
- k) Retirar todos los filtros y repetir la exposición para garantizar que no hubo variación significativa en la intensidad inicial del haz.
- l) Registrar la lectura.



Fuente: colección de los autores

FIG.7. Esquema experimental para las medidas de capa henirreductora (CHR).

2.6.6. Cálculo y análisis de resultados

- Calcular el valor promedio de las lecturas sin filtro (M_0).
- Calcular el valor promedio de las lecturas obtenidas (M_1 y M_2) con cada uno de los filtros de espesor t_1 y t_2 que se encuentran arriba y abajo del 50%, respectivamente.
- Calcular el valor de la capa henirreductora utilizando la ecuación 7.

$$CHR = \frac{t_2 \ln \left[\frac{2M_1}{M_0} \right] - t_1 \ln \left[\frac{2M_2}{M_0} \right]}{\ln \left[\frac{M_1}{M_2} \right]} \quad (7)$$

donde:

t_1 y t_2 son los espesores de los filtros utilizados en mm;
 M_0 es el promedio de las lecturas sin filtros; y,
 M_1 y M_2 son las lecturas promedio con los filtros t_1 y t_2 .

2.6.7. Tolerancias

El valor de CHR obtenido debe cumplir con las regulaciones locales, por ejemplo 2,5 mm de Al a 80 kVp. La Tabla 4 presenta ejemplos de valores de CHR en función del valor de tensión aplicada en el tubo de rayos X.

TABLA 4. VALORES DE CHR EN FUNCIÓN DEL VALOR DE KVP [1]

kVp	CHR (mmAl)	
	monofásico	trifásico
70	2,1	2,3
80	2,3	2,6
90	2,5	3,0
100	2,7	3,2
110	3,0	3,5
120	3,2	3,9
130	3,5	4,1

2.6.8. Acciones correctivas

Cuando el resultado de la prueba no sea aceptable deberá contactarse al servicio de mantenimiento.

2.7. VALOR DEL RENDIMIENTO DEL TUBO DE RAYOS X, REPETIBILIDAD Y LINEALIDAD

2.7.1. Objetivo

Evaluar el valor, la repetibilidad y la linealidad del rendimiento del tubo de rayos X.

2.7.2. Frecuencia

Anual, inicial y después de cambios.

2.7.3. Referencias

ARCAL XLIX. Protocolo de Control de Calidad en Radiodiagnóstico [1]

SEFM, SEPR y SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, revisión 2011 [5]

IPEN Report 91 [6]

2.7.4. Instrumentación

- Sistema dosimétrico calibrado (cámara de ionización o semiconductor).
- Cinta métrica.
- Lámina de Cu de 1 mm de espesor.
- Medidor de presión y de temperatura.

2.7.5. Metodología

- Para sistemas digitales, cubra el sistema de detección de imagen con la lámina de Cu para evitar daños en el sensor de imagen.
- Colocar la cámara a una distancia mínima de 10 cm de la mesa (para evitar contribución de la radiación dispersa) y a 100 cm del foco del tubo de rayos X.
- Colimar el haz de modo que cubra el volumen sensible del detector de radiación, que debe estar en el centro del haz.

- d) Preparar el sistema dosimétrico según las instrucciones del fabricante. Esperar que se estabilice.
- e) Medir el valor de presión y temperatura al inicio y al terminar la prueba
- f) Seleccionar el valor de 80 kVp y una carga alrededor de 10 mAs.
- g) Hacer una exposición y registrar la lectura.
- h) Repetir la medición al menos tres veces.
- i) Mantener la misma geometría y el valor de kVp, realizar tres mediciones para tres valores de mAs, uno inferior y dos superiores al valor anterior (10 mAs).
- j) Mantener la misma geometría y el valor de kVp, realizar tres mediciones para distintas combinaciones de mA y tiempo para obtener el mismo valor de mAs (ejemplo 100 mA y 0,1 s = 10 mAs; 200 mA y 0,5 s = 10 mAs, etc.).

2.7.6. Cálculo y análisis de los resultados

2.7.6.1. Valor del Rendimiento

- a) Calcular el valor promedio de las lecturas obtenidas con los parámetros elegidos en el inciso e) y registrar el resultado.
- b) Corregir el valor promedio de las lecturas con el factor de calibración y el factor de presión y temperatura determinado por la ecuación 8:

$$K_{PT} = \left(\frac{273,2 + T}{273,2 + T_0} \right) \cdot \left(\frac{P_0}{P} \right) \quad (8)$$

donde:

K_{PT} es el factor de corrección por presión y temperatura;
 P_0 y T_0 son la presión y temperatura de referencia establecidos en el certificado de calibración
 P y T son la presión y temperatura medidas.

Obtener la lectura corregida según la ecuación 9.

$$M_{cor} = \bar{M} \cdot K_{PT} \cdot F_c \quad (9)$$

donde:

M_{cor} es el valor promedio de la lectura corregida por el factor de presión y temperatura y el factor de calibración de la cámara.
 $\bar{M}$ es la lectura promedio;
 K_{PT} factor de presión y temperatura
 F_c es el factor de calibración del sistema dosimétrico.

Nota: El factor K_{PT} aplica solo en caso de utilizar cámara de ionización.

- c) Calcular el rendimiento de acuerdo con la ecuación 10.

$$Y = \frac{M_{\text{cor}}}{\text{mAs}} \quad (10)$$

donde:

Y es el rendimiento a 80 kVp y 100 cm del foco; y,

M_{cor} es el valor promedio de la lectura corregida por el factor de presión y temperatura y el factor de calibración.

2.7.6.2. Repetibilidad

A partir de los valores de rendimiento calculados en el punto anterior, calcular la desviación estándar y el coeficiente de variación dado por la ecuación 12:

$$CV(\%) = 100 \cdot \frac{DE}{\bar{Y}} \quad (12)$$

donde:

CV es el coeficiente de variación;

DE es la desviación estándar; y,

$\bar{Y}$ es el valor promedio del rendimiento.

2.7.6.3. Linealidad

a) Tomar dos valores consecutivos de rendimiento (Y₁ y Y₂) y calcular la linealidad por la ecuación 13.

$$\text{Linealidad (\%)} = 100 \cdot \frac{Y_1 - Y_2}{Y_1 + Y_2} \quad (13)$$

donde:

Y₁ es el rendimiento al valor de mAs 1; y,

Y₂ es el valor rendimiento al valor de mAs 2.

2.7.7. Tolerancias

2.7.7.1. Valor del rendimiento

El valor del rendimiento deber ser > 25 μGy/mAs, a 100 cm y 80 kVp y 2.5 mm de Al. Se recomienda que este entre 30 a 65 μGy/mAs, a 100 cm del foco para una filtración entre 2,5 y 5 mm de Al.

Si se hacen mediciones de rendimiento anual, la variación con respecto al valor de referencia debe ser menor al 25%.

En caso en que no fuera posible hacer la medición a 80 kVp, corregir el valor del rendimiento por el factor obtenido con la ecuación 14:

$$F = \left(\frac{80}{kVp_1} \right)^2 \quad (14)$$

donde:

F es el factor de corrección; y,
kVp₁ es el valor de kVp utilizado en la medición.

2.7.7.2. Repetibilidad

El valor del coeficiente de variación de la repetibilidad del rendimiento debe ser menor o igual a 10%.

2.7.7.3. Linealidad

La variación entre 2 puntos consecutivos de la linealidad del rendimiento debe ser $\leq 10\%$.

2.7.8. Acciones correctivas

Cuando el resultado de la prueba no sea aceptable deberá contactarse al servicio de mantenimiento.

2.8. DETERMINACIÓN DEL FACTOR DE CORRECCIÓN DEL PRODUCTO KERMA - ÁREA (P_{KA})

2.8.1. Objetivo

Determinar el factor de corrección del sistema medidor de P_{KA}.

2.8.2. Frecuencia

Anual, inicial y después de cambios.

2.8.3. Referencias

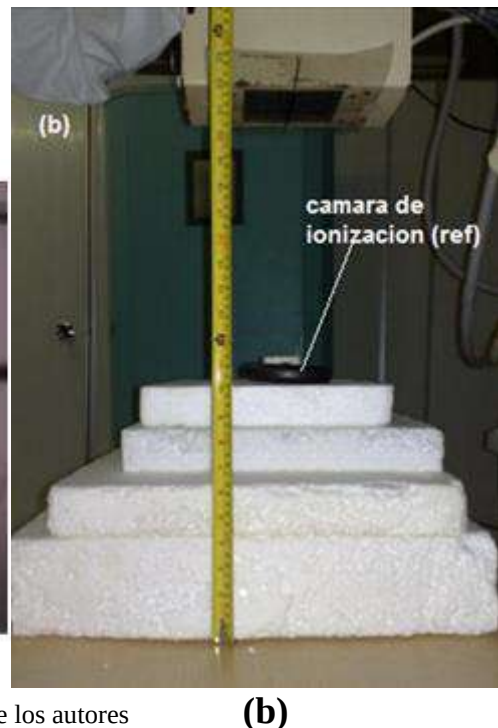
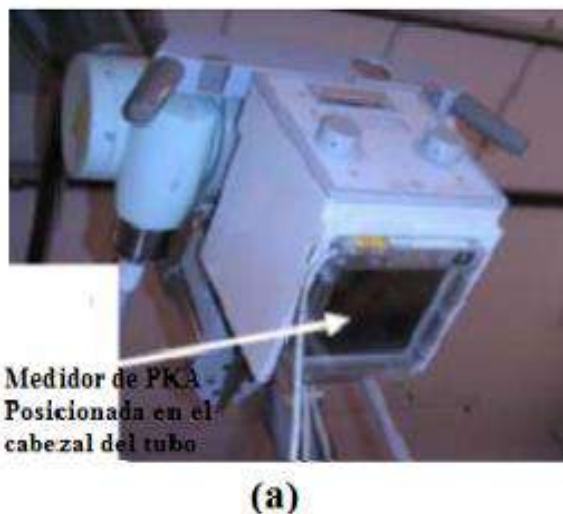
SEFM, SEPR y SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, revisión 2011 [5]
IPEN Report 91 [6]
AAPM Report No. 74 [7]
IAEA TRS No. 457 [8]

2.8.4. Instrumentación

- a) Sistema dosimétrico calibrado (cámara de ionización o semiconductor).
- b) Medidor de P_{KA} externo al equipo de rayos X calibrado (en caso que el equipo no tenga medidor P_{KA} incorporado).
- c) Película radiográfica o IP CR.
- d) Cinta métrica.
- e) Lámina de Cu de 1 mm de espesor.
- f) Espuma de espesor 20 cm.

2.8.5. Metodología

- Fijar la cámara P_{KA} en el cabezal del tubo de rayos X en la salida del haz (Figura 8a).
- Colocar la cámara de ionización calibrada (cámara de referencia) en el eje central del haz, a una distancia de 20 cm por encima de la mesa, para evitar la influencia de la radiación retrodispersa. Se puede usar un bloque de espuma para posicionar el detector (Figura 8b).
- Colimar el haz de rayos X de modo que su área en la posición de la cámara de ionización (cámara de referencia) sea aproximadamente 10 cm x 10 cm.
- Hacer una exposición con un valor de kVp utilizado en las aplicaciones clínicas. Registrar la lectura obtenida con la cámara P_{KA} y con la cámara de ionización de referencia. En caso de equipos digitales, proteger el receptor de imagen con una lámina de Cu.
- Repetir el procedimiento para los valores típicos de kVp utilizados en las aplicaciones clínicas. Si el equipo tiene más de un filtro incorporado, repetir las mediciones para las diferentes combinaciones clínicas (filtro y kVp).
- Retirar la cámara de referencia y colocar un chasis con película o IP CR perpendicularmente al eje central, en la posición del detector de referencia.
- Exponer el receptor de imagen con parámetros de exposición adecuados para visualizar la imagen del campo de radiación.
- Procesar la película o IP CR y determinar el área del campo de radiación.



Fuente: colección de los autores

FIG. 8. Equipos usados para la determinación del factor de corrección del producto kerma -Área (P_{KA}). (a) Posicionamiento de la cámara de PKA y (b) de la cámara de referencia.

Nota: En los equipos que tienen acoplado un medidor P_{KA} es necesario determinar el factor que corrige los efectos de la radiación dispersa utilizando la misma metodología.

2.8.6. Cálculo y análisis de los resultados

- Corregir las lecturas obtenidas con el medidor P_{KA} por el factor de calibración del certificado y por el factor de presión y temperatura determinado por la ecuación 9.
- Corregir las lecturas obtenidas con la cámara de referencia por el factor de calibración y por el factor de presión y temperatura utilizando la ecuación 9.
- Calcular el producto de la lectura corregida obtenida con la cámara de referencia por el valor del área del campo de radiación medido en la película o IP CR.
- Determinar el factor de corrección (F_c) de la cámara P_{KA} para todos los valores de kVp utilizados, aplicando la ecuación:

$$F_c = \frac{M_{ref} \cdot A}{M_{PKA}} \quad (15)$$

donde:

- F_c es el factor de corrección;
- M_{ref} es la lectura corregida por el factor de calibración y presión y temperatura, obtenida con la cámara de ionización de referencia para cada valor de kVp; y,
- M_{PKA} es lectura corregida por el factor de calibración y presión y temperatura, obtenida con la cámara P_{KA} para cada valor de kVp.
- A es el área del campo de radiación medido en la posición de la cámara de referencia.

2.8.7. Tolerancias

No se aplica.

2.8.8. Acciones correctivas

No aplica.

2.9. CONTROL DE CALIDAD DEL INDICADOR DE DOSIS DIGITAL (DDI) Y EL ÍNDICES DE EXPOSICIÓN (EI) EN CR

2.9.1. Objetivo

Determinar la desviación de los índices de dosis para DR (DDI: detector dose index) y en los índices de exposición para CR (EI: exposure index), respecto a sus valores base.

2.9.2. Frecuencia

Inicial, mensual y después de cambios.

2.9.3. Referencias

SEFM, SEPR y SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, revisión 2011 [5]
IPEN Report 91 [6]

2.9.4. Instrumentación

- a) Lámina de Cu de 1 mm de espesor ó según recomendaciones del fabricante.
- b) Cinta métrica.

2.9.5. Metodología

- a) Seleccionar 70 kVp y 3 mAs, aproximadamente, o según recomendaciones del fabricante.
- b) Fijar una distancia foco - detector a 1 m.
- c) Colocar la lámina de Cu a la salida del tubo.
- d) Colimar el campo de radiación para cubrir todo el detector.
- e) En caso de CR borrar el chasis antes del inicio de la prueba.
- f) Registrar el valor del índice de exposición y comparar con los valores base.

2.9.6. Cálculo y análisis de los resultados

Determinar la desviación con respecto al valor de base utilizando la ecuación 16:

$$\text{Desviación(\%)} = 100 \cdot \frac{E_{\text{base}} - E_{\text{med}}}{E_{\text{base}}} \quad (16)$$

donde:

E_{base} es el valor de EI base para CR o DDI base para DR; y,
 E_{med} es el valor de EI medido para CR o DDI medido para DR

2.9.7. Tolerancias

La desviación no debe ser $> \pm 20\%$ de los valores base.

2.9.8. Acciones correctivas

Cuando el resultado de la prueba no sea aceptable deberá contactar al servicio de mantenimiento. En caso de CR, el lector puede limpiarse o recalibrarse. Si el cambio en el valor del indicador de exposición sigue una tendencia durante períodos consecutivos (por ejemplo, un aumento o disminución continua de valor), evaluar los resultados con el servicio de mantenimiento.

2.10. REPETIBILIDAD DEL INDICADOR DE DOSIS DIGITAL (DDI) E ÍNDICE DE EXPOSICIÓN (EI)

2.10.1. Objetivo

Evaluar la repetibilidad del índice de exposición (EI) para equipos CR e Indicador de dosis digital (DDI) para DR.

2.10.2. Frecuencia

Inicial, anual y después de cambios.

2.10.3. Referencias

SEFM, SEPR y SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, revisión 2011 [5]

IPEN Report 91 [6]

AAPM Report No. 74 [7]

2.10.4. Instrumentación

- a) Lámina de Cu de 1 mm de espesor.

2.10.5. Metodología

- a) Colocar la lámina de Cu a la salida del tubo.
- b) En caso de IP CR borrar el chasis antes del inicio de la prueba.
- c) Para equipos CR colocar el casete fuera del Bucky.
- d) Realizar una exposición con 70 kVp y 10 μ Gy en el detector para equipos DR y 70 kVp y entre 5 y 10 mAs para equipos CR, o según recomendaciones del fabricante.
- e) Para el CR mantener el tiempo entre la exposición y el procesamiento de la imagen constante.
- f) Registrar el valor de IE.
- g) Repetir la exposición dos veces y registrar los valores.

2.10.6. Cálculo y análisis de los resultados

A partir de los valores de EI o DDI calculados, calcular la desviación estándar y el coeficiente de variación dado por la ecuación 17:

$$CV(\%) = 100 \cdot \frac{DE}{\bar{E}} \quad (17)$$

donde:

CV es el coeficiente de variación;
DE es la desviación estándar; y,
 $\bar{E}$ es el valor promedio del EI o DDI medido.

2.10.7. Tolerancias

El valor del coeficiente de variación debe ser $\leq 20\%$.

2.10.8. Acciones correctivas

Cuando el resultado de la prueba no sea aceptable deberá contactar al servicio de mantenimiento. En caso de CR, el lector puede limpiarse y verificar si hay cambios en las mediciones. De no ser así llamar al servicio de mantenimiento para recalibración.

2.11. UNIFORMIDAD Y ARTEFACTOS DEL DETECTOR

2.11.1. Objetivo

Evaluar e identificar la fuente de los artefactos visualizados en las imágenes radiográficas digitales. Verificar la uniformidad de la imagen.

2.11.2. Frecuencia

Inicial, mensual y después de cambios.

2.11.3. Referencias

SEFM, SEPR y SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, revisión 2011 [5]

IPEN Report 91 [6]

AAPM Report No. 74 [7]

2.11.4. Instrumentación

- a) Lámina de Cu de 1 mm de espesor.
- b) Cinta métrica.
- c) Software para análisis de imágenes (ejemplo ImageJ).

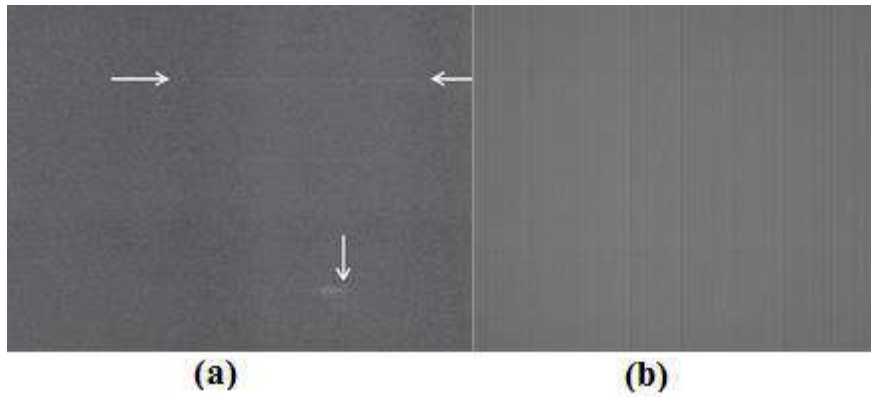
2.11.5. Metodología

- a) Posicionar la lámina de 1 mm de Cu a la salida del tubo de rayos X.
- b) Fijar la distancia foco - detector mayor a 150 cm.
- c) Realizar una exposición con 70 kVp y 10 μ Gy en el detector para equipos DR y 70 kVp y entre 5 y 10 mAs para equipos CR, o según recomendaciones del fabricante.
- d) Procesar el cassette IP y utilizando el mismo casete hacer una nueva exposición con el chasis rotado en 180° para reducir el efecto talón (efecto anódico).
- e) Se recomienda realizar la evaluación para todos los cassettes IP disponibles.

2.11.6. Cálculo y análisis de los resultados

2.11.6.1. Artefactos

Inspeccionar las imágenes para identificar artefactos. Las Figuras 9a y 9b muestran artefactos de equipos CR y DR respectivamente.



Fuente: colección de los autores

FIG.9. (a) Imagen en sistema CR con artefactos, (b) Imagen en sistema DR que muestra el comportamiento del umbral de saturación atribuido a la imagen anterior.

2.11.6.2. Uniformidad

- Utilizando el software marcar 5 regiones de interés (ROI: region of interest), una en el centro y en las 4 esquinas de la imagen (Figura 10). El área de cada ROI debe ser igual y de aproximadamente 1 cm².
- Determinar el valor medio del píxel (VMP) de cada ROI.
- Calcular la diferencia entre los valores de cada ROI de los extremos con respecto al centro, según ecuación 18:

$$VMP = 100 \cdot \frac{|ROI_i - ROI_c|}{ROI_c} \quad (18)$$

donde:

VMP es el valor medio del píxel;
 ROI_i es el ROI en las regiones de la periferia; y,
 ROI_c es el ROI de la región central.

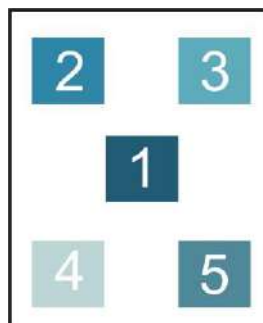


FIG. 10. Esquema de una imagen con indicación de los ROIs.

2.11.7. Tolerancias

- Artefactos: No es aceptable la presencia de marcas en la imagen.

- b) Uniformidad: La diferencia porcentual entre cada ROI periférico contra el valor del ROI central debe ser $< \pm 10\%$ para CR y $< \pm 5\%$ para DR.

1.1.1. Acciones correctivas

- a) CR: En caso de presencia de marcas y puntos brillantes limpiar las pantallas, en caso de líneas paralelas u otro tipo de marcas como bandas sobre la imagen llamar al servicio de mantenimiento.
- b) DR: Las zonas con señales espurias indican que es necesaria una recalibración del detector.

2.12. RESOLUCIÓN ESPACIAL DE ALTO CONTRASTE

2.12.1. Objetivo

Evaluar la resolución espacial del sistema a partir de la medición de los grupos de pares de líneas por milímetro (pl/mm) visibles en la imagen.

2.12.2. Frecuencia

Inicial, CR trimestral, DR semestral, después de cambios en el sistema de imagen.

2.12.3. Referencias

ARCAL XLIX. Protocolos de Control de Calidad en Radiodiagnóstico [1]

SEFM, SEPR y SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, revisión 2011 [5]

IPEN Report 91 [6]

AAPM Report No. 74 [7]

2.12.4. Instrumentación

- a) Objeto de prueba de pares de líneas (Figura 11).
- b) Lámina de Cu de 1 mm o lámina de Al de 25 mm de espesor.
- c) Cinta métrica.

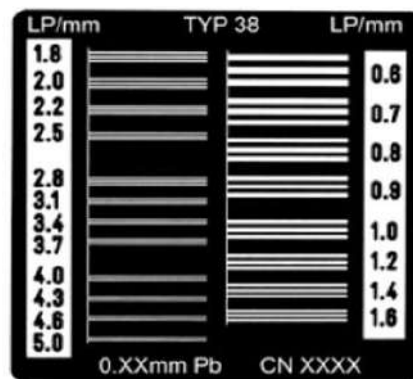


FIG.11. Imagen de un ejemplo de objeto de prueba de pares de líneas. (foto de los autores)

2.12.5. Metodología

- a) Colocar el objeto de prueba en la mesa centrada en el campo de radiación y a 45° respecto a los bordes de la mesa.
- b) Colocar la lámina de Cu o de Al a la salida del tubo.
- c) En caso de utilizar CR, borrar los chasis previamente.
- d) Registrar la distancia foco-detector.
- e) Realizar una exposición con 70 kVp y 10 μ Gy en el detector para equipos DR y 70 kVp y entre 5 y 10 mAs para equipos CR.

2.12.6. Cálculo y análisis de resultados

- a) En el caso de sistemas CR y DR, en el monitor ajustar la ventana (centro y ancho) y la magnificación (si es posible) para obtener la mejor resolución
- b) Identificar en la imagen el mayor número de pares de líneas visible por milímetro.

2.12.7. Tolerancias

La resolución espacial debe ser $\geq 2,4$ lp/mm.

2.12.8. Acciones correctivas

Cuando el resultado de la prueba no sea aceptable, repetir la prueba si el problema persiste deberá contactarse al servicio de mantenimiento.

2.13. UMBRAL DE SENSIBILIDAD A BAJO CONTRASTE

2.13.1. Objetivo

Evaluar la sensibilidad del sistema para objetos de bajo contraste.

2.13.2. Frecuencia

Inicial, anual y después de cambios.

2.13.3. Referencias

ARCAL XLIX. Protocolos de Control de Calidad en Radiodiagnóstico [1]
SEFM, SEPR y SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, revisión 2011 [5]
IPEN Report 91 [6]
AAPM Report No. 74 [7]
IPEN Report 32 [9]

2.13.4. Instrumentación

- a) Objeto de prueba de bajo contraste (Figura 12).
- b) Lámina de Cu de 1 mm de espesor o de Al de 0,25 mm (si no está incluida en el objeto de prueba).

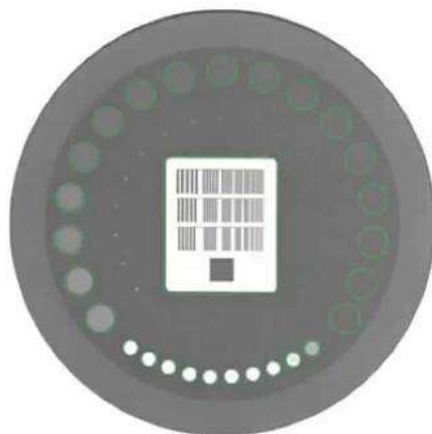


FIG. 12. Imagen de un ejemplo de objeto de prueba de bajo contraste (en la parte central está el objeto de prueba para medir la resolución espacial). (foto de los autores)

2.13.5. Metodología

- Posicionar el objeto de prueba sobre la mesa a una distancia de 100 cm del foco del tubo de rayos X.
- Ajustar las dimensiones del campo de radiación para cubrir todo el objeto de prueba y centrado en el campo de radiación.
- Colocar la lámina de Cu o de Al a la salida del tubo.
- En caso de utilizar CR, borrar los chasis previamente.
- Realizar una exposición con 70 kVp y 10 μ Gy en el detector para equipos DR y 70 kVp y entre 5 y 10 mAs para equipos CR.

2.13.6. Cálculo y análisis de resultados

- En el monitor ajustar la ventana (centro y ancho) y la magnificación (si es posible) para obtener la mejor resolución
- Identificar en la imagen el número de objetos de bajo contraste que se puede visualizar.
- Comparar con los valores de base iniciales y del fabricante.

2.13.7. Tolerancias

La imagen debe cumplir con las recomendaciones del fabricante.

2.13.8. Acciones correctivas

Cuando el resultado de la prueba no sea aceptable, repetir la prueba si el problema persiste deberá contactarse al servicio de mantenimiento.

2.14. INTEGRIDAD Y LIMPIEZA DE LOS CASSETTES Y DE LAS PANTALLAS IP CR

2.14.1. Objetivo

Verificar la integridad, limpieza y la ausencia de otros defectos.

2.14.2. Frecuencia

Inicial, mensual y después alguna caída, golpe o sospecha de daño.

2.14.3. Referencias

SEFM, SEPR y SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, revisión 2011 [5]

IPEN Report 91 [6]

AAPM Report No. 74 [7]

IPEN Report 32 [9]

2.14.4. Instrumentación

A) Paño que no deje pelusa.

2.14.5. Metodología

- a) Identificar correctamente las IP CR y los cassettes.
- b) Examinar visualmente los defectos externos de los cassettes.
- c) Abrir cada cassette para verificar la existencia de polvo y rayones.
- d) Limpiar la pantalla de acuerdo con el manual de mantenimiento del fabricante.

2.14.6. Cálculo y análisis de resultados

No aplica.

2.14.7. Tolerancias

No son aceptables la existencia de daños y polvo en las pantallas IP CR y en los cassettes.

2.14.8. Acciones correctivas

Reemplazar las pantallas o cassettes en el caso de poder limpiarlas y si la integridad está comprometida.

2.15. UNIFORMIDAD DE LA SENSIBILIDAD DE LAS PANTALLAS IP CR

2.15.1. Objetivo

Verificar la uniformidad de la sensibilidad de las pantallas IP CR.

2.15.2. Frecuencia

Inicial, anual y después de cambios.

2.15.3. Referencias

SEFM, SEPR y SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, revisión 2011 [5]

IPEN Report 91 [6]

AAPM Report No. 74 [7]

IPEN Report 32 [9]

2.15.4. Instrumentación

- a) Placas de PMMA.

2.15.5. Metodología

- a) Identificar cada cassette con su pantalla IP CR.
- b) Borrar las pantallas IP CR utilizando el borrado extendido.
- c) Colocar las placas de PMMA sobre la mesa centradas en el campo de radiación a una distancia de 100 cm del tubo, garantizando que cubran todo el tamaño del sensor.
- d) Realizar una exposición utilizando control automático de exposición (CAE).
- e) Si el sistema no tiene CAE realizar una exposición con parámetros de exposición adecuados al grosor de PMMA utilizado.
- f) Registrar los parámetros de exposición (kVp, mAs) y los EIs.
- g) Procesar todas las pantallas manteniendo el mismo tiempo entre la exposición y el procesado.
- h) Repetir el procedimiento para todas las pantallas IP CR de cada tamaño.

2.15.6. Cálculo y análisis de los resultados

- a) Para cada tamaño de cassette calcular los valores promedios de EIs y mAs para todas las pantallas IP CR.
- b) Para cada pantalla IP CR determinar la diferencia porcentual entre su mAs y el valor promedio de mAs, según su tamaño.
- c) Para cada pantalla IP CR determinar la diferencia porcentual entre su EI y el valor promedio de EI, según su tamaño.

2.15.7. Tolerancias

La variación del mAs y el EI para cada grupo de IP CR $< 20\%$ o lo recomendado por el fabricante.

2.15.8. Acciones correctivas

Las placas fuera de tolerancia deberán ser removidas.

2.16. FUNCIÓN DE TRANSFERENCIA DE MODULACIÓN (MTF)

2.16.1. Objetivo

Evaluar la eficiencia con la cual las variaciones de contraste/señal son observadas por el sistema de imagen para diferentes frecuencias espaciales, o pares de líneas, en equipos CR y DR.

2.16.2. Frecuencia

Inicial, anual y después de cambios.

2.16.3. Referencias

SEFM, SEPR y SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, revisión 2011 [5]
IPEN Report 32 [9]

2.16.4. Instrumentación

- a) Objeto de prueba para medir MTF.
- b) Software para análisis de la MTF (Ejemplo: QuickQC ó ImageJ).

2.16.5. Metodología

- a) Colocar el objeto de prueba sobre la superficie del detector y centrar en el campo de radiación y con un ángulo entre 2 a 5° con respecto a los bordes de la mesa.
- b) Fijar una distancia mínima de 150 cm entre el punto focal y la superficie del detector. Si esto no es posible, elegir una distancia más pequeña y registrar ya que el resultado de esta prueba depende de la distancia.
- c) Realizar una exposición usando técnica en modo manual similar a la de un abdomen de adulto. Los factores de exposición deben garantizar que los valores de píxeles en el objeto de prueba sean uniformes.
- d) Repetir el procedimiento rotando el objeto 90° con respecto a la posición anterior.
- e) Descargar las imágenes "para procesar" en el ordenador en el que está disponible el software para evaluación del MTF.

2.16.6. Cálculo y análisis de los resultados

- a) Calcular la MTF de las imágenes "para procesar" (vertical, horizontal) utilizando el software. La Figura 13 presenta las curvas que se obtienen para ambas direcciones.
- b) Registrar las frecuencias espaciales en las que el MTF ha caído a 50% y el 20% en las direcciones vertical y horizontal de la curva de resolución MTF.

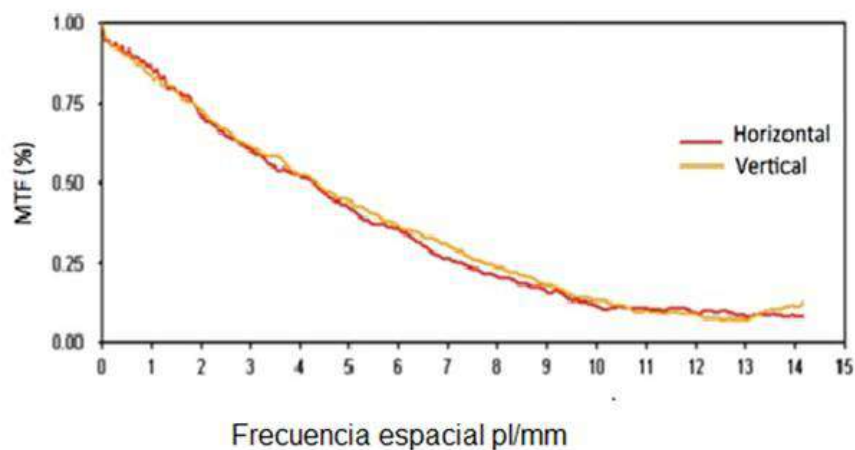


FIG. 13. *Ejemplo de Curva de MTF en función de la frecuencia espacial (archivo de los autores).*

2.16.7. Tolerancias

- a) El valor del MTF no debe ser diferente de los valores de referencia mínimos indicados por el fabricante.
- b) Las variaciones del MTF en el tiempo deber ser < 10% del valor de base inicial.

2.16.8. Acciones correctivas

Cuando el resultado de la prueba no sea aceptable deberá contactarse al servicio de mantenimiento

2.17. SENSIBILIDAD DEL CONTROL AUTOMÁTICO DE EXPOSICIÓN (CAE)

2.17.1. Objetivo

Verificar la sensibilidad del control automático de exposición.

2.17.2. Referencias

SEFM, SEPR y SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, revisión 2011 [5]

IPEN Report 91 [6]

AAPM Report No. 74 [7]

2.17.3. Instrumentación

- a) Lámina de Cu de 1 mm u otro material atenuador (PMMA, agua, etc).
- b) Densitómetro.

2.17.4. Frecuencia

Inicial, trimestral y después de cambios.

2.17.5. Metodología

- a) Centrar el tubo de rayos X en el Bucky.
- b) Colimar el haz para que cubra todo el detector.
- c) Colocar la lámina de Cu a la salida del tubo de rayos X.
- d) Seleccionar un valor de kVp y uno de los sensores (ejemplo 70 kVp y sensor central).
- e) Realizar una exposición y registrar el mAs, EI y/o DDI ó medir la DO en sistema pantalla-película.

2.17.6. Cálculo y análisis de los resultados

Comparar los valores de mAs, EI, DDI o DO, con los valores de base.

2.17.7. Tolerancias

La variación de los valores de mAs, EI, DDI o DO deben ser $\leq 50\%$ de los valores iniciales

2.17.8. Acciones correctivas

Cuando el resultado de la prueba no sea aceptable deberá contactarse al servicio de mantenimiento.

2.18. CONSISTENCIA ENTRE LOS SENSORES DEL CAE

2.18.1. Objetivo

Verificar la consistencia entre los sensores del CAE.

2.18.2. Frecuencia

Inicial, anual y después de cambios.

2.18.3. Referencias

SEFM, SEPR y SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, revisión 2011 [5]

IPEN Report 91 [6]

AAPM Report No. 74 [7]

IPEN Report 32 [9]

2.18.4. Instrumentación

- a) Material atenuador (ejemplo láminas de PMMA, agua, etc.).
- b) Densitómetro.

2.18.5. Metodología

- a) Centrar el tubo de RX sobre el Bucky y fijar una distancia de rutina entre el foco y el detector.
- b) Colocar el material atenuador en la mesa.
- c) Colimar el haz para que incluya todos los sensores.
- d) Realizar una exposición (ejemplo 70 kVp). Registrar el mAs, EI y/o DDI o medir la DO en sistema pantalla-película.
- e) Mantener el mismo kVp y repetir los pasos anteriores con los sensores: izquierdo, izquierdo + derecho, izquierdo + centro, derecho, centro + derecho y izquierdo + centro + derecho.
- f) Registrar para todos los casos anteriores los valores de mAs, EI y/o DDI o medir la DO en sistema pantalla-película.

2.18.6. Cálculo y análisis de resultados

- a) Calcular el valor promedio de mAs, EI y/o DDI o DO.
- b) Para cada valor de mAs, EI y/o DDI o DDI calcular la diferencia porcentual respecto a sus valores promedios.

2.18.7. Tolerancias

Las diferencias porcentuales deben ser $< 30 \%$.

2.18.8. Acciones correctivas

Cuando el resultado de la prueba no sea aceptable deberá contactarse al servicio de mantenimiento.

2.19. REPETIBILIDAD DEL CAE

2.19.1. Objetivo

Verificar si el valor de EI y/o DDI o DO es consistente para exposiciones repetidas con los mismos valores del CAE.

2.19.2. Frecuencia

Inicial, anual y después de cambios.

2.19.3. Referencias

ARCAL XLIX. Protocolos de Control de Calidad en Radiodiagnóstico [1]
SEFM, SEPR y SERAM- Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, revisión 2011 [5]
IPEN Report 91 [6]
AAPM Report No. 74 [7]
IPEN Report 32 [9]

2.19.4. Instrumentación

- a) Material atenuador (ejemplo láminas de PMMA, agua, etc.).
- b) Densitómetro.

2.19.5. Metodología

- a) Centrar el tubo rayos X con el Bucky.
- b) Cubrir los sensores con material atenuante.
- c) Seleccionar un kVp (ejemplo 70 kVp) y el sensor central.
- d) Realizar una exposición y registrar el valor de mAs, EI y/o DDI o medir la DO en sistema pantalla-película.
- e) Realizar 5 exposiciones con las mismas condiciones anteriores. Registrar los valores de mAs, EI y/o DDI o medir la DO en sistema pantalla - película.

2.19.6. Cálculo y análisis de los resultados

- a) Calcular el valor promedio de mAs, EI y/o DDI o DO para las 5 exposiciones.
- b) Para cada valor de mAs, EI y/o DDI o OD calcular el coeficiente de variación.

2.19.7. Tolerancias

El coeficiente de variación debe ser $< 10 \%$ para todos los sistemas.

2.19.8. Acciones correctivas

Cuando el resultado de la prueba no sea aceptable deberá contactarse al servicio de mantenimiento.

2.20. COMPENSACIÓN DEL CAE PARA DIFERENTES VALORES DE KVP Y ESPESORES

2.20.1. Objetivo

Verificar la respuesta del CAE con respecto a los kVp y espesores.

2.20.2. Frecuencia

Inicial, anual y después de cambios.

2.20.3. Referencias

ARCAL XLIX. Protocolos de Control de Calidad en Radiodiagnóstico [1]
SEFM, SEPR y SERAM- Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, revisión 2011 [5]
IPEN Report 91 [6]
AAPM Report No. 74 [7]
IPEN Report 32 [9]

2.20.4. Instrumentación

- a) Material atenuador con dimensiones suficientes para cubrir el detector (láminas de PMMA, agua, etc.).
- b) Densitómetro.

2.20.5. Metodología

- a) Centrar el tubo de rayos X con el Bucky.
- b) Cubrir los sensores con el material atenuante.
- c) Colimar el haz de radiación para que cubra el material atenuador.

2.20.5.1. Variación de kVp

- a) Seleccionar un valor de kVp y el sensor central.
- b) Realizar una exposición y registrar el valor del mAs, EI y/o DDI o medir la DO en sistema pantalla-película.
- c) Repetir el procedimiento para otros dos valores de kVp y registrar.

2.20.5.2. Variación con el espesor

- a) Fijar un kVp y el sensor central.
- b) Realizar una exposición y registrar el valor mAs, EI y/o DDI o medir la DO en sistema pantalla-película.
- c) Repetir el procedimiento para otros dos espesores y registrar.

2.20.6. Cálculo y análisis de los resultados

- a) Comparar los valores de mAs, EI y/o DDI o DO para cada kVp con los valores iniciales correspondientes.
- b) Comparar los valores de mAs, EI y/o DDI o DO para cada espesor con los valores iniciales correspondientes.

2.20.7. Tolerancias

- a) Compensación con los kVp y espesor en sistemas digitales: $\leq \pm 30 \%$ de los valores base.
- b) Compensación con los kVp y espesor en sistemas pantalla-película: $< \pm 0,2$ DO.

2.20.8. Acciones correctivas

Cuando el resultado de la prueba no sea aceptable deberá contactarse al servicio de mantenimiento.

2.21. DOSIS AL RECEPTOR

2.21.1. Objetivo

Estimar la dosis al receptor.

2.21.2. Frecuencia

Inicial, anual y después de cambios.

2.22.3. Referencias

IPEN Report 91 [6]

IPEN Report 32 [8]

2.22.4. Instrumentación

- a) Lámina de Cu de 1 mm de espesor.
- b) Sistema dosimétrico calibrado (cámara de ionización o semiconductor).

2.22.5. Metodología

- a) Centrar el tubo de rayos X con el Bucky.
- b) Colimar el haz para cubrir todo el detector.
- c) Remover la rejilla y el medidor P_{KA} si es posible.
- d) Colocar la lámina de Cu en la salida del haz de radiación.
- e) Colocar el dosímetro sobre el detector de imagen.
- f) Seleccionar los parámetros clínicos más bajos posibles.
- g) Realizar una exposición y registrar el valor de la dosis.
- h) Repetir el paso anterior con parámetros de exposición promedio y máximos utilizados en condiciones clínicas.

2.22.6. Cálculo y análisis de los resultados

Calcular la dosis al receptor de imagen utilizando la ecuación 19:

$$M_{DR} = M \cdot T_{PR} \frac{d_1^2}{d_2^2} \quad (19)$$

donde:

M_{DR} es la dosis al receptor de imagen;

M es la dosis medida;

T_{PR} es el factor de rejilla;

d_1 es la distancia entre la fuente de RX y el dosímetro (el punto de referencia del dosímetro);

d_2 es la distancia entre la fuente de RX y el detector de imagen.

2.22.7. Tolerancias

La diferencia entre el valor de la dosis calculada y la dosis base inicial debe ser $< 10 \mu\text{Gy}$.

2.22.8. Acciones correctivas

Cuando el resultado de la prueba no sea aceptable deberá contactarse al servicio de mantenimiento.

3. RADIOLOGIA DENTAL

3.A. RADIOLOGIA INTRA-ORAL

3.A.1. EVALUACIÓN DE LAS CONDICIONES AMBIENTALES O LEVANTAMIENTO RADIOMÉTRICO

3.A.1.1. Objetivo

Realizar el levantamiento radiométrico para evaluar las condiciones ambientales del servicio en términos de protección radiológica y verificar los niveles de exposición ocupacional y del público.

3.A.1.2. Frecuencia

Inicial, cada cuatro años y después de modificaciones que afecten la protección radiológica.

3.A.1.3. Referencias

ARCAL XLIX. Protocolos de Control de Calidad en Radiodiagnóstico [1]

NCRP Report No. 147 [3]

IAEA TRS No. 457 [8]

European Guidelines No. 136 [10]

AAPM Report No. 175 [11]

3.A.1.4. Instrumentación

- a) Sistema dosimétrico calibrado, adecuado para mediciones de radioprotección (ejemplo cámara de ionización de 1800cc o monitor de área con cámara de ionización) y debidamente calibrado para esta medición.
- b) Placas de PMMA con dimensiones de 10 cm x 10 cm o maniquí de cabeza de un adulto típico o un recipiente lleno de agua.
- c) Cinta métrica.

3.A.1.5. Metodología

3.A.1.5.1. Elaboración del croquis de la instalación

- a) Dibujar a escala el esquema de la sala de rayos X y sus áreas adyacentes (Figura 14).
- b) Representar en el croquis el tubo de rayos X, el comando, las puertas y las ventanas.
- c) Indicar la naturaleza de las áreas adyacentes. Ejemplo: cuarto oscuro, pasillos, salas adyacentes, sala de espera, recepción, baños, etc.
- d) Identificar con letras mayúsculas los puntos de interés situados dentro y fuera de la sala, donde individuos del público y/o miembros del equipo del servicio puedan estar expuestos a radiación.

3.A.1.5.2. Medidas de radiación

- a) Colocar el maniquí en la posición usual de la cabeza del paciente.
- b) Colocar el cono localizador en contacto con el maniquí y orientado a la posición frontal con relación al paciente.

- c) Fijar el parámetro de exposición correspondiente a la mayor técnica utilizada en los exámenes de rutina.
- d) Registrar los parámetros de exposición, los datos del monitor de área (incluyendo datos de la calibración y de la unidad de lectura utilizada).
- e) Realizar la medida con la cámara de ionización en uno de los puntos identificados utilizando los parámetros preseleccionados.
- f) Repetir dos veces la medición en cada punto y anotar el valor máximo.
- g) Repetir la medida para los otros puntos seleccionados.
- h) Repetir el mismo procedimiento para las otras dos posiciones del tubo (derecha e izquierda con relación al paciente).

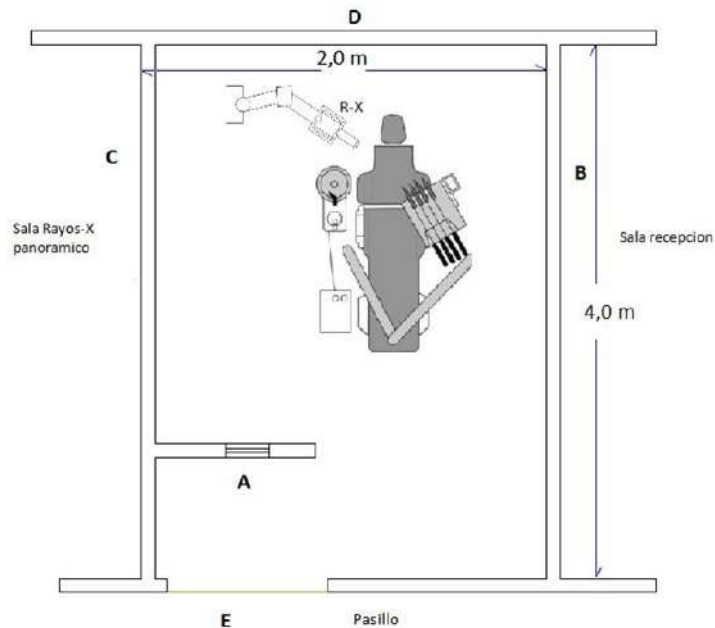


FIG.14. Ejemplo de croquis de sala de radiología intra-oral.

Fuente: colección de los autores

3.A.1.5.3. Definición de los parámetros de cálculo

- a) Considerar el factor de uso (U) es igual a 1, porque sólo existe radiación dispersa.
- b) Definir los factores de ocupación (T), a partir de la estimación de la ocupación de los individuos en el área en cuestión, durante un período de uso de la instalación. Para fines de orientación, los valores presentados en la Tabla 1 podrán ser adoptados en ausencia de valores más realistas.
- c) Determinar la carga de trabajo semanal (W), expresado en mA.min/ semana, para las condiciones máximas de rutina.
- d) Para la obtención de valores más realistas aplicar la ecuación 1. Para las instalaciones nuevas, considerar por lo menos un período de 5 años de vida útil de la instalación.
- e) Para cada punto seleccionado expresar la mayor lectura obtenida.

3.A.1.6. Cálculo y análisis de los resultados

- a) Multiplicar el resultado obtenido por W (mA.min/ semana) $\times U \times T$.
- b) Para expresar el valor de tasa de dosis equivalente ambiental en mSv/año, multiplicar el resultado por 50 semanas/año según ecuación 2.

NOTA:

Utilizar los factores de conversión correspondiente para las unidades en caso de ser necesario.

3.A.1.7. Tolerancias

- a) Comparar los valores obtenidos con los niveles de restricción de dosis establecidos en la normativa nacional o en las recomendaciones presentadas en la Tabla 3.
- b) Señalar con Si o No la aceptación del nivel de radiación en cada punto. En caso de que exista algún punto con niveles no aceptables, señalar la no conformidad en el informe del levantamiento radiométrico.

3.A.1.8. Acciones correctivas

En caso de que exista algún punto con niveles no aceptables se recomienda: adicionar blindaje necesario, reducir el tiempo de ocupación, cambiar la posición del equipo, etc.

3.A.2. INSPECCIÓN VISUAL

3.A.2.1. Objetivo

Verificar que todos los componentes del equipo de rayos X funcionan correctamente y que la rigidez mecánica y la estabilidad del equipo sean adecuadas.

3.A.2.2. Frecuencia

Inicial y diaria.

3.A.2.3. Referencias

European Guidelines No.136 [10]

AAPM Report No. 175 [11]

3.A.2.4. Instrumentación

- a) Cinta métrica.

3.A.2.5. Metodología

- a) Inspeccionar visualmente la conexión entre el tubo y el cilindro localizador.
- b) Verificar la estabilidad del localizador posicionado como si estuviera con un paciente en la silla y observar si se mantiene fijo. Pruebe otras posiciones.
- c) Inspeccionar si hay fuga de aceite del tubo.
- d) Inspeccionar la condición de los cables (detectar revestimientos desgastados, torceduras, etc.).
- e) Asegúrese que los interruptores de exposición estén ensamblados y que los cables del interruptor de exposición sean del largo suficiente para que los operadores no estén expuestos a niveles innecesarios de radiación dispersa.
- f) Estirar el cable y medir con la cinta métrica una vez al año.

3.A.2.6. Cálculo y análisis de los resultados

No aplica.

3.A.2.7. Tolerancias

- a) Funcionamiento normal.
- b) La longitud del cable debe tener al menos 2 m.

3.A.2.8. Acciones correctivas

Cuando el resultado de la evaluación no sea aceptable deberá contactar al servicio de mantenimiento.

3.A.3. SISTEMA DE COLIMACIÓN DEL HAZ Y DISTANCIA MÍNIMA FOCO-PIEL

3.A.3.1. Objetivo

Evaluar el sistema de colimación del equipo y la distancia mínima foco-piel.

3.A.3.2. Frecuencia

Inicial, anual y después de cambios.

3.A.3.3. Referencias

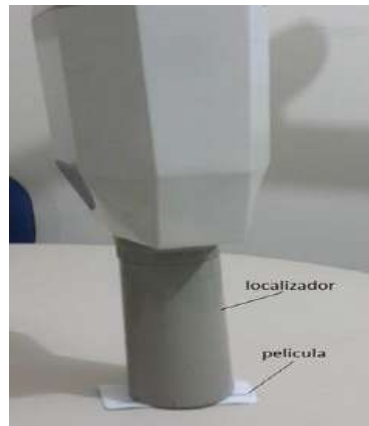
ARCAL XLIX. Protocolos de Control de Calidad en Radiodiagnóstico [1]
SEFM, SEPR y SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, revisión 2011 [5]
IPEN Report 91 [6]
European Guidelines No.136 [10]
AAPM Report No.175 [11]

3.A.3.4. Instrumentación

- a) Película radiográfica intraoral.
- b) Cinta métrica.

3.A.3.5. Metodología

- a) Colocar la película radiográfica en contacto con el localizador (Figura 15).
- b) Seleccionar un tiempo de exposición.
- c) Exponer la película y procesarla.
- d) Registrar la distancia punto focal hasta la salida del cono (Figura 16).



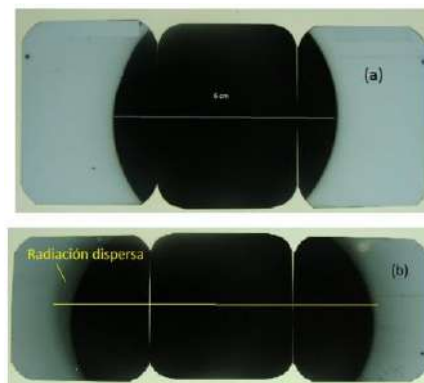
Fuente: colección de los autores

FIG. 15. Imagen del posicionamiento de la película.



Fuente: colección de los autores

FIG.16. Imagen del procedimiento de medición de la distancia del punto focal a la salida del cono.



Fuente: colección de los autores

FIG. 17. Imagen del campo del haz (a) sin radiación dispersa, buena colimación; (b) Con radiación dispersa, colimación inadecuada.

3.A.3.6. Cálculo y análisis de los resultados

- Determinar el diámetro de la imagen del campo de radiación (Figura 17(a)).
- Evaluar si hay radiación dispersa.
- Si hay radiación dispersa medir el diámetro máximo con la radiación dispersa (Figura 17(b)).

3.A.3.7. Tolerancias

- a) Colimación: El diámetro del campo del haz debe ser ≤ 6 cm en la salida del cono localizador.
- b) El campo de radiación debe ser homogéneo y estar centrado.
- c) Distancia mínima del punto focal a piel, de acuerdo con la Tabla 5.

TABLA 5. REQUISITOS PARA LA DISTANCIA MÍNIMA DEL PUNTO FOCAL A LA SALIDA DEL CONO EN FUNCIÓN DEL KVP [10] [11]

Tensión de operación (kVp)	Distancia mínima del punto focal a piel del paciente (cm)
kVp < 60	18
60 < kVp < 70	20
kVp > 70	24

3.A.3.8. Acciones correctivas

Cuando el resultado de la prueba no sea aceptable deberá contactarse al servicio de mantenimiento.

NOTA: Los equipos intraorales deben tener un cono localizador de salida abierta para limitar la distancia foco-piel. Localizadores con la salida cerrada (Figura 18) no son adecuados.

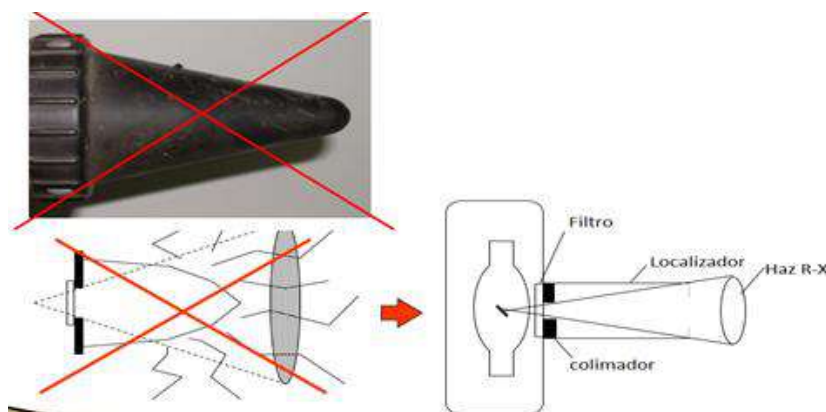


FIG. 18. Imagen del localizador con la salida abierta y el localizador cerrado que no es adecuado Fuente: colección de los autores

3.A.4. EXACTITUD Y REPETIBILIDAD DEL TIEMPO DE EXPOSICIÓN

3.A.4.1. Objetivo

Evaluar la exactitud y repetibilidad del indicador del tiempo de exposición.

3.A.4.2. Frecuencia

Inicial, anual y después de cambios.

3.A.4.3. Referencias

ARCAL XLIX. Protocolo de Control de Calidad en Radiodiagnóstico [1]

SEFM, SEPR y SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, revisión 2011 [5]
IPEN Report 91 [6]
European Guidelines No. 136 [10]
AAPM Report No. 175 [11]

3.A.4.4. Instrumentación

- a) Medidor no invasivo de tiempo de exposición.

3.A.4.5. Metodología

- a) Colocar el medidor debajo del localizador (Figura 19).
- b) Seleccionar un tiempo de exposición.
- c) Efectuar la exposición.
- d) Registrar el tiempo de exposición medido.
- e) Repetir la medida al menos dos veces más.
- f) Repetir el procedimiento para otros 2 tiempos seleccionados.



Fuente: colección de los autores

FIG. 19. Imagen del posicionamiento del medidor no invasivo de tiempo de exposición junto con el cono del equipo intraoral.

3.A.4.6. Cálculo y análisis de los resultados

3.A.4.6.1. Exactitud

Determinar para cada valor de tiempo seleccionado la desviación máxima obtenida entre los valores nominales y los valores medidos, utilizando la ecuación 3.

3.A.4.6.1. Repetibilidad

Para cada valor de tiempo seleccionado, calcular el promedio, la desviación estándar y el coeficiente de variación dados por la ecuación 4.

3.A.4.7. Tolerancias

- a) Exactitud del tiempo de exposición: Desviación máxima $\leq \pm 10\%$.
- b) Repetibilidad del tiempo de exposición: Coeficiente de variación $\leq 10\%$.

3.A.4.8. Acciones correctivas

Cuando el resultado de la prueba no sea aceptable deberá contactarse al servicio de mantenimiento.

3.A.5. EXACTITUD Y REPETIBILIDAD DE LA TENSION DEL TUBO DE RAYOS X

3.A.5.1. Objetivo

Evaluar la exactitud y repetibilidad de la tensión del tubo de rayos X.

3.A.5.2. Frecuencia

Inicial, anual y después de cambios.

3.A.5.3. Referencias

ARCAL XLIX. Protocolo de Control de Calidad en Radiodiagnóstico [1]

SEFM, SEPR y SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, revisión 2011 [5]

IPEN Report 91 [6]

European Guidelines No. 136 [10]

AAPM Report No. 175 [11]

3.A.5.4. Instrumentación

a) Medidor no invasivo de kV.

3.A.5.5. Metodología

- a) Colocar el medidor debajo del cono (Figura 20).
- b) Como en el equipo dental intra-oral la tensión es fija, identificar en el equipo el valor nominal de la tensión.
- c) Seleccionar un tiempo y efectuar la exposición.
- d) Registrar la lectura de tensión medida.
- e) Repetir la medida al menos dos veces más.

3.A.5.6. Cálculo y análisis de los resultados

3.A.5.6.1. Exactitud

Determinar la desviación máxima obtenida entre el valor nominal y el valor medido utilizando la ecuación 5.

3.A.5.6.2. Repetibilidad

Para cada valor de kVp seleccionado, calcular el promedio, la desviación estándar y el coeficiente de variación dados por la ecuación 6.

3.A.5.7. Tolerancia

- a) Exactitud del valor de kVp: Desviación máxima $\leq \pm 10 \%$.
- b) Repetibilidad del valor de kVp: Coeficiente de variación $\leq 10\%$.

3.A.5.8. Acciones correctivas

Cuando el resultado de la prueba no sea aceptable deberá contactarse al servicio de mantenimiento.

3.A.6. CAPA HENIRREDUCTORA (CHR)

3.A.6.1. Objetivo

Verificar si el valor de la capa henirreductora está de acuerdo con los requisitos mínimos.

3.A.6.2. Frecuencia

Inicial, anual y después de cambios.

3.A.6.3. Referencias

ARCAL XLIX. Protocolos de Control de Calidad en Radiodiagnóstico [1]

SEFM, SEPR y SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, revisión 2011 [5]

IAEA TRS No. 457 [8]

European Guidelines No.136 [10]

AAPM Report No.175 [11]

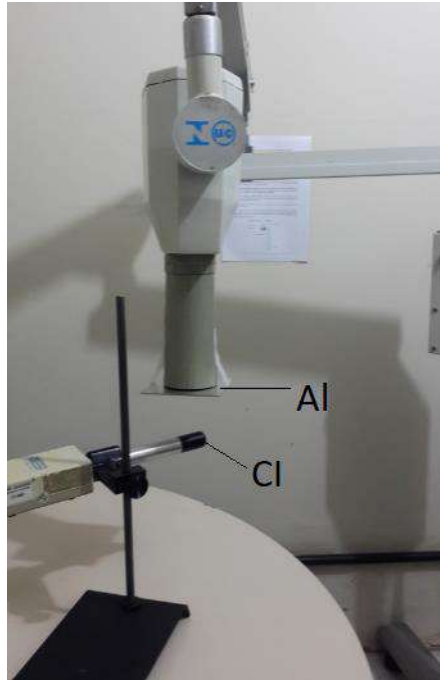
3.A.6.4. Instrumentación

- a) Sistema dosimétrico calibrado (cámara de ionización o semiconductor).
- b) Conjunto de filtros de aluminio de pureza superior a 99,5%.
- c) Cinta métrica.

3.A.6.5. Metodología

Nota: Comprobar la exactitud del kVp antes de medir la CHR.

- a) Colocar la cámara a una distancia mínima de 5 cm de la mesa (para evitar la contribución de radiación dispersa) y a 5 cm de la salida del cono localizador (Figura 20).
- b) Seleccionar una técnica apropiada y realizar la exposición y registrar.
- c) Repetir dos veces y registrar.
- d) Posicionar el filtro (1,5 mm Al para equipos con tensión ≤ 70 kVp y de 2,5 mm Al para kVp > 70 kVp) a la salida del localizador y realizar la exposición con los parámetros de exposición utilizados anteriormente.
- e) Repetir al menos dos veces más y registrar.
- f) Repetir el procedimiento agregando otros valores de filtro hasta que la lectura este por debajo del 50 % del valor obtenido sin filtro, registrar la lectura.



Fuente: colección de los autores

FIG. 20. Imagen del sistema experimental para las medidas de capa henirreductora (CHR).

3.A.6.6. Cálculo y análisis de los resultados

- Calcular el valor promedio de las lecturas con filtro (M_0).
- Calcular el valor promedio de las lecturas obtenidas (M_1 y M_2) con cada uno de los filtros de espesor t_1 y t_2 que se encuentran arriba y abajo del 50%, respectivamente.
- Calcular el valor de la CHR a partir de la ecuación 7.
- Registrar el valor calculado.
- A partir del valor de CHR calcular el valor de la filtración total (FT) con la ecuación

$$FT \text{ (mmAl)} = CHR^{1.57} \frac{e^{4.81}}{kV^{1.2}} \quad (18)$$

3.A.6.7. Tolerancias

El valor de la filtración debe ser $\geq 1,5$ mm Al para tensiones ≤ 70 kVp y $\geq 2,5$ mm Al para tensiones > 70 kVp.

3.A.6.8. Acciones correctivas

Cuando el resultado de la prueba no sea aceptable deberá contactarse al servicio de mantenimiento.

3.A.7. KERMA EN AIRE INCIDENTE

3.A.7.1. Objetivo

Evaluar el valor del kerma aire incidente en la posición de la piel del paciente.

3.A.7.2. Frecuencia

Inicial, anual y después de cambios.

3.A.7.3. Referencias

SEFM, SEPR y SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, revisión 2011 [5]

IPEN 91 [6]

IAEA TRS No. 457 [7]

European Guidelines No. 136 [10]

AAPM Report No.175 [11]

3.A.7.4. Instrumentación

- a) Sistema dosimétrico calibrado (cámara de ionización o semiconductor).
- b) Cinta métrica.
- c) Medidor de presión y de temperatura.

3.A.7.5. Metodología

- a) Posicionar el detector de radiación en la salida del localizador.
- b) Seleccionar el tiempo correspondiente al valor utilizado para una radiografía del diente molar superior.
- c) Registrar el tiempo escogido.
- d) Realizar la exposición con el tiempo seleccionado y registrar la lectura.
- e) Repetir la medida al menos dos veces.

3.A.7.6. Cálculo y análisis de los resultados

- a) Calcular el valor promedio de las tres lecturas.
- b) Corregir este valor por el factor de calibración y el de presión y temperatura por la ecuación 9.
- c) Comparar el valor obtenido con el valor de referencia.

3.A.7.7. Tolerancias

El valor de referencia es de 4 mGy [5] para una radiografía de diente molar superior de paciente adulto o según valores de referencia nacionales o locales.

3.A.7.8. Acciones correctivas

Cuando el resultado de la prueba no sea aceptable deberá contactarse al servicio de mantenimiento.

3.A.8. VALOR DEL RENDIMIENTO DEL TUBO DE RAYOS X, REPETIBILIDAD Y LINEALIDAD

3.A.8.1. Objetivo

Evaluar el valor, la repetibilidad y linealidad del rendimiento del tubo de rayos X.

3.A.8.2. Frecuencia

Inicial, anual y después de cambios.

3.A.8.3. Referencias

ARCAL XLIX. Protocolos de Control de Calidad en Radiodiagnóstico [1]
SEFM, SEPR y SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, revisión 2011 [5]
IAEA TRS No. 457 [7]
European Guidelines No. 136 [10]
AAPM Report No.175 [11]

3.A.8.4. Instrumentación

- a) Sistema dosimétrico calibrado (cámara de ionización o semiconductor).
- b) Cinta métrica.
- c) Medidor de presión y de temperatura.

3.A.8.5. Metodología

- a) Posicionar el detector de radiación en la salida del localizador.
- b) Realizar la medida de kerma en aire con tiempo de exposición 0,6 s o el tiempo disponible en el equipo.
- c) Repetir la medida al menos dos veces más.
- d) Repetir el procedimiento para tiempos de exposición de 0,4 s y 0,8 s o tiempos disponibles en el equipo, inferior y superior al seleccionado en el punto b).

3.A.8.6. Cálculo y análisis de los resultados

3.A.8.6.1. Valor del Rendimiento

- a) Calcular el valor promedio de las lecturas obtenidas para cada tiempo de exposición.
- b) Corregir el valor promedio de las lecturas por el factor de calibración y de presión y temperatura a partir de las ecuaciones 8 y 9.
- c) Corregir por el inverso del cuadrado de la distancia a 100 cm y calcular el rendimiento de acuerdo a la ecuación 10 para cada tiempo de exposición seleccionado.

3.A.8.6.2. Repetibilidad

A partir de los valores de rendimiento calculados en el punto anterior, calcular la desviación estándar y el coeficiente de variación dados por la ecuación 12.

3.A.8.6.3. Linealidad

Tomar los valores del rendimiento obtenidos con tiempos de exposición de 0,6 s y 0,8 s o dos valores consecutivos, y calcular la variación de la linealidad del rendimiento utilizando la ecuación 13.

3.A.8.7. Tolerancias

- a) Rendimiento: debe ser $> 25 \mu\text{Gy/mAs}$ a 1 m del foco para equipos trabajando entre 60 kVp y 70 kVp.
- b) Repetibilidad: coeficiente de variación debe ser $\leq 10\%$.
- c) Linealidad: La variación entre 2 puntos consecutivos de la linealidad del rendimiento debe ser $\leq 10\%$.

3.A.8.8. Acciones correctivas

Cuando el resultado de la prueba no sea aceptable deberá contactarse al servicio de mantenimiento.

3.A.9. SISTEMA DE PROCESAMIENTO DE PELÍCULAS

3.A.9.1. Objetivo

Evaluar las condiciones de procesamiento manual de películas de radiografía dental intra-oral y garantizar la hermeticidad de la caja de revelado.

3.A.9.2. Frecuencia

Inicial, semestral y después de cambios.

3.A.9.3. Referencias

ARCAL XLIX. Protocolos de Control de Calidad en Radiodiagnóstico [1]

SEFM, SEPR y SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, revisión 2011 [5]

IPEN Report 91 [6]

European Guidelines No. 136 [10]

AAPM Report No. 175 [11]

3.A.9.4. Instrumentación

- a) Película radiográfica intraoral.
- b) Objeto radiopaco o una moneda.

3.A.9.5. Metodología

- a) Colocar la película radiográfica debajo del cilindro localizador.
- b) Seleccionar un tiempo de exposición (el menor disponible en el equipo).
- c) Exponer la película.
- d) Abrir la película en la caja de revelado y colocar sobre ésta el objeto radiopaco por 5 minutos.
- e) Procesar la película.

3.A.9.6. Cálculo y análisis de los resultados

Observar si en la película se ha formado la imagen del objeto radiopaco.

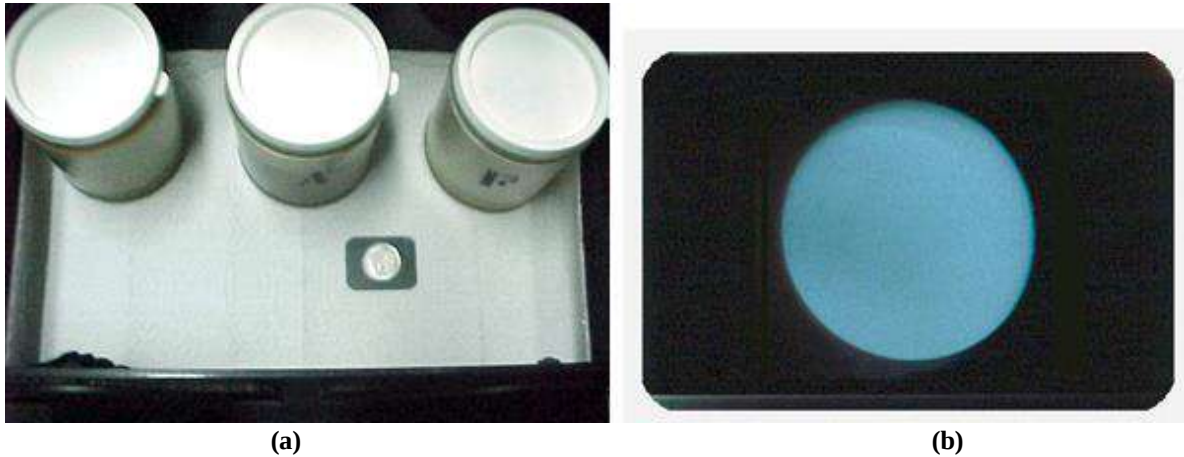
Si existe entrada de luz en la caja de revelado se observará la imagen del objeto radiopaco (Figura 21).

3.A.9.7. Tolerancias

No deben existir entradas de luz en la caja de revelado.

3.A.9.8. Acciones correctivas

Si existe entrada de luz en la caja de revelado, ésta deberá ubicarse en un lugar adecuado o en caso contrario deberá cubrirse apropiadamente para evitar la entrada de luz.



Fuente: colección de los autores
FIG. 21. (a) Imagen de caja procesadora y (b) película procesada.

3.B. RADIOLOGIA PANORAMICA Y CEFALOMÉTRICA

3.B.1. ALINEACIÓN DEL HAZ SISTEMA PANORÁMICO

3.B.1.1. Objetivo

Verificar que el campo de radiación esté alineado correctamente con la ranura de la unidad panorámica receptora de imagen.

3.B.1.2. Frecuencia

Inicial, anual y después de cambios.

3.B.1.3. Referencias

SEFM, SEPR y SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, revisión 2011 [5]

European Guidelines No. 136 [10]

AAPM Report No. 175 [11]

3.B.1.4. Instrumentación

a) Película dental intraoral, película dental para radiografía oclusal o película radiocrómica.

3.B.1.5. Metodología

- Posicionar las películas delante del colimador secundario (receptor de imagen). Si se utiliza películas dentales intraorales se puede utilizar dos, una fija en la parte superior y otra en la parte inferior de la ranura del colimador receptor de imagen (Figura 22(a)) o se puede utilizar una película de radiografía oclusal (Figura 22(b)).
- Utilizando un hilo metálico, marque en las películas la posición de la ranura del colimador. (Presione con fuerza).
- Realizar una exposición con una técnica de rutina.
- Procesar la película. En caso de radiocrómica no es necesario.

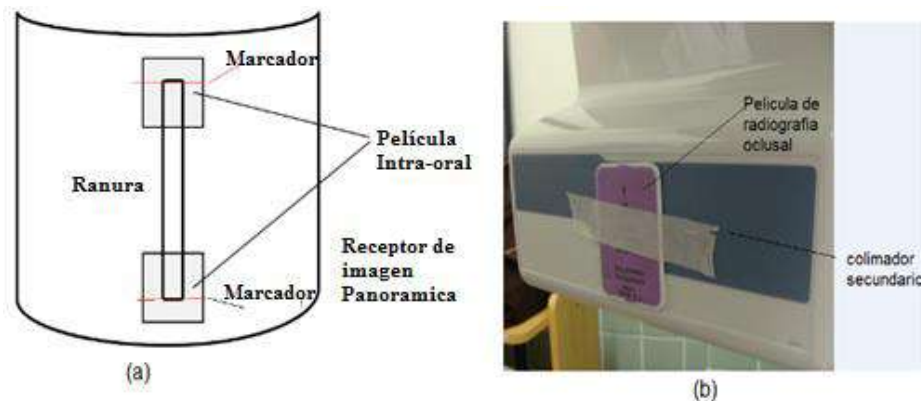


FIG.22. Configuración experimental para determinación de la alineación del campo de radiación a la ranura en el receptor de imagen utilizando: (a) película intraoral (b) película de radiografía oclusal. Fuente: colección de los autores

Las Figuras 23(a) y 23(b) presentan la imagen del posicionamiento de la película delante del colimador secundario y la imagen del haz en la película, respectivamente.



Fuente: colección de los autores

FIG. 23. (a) Posicionamiento de la película delante del colimador secundario (receptor de imagen), (b) Imagen del haz después de la ranura.

3.B.1.6. Cálculo y análisis de los resultados

- Observar si la parte expuesta de la película está alineada con la demarcación (Figura 23(b)).

- b) Verificar si la longitud del campo de radiación (dimensión vertical) es mayor que la del receptor de imagen y si el ancho del campo de rayos X (dimensión horizontal) se encuentra dentro de la tolerancia especificada por el fabricante o las normas locales.

3.B.1.7. Tolerancias

Coincidencia del haz de radiación con la rendija de entrada al detector.

3.B.1.8. Acciones correctivas

Cuando el resultado de la prueba no sea aceptable deberá contactarse al servicio de mantenimiento.

3.B.2. COLIMACIÓN DEL SISTEMA CEFALOMÉTRICO

3.B.2.1. Objetivo

Evaluar el sistema de colimación del equipo cefalométrico.

3.B.2.2. Frecuencia

Inicial, anual y después de cambios.

3.B.2.3. Referencias

SEFM, SEPR y SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, revisión 2011 [5]

European Guidelines No. 136 [10]

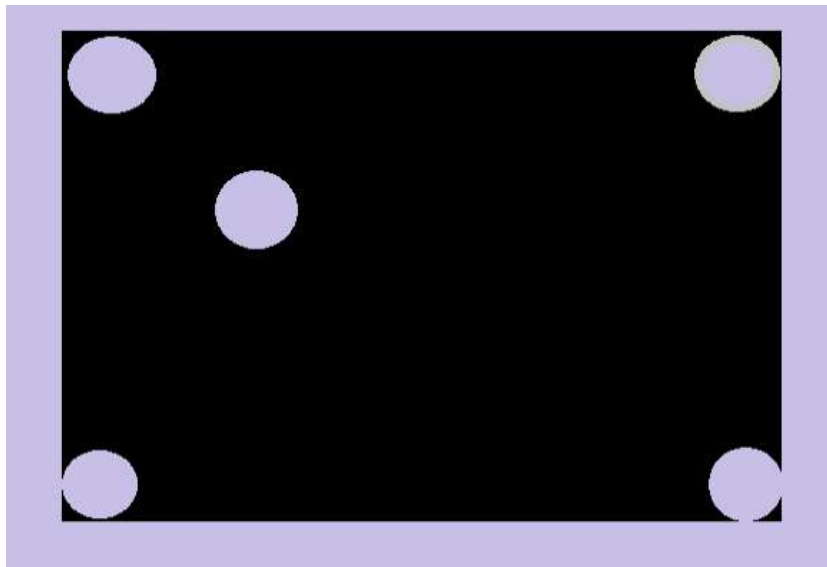
AAPM Report No. 175 [11]

3.B.2.4. Instrumentación

- a) Cinta métrica.
- b) Cinco monedas u objeto de prueba para medición de tamaño de campo de equipos de rayos X general.

3.B.2.5. Metodología

- a) Ajustar el colimador del equipo para la adquisición de imagen cefalométrica.
- b) Ajustar manualmente la dimensión del haz o seleccionar la abertura del colimador para garantizar que las dimensiones del campo sean menores que la dimensión del receptor de imagen.
- c) Si hay un campo de luz disponible, encender la luz del campo y colocar cinco monedas en la superficie del receptor de imagen (o posicionar la herramienta de prueba).
- d) Colocar una moneda en cada esquina, tocando el borde interno del campo de luz. Coloque la quinta moneda en uno de los cuadrantes para indicar la orientación de la imagen (Figura 24).
- e) Hacer una exposición con una técnica de bajo valor de kVp y mAs.
- f) Procesar la imagen.



Fuente: Colección de los autores

FIG.24. Esquema de las monedas en una placa radiográfica para medir el tamaño de campo.

3.B.2.6. Cálculo y análisis de los resultados

- Verificar visualmente la coincidencia del campo de luz y el haz de rayos X,
- Medir la distancia desde el borde exterior de cada moneda hasta el borde de la imagen del campo de radiación correspondiente, para obtener la diferencia entre el campo de radiación y el luminoso.
- Medir las dimensiones del campo de radiación en la imagen y comparar con el tamaño del campo indicado en el panel.

3.B.2.7. Tolerancias

- El valor de las discrepancias entre el campo luminoso y de radiación debe ser $< 2\%$ de la distancia del foco del equipo al receptor de imagen (medida o tomada del manual del fabricante).
- La diferencia entre el valor del campo de radiación y el indicado en panel debe ser $< 2\%$ de la distancia del foco al receptor de imagen.

3.B.2.8. Acciones correctivas

Cuando el resultado de la prueba no sea aceptable deberá contactarse al servicio de mantenimiento.

3.B.3. EXACTITUD Y REPETIBILIDAD DE LA TENSIÓN DEL TUBO DE RAYOS X

3.B.3.1. Objetivo

Evaluar la exactitud y repetibilidad de la tensión del tubo de rayos X.

3.B.3.2. Frecuencia

Inicial, anual y después de cambios.

3.B.3.3. Referencias

SEFM, SEPR y SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, revisión 2011 [5]
European Guidelines No. 136 [10]
AAPM Report No. 175 [11]

3.B.3.4. Instrumentación

- a) Medidor no invasivo de kVp.

3.B.3.5. Metodología

Nota: Como en el equipo panorámico el tubo de rayos X y el receptor se mueven al mismo tiempo, hacer esta prueba con el equipo en el modo cefalométrico.

- a) Posicionar el medidor no invasivo de kVp en el centro del campo de radiación. Asegurarse que los dispositivos de posicionamiento nasal no estén en el campo de radiación.
- b) Fijar un valor nominal de tensión y de mA, utilizado en la rutina clínica. Registrar este valor.
- c) Seleccionar un tiempo y efectuar la exposición.
- d) Registrar la lectura de kVp medida.
- e) Repetir la medida al menos dos veces más.
- f) Repetir con otros dos valores de tensión (valores mínimos y máximos utilizados en la rutina clínica).

3.B.3.6. Cálculo y análisis de los resultados

3.B.3.6.1. Exactitud

Determinar la desviación máxima obtenida entre el valor nominal y el valor medido de kVp utilizando la ecuación 5.

3.B.3.6.2. Repetibilidad

Para cada valor de kVp seleccionado, calcular el promedio, la desviación estándar y el coeficiente de variación dados por la ecuación 6.

3.B.3.7. Tolerancias

- a) Exactitud del valor de kVp: Desviación $\leq \pm 10 \%$.
- b) Repetibilidad del valor de kVp: Coeficiente de variación $\leq 10\%$.

3.B.3.8. Acciones correctivas

Cuando el resultado de la prueba no sea aceptable deberá contactarse al servicio de mantenimiento.

3.B.4. EXACTITUD Y REPETIBILIDAD DEL TIEMPO DE EXPOSICIÓN

3.B.4.1. Objetivo

Evaluar la exactitud y repetibilidad del indicador del tiempo de exposición.

3.B.4.2. Frecuencia

Inicial, anual y después de cambios.

3.B.4.3. Referencias

SEFM, SEPR y SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, revisión 2011 [5]

European Guidelines No. 136 [10]

AAPM Report No. 175 [11]

3.B.4.4. Instrumentación

a) Medidor no invasivo de tiempo de exposición.

3.B.4.5. Metodología

- a) Posicionar el medidor no invasivo de tiempo en el centro del campo de radiación. Asegurarse que los dispositivos de posicionamiento nasal no estén en el campo de radiación.
- b) Fijar un valor de kVp y de mA.
- c) Seleccionar un tiempo utilizado en la rutina clínica y efectuar la exposición.
- d) Registrar la lectura de tiempo medida.
- e) Repetir la medida al menos dos veces más.
- f) Repetir con otros dos valores de tiempo (valores mínimos y máximos utilizados en la rutina clínica).

3.B.4.6. Cálculo y análisis de los resultados

3.B.4.6.1. Exactitud

Determinar para cada valor de tiempo seleccionado la desviación máxima obtenida entre los valores nominales y los valores medidos, utilizando la ecuación 3.

3.B.4.6.2. Repetibilidad

Para cada valor de tiempo seleccionado, calcular el promedio, la desviación estándar y el coeficiente de variación dados por la ecuación 4.

3.B.4.7. Tolerancias

- a) Exactitud del tiempo de exposición: Desviación máxima $\leq \pm 10\%$.
- b) Repetibilidad del tiempo de exposición: Coeficiente de variación $\leq 10\%$.

3.B.4.8. Acciones correctivas

Cuando el resultado de la prueba no sea aceptable deberá contactarse al servicio de mantenimiento.

3.B.5. CAPA HENIRREDUCTORA (CHR)

3.B.5.1. Objetivo

Verificar si el valor de la capa henirreductora está de acuerdo con los requisitos mínimos.

3.B.5.2. Frecuencia

Inicial, anual y después de cambios.

3.B.5.3. Referencias

SEFM, SEPR y SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, revisión 2011 [5]

IAEA TRS No. 457 [8]

European Guidelines No.136 [10]

AAPM Report No.175 [11]

3.B.5.4. Instrumentación

- a) Sistema dosimétrico calibrado (cámara de ionización o semiconductor).
- b) Cinta métrica.
- c) Conjunto de filtros de Al de pureza superior a 99,95% (espesores de 0,5 a 4 mm Al).

3.B.5.5. Metodología

Nota: Como en el equipo panorámico el tubo de rayos X y el receptor se mueven al mismo tiempo, hacer esta prueba con el equipo en el modo cefalométrico.

Nota: Comprobar la exactitud del kVp antes de medir la CHR.

- a) Posicionar el detector de radiación en el centro del campo de radiación. Asegurarse que los dispositivos de posicionamiento nasal no estén en el campo de radiación.
- b) Seleccionar una dimensión de campo de radiación centrado en la cámara.
- c) Fijar un valor nominal de tensión y tiempo de exposición utilizado en la rutina clínica.
- d) Hacer una exposición sin filtro y registrar la lectura de la cámara de ionización.
- e) Repetir la medida al menos dos veces más, con las mismas condiciones de irradiación.
- f) Manteniendo la misma geometría, colocar un filtro de Al de espesor 0,5 mm entre el tubo de rayos X y la cámara de ionización. Se puede fijar a la salida del colimador primario.
- g) Hacer dos exposiciones y registrar la lectura.
- h) Repetir el paso (f) agregando filtros al anterior e incrementando hasta que el espesor total produzca una reducción menor de la mitad de la lectura obtenida sin filtro.

3.B.5.6. Cálculo y análisis de los resultados

- a) Calcular el valor de la CHR a partir de la ecuación 7.

3.B.5.7. Tolerancias

Comparar el valor de CHR obtenido con los valores de referencia, indicados en la Tabla 6.

TABLA 6. VALORES MÍNIMOS DE CHR NECESARIOS PARA EL EQUIPO DE RADIOLOGÍA DENTAL PANORÁMICA O CEFALOMÉTRICO [11]

Tensión del tubo de rayos X (kVp)	Valor de CHR (mm Al)
60	1,5
70	1,8
71	2,5
80	2,9
90	3,2

3.B.5.8. Acciones correctivas

Cuando el resultado de la prueba no sea aceptable deberá contactarse al servicio de mantenimiento.

3.B.6. DETERMINACIÓN DEL PRODUCTO KERMA-ÁREA (P_{KA}) Y PRODUCTO KERMA- LONGITUD (P_{KL})

3.B.6.1. Objetivo

Determinar los valores de P_{KA} y P_{KL} para diferentes protocolos de adquisición de radiología panorámica y comparar con los valores de referencia.

3.B.6.2. Frecuencia

Inicial, anual y después de cambios.

3.B.6.3. Referencias

IPEN Report 91 [6]
IAEA TRS No. 457 [8]
European Guidelines No. 136 [10]
British Dental Journal v.186 [12]
HPA-CRCE-043 [13]

3.B.6.4. Instrumentación

- Cámara de ionización CT (tipo lápiz) calibrada.
- Cámara de ionización Producto Kerma- Área (P_{KA}) calibrada.
- Electrómetro.
- Medidor de presión y de temperatura.
- Lámina de Cu de 2 mm de espesor o un maniquí de cabeza o material atenuador.

3.B.6.5. Metodología

3.B.6.5.1. Determinación de P_{KL}

- Posicionar la cámara lápiz en el colimador secundario (Figura 25 (a)), en el centro del haz y perpendicular a la altura de la ranura. Asegurar que el cable no quede atrapado y que el movimiento no conduzca a un ruido excesivo en la lectura (Figura 25 (b)).
- Fijar los parámetros de exposición utilizados en la rutina clínica (kVp y mAs).
- Colocar una lámina de Cu de 2 mm de espesor adelante del colimador primario, para proteger el sensor de imagen y simular la atenuación de la cabeza del paciente. En caso de utilizar maniquí de cabeza omita la colocación de la lámina.
- Hacer la exposición y obtener la lectura de P_{KL} en mGy.cm y procesar la imagen.
- Manteniendo la geometría, hacer mediciones para otras condiciones de exposición clínicas (niños, adolescentes y adultos).
- Medir la temperatura y la presión en la sala del equipo de rayos X panorámico.

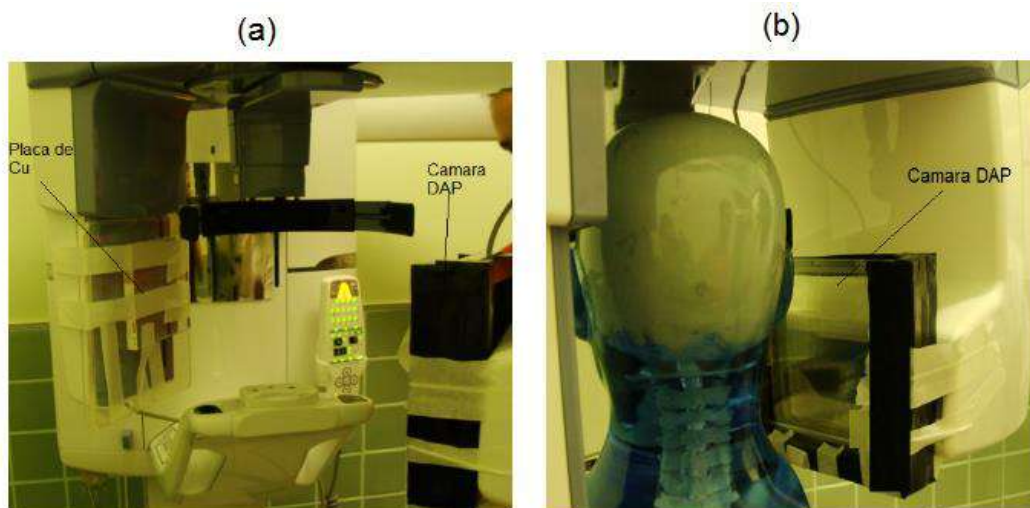


Fuente: colección de los autores

FIG. 25. (a) Imagen de la cámara lápiz posicionada en el colimador secundario (b) posicionamiento del fantoma y del cable para evitar que se enrolle.

3.B.6.5.2. Determinación directa de P_{KA}

- Posicionar la cámara P_{KA} en el colimador secundario (Figura 26). Asegurar que el cable no quede atrapado y que el movimiento no produzca un ruido excesivo en la lectura.



Fuente: colección de los autores

FIG. 26. Imagen del posicionamiento de la cámara P_{KA} (DAP) (a) con la lámina de Cu en el colimador primario y (b) con maniquí de cabeza.

- b) Colocar una lámina de Cu de 2 mm de espesor delante del colimador primario, para proteger el sensor de imagen y simular la atenuación de la cabeza del paciente. En caso de utilizar maniquí de cabeza omita la colocación de la lámina. (Figura 26 (b)).
- c) Fijar los parámetros de exposición utilizados en la rutina clínica.
- d) Hacer la exposición y obtener la lectura de P_{KA} en mGy.cm^2 .
- e) Manteniendo la geometría, hacer mediciones para otras condiciones de exposición clínicas (niños, adolescentes y adultos).
- f) Medir la temperatura y la presión en la sala del equipo de rayos X panorámico.

3.B.6.6. Cálculo y análisis de los resultados

3.B.6.6.1. Determinación de P_{KL} y cálculo P_{KA}

- a) Para obtener el valor de P_{KL} , corregir las lecturas por los factores de calibración, presión y temperatura de referencia utilizando las ecuaciones 8 y 9.
- b) Calcular el valor de P_{KA} (mGy.cm^2) por la ecuación 18, a través del producto de P_{KL} y la altura del campo de radiación (H) determinada en el inciso 3.B.1. (colimación del haz).

$$P_{KA} = P_{KL} \cdot H \quad (20)$$

donde:

P_{KA} es el producto kerma - área;
 P_{KL} es el producto kerma- longitud; y,
H es la altura del campo de radiación.

3.B.6.6.2. Determinación directa de P_{KA} utilizando la cámara P_{KA}

- a) Corregir las lecturas por los factores de calibración, presión y temperatura de referencia, conforme ecuaciones 8 y 9, para obtener el valor del P_{KA} .

3.B.6.7. Tolerancias

- a) Comparar los valores obtenidos con los valores de referencia definidos en normas locales o especificados por el fabricante.
- b) Valor de referencia de P_{KL} en radiología panorámica: 6,5 mGy.cm [12].
- c) Valor de referencia de P_{KA} para radiografía panorámica de paciente adulto: 94 mGy.cm^2 [13].

3.B.6.8. Acciones correctivas

Si los valores son muy inferiores o superiores a los valores de referencia investigar las causas.

3.C. TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA CONE BEAM (CBCT)

3.C.1. EXACTITUD Y REPETIBILIDAD DE LA TENSIÓN DEL TUBO DE RAYOS X

3.C.1.1. Objetivo

Evaluar la exactitud y repetibilidad de la tensión del tubo de rayos X.

3.C.1.2. Frecuencia

Inicial, anual y después de cambios.

3.C.1.3. Referencias

SEFM, SEPR y SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, revisión 2011 [5]

European Guidelines No. 136 [10]

European Guidelines No. 172 [15]

3.C.1.4. Instrumentación

- a) Medidor no invasivo de kVp.
- b) Lámina de Cu de 1 mm de espesor.

3.C.1.5. Metodología

- a) Colocar una lámina de Cu adelante del sistema de adquisición de la imagen.
- b) Colocar el medidor no invasivo de kVp delante del sistema de adquisición de imagen (Figura 27).
- c) Operar el equipo en el modo topograma (sin rotación), fijando los valores de kVp, mA y tiempo de rotación (en algunos equipos en este modo los parámetros son fijos).
- d) En el caso que el equipo realice 2 topogramas (AP y LAT) se debe interrumpir la adquisición después del primero scout.
- e) Hacer una exposición y registrar la lectura de kVp medida.
- f) Repetir la medida al menos dos veces más.

3.C.1.6. Cálculo y análisis de los resultados

3.C.1.6.1. Exactitud

Determinar la desviación máxima obtenida entre el valor nominal y el valor medido de kVp utilizando la ecuación 5.

3.C.1.6.2. Repetibilidad

Calcular el promedio, la desviación estándar y el coeficiente de variación dados por la ecuación 6.

3.C.1.7. Tolerancias

- a) Exactitud del valor de kVp: Desviaciones $\leq \pm 10 \%$.

b) Repetibilidad del valor de kVp: Coeficiente de variación $\leq 10 \%$.

3.C.1.8. Acciones correctivas

Cuando el resultado de la prueba no sea aceptable deberá contactarse al servicio de mantenimiento.



Fuente: colección de los autores

FIG. 27. Imagen del posicionamiento del medidor de tensión no invasivo en el equipo de CBCT para la medición del kVp.

3.C.2. VALOR DEL RENDIMIENTO DEL TUBO DE RAYOS X, REPETIBILIDAD Y LINEALIDAD

3.C.2.1. Objetivo

Evaluar el valor, la repetibilidad y linealidad del rendimiento del tubo de rayos X.

3.C.2.2. Frecuencia

Inicial, anual y después de cambios.

3.C.2.3. Referencias

SEFM, SEPR y SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, revisión 2011 [5]

IAEA TRS No. 457 [7]

European Guidelines No. 136 [10]

HPA-CRCE-010 [14]

European Guidelines No. 172 [15]

3.C.2.4. Instrumentación

- a) Sistema dosimétrico calibrado (cámara de ionización o semiconductor).
- b) Medidores de presión y de temperatura.
- c) Lámina de Cu de 2 mm de espesor.
- d) Cinta métrica.

3.C.2.5. Metodología

- a) Posicionar la cámara de ionización en el isocentro del campo de radiación.
- b) Colocar una lámina de Cu de 2 mm delante del sistema de adquisición de imagen para proteger el sensor del exceso de radiación.
- c) Ajustar el equipo para operar en el modo topograma.
- d) Fijar los parámetros de exposición para un protocolo para adulto (ejemplo 80 kVp).
- e) Hacer una exposición y registrar los valores de la medida obtenida.
- f) Manteniendo la geometría, repetir las mediciones al menos dos veces más.
- g) Repetir el procedimiento para un tiempo de exposición inferior y otro superior al seleccionado anteriormente.

3.C.2.6. Cálculo y análisis de los resultados

3.C.2.6.1. Valor del rendimiento

- a) Calcular el valor promedio de las lecturas y corregir por los factores de calibración y de presión y temperatura, a partir de las ecuaciones 8 y 9.
- b) Calcular el rendimiento a 100 cm, corrigiendo por el inverso del cuadrado de la distancia, de acuerdo a la ecuación 10.

3.C.2.6.2. Repetibilidad

- a) Calcular el coeficiente de variación utilizando la ecuación 12.

3.A.8.6.3. Linealidad

Tomar los valores del rendimiento obtenidos con tiempos de exposición valores consecutivos, y calcular la variación de la linealidad del rendimiento utilizando la ecuación 13.

3.C.2.7. Tolerancias

- a) Rendimiento: El valor del rendimiento a 80 kVp debe ser $> 25\mu\text{Gy/mAs}$ a 1 m del foco.

Nota: si la medición no fue realizada a 80kVp, corregir por el kVp multiplicando el valor del rendimiento obtenido por el factor F , determinado por la ecuación 14.

- b) Repetibilidad: El coeficiente de variación debe ser $\leq 10\%$.
- c) Linealidad: La variación entre 2 puntos consecutivos de la linealidad del rendimiento debe ser $\leq 10\%$.

3.C.2.8. Acciones correctivas

Cuando el resultado de la prueba no sea aceptable deberá contactarse al servicio de mantenimiento.

3.C.3. CAPA HENIRREDUCTORA (CHR)

3.C.3.1. Objetivo

Verificar si el valor de la capa henirreductora están de acuerdo con los requisitos mínimos.

3.C.3.2. Frecuencia

Inicial, anual y después de cambios.

3.C.3.3. Referencias

SEFM, SEPR y SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, revisión 2011 [5]

IAEA TRS No. 457 [8]

European Guidelines No.136 [10]

HPA-CRCE-010 [14]

European Guidelines No. 172 [15]

3.C.3.4. Instrumentación

- a) Sistema dosimétrico calibrado (cámara de ionización o semiconductor).
- b) Filtros de Al de pureza superior a 99,95% (espesores de 0,5 a 5 mm Al).
- c) Lámina de Cu de 2 mm de espesor.

3.C.3.5. Metodología

- a) Utilizar la misma configuración para la medición del rendimiento y fijar los parámetros de exposición.
- b) Realizar una exposición, en modo topograma, sin filtro de Al entre el tubo de rayos X y el sistema dosimétrico. Registrar la lectura.
- c) Repetir la medida al menos dos veces más, con las mismas condiciones de exposición.
- d) Manteniendo la geometría, colocar en la salida del tubo de rayos X un filtro de Al de 0,5 mm de espesor.
- e) Hacer dos exposiciones y registrar la lectura.
- f) Repetir el paso (d) agregando filtros al anterior e incrementando hasta que el espesor total produzca una reducción en la medida, a la mitad de la lectura sin filtro.

3.C.3.6. Cálculo y análisis de los resultados

Calcular el valor de la CHR a partir de la ecuación 7.

3.C.3.7. Tolerancias

Comparar el valor de la CHR obtenida con los valores de la Tabla 7.

Para valores intermedios de kVp, aplicar la interpolación lineal.

3.C.3.8. Acciones correctivas

Cuando el resultado de la prueba no sea aceptable deberá contactarse al servicio de mantenimiento.

3.C.4. COLIMACIÓN DEL HAZ

3.C.4.1. Objetivo

Evaluar el sistema de colimación del equipo CBCT.

3.C.4.2. Frecuencia

Inicial, anual y después de cambios.

3.C.4.3. Referencias

SEFM, SEPR y SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, revisión 2011 [5]

European Guidelines No. 136 [10]

HPA-CRCE-010 [14]

European Guidelines No. 172 [15]

3.C.4.4. Instrumentación

- a) Película radiocrómica o IP CR.
- b) Lámina de Cu de 2 mm de espesor.
- c) Cinta métrica.

3.C.4.5. Metodología

- a) Ajustar el FOV para el valor máximo permitido. Ejemplo (equipo I-CAT 160 mm x 230 mm; PreXion 3D: 81 mm x 76 mm).
- b) Colocar la película radiocrómica o chasis con IP CR delante y junto el sistema de recepción de imagen.
- c) Posicionar la lámina de Cu en la salida del tubo de rayos X.
- d) Seleccionar los parámetros de exposición (Ejemplo: 120 kV, 3,8 mA and 40 ms).
- e) Realizar una exposición en modo rotación.
- f) Procesar el IP.

3.C.4.6. Cálculo y análisis de resultados

- a) Medir las dimensiones del campo del haz indicadas en la película radiocrómica o IP.
- b) Comparar lo valor medido con las dimensiones del detector, indicadas por el fabricante.

3.C.4.7. Tolerancias

El campo del haz tiene que ser menor que el área activa del detector.

Nota: En la Figura 28 se muestran imágenes obtenidas por Andrade, M.E [16] en evaluación de equipos CBCT I-CAT, PreXion 3D y Kodak 9000. Las imágenes muestran que el equipo I-CAT presenta una fisura en el colimador produciendo radiación dispersa que contribuía al aumento de la dosis del paciente.

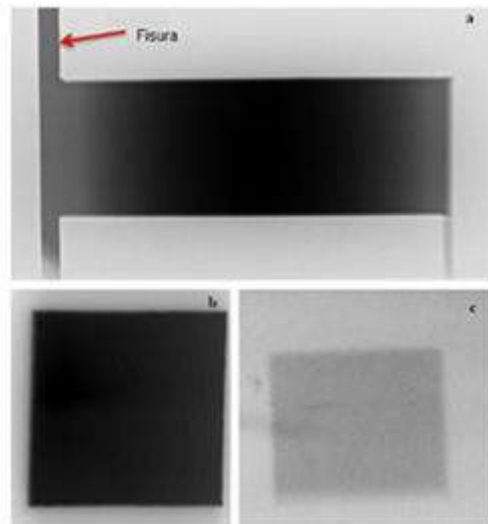


FIG. 28. *Imágenes de los campos de radiación de evaluación de equipos CBCT (a) I-CAT, (b) PreXion 3D, (c) Kodak 9000 . Fuente: colección de los autores*

3.C.4.8. Acciones correctivas

Cuando el resultado de la prueba no sea aceptable deberá contactarse al servicio de mantenimiento.

3.C.5. UNIFORMIDAD Y RUIDO DE LA IMAGEN

3.C.5.1. Objetivo

Evaluar la uniformidad y el ruido de la imagen.

3.C.5.2. Frecuencia

Inicial, anual y después de cambios.

3.C.5.3. Referencias

SEFM, SEPR y SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, revisión 2011 [5]

European Guidelines No. 136 [10]

HPA-CRCE-010 [14]

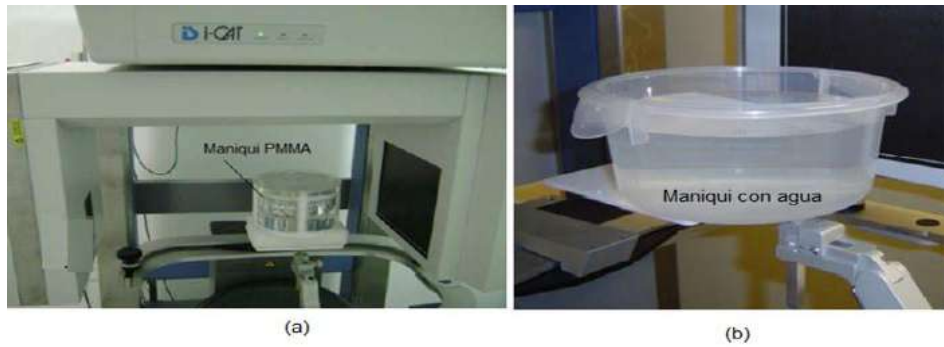
European Guidelines No.172 [15]

3.C.5.4. Instrumentación

- a) Maniquí cilíndrico de PMMA con diámetro de 16 cm o recipiente cilíndrico con agua, de aproximadamente 16 cm de diámetro.

3.C.5.5. Metodología

- a) Posicionar el maniquí o el recipiente en la posición de la cabeza del paciente (Figura 29) y centrado en campo del haz.



Fuente: Colección de los autores

FIG. 29. Imagen del posicionamiento (a) del maniquí y (b) del recipiente, en el equipo CBCT.

- b) Fijar el FOV para la mayor dimensión.
- c) Adquirir la imagen de acuerdo con los parámetros de exposición indicados por el fabricante.
- d) Archivar la imagen para evaluación.

3.C.5.6. Cálculo y análisis de los resultados

3.C.5.6.1. Uniformidad de la imagen

- a) Usando el software incorporado en el Sistema, o un software que permita evaluar imágenes DICOM (ejemplo ImageJ) definir en la imagen axial cuatro ROIs con diámetros entre 2 y 4 cm de diámetro en la periferia de la imagen y una ROI en el centro de la imagen (Figura 30). Mantener el mismo diámetro en todas las ROIs.
- b) Determinar en la imagen el valor promedio de valor de píxel indicado en cada ROI en la imagen.
- c) Calcular diferencia entre los valores medidos en la ROI de periferia (1 -4) y el valor central (C), de acuerdo al esquema de la Figura 30 (b).

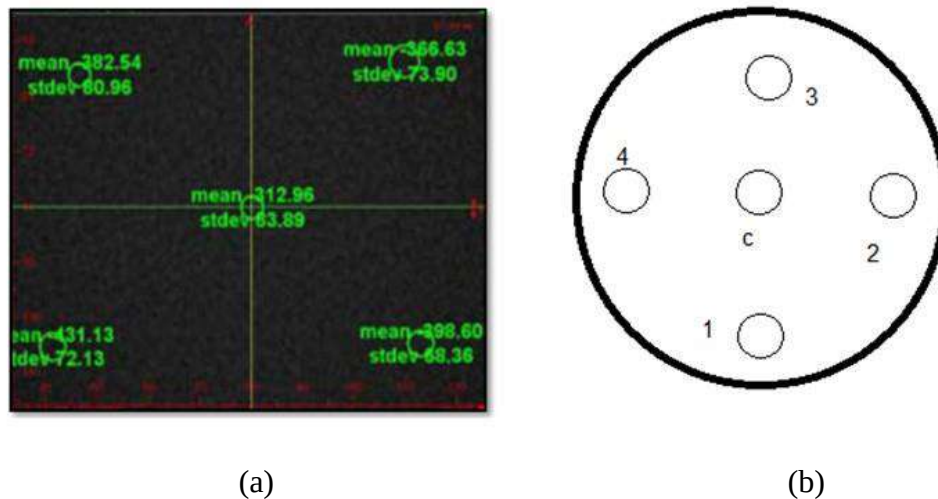


FIG.30. Posicionamiento de las ROIs en la imagen CBCT. Fuente: colección de los autores

3.C.5.6.2. Ruido

- a) Determinar en la imagen el valor de la desviación estándar del número de CT en la región central.

- b) Calcular el coeficiente de variación obtenido por el cociente entre el valor de la desviación estándar y el valor promedio del número CT en la ROI central.

3.C.5.7. Tolerancias

- a) Uniformidad: La diferencia máxima entre el valor central y el valor promedio de las medidas en la periferia de la imagen debe ser $\leq \pm 5$ HU.
- b) Ruido: El valor obtenido debe ser comparado con el valor informado por el fabricante o no superar 10 % del valor inicial.

3.C.5.8. Acciones correctivas

Cuando el resultado de la prueba no sea aceptable deberá contactarse al servicio de mantenimiento

3.C.6. EXACTITUD DEL NÚMERO DE CT

3.C.6.1. Objetivo

Verificar la capacidad del sistema de imagen para reconocer diferentes materiales de diferentes densidades.

3.C.6.2. Frecuencia

Inicial, semanal y después de cambios.

3.C.6.3. Referencias

SEFM, SEPR y SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, revisión 2011 [5]

HPA-CRCE-010 [14]

European Guidelines No.172 [15]

3.C.6.4. Instrumentación

- c) Maniquí de PMMA con diferentes materiales insertados en su interior (ejemplo Figura 31).

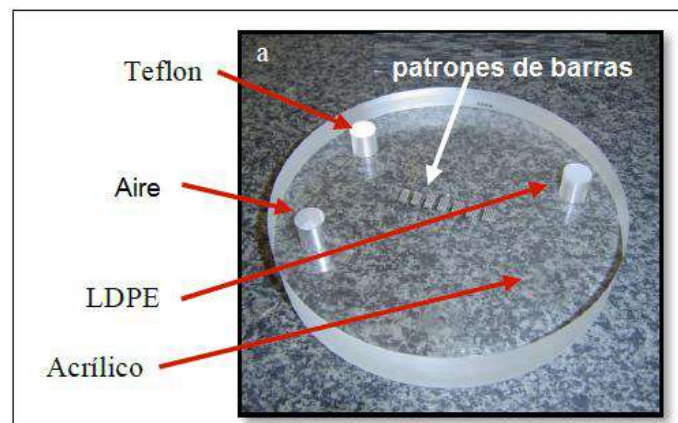


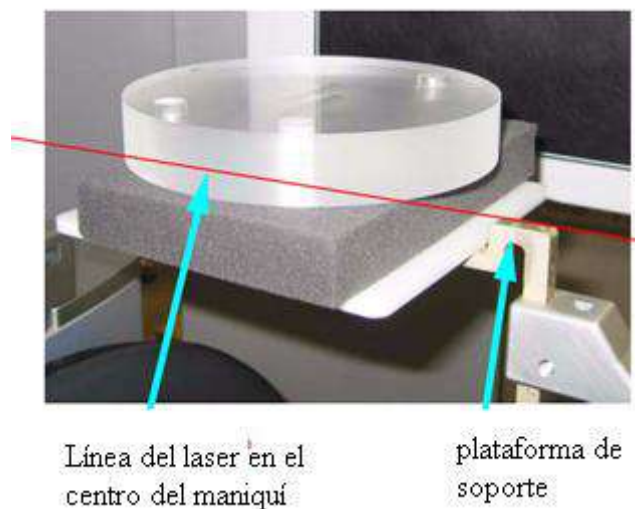
FIG. 31. Imagen de un maniquí del equipo i-CAT para prueba de exactitud de número de CT y de resolución. Fuente: colección de los autores

3.C.6.5. Metodología

- Fijar el maniquí en la posición de la cabeza del paciente y centrado en campo del haz. Colocar un soporte de espuma para distanciar el maniquí del soporte metálico del equipo (Figura 32).
- Fijar el FOV para la mayor dimensión.
- Adquirir la imagen de acuerdo con los parámetros de exposición indicados por el fabricante.
- Archivar la imagen para evaluación.
- Repetir con diferentes tipos de protocolos de adquisición, manteniendo la geometría de irradiación.

3.C.6.6. Cálculo y análisis de resultados

- Usando el software incorporado en el Sistema, o el software ImageJ definir en la imagen axial ROIs con diámetros entre 2 y 4 cm en la imagen correspondiente a cada tipo de material presente en el maniquí. Mantener el mismo diámetro en todas las ROIs.



Fuente: colección de los autores

FIG. 32. Imagen del posicionamiento del maniquí para las pruebas del CBCT.

3.C.6.7. Tolerancias

Las tolerancias se establecen en las recomendaciones del fabricante del equipo o del maniquí. Idealmente, las diferencias entre el valor medido y el valor de referencia no deben exceder de los límites establecidos por el fabricante del equipo. La tabla 8 presenta, como ejemplo, valores de HU en CBCT [15].

TABLA 7. VALORES DE NÚMEROS HU EN CBCT

Material	Rango
Polietileno	-107 a -84
Agua	-7 a +7
Acrílico	+110 a +135
Hueso	+850 a +970
Aire	-1005 a -970

3.C.6.8. Acciones correctivas

Cuando el resultado de la prueba no sea aceptable deberá contactarse al servicio de mantenimiento.

3.C.7. RESOLUCIÓN ESPACIAL DE ALTO CONTRASTE

3.C.7.1. Objetivo

Evaluar la resolución espacial a través de los patrones de barras.

3.C.7.2. Frecuencia

Inicial, anual y después de cambios.

3.C.7.3. Referencias

SEFM, SEPR y SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, revisión 2011 [5]

HPA-CRCE-010 [14]

European Guidelines No.172 [15]

3.C.7.4. Instrumentación

a) Maniquí con patrón de barras para la prueba de resolución.

3.C.7.5. Metodología

- a) Fijar el maniquí en la posición de la cabeza del paciente y centrado en campo del haz.
- b) Fijar un protocolo de adquisición de alta resolución y hacer la exposición y adquisición de imagen de acuerdo con los parámetros indicados por el fabricante.
- c) Repetir con otros protocolos de adquisición.

3.C.7.6. Cálculo y análisis de los resultados

Identificar en la imagen el grupo en el cual se pueden observar claramente las líneas separadas e identificar en el manual del objeto de prueba a cuantos pares de líneas corresponde.

3.C.7.7. Tolerancias

Los resultados deben ser comparados con la especificación del fabricante.

3.C.7.8. Acciones correctivas

Cuando el resultado de la prueba no sea aceptable deberá contactarse al servicio de mantenimiento.

3.C. 8. DETERMINACION DEL PRODUCTO KERMA-ÁREA (P_{KA})

3.C.8.1. Objetivo

Determinar los valores de P_{KA} para diferentes protocolos de adquisición de imagen con CBCT y comparar con los valores de referencia.

3.C.8.2. Frecuencia

Inicial, anual y después de cambios.

3.C.8.3. Referencias

SEFM, SEPR y SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, revisión 2011 [5]

IAEA TRS 457 No. [8]

HPA-CRCE-010 [14]

European Guidelines No. 172 [15]

3.C.8.4. Instrumentación

- a) Cámara de ionización Producto Kerma- Área (P_{KA}) calibrada.
- b) Medidor de presión y de temperatura.
- c) Lámina de Cu de 2 mm de espesor o un maniquí de cabeza o material atenuador.

NOTA: Teniendo en cuenta la geometría de rotación y la dimensión del campo de radiación en los equipos de CBCT la magnitud utilizada para la estimativa de dosis en el paciente es el Producto Kerma-Área (P_{KA}).

3.C.8.5. Metodología

- a) Posicionar la cámara P_{KA} en la salida del tubo de rayos X (Figura 33). Se debe garantizar que el cable no quede atrapado y que el movimiento no conduzca ruido excesivo en la lectura.
- b) Colocar una lámina de Cu de 2 mm de espesor adelante del colimador primario, para proteger el sensor de imagen y simular la atenuación de la cabeza del paciente. En caso de utilizar maniquí de cabeza omita la colocación de la lámina.
- c) Fijar los parámetros de exposición utilizados en la rutina clínica (por ejemplo, para examen de implante).
- d) Hacer la exposición y obtener la lectura de P_{KA} en $mGy.cm^2$.
- e) Manteniendo la geometría, hacer al menos dos mediciones más.
- f) Repetir el procedimiento de medición para diferentes protocolos.
- g) Medir la temperatura y presión en la sala del equipo de rayos X CBCT.



Fuente: colección de los autores

FIG. 33. Imagen de posicionamiento de la cámara P_{KA} en el equipo CBCT con un maniquí antropomórfico para simular el paciente.

3.C.8.6. Cálculo y análisis de resultados

- a) Calcular el promedio de las tres lecturas efectuadas para cada protocolo.
- b) Corregir las lecturas por los factores de calibración, presión y temperatura conforme ecuaciones 8 y 9, para obtener el valor del P_{KA} .

3.C.8.7. Tolerancias

- a) Comparar los valores obtenidos con los valores de referencia definidos en normas locales o especificados por el fabricante.
- b) Los valores obtenidos no se deberán ser $> \pm 20\%$ de los niveles de referencia.
- c) Valor de referencia de P_{KA} para exámenes de adultos hecho con el protocolo para la planificación del implante del primer molar: 250 mGy.cm^2 (o $25 \text{ }\mu\text{Gy.m}^2$) [14].

3.C.8.8. Acciones correctivas

Si los valores son muy inferiores o superiores a los valores de referencia investigar las causas.

4. MAMOGRAFÍA

4.1. INSPECCIÓN VISUAL DEL MAMÓGRAFO

4.1.1. Objetivo

Verificar la operación mecánica y eléctrica de la unidad mamográfica y Verificar la correcta identificación de la imagen.

4.1.2. Instrumentación

- a) Medidor de temperatura.
- b) Medidor de nivel.

4.1.3. Referencias

SEFM, SEPR y SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, revisión 2011 [5]

ACR. Mammography Quality Control Manual [17]

IAEA Human Health Series No.2 [18]

IAEA Human Health Series No.17 [19]

IAEA-TECDOC-1517 [20]

EUREF. European Protocol for the Quality Control of the Physical and Technical Aspects of Mammography Screening [21]

ACR. Digital Mammography Quality Control Manual [22]

4.1.4. Frecuencia

Inicial, diaria y después de cambios.

4.1.5. Metodología

- a) Inspeccionar la unidad en busca de partes sueltas, roturas en la paleta de compresión, suciedad en el Bucky y demás deficiencias en la integridad del equipo.
- b) Verificar que tubos y cables estén libres de roturas, quebraduras y nudos.
- c) Verificar que los tubos y cables estén fuera del área de circulación de pacientes y personal y que no estén debajo de partes pesadas del equipo.
- d) Verificar que el movimiento al angular el equipo sea suave y que el equipo queda estable.
- e) Verificar que el gantry tenga un movimiento suave.
- f) Verificar que los comandos del panel de control, luces de indicación e indicadores de la consola estén funcionando.
- g) Verificar que funciona la luz indicadora del campo radiación.
- h) Confirmar que el protector facial este en buen estado.
- i) Verificar que en caso de corte de corriente se destrabe automáticamente el sistema de compresión.
- j) Verificar la integridad del blindaje del operador.
- k) Verificar que la tabla de técnicas de exposición se encuentre en lugar visible.
- l) Verificar que esté disponible el líquido limpiador para la bandeja y la paleta de compresión.
- m) Verificar en el monitor de trabajo y en una imagen reciente, que la identificación del paciente, el día y la hora sean correctas.

- n) Verificar que los datos del paciente aparezcan correctamente indicados en las placas de los sistemas analógicos y en el caso de CR verificar en una imagen recién impresa.
- o) Verificar que la temperatura en la sala del mamógrafo sea la recomendada por el fabricante (para equipos DR).

4.1.6. Cálculo y análisis de los resultados

No aplica.

4.1.7. Tolerancias

- a) La temperatura ambiente debe ser la recomendada por el fabricante.
- b) Todos los ítems mecánicos y eléctricos deben estar funcionando correctamente.
- c) Las placas analógicas deben tener la identificación del paciente y de la proyección radiográfica. En las placas impresas deben figurar el nombre y la identificación del paciente, día y hora del estudio.

4.1.8. Acciones correctivas

Cuando el resultado de la evaluación no sea aceptable deberá contactarse al servicio de mantenimiento.

4.2. INSPECCIÓN VISUAL Y LIMPIEZA DE CASSETTES Y PANTALLAS

4.2.1. Objetivo

Determinar el estado de los cassettes analógicos y cassettes CR usados para la producción de imágenes.

4.2.2. Frecuencia

Inicial, semanal y después de cambios.

4.2.3. Referencias

SEFM, SEPR y SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, revisión 2011 [5]

ACR. Mammography Quality Control Manual [17]

IAEA Human Health Series No.2 [18]

IAEA Human Health Series No.17 [19]

IAEA-TECDOC-1517 [20]

EUREF. European Protocol for the Quality Control of the Physical and Technical Aspects of Mammography Screening [21]

ACR. Digital Mammography Quality Control Manual [22]

4.2.4. Instrumentación

- a) Marcador permanente.
- b) Etiquetas.
- c) Líquido de limpieza general o alcohol.
- d) Paños de limpieza general.

- e) Solución jabonosa no alcalina cuya concentración y composición esté aprobada por el fabricante.
- f) Paño que no deje pelusa.
- g) Cepillo o pincel que no suelte fibras.

4.2.5. Metodología

4.2.5.1. Analógico

- a) Limpiar el exterior de los cassettes vacíos con un paño seco y luego con uno húmedo. Puede ser usado alcohol o agua jabonosa.
- b) Inspeccionar y limpiar las bisagras y trabas del cassette.
- c) Si hay defectos aparentes debe efectuarse la prueba 4.3 para observar la gravedad de los mismos.
- d) Limpiar el interior y la pantalla con un paño seco y los bordes con la brocha.

4.2.5.2. CR

- a) Retirar las IP CR antes de limpiar el cassette, en caso de ser posible.
- b) Inspeccionar el cassette en sus bisagras y trabas, en especial en las esquinas.
- c) Observar si hay defectos en la superficie del cassette CR.
- d) Seguir las instrucciones del fabricante para realizar la limpieza o bien utilizar la solución jabonosa y secar con el paño indicado. Secar abiertos en posición vertical.
- e) Verificar que el IP CR se introduce correctamente y que esté correctamente etiquetado.

4.2.6. Cálculo y análisis de los resultados

Comparar los defectos detectados con las tolerancias.

4.2.7. Tolerancias

- 1) Los cassettes no deben permitir entradas de luz y ni poseer cualquier otro defecto que haga peligrar la obtención de la imagen.
- 2) No debe observarse ningún artefacto.

4.2.8. Acciones correctivas

Si el cassette presenta defectos deberá ser reparado o cambiado. Las pantallas dañadas deberán reemplazarse. Dependiendo de la carga de trabajo del servicio repetir esta prueba a menor intervalo.

4.3. HERMETICIDAD DE LOS CASSETTES

4.3.1. Objetivo

Investigar si hay entrada de luz en los cassettes.

4.3.2. Frecuencia

Inicial, semestral y después de cambios.

4.3.3. Referencias

SEFM, SEPR y SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, revisión 2011 [5]

ACR. Mammography Quality Control Manual [17]

IAEA Human Health Series No.2 [18]

IAEA-TECDOC-1517 [20]

EUREF. European Protocol for the Quality Control of the Physical and Technical Aspects of Mammography Screening [21]

4.3.4. Instrumentación

- a) Negatoscopio.
- b) Densitómetro.
- c) Regla.

4.3.5. Metodología

- a) Cargar el cassette con una película.
- b) Ubicar el cassette sobre el negatoscopio o ante una luz intensa.
- c) Dejar el cassette expuesto durante 20 min, 10 min de cada lado.
- d) Procesar la película.

4.3.6. Cálculo y análisis de los resultados

Determinar por inspección visual si hay regiones veladas. Puede usarse también un densitómetro si es necesario.

4.3.7. Tolerancias

- a) No es admisible que existan películas veladas por defectos en el cassette.
- b) Solo se aceptan manchas ≤ 2 mm en el lado de la pared del tórax o ≤ 5 mm en otros bordes.

4.3.8. Acciones correctivas

Rechazar el cassette y sacarlo de servicio.

4.4. CONTACTO PELÍCULA-PANTALLA

4.4.1. Objetivo

Verificar que no existan artefactos por mal contacto entre la película y la pantalla.

4.4.2. Frecuencia

Inicial, semestral y después de cambios.

4.4.3. Referencias

SEFM, SEPR y SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, revisión 2011 [5]

ACR. Mammography Quality Control Manual [17]

IAEA Human Health Series No.2 [18]

IAEA-TECDOC-1517 [20]

EUREF. European Protocol for the Quality Control of the Physical and Technical Aspects of Mammography Screening [21]

4.4.4. Instrumentación

- a) Objeto de prueba que contenga una tela o malla metálica.

4.4.5. Metodología

- a) Cargar una película en el cassette.
- b) Colocar el objeto de prueba en la parte superior del casete.
- c) Hacer una exposición que resulte en una densidad óptica en la imagen entre 1.0 – 2.0 D.O.
- d) Procesar la película.

4.4.6. Cálculos y análisis de los resultados

- a) Colocar la imagen en un negatoscopio.
- b) La imagen del objeto de prueba deberá tener un alto contraste.
- c) Observar si la imagen queda borrosa en algún sector.

4.4.7. Tolerancias

- a) No deben observarse artefactos debidos al mal contacto.
- b) Solo se aceptan manchas ≤ 5 mm en los bordes.

4.4.8. Acciones correctivas

El mal contacto película pantalla puede deberse al envejecimiento de la espuma que fuerza el contacto entre ambas. Partículas de polvo pueden causar también artefactos. Si con la limpieza apropiada no se resuelve deberá descartarse la pantalla.

4.5. HOMOGENEIDAD ENTRE CASSETTES CR

4.5.1. Objetivo

Determinar la uniformidad en la sensibilidad de los cassettes CR y verificar la existencia de artefactos.

4.5.2. Frecuencia

Inicial, semestral o después de cambios en la lectora CR.

4.5.3. Referencias

SEFM, SEPR y SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, revisión 2011 [5]

IAEA Human Health Series No.17 [19]

EUREF. European Protocol for the Quality Control of the Physical and Technical Aspects of Mammography Screening [21]
ACR. Digital Mammography Quality Control Manual [22]

4.5.4. Instrumentación

- a) Todos los cassettes de CR utilizados en el servicio de mamografía.
- b) Placas de PMMA (45 mm de espesor en total).
- c) Software para análisis de imágenes.

4.5.5. Metodología

- a) Colocar las láminas de PMMA sobre el soporte de la mama y bajar la paleta de compresión y activar el modo de exposición automático (CAE).
- b) Colocar el sensor del CAE lo más cerca de la pared torácica y mantener en esta posición durante toda la prueba.
- c) Para cada tamaño de cassette identificar uno como el “IP de referencia”. Este cassette es el que idealmente debe ser utilizado en todas las pruebas de QC.
- d) Adquirir una imagen en condiciones de modo exposición automático, para todos los cassettes usados en la clínica. Anotar todos los factores de exposición y la identificación del cassette.
- e) Leer todos los cassettes en la lectora CR, utilizando el mismo tiempo entre exposición y lectura para evitar algún tipo de decaimiento de la imagen latente.
- f) Anotar para cada cassette el índice de exposición (EI).

4.5.6. Cálculo y análisis de los resultados

- a) Analizar las imágenes utilizando un software que permita medir regiones de interés (ROIs) ya sea en la estación de visualización o en una PC.
- b) Generar una ROI (1 cm²) a 5 - 6 cm de la pared del tórax.
- c) Medir el valor medio del píxel (VMP) y su correspondiente desviación estándar (DE), anotar los valores.
- d) Calcular la relación señal-ruido (SNR:signal to noise ratio) mediante la ecuación 21:

$$SNR = \left| \frac{VMP}{DE} \right| \quad (21)$$

Donde:

SNR es la relación señal-ruido calculada;

VMP es el valor medio de píxel en la región de interés; y,

DE es la desviación estándar del valor medio de píxel.

- e) Registrar los valores.
- f) Observar cuidadosamente en cada imagen para identificar la presencia de artefactos. Anotar cualquier observación.

La variabilidad entre cassettes se calculará en términos de EI y SNR.

Para las variables anteriores (EI y SNR), la variabilidad se calculará en términos de la máxima desviación contra el “IP de referencia” o como la máxima desviación contra el valor promedio de todos los IP, utilizando las ecuaciones 22 y 23.

$$\Delta_{\text{ref}} = \left(\frac{|X_{i,\text{max}} - X_{\text{ref}}|}{X_{\text{ref}}} \right) 100 \quad (22)$$

$$\Delta_{\text{prom}} = \left(\frac{|X_{i,\text{max}} - X_{\text{prom}}|}{X_{\text{prom}}} \right) 100 \quad (23)$$

Donde:

Δ_{ref} es la desviación máxima de EI o SNR contra el valor de referencia;

Δ_{prom} es la desviación máxima de EI o SNR contra el valor promedio;

$X_{i,\text{max}}$ es el valor máximo de EI o SNR;

X_{ref} es el valor de referencia de EI o SNR; y;

X_{prom} es el valor promedio de EI o SNR.

X, puede tomar el valor de EI o SNR según corresponda.

4.5.7. Tolerancias

a) $\Delta_{\text{ref}} \leq 20 \%$.

b) $\Delta_{\text{prom}} \leq 15 \%$.

c) La diferencia entre cassettes de diferentes tamaños deberá ser $\leq 20\%$ del valor más bajo.

4.5.8. Acciones correctivas

Aquellos cassettes que no cumplan las tolerancias deberán ser sacados del uso clínico. Cualquier cassette con artefactos significativos, que no desaparezcan después de la limpieza de los mismos, también deberá ser retirado del uso clínico. Los casetes tienen un tiempo de vida finito y por lo tanto deberán ser reemplazados regularmente.

4.6. ALINEACIÓN DEL DETECTOR Y ALINEACIÓN DEL CAMPO DE RAYOS X RESPECTO DEL ÁREA/TAMAÑO DEL DETECTOR

4.6.1. Objetivo

Determinar la cantidad de tejido mamario cercano al tórax que es excluido de la imagen por el diseño geométrico del detector. Verificar que la colimación permita una cobertura total del receptor de imagen por el campo de rayos X.

4.6.2. Frecuencia

Inicial, semestral y después de cambios.

4.6.3. Referencias

SEFM, SEPR y SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, revisión 2011 [5]

IAEA Human Health Series No.17 [19]

EUREF. European Protocol for the Quality Control of the Physical and Technical Aspects of Mammography Screening [21]

ACR. Digital Mammography Quality Control Manual [21]

4.6.4. Instrumentación

- a) Dos reglas radiográficas con escala de 5 mm o menos y el cero en su parte media o una regla y una moneda.
- b) 5 piezas fosforescentes de 20 mm x 50 mm.
- c) Material opaco para cubrir las cintas fosforescentes dentro de la zona aceptable.
- d) Placas de PMMA (45 mm de espesor en total).

4.6.5. Metodología

- a) Pegar cuatro cintas fosforescentes en los bordes del soporte de mama de modo que se superpongan al detector. El lado más largo de las cintas deberá estar perpendicular a los bordes (Figura 34).
- b) Pegar una quinta cinta en el medio del campo de rayos X sobre el soporte de mama para comprobar que la radiación generada por el haz primario pueda ser percibida.
- c) Usando las placas radio opacas cubrir las cintas en el lado que están sobre el detector. La que se encuentra en el lado correspondiente al tórax deberá cubrirse hasta 5 mm fuera del borde.
- d) Realizar una exposición manual con 28 kVp y 100 mAs.
- e) Registrar si las cintas fosforescentes brillan o no. Si cualquiera de ellas brilla implica que el campo de radiación se extiende más allá del borde del área activa fuera del límite. Si es necesario haga más de una exposición.
- f) Ubicar 45 mm de PMMA sobre el soporte de mama con un borde alineado con la pared del tórax.
- g) Ubicar la regla perpendicular a ese borde haciendo coincidir el cero con el borde del soporte de la mama, colocado sobre las placas de PMMA.
- h) Pegar la otra regla en la parte inferior de la paleta de compresión con el cero alineado con el borde que está en contacto con la pared torácica de la paciente. Si no posee una segunda regla se puede colocar una moneda con el borde tangente a la paleta de compresión cuidando que no se superponga con la regla.
- i) Bajar la paleta de compresión.
- j) Realizar una exposición con parámetros clínicos adecuados a ese espesor mamario.

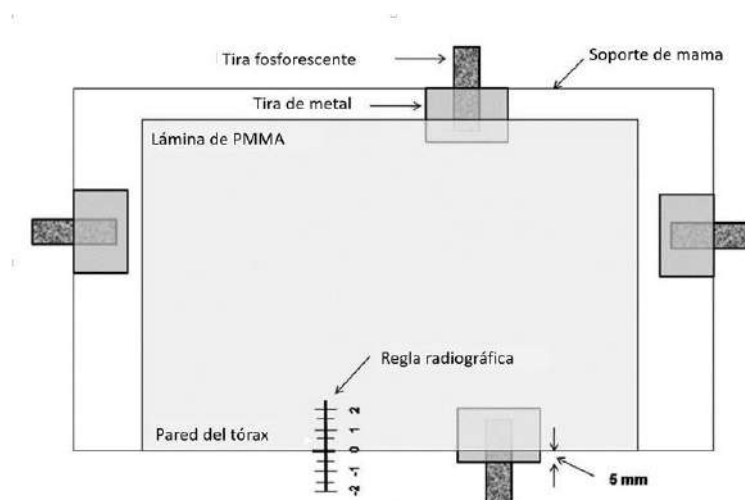


FIG. 34. Posicionamiento de reglas y marcadores fosforescentes [19].

4.6.6. Cálculo y análisis de los resultados

Examinar la imagen y determinar la distancia entre la marca cero de la regla sobre la placa de PMMA al borde del detector activo. Esta medida corresponde al tejido perdido.

4.6.7. Tolerancias

- a) Para tejido perdido en la pared, aceptable ≤ 7 mm y deseable ≤ 5 mm.
- b) Coincidencias entre la zona de detección activa y el borde del campo de radiación:
 - Aceptable: que el rayo irradie completamente la zona activa y no se extienda más allá del soporte de mama excepto sobre la pared torácica no más de 5 mm; y;
 - Deseable: que el rayo irradie completamente el área del detector, pero no se extienda más allá del soporte de mama.

4.6.8. Acciones correctivas

Si el tejido perdido es más de 7 mm con la alineación de la paleta de compresión y hay una incorrecta alineación entre el campo y la paleta de compresión, deberá contactarse al servicio de mantenimiento.

4.7. REPETIBILIDAD DEL CONTROL AUTOMATICO DE EXPOSICIÓN (CAE)

4.7.1. Objetivo

Evaluar la repetibilidad del CAE.

4.7.2. Frecuencia

Inicial, anual y después de cambios.

4.7.3. Referencias

ARCAL XLIX. Protocolos de Control de Calidad en Radiodiagnóstico [1]
SEFM, SEPR y SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, revisión 2011 [5]
ACR. Mammography Quality Control Manual [17]
IAEA Human Health Series No.2 [18]
IAEA Human Health Series No.17 [19]
IAEA- TECDOC-1517 [20]
EUREF. European Protocol for the Quality Control of the Physical and Technical Aspects of Mammography Screening [21]

4.7.4. Instrumentación

- a) Placas de PMMA de 20, 45 y 70 mm de espesor.
- b) Objeto de contraste, cuadrado de Al de 10 mm x 10 mm de 0,2 mm grosor.
- c) Objetos radiopacos para identificación de placas.
- d) Densitómetro.
- e) Software para análisis de imágenes.

4.7.5. Metodología

4.7.5.1. Equipo analógico

- Colocar 45 mm de PMMA sobre el soporte de la mama, alineado con el borde de la pared del tórax y centrado.
- Comprimir con la paleta de compresión para activar el control automático de exposición.
- Colocar el chasis cargado en el receptor de imagen. Utilizar siempre el mismo chasis.
- Seleccionar la tensión y combinación blanco/filtro para una mama equivalente a 45 mm de PMMA.
- Realizar cinco exposiciones, marcando cada película para su posterior identificación bajo condiciones del CAE.
- Registrar todos los parámetros: kVp, ánodo/filtro y mAs.
- Procesar la película según recomendaciones de fabricante.
- Medir las densidades ópticas a 4 cm del borde de la pared del tórax y centrado lateralmente, registrar.

4.7.5.2. Equipo digital

- Colocar 45 mm de PMMA sobre el soporte de la mama, alineado con el borde de la pared del tórax y centrado.
- Colocar el objeto de contraste sobre el PMMA a 5-6 cm de la pared del tórax.
- Comprimir con la paleta de compresión para activar el control automático de exposición.
- Con sistemas CR, el sensor del CAE debe estar debajo del objeto de contraste y para equipos DR verificar que sólo estén habilitados los sensores cubiertos por el maniquí.
- Obtener 5 imágenes “para procesamiento” (crudas) del maniquí utilizando el CAE para condiciones clínicas. Si el equipo es CR utilizar el mismo chasis.

4.7.6. Cálculo y análisis de los resultados

4.7.6.1. Equipo analógico

- Calcular el coeficiente de variación del valor de la carga (mAs) utilizando la ecuación 24:

$$CV(\%) = \left(\frac{DE}{\overline{mAs}} \right) \cdot 100 \quad (24)$$

Donde:

CV es el coeficiente de variación del mAs;
DE es la desviación estándar de los valores de mAs; y,
 $\overline{mAs}$ es el promedio de los valores de mAs.

- Determinar la desviación máxima de la DO de las imágenes utilizando la ecuación 25:

$$\text{Desviación máxima} = |DO_i - DO_{\text{prom}}|_{\text{max}} \quad (25)$$

Donde:

DO_i son los valores individuales de la densidad óptica.
 DO_{prom} es el valor promedio de densidades ópticas.

4.7.6.2. Equipo digital

- a) Utilizar el software de análisis de imágenes para obtener para cada imagen la SNR utilizando la ecuación 26:

$$SDNR = \frac{(VMP_{\text{fondo}} - VMP_{\text{Al}})}{DE_{\text{fondo}}} \quad (26)$$

Donde:

SDNR es la relación diferencia señal-ruido (signal difference to noise ratio) obtenida para cada imagen;

VMP_{fondo} es el valor medio de los pixeles del fondo;

VMP_{Al} es el valor medio de los pixeles del objeto de Al; y,

DE_{fondo} es la desviación estándar del valor medio de los pixeles del fondo.

- b) Calcular el coeficiente de variación de la SNR utilizando la ecuación 27:

$$CV(\%) = \frac{DE \text{ de } SDNR}{SDNR} \cdot 100 \quad (27)$$

Donde:

CV es el coeficiente de variación de los valores de SNR;

DE es la desviación estándar de los valores de SDNR; y,

SDNR es el promedio de los valores de SDNR.

4.7.7. Tolerancias

4.7.7.1. Analógico

El coeficiente de variación de la carga (mAs) debe ser $< 5\%$.

La desviación máxima de las densidades ópticas debe ser < 0.1 DO.

4.7.7.2 Digital

El coeficiente de variación de la SDNR debe ser $\leq 5\%$.

El valor promedio de la SDNR debe ser $\leq \pm 15\%$ del valor inicial base.

4.7.8. Acciones correctivas

Cuando el resultado de la prueba no sea aceptable deberá contactarse al servicio de mantenimiento.

4.8. COMPENSACION DEL CONTROL DE AUTOMATICO DE EXPOSICION (CAE)

4.8.1. Objetivo

Verificar que el CAE ajusta la técnica de acuerdo al espesor de la mama para que la imagen tenga la misma señal y determinar los parámetros técnicos requeridos para la estimación posterior de la dosis glandular media.

4.8.2. Frecuencia

Inicial, anual y después de cambios.

4.8.3. Referencias

SEFM, SEPR y SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, revisión 2011 [5]

ACR. Mammography Quality Control Manual [17]

IAEA Human Health Series No.2 [18]

IAEA Human Health Series No.17 [19]

IAEA- TECDOC-1517 [20]

EUREF. European Protocol for the Quality Control of the Physical and Technical Aspects of Mammography Screening [21]

4.8.4. Instrumentación

- a) Placas de PMMA de 20, 45 y 70 mm de espesor.
- b) Objeto de contraste, cuadrado de Al de 10 mm x 10 mm de 0,2 mm grosor.
- c) Espaciadores para lograr la equivalencia entre los espesores de PMMA y el espesor equivalentes de mama, por ejemplo, espuma, paletas de madera etc.
- d) Objetos radiopacos para identificación de placas.
- e) Densitómetro.
- f) Software para análisis de imágenes.

Nota: Mama estándar 53 mm tejido equivalente equivale a 45 mm PMMA más 8 mm de espaciador; mama gruesa 90 mm tejido equivalente a 70 mm PMMA más 20 mm espaciador y mama delgada equivalente a 21 mm tejido equivalente equivale a 20 mm PMMA sin espaciador.

4.8.5. Metodología

4.8.5.1. Equipo analógico

- a) Mantener las condiciones de la prueba de repetitividad anterior, realizar una exposición con el CAE para espesores de 20 y 70 mm PMMA.
- b) Registrar todos los parámetros: kVp, ánodo/filtro y mAs.
- c) Procesar las películas según recomendaciones de fabricante.
- d) Medir las densidades ópticas a 4 cm del borde la pared del tórax, registrar.

4.8.5.2. Equipo digital

- a) Colocar 20 mm de PMMA sobre el soporte de la mama, alineado con el borde de la pared del tórax y centrado.
- b) Colocar el objeto de contraste sobre el PMMA a 5-6 cm del borde de la pared del tórax.

- c) Comprimir con la paleta de compresión para activar el CAE.
- d) Con sistemas CR, el sensor del CAE debe estar debajo del objeto de contraste y que para equipos DR verificar que sólo estén habilitados los sensores cubiertos por el maniquí. Obtenga una imagen “para procesamiento” del maniquí utilizando el CAE para condiciones clínicas.
- e) Manteniendo la misma configuración, colocar láminas de PMMA sobre del objeto de prueba hasta obtener 45 mm de espesor, colocar el espaciador de 8 mm y comprimir. Obtener una imagen “para procesamiento” del maniquí utilizando el CAE para condiciones clínicas. Si el equipo es CR utilice el mismo chasis (Figura 35).
- f) Manteniendo la misma configuración, colocar láminas de PMMA sobre del objeto de prueba hasta obtener 70 mm de espesor, colocar el espaciador de 20mm y comprimir. Obtener una imagen “para procesamiento” del maniquí utilizando el CAE para condiciones clínicas. Si el equipo es CR utilice el mismo chasis (Figuras 35 (a) y (b)).



(a)



(b)

Fuente: colección de los autores

FIG. 35. (a) Láminas de PMMA semicirculares con espaciadores (poliestireno expandido) (b) Láminas de PMMA rectangulares con espaciadores (espuma gris).

4.8.6. Cálculos y análisis de los resultados

4.8.6.1. Analógico

- a) Calcular el coeficiente de variación del valor de la carga (mAs) utilizando la ecuación 25.
- b) Determinar la desviación máxima de la DO de las imágenes utilizando la ecuación 26.

4.8.6.2. Digital

- a) Utilizar el software de análisis de imágenes y obtener para cada imagen la razón de la diferencia de la SNR utilizando la ecuación 26.
- b) La variación de la SDNR se calcula en términos al grosor de referencia 45 mm, utilizando la ecuación 28.

$$\Delta \text{SDNR} = \frac{100(\text{SDNR}_i - \text{SDNR}_{45\text{mm}})}{\text{SDNR}_{45\text{mm}}} \quad (28)$$

Donde:

ΔSDNR es la diferencia de relación señal-ruido entre una imagen de espesor i y la referencia de espesor 45 mm;
 SDNR_i es la relación diferencia de señal-ruido obtenida para cada imagen de espesor i ;
 $\text{SDNR}_{45\text{mm}}$ es la relación diferencia de señal-ruido obtenida para la imagen de referencia de espesor 45 mm;

4.8.7. Tolerancias

Para 20 y 45 mm PMMA, $\Delta SDNR \geq 0\%$ y para 70 mm PMMA $\geq 30\%$.

4.8.8. Acciones correctivas

Cuando el resultado de la prueba no sea aceptable deberá contactarse al servicio de mantenimiento.

4. 9. FUERZA DE COMPRESIÓN

4.9.1. Objetivo

Verificar que el sistema de compresión funcione adecuadamente en modo automático y manual.

4.9.2. Frecuencia

Inicial, anual y después de cambios.

4.9.3. Referencias

SEFM, SEPR y SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, revisión 2011 [5]

ACR. Mammography Quality Control Manual [17]

IAEA Human Health Series No.2 [18]

IAEA Human Health Series No.17 [19]

IAEA- TECDOC-1517 [20]

EUREF. European Protocol for the Quality Control of the Physical and Technical Aspects of Mammography Screening [21]

4.9.4. Instrumentación

- a) Balanza de baño analógica.
- b) Toalla o paño acolchado.

4.9.5. Metodología

4.9.5.1. Modo automático

- a) Ubicar la toalla sobre el soporte de mama y sobre ella centrar la balanza.
- b) Cubrir con suficientes toallas o paños para no dañar el compresor.
- c) Activar la paleta de compresión de modo que se detenga al máximo de la fuerza disponible.
- d) Leer el registro de la balanza y el que indica el equipo.
- e) Liberar la compresión.

4.9.5.2. Modo manual

- a) Comprimir la balanza con la paleta hasta que se detenga
- b) Leer la fuerza de compresión.

c) Liberar la compresión.

4.9.6. Cálculo y análisis de los resultados

Verificar que la lectura de la escala de fuerza de compresión sea la misma que la del indicador.

4.9.7. Tolerancias

- a) La máxima fuerza de compresión deberá estar comprendida entre 150 N y 200 N (20,4 kg) en modo automático.
- b) En modo manual no debe exceder los 300 N (30,6 kg).
- c) El valor del indicador debe tener una precisión $\leq \pm 20$ N (2 kg).

4.9.8. Acciones correctivas

Cuando el resultado de la prueba no sea aceptable deberá contactarse al servicio de mantenimiento.

4.10. PRECISIÓN DE MEDIDA DE ESPESOR

4.10.1. Objetivo

Verificar la precisión de la escala de espesor de mama.

4.10.2. Frecuencia

Inicial, semestral y después de cambios.

4.10.3. Referencias

SEFM, SEPR y SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, revisión 2011 [5]
IAEA Human Health Series No.2 [18]
ACR. Digital Mammography Quality Control Manual [22]

4.10.4. Instrumentación

- a) Placas de PMMA de 20, 45 y 70 mm de espesor.
- b) Toalla o paño fino.

4.10.5. Metodología

- a) Colocar uno de los paños para cubrir el soporte de la mama.
- b) Apilar en forma alineada placas de PMMA sumando 20, 45 y 70 mm. Debería ser de un tamaño similar al del compresor de mama para evitar las deformaciones del mismo. Algunos equipos están calibrados teniendo en cuenta un leve movimiento pendular de la placa de compresión. En estos casos el tamaño de las placas de PMMA debería permitir que este movimiento se efectúe. Se debe cuidar al efectuar la compresión de modo de no lastimar la paleta.
- c) Aplicar una fuerza de compresión de uso clínico.
- d) Comparar el valor en el indicador o la escala con el espesor conocido de las placas de acrílico.

- e) En los sistemas donde los valores de los parámetros de exposición dependen del espesor repetir en modo de magnificación.

4.10.6. Cálculo y análisis de los resultados

Comparar las medidas con la escala del indicador o con la regla graduada que existe en la columna de los mamógrafos analógicos y CR.

4.10.7. Tolerancias

- a) Los valores aceptables están dentro de los ± 8 mm.
- b) Los valores alcanzables están dentro de los ± 5 mm.

4.10.8. Acciones correctivas

Cuando el resultado de la prueba no sea aceptable deberá contactarse al servicio de mantenimiento.

4.11. RESOLUCIÓN ESPACIAL DE ALTO CONTRASTE

4.11.1. Objetivo

Evaluar la resolución espacial del sistema a partir de la medición de los grupos de pares de líneas por milímetro (pl/mm) visibles en la imagen.

4.11.2. Frecuencia

Inicial, anual y después de cambios.

4.11.3. Referencias

SEFM, SEPR y SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, revisión 2011 [5]

IAEA Human Health Series No.2 [18]

IAEA Human Health Series No.17 [19]

IAEA-TECDOC-1517 [20]

EUREF. European Protocol for the Quality Control of the Physical and Technical Aspects of Mammography Screening [21]

ACR. Digital Mammography Quality Control Manual [22]

4.11.4. Instrumentación

- a) Patrón de resolución con hasta 20 pl/mm.
- b) Placas de PMMA (45 mm de espesor en total).
- c) Cassette con película o IP CR.
- d) Lupa con magnificación de 5X.
- e) Objeto de prueba para MTF: objeto metálico con bordes rectos, de tamaño de 20 a 50 mm de lado.
- f) Software libre para estimación de MTF.

4.11.5. Metodología

4.11.5.1. Equipo analógico o digital (con patrón de resolución)

- a) Colocar el cassette cargado en el Bucky o el cassette CR.
- b) Colocar el patrón de resolución sobre 45 mm de PMMA a 10 mm del borde de la pared del tórax y con un ligero ángulo para evitar el efecto Moiré.
- c) Asegurar que los sensores del CAE no se encuentran debajo del patrón de resolución.
- d) Si el equipo fuera digital, asegurarse que cualquier procesamiento de la imagen este desactivado.
- e) Con los factores técnicos clínicos correspondientes a una mama equivalente a 45 mm, tomar dos exposiciones; una con el patrón perpendicular a la pared del tórax y otra con el patrón paralelo, con factores técnicos clínicos correspondientes a una mama equivalente a 45 mm
- f) Procesar las películas según la recomendación del fabricante o visualice las imágenes en el monitor de adquisición.

4.11.5.2. Equipo digital (con objeto de prueba para MTF)

- g) Colocar el objeto de prueba para el MTF sobre 45 mm de PMMA, con un ángulo entre 2 -5 grados con respecto a la pared del tórax.
- h) Seleccionar los factores de exposición clínicos correspondientes a una mama equivalente a 45 mm.
- i) Realizar una exposición en modo manual con el objeto de prueba paralelo a la pared del tórax, y anotar los factores técnicos.
- j) Repetir la exposición con el objeto de prueba perpendicular a la pared del tórax, y anotar los factores técnicos.
- k) Exportar las imágenes crudas (“para procesamiento”) para ser cargadas en la computadora que tenga el software para el análisis de MTF.

4.11.6. Cálculos y análisis de los resultados

4.11.6.1. Equipo analógico o digital (con patrón de resolución)

- a) Utilizar la lupa para identificar el número de grupos de líneas que pueden ser resueltos claramente.
- b) Registrarlo.

4.11.6.2. Equipo digital (con objeto de prueba para MTF)

- a) Cargar la imagen en la computadora que tenga el software para el análisis de MTF.
- b) Ejecutar el software según las instrucciones del mismo.
- c) Registrar las frecuencias para las cuales el valor de MTF cae al 50% y al 20% (para ambas direcciones).

4.11.7. Tolerancias

La variación de la resolución en relación al tiempo debe ser $< 10\%$ respecto al valor inicial.

4.11.7.1. Equipo analógico o digital (con patrón de resolución)

- a) Aceptable: ≥ 11 pl/mm para ambas direcciones.
- b) Deseable: ≥ 15 pl/mm para ambas direcciones.

4.11.7.2. Equipo digital (con objeto de prueba para MTF)

- a) Los valores de las frecuencias aceptables o deseables para los cuales el MTF decae a un 50% y 20%, serán los indicados en la Tabla 8 [19].
- b) O bien las recomendadas por el fabricante del equipo mamográfico.

4.11.8. Acciones correctivas

Cuando el resultado de la prueba no sea aceptable, repetir la prueba, si el problema persiste deberá contactarse al servicio de mantenimiento, previamente:

- a) Revisar el tamaño del punto focal o si existe algún daño al detector.
- b) Si se sospecha deterioro del mismo con el tiempo, la MTF puede calcularse en diferentes zonas del detector.

TABLA 8. FRECUENCIAS ACEPTABLES A LAS CUALES EL MTF CORRESPONDE A UN 50% Y 20% CICLOS/MM (VALOR PERPENDICULAR A LA PARED TORÁCICA/VALOR PARALELO A LA PARED TORÁCICA) [19]

Sistema	Modo de contacto	
	50%	20%
Agfa CR (MM3.0)	2.0/2.0	4.5/3.5
Agfa CR (HM5.0)	2.5/2.0	5.5/4.5
Carestream CR (EHR-M3)	2.0/2.0	4.5/4.0
Carestream CR (EHR-M2)	1.5/1.5	3.5/3.0
Konica CR (RP-6M)	2.5/2.0	5.0/3.5
(RP-7M)	3.0/2.0	6.0/4.0
(CP-1M)	3.5/2.0	7.5/4.0
Fuji Amulet	4.5/4.5	7.5/4.5
Fuji Profect (HR-BD)	3.0/2.0	6.0/4.0
GE 2000D	2.5/2.5	5.0/5.0
GE DS	3.5/3.5	6.0/6.0
GE Essential	2.5/2.5	4.5/4.5
Hologic Selenia	6.5/6.5	9/9
IMS Giotto	4.0/4.0	6.5/6.5

Philips PCREleva	5.0/5.0	9.0/8.0
Planmed Nuance	4.5/5.5	9.0/8.0
Sectra L30	4.0/5.5	6.0/8.0
Sienens Inspiration	5.0/5.0	8.0/8.0
Sienens Novation	5.0/5.0	9.0/8.0

4.12. ENMASCARAMIENTO/IMAGEN RESIDUAL (GHOSTING)

4.12.1. Objetivo

Determinar la presencia de artefactos debido a exposiciones previas del detector (excepto sistemas de conteo de fotones).

4.12.2. Frecuencia

Inicial, anual y después de cambios.

4.12.3. Referencias

SEFM, SEPR y SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, revisión 2011 [5]

IAEA Human Health Series No.17 [19]

EUREF. European Protocol for the Quality Control of the Physical and Technical Aspects of Mammography Screening [21]

ACR. Digital Mammography Quality Control Manual [22]

4.12.4. Instrumentación

- a) Placas de PMMA (45 mm de espesor en total).
- b) Software para análisis de imágenes.

4.12.5. Metodología

- a) Colocar la lámina de 45 mm PMMA en la mitad derecha del soporte de la mama (Figura 36(a)).
- b) Bajar la paleta de compresión y tomar una exposición en modo manual utilizando los factores de exposición clínicos correspondientes a una mama equivalente a 45 mm y anotarlos. Llamar a esta imagen “creación del enmascaramiento”.
- c) Procesar el cassette y continuar utilizando el mismo, si utiliza un sistema CR.
- d) Orientar la lámina de PMMA, conforme a la Figura 36(b).
- e) Tomar una nueva exposición, tan rápido como el sistema detector lo permita. Llamar a esta imagen “medición del enmascaramiento”.

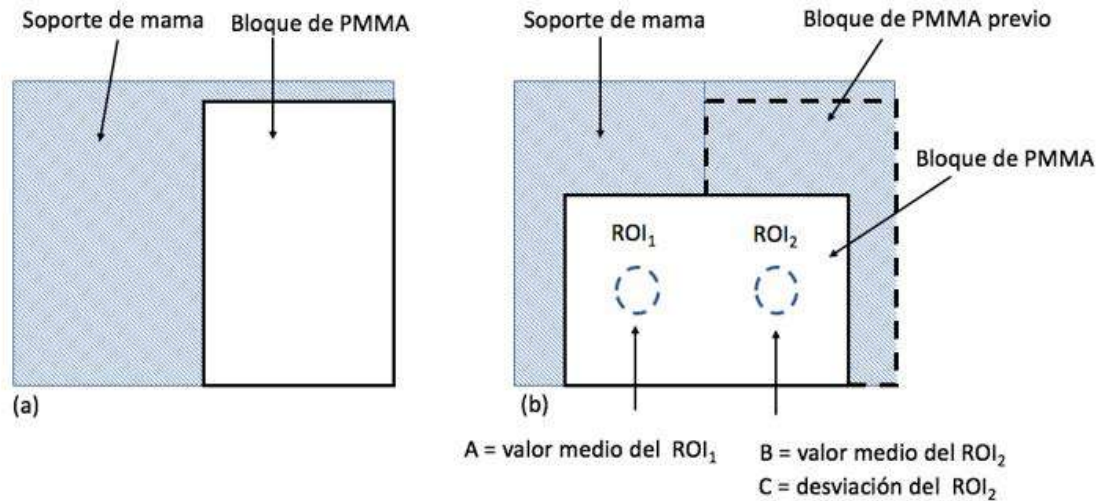


FIG. 36. (a) Preparación para la creación de la imagen de “enmascaramiento” (b) medición de la imagen de “enmascaramiento”[26].

4.12.6. Cálculo y análisis de los resultados

Visualizar las dos imágenes crudas (“para procesamiento”) y analizar las imágenes utilizando un software de análisis que permita medir regiones de interés (ROI) en la estación de visualización o en una PC:

- Generar una ROI (4 cm²) en la posición A y B localizadas aproximadamente a 20 mm de la línea divisoria (Figura 36(b)).
- Medir el valor medio del píxel (VMP) y su correspondiente desviación estándar (DE) para la posición B y registrar los valores.
- Para la posición A, medir el VMP.
- Calcule la SDNR para el enmascaramiento utilizando la ecuación 29:

$$SDNR = \frac{(VMP_A - VMP_B)}{DE_C} \quad (29)$$

Donde:

SDNR es la relación de diferencia de señal-ruido obtenida para cada imagen;
VMP_A es el valor medio de los píxeles del ROI_A;
VMP_B es el valor medio de los píxeles del ROI_B; y,
DE_C es la desviación estándar del valor medio de los píxeles del ROI_B.

- Inspeccionar la segunda imagen para identificar si se observa la línea central.
- Utilizar un ancho de ventana pequeño y el correspondiente nivel de ventana.
- Anotar el ancho y el nivel de ventana, así como cualquier presencia visible de la imagen central de enmascaramiento.

4.12.7. Tolerancias

- El valor de la SDNR deberá ser ≤ 2.0 .

- b) Alternativamente al observar la imagen “medición del enmascaramiento” bajo condiciones de visualización clínicas no se debe identificar la línea central.

4.12.8. Acciones correctivas

Cuando el resultado de la prueba no sea aceptable deberá contactarse al servicio de mantenimiento.

4.13. EXACTITUD Y REPETIBILIDAD DE LA TENSIÓN DEL TUBO DE RAYOS X

4.13.1. Objetivo

Evaluar la exactitud y repetibilidad de la tensión del tubo de rayos X.

4.13.2. Frecuencia

Inicial, anual y después de cambios.

4.13.3. Referencias

ARCAL XLIX. Protocolos de Control de Calidad en Radiodiagnóstico [1]

SEFM, SEPR y SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, revisión 2011 [5]

ACR. Mammography Quality Control Manual [17]

IAEA Human Health Series No.2 [18]

IAEA Human Health Series No.17 [19]

IAEA-TECDOC-1517 [20]

EUREF. European Protocol for the Quality Control of the Physical and Technical Aspects of Mammography Screening [21]

ACR. Digital Mammography Quality Control Manual [22]

4.13.4. Instrumentación

- a) Medidor no invasivo de kVp.
- b) Lámina de 1 mm de Cu para sistemas digitales.

4.13.5. Metodología

- a) Cubrir el receptor de imagen con la lámina de Cu.
- b) Colocar el medidor de kVp sobre el soporte de la mama, en el centro de haz de radiación.
- c) Fijar un valor de mAs en modo manual y seleccionar un valor de kVp.
- d) Efectuar al menos tres exposiciones y registrar el valor medido en cada exposición.
- e) Repetir el procedimiento para otros 2 valores de kVp seleccionados.

4.13.6. Cálculo y análisis de los resultados

4.13.6.1. Exactitud

Determinar la desviación máxima obtenida entre el valor nominal y el valor medido utilizando la ecuación 5.

4.13.6.2. Repetibilidad

Para cada valor de kVp seleccionado, calcular el promedio, la desviación estándar y el coeficiente de variación dados por la ecuación 6.

4.13.7. Tolerancias

- a) Exactitud del valor de kVp: desviación máxima $\leq \pm 10 \%$.
- b) Repetibilidad del valor de kVp: coeficiente de variación $\leq 10 \%$.

4.13.8. Acciones correctivas

Cuando el resultado de la prueba no sea aceptable deberá contactarse al servicio de mantenimiento.

4.14. CAPA HENIRREDUCTORA (CHR)

4.14.1. Objetivo

Verificar si el valor de la capa henirreductora está de acuerdo con los requisitos mínimos.

4.14.2. Frecuencia

Inicial, anual y después de cambios.

4.14.3. Referencias

ARCAL XLIX. Protocolos de Control de Calidad en Radiodiagnóstico [1]SEFM, SEPR y SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, revisión 2011 [5]
IAEA TRS No. 457 [8]
IAEA Human Health Series No.2 [18]
IAEA Human Health Series No.17 [19]
IAEA-TECDOC-1517 [20]
EUREF. European Protocol for the Quality Control of the Physical and Technical Aspects of Mammography Screening [21]
ACR. Digital Mammography Quality Control Manual [22]

4.14.4. Instrumentación

- a) Sistema dosimétrico calibrado para mamografía (cámara de ionización o semiconductor).
- b) Conjunto de filtros de Al de pureza superior a 99.95%.
- c) Cinta métrica.
- d) Lámina de Cu de 1 mm de espesor.

4.14.5. Metodología

Nota: Comprobar la exactitud del kVp antes de medir la CHR.

- a) Cubrir el receptor de imagen con la lámina metálica.
- b) Utilizar la técnica manual y seleccionar la combinación de kVp y ánodo/filtro seleccionados por el CAE para los grosores de PMMA de 20, 45 y 70 mm. (Para mamógrafos analógicos la capa henirreductora se evalúa solamente para el grosor de 45 mm de PMMA).

- c) Colocar el dosímetro a una altura de 45 mm sobre el soporte de la mama, a 40 mm del borde de la pared del tórax, asegurar que el dosímetro se encuentre en el campo de radiación y si es posible colime el campo de radiación.
- d) Colocar la paleta de compresión aproximadamente a la mitad de la distancia foco-dosímetro.
- e) Realizar al menos dos exposiciones y registrar.
- f) Colocar un filtro de 0,3 mm de Al sobre la paleta de compresión, de modo que cubra todo el volumen sensible del dosímetro.
- g) Realizar una exposición con los mismos parámetros de exposición y registrar. Si el dato es inferior a la mitad de la lectura sin filtro, utilizar un filtro más delgado.
- h) Agregar 0,1 mm de Al y repetir el paso anterior. Si el dato es superior a la mitad de la lectura sin filtro, utilizar un filtro más grueso.
- i) Quitar todos los filtros y tomar nuevamente la lectura sin filtros.
- j) Realizar el procedimiento anterior para la combinación de kVp y ánodo/filtro seleccionados por el CAE para los grosores de 20 y 70 mm de PMMA si el mamógrafo es digital.

4.14.6. Cálculo y análisis de los resultados

- a) Calcular el valor de la capa hemirreductora utilizando la ecuación 7.

4.14.7. Tolerancias

La capa hemirreductora (CHR) debe encontrarse entre los siguientes rangos:

$$kV/100 + 0,03 \leq CHR \leq kV/100 + C \quad (30)$$

Donde:

kV es el valor del kilovoltaje nominal seleccionado;

C es el valor según la combinación ánodo/filtro, que se presenta en la Tabla 9.

TABLA 9- VALOR DE C SEGÚN LA COMBINACIÓN ÁNODO/FILTRO [18] [19]

A/F	C
Mo/Mo	0.12
Mo/Rh	0.19
Rh/Rh	0.22
W/Rh	0.30
W/Ag	0.32
W/Al	0.25

4.14.8. Acciones correctivas

Cuando el resultado de la prueba no sea aceptable deberá contactarse al servicio de mantenimiento.

4.15. VALOR DEL RENDIMIENTO DEL TUBO DE RAYOS X, REPETIBILIDAD Y LINEALIDAD

4.15.1. Objetivo

Evaluar el rendimiento y su linealidad con respecto a mAs.

4.15.2. Referencias

ARCAL XLIX. Protocolos de Control de Calidad en Radiodiagnóstico [1]

SEFM, SEPR y SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, revisión 2011 [5]

IAEA Human Health Series No.2 [18]

IAEA Human Health Series No.17 [19]

IAEA-TECDOC-1517 [20]

EUREF. European Protocol for the Quality Control of the Physical and Technical Aspects of Mammography Screening [21]

ACR. Digital Mammography Quality Control Manual [21]

4.15.3. Instrumentación

- a) Sistema dosimétrico calibrado para mamografía (cámara de ionización o semiconductor).
- b) Cinta métrica.
- c) Medidor de presión y temperatura.
- d) Lámina de Cu de 1 mm de espesor.

4.15.4. Frecuencia

Inicial, anual y después de cambios.

4.15.5. Metodología

- a) Colocar el dosímetro a una altura de 45 mm sobre el soporte de la mama y a 40 mm del borde de la pared del tórax centrado lateralmente. Asegurar que el dosímetro se encuentre en el campo de radiación.
- b) Colocar la paleta de compresión tan alejada del dosímetro como el equipo permita.
- c) Anotar la distancia foco-dosímetro.

4.15.5.1. Equipo analógico con película o IP CR

- a) Cubrir el receptor de imagen con la lámina metálica si es CR.
- b) Seleccionar Mo/Mo a 28 kVp en modo manual.
- c) Seleccionar 3 valores de mAs utilizados en la práctica clínica.
- d) Realizar al menos dos exposiciones para el primer valor de mAs y registrarlas.
- e) Calcular la diferencia porcentual entre las dos mediciones; si está es menor al 5%, dos mediciones son suficientes. Si es mayor del 5%, realizar otras 3 exposiciones.
- f) Tomar solo una exposición para los otros valores de mAs seleccionados.

4.15.5.2. Equipo digital

- a) Cubrir el receptor de imagen con la lámina metálica.

- b) Seleccionar el modo manual y las combinaciones de ánodo/filtro utilizadas en la práctica clínica.
- c) Medir valor del kerma en aire para 4 valores de kVp diferentes.
- d) Utilizar solamente 2 valores de mAs según el tipo de detector:
 - 50 y 100 mAs para sistemas con detectores integrados.
 - 5 y 10 mAs para sistema con conteo de fotones.

4.15.6. Cálculo y análisis de los resultados

4.15.6.1. Valor del rendimiento normalizado ($\mu\text{Gy}/\text{mAs}$ a 1m)

- a) Calcular el valor promedio de las lecturas obtenidas para los diferentes mAs.
- b) Corregir el valor promedio de las lecturas por el factor de calibración y de presión y temperatura a partir de las ecuaciones 8 y 9.
- c) Corregir por la ley del inverso del cuadrado de la distancia a 100 cm y calcular el rendimiento de acuerdo a la ecuación 10 para cada mAs seleccionado.

4.15.6.2. Repetibilidad

A partir de los valores de rendimiento calculados en el punto anterior, calcular la desviación estándar y el coeficiente de variación dados por la ecuación 12.

4.15.6.3. Linealidad

Tomar dos valores de rendimiento (Y_1 y Y_2) para mAs consecutivos y calcular la linealidad usando la ecuación 13.

4.15.7. Tolerancias

- a) Repetibilidad: Diferencia $\leq 5\%$ o coeficiente de variación $\leq 5\%$.
- b) Linealidad: La variación entre 2 puntos consecutivos de la linealidad del rendimiento debe ser $\leq$ al 10%.
- c) Rendimiento equipo analógico con película o IP CR: $> 30 \mu\text{Gy}/\text{mAs}$ a 1 m (para 28 kVp y Mo/Mo).
- d) Para los equipos digitales no hay un valor límite en su rendimiento, simplemente se debe tomar el valor de base y monitorear con el tiempo.

Nota: Si el rendimiento es muy bajo (ejemplo $20 \mu\text{Gy}/\text{mAs}$ a 1 m) los tiempos de exposición se alargarán y producirán artefactos. El tiempo para una mama estándar de 53 mm espesor debe ser menor a 1 segundo (excepto para sistemas de barrido).

4.15.8. Acciones correctivas

Cuando el resultado de la prueba no sea aceptable deberá contactarse al servicio de mantenimiento.

4.16. DOSIMETRÍA

4.16.1. Objetivo

Estimar la Dosis Glandular Media (D_G) para mamas equivalentes a 20, 45 y 70 mm de PMMA.

4.16.2. Frecuencia

Inicial, anual y después de cambios.

4.16.3. Referencias

SEFM, SEPR y SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, revisión 2011 [5]

IAEA TRS No. 457 [8]

ACR. Mammography Quality Control Manual [16]

IAEA Human Health Series No.2 [18]

IAEA Human Health Series No.17 [19]

IAEA-TECDOC-1517 [20]

EUREF. European Protocol for the Quality Control of the Physical and Technical Aspects of Mammography Screening [21]

ACR. Digital Mammography Quality Control Manual [21]

4.16.4. Instrumentación

- a) Sistema dosimétrico calibrado para mamografía (cámara de ionización o semiconductor).
- b) Medidor de temperatura y presión.
- c) Cinta métrica.
- d) Lámina de 1 mm de Cu para sistemas digitales.

4.16.5. Metodología

- a) Realizar esta prueba utilizando los factores de exposición (kVp, ánodo/filtro, mAs) encontrados en la prueba del CAE para los grosores de 20, 45 y 70 mm PMMA. Estos factores de exposición tomaban en cuenta los grosores adicionales de los espaciadores.
- b) Para mamógrafos analógicos solamente evaluar para el espesor equivalente de 45 mm, y para los equipos digitales evaluar para los tres espesores.
- c) Para los equipos digitales deberá proteger el detector cubriéndolo con la lámina de metal.
- d) Determinar la distancia foco-soporte de la mama (d_T) y registrar.
- e) Colocar el dosímetro en la parte de debajo de la paleta de compresión a una altura correspondiente a 45 mm sobre el soporte de la mama. Centrar la cámara a unos 40 mm del borde de la pared del tórax.
- f) Utilizar el valor de kVp y combinación ánodo/filtro para el espesor de 45 mm de PMMA de la prueba del CAE para realizar una exposición en modo manual. Utilizar el valor de mAs_{auto} y registrar el valor de la lectura del dosímetro (M_{auto}). De no poderse seleccionar el mismo valor de mAs_{auto} para obtener una lectura, extrapolar la lectura correspondiente al mAs_{auto} , utilizando la ecuación 31.

$$M_{auto} = \frac{mAs_{auto}}{mAs_{M_1}} M_1 \quad (31)$$

Donde:

M_{auto}	es la lectura extrapolada en modo automático;
mAs_{auto}	es el valor de mAs en modo automático;
mAs_{M_1}	es el valor de mAs en modo manual; y,
M_1	es la lectura del dosímetro en modo manual.

- g) Corregir las lecturas por los factores de calibración, presión y temperatura de referencia, conforme ecuaciones 8 y 9, para obtener el valor del kerma incidente a 45 mm sobre el soporte de la mama.

Equipo digital:

- a) Repetir los pasos anteriores para las combinaciones de kVp, ánodo/filtro y mAs_{auto} para los espesores de 20 y 70 mm PMMA respectivamente, según la prueba de CAE.
b) No mover la cámara de ionización, solamente corregir por distancia los valores del kerma incidente, utilizando la ecuación 32:

$$K_i = K_{45} \left(\frac{d_T - 45}{d_T - i} \right)^2 \quad (32)$$

Donde:

K_i es el kerma incidente sin retrodispersión para el espesor i , 20 o 70 mm PMMA;
 K_{45} es el kerma incidente sin retrodispersión medido para el espesor 45 mm PMMA;
 d_T es la distancia foco-soporte de la mama; y,
 i es el espesor de interés, 20 o 70 mm PMMA.

- c) Registrar los resultados.

4.16.6. Cálculo y análisis de los resultados

Calcular el valor de la dosis glandular media (D_G), mediante los valores del kerma incidente para cada espesor y los coeficientes de conversión, según la ecuación 33:

$$D_G = g_t \cdot c_t \cdot s \cdot K_i \quad (33)$$

Donde:

K_i es el valor del kerma incidente sin retrodispersión para los correspondientes valores de 20, 45 y 70 mm PMMA que simulan los valores equivalentes de mama;
 s es el factor que toma en cuenta la combinación ánodo/filtro;
 g_t es el factor que convierte el valor del kerma incidente de entrada a dosis glandular media para el grosor t de mama equivalente; y,
 c_t es el factor de conversión que toma en cuenta la glandularidad de la mama equivalente de grosor t . Los coeficientes de conversión se presentan en la Tablas 10, 11, y 12.

TABLA 10. PRODUCTO DE LOS FACTORES DE CONVERSIÓN G Y C PARA CALCULAR EL D_G PARA MAMAS ESTÁNDARES A PARTIR DE MEDICIONES CON DIFERENTES GROSORES DEL MANIQUÍ PMMA [18] [19]

Espesor del PMMA (mm)	Espesor de mama equivalente (mm)	Proporción fibroglandular de mama equivalente	Producto de factores g y c						
			HVL (mm Al)						
			0,30	0,35	0,40	0,45	0,50	0,55	0,60

20	21	(%) 97	0,336	0,377	0,415	0,450	0,482	0,513	0,539
45	53	29	0,172	0,196	0,218	0,242	0,269	0,297	0,321
70	90	4	0,112	0,127	0,142	0,157	0,173	0,194	0,215

TABLA 11. FACTORES S PARA COMBINACIONES ÁNODO-FILTRO SELECCIONADOS [18] [19]

Combinación ánodo/filtro	Espesor del filtro (μm)	Factor s
Mo/Mo	30	1,000
Mo/Rh	25	1,017
Rh/Rh	25	1,061
W/Rh	50-60	1,042
W/Ag	50-75	1,042

TABLA 12. FACTORES S PARA ÁNODO DE TUNGSTENO FILTRADO POR 0.5 MM DE AL [19]

Espesor PMMA (mm)	Espesor de mama equivalente (mm)	Factor s
20	21	1,075
45	53	1,149
70	90	1,198

4.16.7. Tolerancias

Los valores de D_G deben ser los recomendados en la Tabla 13.

TABLA 13. LÍMITES ACEPTABLES Y DESEABLES PARA DOSIS MEDIA GLANDULAR (D_G) [5] [18] [19]

Espesor del PMMA (mm)	Espesor de mama equivalente (mm)	Nivel aceptable de D_G para mama equivalente (mGy)	Nivel deseable de D_G para mama equivalente (mGy)
20	21	1,0	0,6
45	53	2,5	2,0
70	90	6,5	5,1

4.16.8. Acciones correctivas

Cuando el resultado de la prueba no sea aceptable deberá contactarse al servicio de mantenimiento.

Nota: Adicionalmente se recomienda estimar los D_G a partir de mediciones con pacientes para compararlos con los niveles orientativos de dosis.

4.17.CALIDAD DE IMAGEN

4.17.1. Objetivo

Verificar la calidad de la imagen mamográfica.

4.17.2. Frecuencia

Inicial, semanal y después de cambios.

4.17.3. Referencias

ARCAL XLIX. Protocolos de Control de Calidad en Radiodiagnóstico [1]

ACR. Mammography Quality Control Manual [17]

IAEA Human Health Series No.2 [18]

IAEA Human Health Series No.17 [19]

IAEA-TECDOC-1517 [20]

EUREF. European Protocol for the Quality Control of the Physical and Technical Aspects of Mammography Screening [21]

ACR. Digital Mammography Quality Control Manual [21]

4.17.4. Instrumentación

- a) Fantoma de calidad de imagen que contenga estructuras encontradas en la mama, por ejemplo ACR.
- b) Lupa 5x.

4.17.5. Metodología

- a) Colocar el fantoma en el soporte de la mama alineado con el borde del tórax y centrado lateralmente.
- b) Comprimir con la paleta de compresión usando una fuerza de compresión utilizada en la rutina clínica (ejemplo 80 N).
- c) Verificar que el sensor del CAE este debajo del maniquí.
- d) Seleccionar por medio del CAE los factores técnicos utilizados en la rutina clínica para una mama equivalente a la del maniquí. Si no es posible utilizar el CAE, escoger los valores apropiados de ánodo, filtro, kVp, rejilla, posición del control de densidad y modo de operación.
- e) Realizar una exposición y registrar todos los factores técnicos.
- f) Procesar la imagen. Para sistemas analógicos procesar en la procesadora automática. Para sistemas CR y DR procesar con los algoritmos utilizados en la rutina clínica.

4.17.6. Cálculo y análisis de los resultados

- a) Comparar esta imagen con la imagen inicial de control.
- b) Analizar la imagen de acuerdo con las recomendaciones del fabricante.
- b) Determinar la presencia de artefactos que se puedan confundir con las estructuras del maniquí.
- c) Utilizar la lupa para inspeccionar la imagen buscando evidencia de áreas no uniformes, suciedad, polvo, líneas, artefactos del procesamiento o cualquier otro tipo de artefacto.
- d) Investigar la causa de cualquier artefacto en la imagen.

Nota: la evaluación de la calidad de imagen también se puede realizar con el uso de maniqués más sofisticados como lo son el CDMAM, el DMAM Gold, QUART, etc.

4.17.7. Tolerancias

- a) No debe existir degradación de la calidad de imagen o cambios en los factores de exposición o índice de exposición en equipos CR, respecto a los valores iniciales.
- b) No se deben visualizar ningún tipo de artefactos que degraden la imagen.
- c) Visualización de estructuras según recomendaciones del fabricante del fantoma.

4.17.8. Acciones correctivas

Cuando el resultado de la prueba no sea aceptable, repetir la prueba, si el problema persiste deberá contactarse al servicio de mantenimiento.

5. UNIDADES DE FLUOROSCOPIA CONVENCIONAL Y EQUIPOS INTERVENCIONISTAS

5.A. PRUEBAS COMUNES A AMBOS TIPOS DE EQUIPOS

5.A.1. EVALUACIÓN DE LAS CONDICIONES AMBIENTALES O LEVANTAMIENTO RADIOMÉTRICO

5.A.1.1. Objetivo

Realizar el levantamiento radiométrico para evaluar las condiciones ambientales del servicio en términos de protección radiológica y verificar los niveles de exposición ocupacional y del público.

5.A.1.2. Frecuencia

Inicial, cada cuatro años y después de modificaciones que afecten la protección radiológica.

5.A.1.3. Referencias

ARCAL XLIX. Protocolos de Control de Calidad en Radiodiagnóstico [1]

NCRP Report No. 147 [3]

SEFM, SEPR y SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, revisión 2011 [5]

5.A.1.4. Instrumentación

- a) Sistema dosimétrico calibrado para condiciones de radioprotección (ejemplo cámara de ionización de 1.800 cc o monitor de área con cámara de ionización) y debidamente calibrado para esta medición.
- b) Placas de PMMA con dimensiones del tórax de un adulto típico (ejemplo 20 cm de espesor y dimensiones de 30 x 30 cm o un recipiente lleno de agua)
- c) Cinta métrica.

5.A.1.5. Metodología

5.A.1.5.1. Elaboración del croquis de la instalación

- a) Dibujar a escala el esquema de la sala de rayos X y sus áreas adyacentes.
- b) Representar en el croquis el generador, tubo de rayos X, mesa del paciente, blindajes suspendidos del techo o camilla, posición de los monitores, sala de comando, puertas y ventanas.
- c) Indicar la naturaleza de las áreas adyacentes. Ejemplo: cuarto oscuro, pasillo, sala de lectura, estacionamiento, sala de espera, recepción, baños, etc.
- d) Identificar con letras mayúsculas en el croquis los puntos de interés, situados dentro y fuera de la sala donde individuos del público y/o trabajadores de la entidad puedan estar expuestos a radiación.

5.A.1.5.2. Medidas de la radiación

- a) Seleccionar el modo manual, cuando sea posible.
- b) Seleccionar el kVp más alto utilizado en los exámenes de rutina.
- c) Para mediciones en el modo de tasa de dosis, utilizar un tiempo de exposición suficiente hasta que la lectura mostrada en el electrómetro del medidor se haya estabilizado.
- d) Seleccionar el mayor tamaño de campo permitido por el colimador.
- e) Registrar los parámetros de operación y las características del sistema dosimétrico.
- a) Colocar las láminas de PMMA sobre la mesa de examen, entre el tubo y el receptor de imagen. Observar todas las posibilidades de posicionamiento del paciente y del receptor de imagen, para seleccionar la distancia más cercana a la barrera secundaria en estudio.
- b) Dirigir el haz hacia el centro del conjunto de láminas.
- c) Fijar la mayor distancia foco-receptor posible (se recomienda una distancia foco-superficie del maniquí de al menos 45 cm). Ejemplo: foco-receptor 100 cm.
- d) Realizar una exposición y medir con la cámara de ionización en uno de los puntos identificados utilizando los parámetros preseleccionados.
- e) Repetir al menos tres veces la medición en cada punto y anotar el valor máximo.
- f) Repetir el mismo procedimiento para los demás puntos de interés.
- g) Repetir el mismo procedimiento para las direcciones de uso clínico del tubo más comunes.

Nota: Para puntos situados en el interior de la sala, evaluar la dosis con y sin barreras de protección y registrar la distancia a la que se realizó con respecto al centro del maniquí.

5.A.1.5.3. Definición de los parámetros de cálculo

- a) Para equipos fluoroscópicos, por tratarse de radiación dispersa el factor de uso (U) es igual a 1.
- b) Definir los factores de ocupación (T), en función del tiempo de permanencia de los individuos en el área. Para fines de orientación, los valores presentados en la Tabla 1 podrán ser adoptados en ausencia de valores más realistas.
- c) Determinar la carga de trabajo semanal (W), expresada en mA.min/semana, considerando la máxima técnica utilizada en los exámenes de rutina. Para las instalaciones nuevas, considerar por lo menos un período de 5 años de vida útil de la instalación.
- d) Para la obtención de valores más realistas aplicar la ecuación 1.

5.A.1.6. Cálculo y análisis de los resultados

- a) Calcular el valor promedio de las lecturas obtenidas (M) y corregir por el factor de presión y temperatura y de calibración, utilizando las ecuaciones 8 y 9.
- b) Para cada punto seleccionado expresar la mayor lectura obtenida en mSv/mA.min.
- c) Multiplicar el resultado obtenido por W (mA.min/ semana) $\times U \times T$.
- d) Para expresar el valor de tasa de dosis equivalente ambiental en mSv/año, multiplicar el resultado por 50 semanas/año según ecuación 2.

5.A.1.7. Tolerancias

- a) Comparar los valores obtenidos con los niveles de restricción de dosis establecidos en la normativa nacional o las recomendaciones presentadas en la Tabla 3.

- b) Señalar con Si o No la aceptación del nivel de radiación en cada punto. En caso de que exista algún punto con niveles no aceptables, señalar la no conformidad en el informe del levantamiento radiométrico.

5.A.1.8. Acciones correctivas

En caso de que exista algún punto con niveles no aceptables se recomienda: adicionar blindaje según cálculo, reducir el tiempo de ocupación, cambiar la posición del equipo, etc.

5.A.2. EXACTITUD Y REPETIBILIDAD DE LA TENSIÓN DEL TUBO DE RAYOS X

5.A.2.1. Objetivo

Evaluar la exactitud y la repetibilidad de la tensión del tubo de rayos X.

5.A.2.2. Frecuencia

Inicial, anual y después de cambios.

5.A.2.3. Referencias

ARCAL XLIX. Protocolo de Control de Calidad en Radiodiagnóstico [1]

SEFM, SEPR y SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, revisión 2011 [5]

IPEN Report 91 [6]

IPEN Report 32 [9]

5.A.2.4. Instrumentación

- a) Medidor de kVp no invasivo.
- b) Lámina de Cu de 2 mm de espesor, o de Al o de PMMA.
- c) Nivel de burbuja.
- d) Cinta métrica.

5.A.2.5. Metodología

- a) Seleccionar el modo de operación manual, cuando sea posible.
- b) Definir 4 valores de kVp (ejemplo 60, 80, 90, 110 kVp) utilizados en la práctica clínica y fijar un valor de mA (ejemplo 2 mA). Registrar los valores escogidos.
- c) Cubrir el detector de imagen con la lámina de Al o Cu para evitar que se dañe.
- d) Nivelar el tubo de rayos X y registrar las distancias de medición.
- e) Colocar el medidor no invasivo de kVp sobre la mesa (o sobre otro soporte adecuado).
- f) Abrir el colimador de modo que el campo de radiación cubra el volumen sensible del detector. Verificar la posición por medio de una imagen fluoroscópica.
- g) Realizar una exposición para cada kVp escogido durante un tiempo superior a 10 s y registrar.
- h) Manteniendo 80 kVp (o el valor más cercano) y 2 mA realizar 2 exposiciones y registrar los valores de kVp medidos.

Nota: Si no fuera posible seleccionar el modo manual, utilizar atenuadores (acrílico, Cu, etc.) para obtener los valores de kVp y mA deseados. Cuidar que el medidor de kVp esté situado

entre los atenuadores y el tubo de rayos X. Registrar los valores de kVp y mA nominales y las lecturas obtenidas.

5.A.2.6. Cálculo y análisis de los resultados

5.A.2.6.1. Exactitud

Determinar para cada valor de kVp seleccionado, la desviación máxima obtenida entre los valores nominales y los valores medidos, de acuerdo con la ecuación 5.

5.A.2.6.2. Repetibilidad

Para cada valor de kVp seleccionado, calcular el promedio, la desviación estándar y el coeficiente de variación, de acuerdo a la ecuación 6.

5.A.2.7. Tolerancias

- a) Exactitud del valor de kVp: Desviación máxima $\leq \pm 10 \%$.
- b) Repetibilidad del valor de kVp: Coeficiente de variación $\leq 10\%$.

5.A.2.8. Acciones correctivas

Cuando el resultado de la prueba no sea aceptable deberá contactar al servicio de mantenimiento del equipo.

5.A.3. CAPA HENIRREDUCTORA (CHR)

5.A.3.1. Objetivo

Verificar si el valor de la capa henirreductora está de acuerdo con los requisitos mínimos.

5.A.3.2. Frecuencia

Inicial, anual y después de cambios.

5.A.3.3. Referencias

ARCAL XLIX. Protocolos de Control de Calidad en Radiodiagnóstico [1]
SEFM, SEPR y SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, revisión 2011 [5]
IPEN Report 91 [6]
IPEN Report 32 [9]

5.A.3.4. Instrumentación

- a) Sistema dosimétrico calibrado (cámara de ionización volumen de 30 a 120 cc o semiconductor).
- b) Conjunto de filtros de Al de pureza superior a 99,95% (1,0 a 5 mm).
- c) Láminas de Cu o Al de diferentes espesores.
- d) Cinta métrica

5.A.3.5. Metodología

- a) Seleccionar el modo de operación manual, cuando sea posible.
- b) Seleccionar un valor de kVp comprendido en el rango indicado en la Tabla 5 y una corriente mínima de 2 mA.
- c) Colocar la cámara de ionización a 30 cm de la mesa y posicionar el tubo a la distancia foco-mesa de 100 cm.
- d) Colimar el haz de forma que cubra el volumen sensible de la cámara.
- e) Proteger el detector de imagen con la lámina de Al o Cu.
- f) Realizar una exposición durante un tiempo de exposición mínimo de 10 s y registrar la lectura de la tasa de kerma.
- g) Repetir al menos dos veces más y registrar.
- h) Seleccionar un filtro de espesor similar a la mínima CHR esperada para la tensión del tubo seleccionada (Tabla 5).
- i) Posicionar el filtro a la salida del colimador.
- j) Realizar una exposición con los mismos parámetros y registrar la lectura.
- k) Repetir al menos dos veces más y registrar.
- l) Repetir el procedimiento agregando otros valores de filtro hasta que la lectura este por debajo del 50 % del valor obtenido sin filtro, registrar la lectura.

Nota 1: Para unidades trifásicas que utilicen solo una fase en el modo fluoroscópico la prueba deberá realizarse solamente en modo fluoroscópico.

Nota 2: Si el sistema no opera en modo manual, se deben colocar inicialmente, entre el medidor de radiación y el detector de imagen, los filtros suficientes (incluyendo el filtro correspondiente a la CHR para el kVp escogido) para obtener la tensión deseada sin alterar la técnica de exposición. Realizar la primera exposición. Para la exposición siguiente, se deberá retirar el filtro escogido para la CHR y colocarlo a la salida del colimador. Registrar para todas las exposiciones, los valores de tasa de kerma y los factores de la técnica (kVp y mA).

Nota 3: Equipos intervencionistas pueden introducir (o retirar) automáticamente filtros de Cu y/o de Al, siguiendo protocolos establecidos por el fabricante. Esta modificación suele ser informada en los monitores del equipo. En caso de que esto suceda, registrar en los resultados.

5.A.3.6. Cálculos y análisis de los resultados

- a) Calcular el valor promedio de las lecturas sin filtro (M_0).
- b) Calcular el valor promedio de las lecturas obtenidas (M_1 y M_2) con cada uno de los filtros de espesor t_1 y t_2 que se encuentran arriba y abajo del 50%, respectivamente.
- c) Calcular el valor de CHR a partir de la ecuación 7.

5.A.3.7. Tolerancias

- a) Comparar el valor de la CHR obtenida con los valores de la Tabla 5 para cada valor de kVp seleccionado.
- b) Para valores intermedios de kVp, aplicar la interpolación lineal utilizando la ecuación 23.

5.A.3.8. Acciones correctivas

Cuando el resultado de la prueba no sea aceptable deberá contactarse con el servicio de mantenimiento.

5.A.4. VALOR DEL RENDIMIENTO DEL TUBO DE RAYOS X, REPETIBILIDAD Y LINEALIDAD

5.A.4.1. Objetivo

Evaluar el valor, la repetibilidad y la linealidad del rendimiento del tubo de rayos X.

5.A.4.2. Frecuencia

Inicial, anual y después de cambios.

5.A.4.3. Referencias

ARCAL XLIX. Protocolo de Control de Calidad en Radiodiagnóstico [1]
SEFM, SEPR y SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, revisión 2011 [5]
IPEN Report 91 [6]
IPEN Report 32 [9]

5.A.4.4. Instrumentación

- a) Sistema dosimétrico calibrado (cámara de ionización o semiconductor).
- b) Cinta métrica.
- c) Lámina de Cu de 2 mm de espesor o de Al.
- d) Barómetro y termómetro (para el caso en que el sistema dosimétrico no tenga la corrección automática).

5.A.4.5. Metodología

- a) Usar una geometría de arco de 90° o 0° , siempre que la mesa pueda ser retirada de la trayectoria del haz de rayos X.
- b) Nivelar el tubo de rayos X.
- c) El detector de radiación debe quedar a una distancia mayor o igual a 30 cm del receptor de imagen (Figura 37).
- d) Colocar el tubo a una distancia foco-detector de radiación de 100 cm. Si no fuera posible, anotar la distancia utilizada (Figura 37).



Fuente: colección de los autores

FIG. 37. Configuración para medir el rendimiento.

- e) Proteger el sistema de imagen con la lámina de Al o Cu. El objetivo de esta lámina es posibilitar que se alcance el valor de tensión deseado para realizar la medición (~80 kVp, tanto para el modo fluoroscopia normal como para adquisición digital).
- f) Colimar el haz de radiación de manera que el tamaño de campo cubra el área sensible del detector.
- g) Si el equipo permite seleccionar el tamaño de paciente, optar por paciente “normal” o “mediano”.
- h) Verificar que no haya filtros insertados (como los “filtros cardíacos” o cualquier tipo de colimación manual).

Nota: Equipos intervencionistas pueden introducir (o retirar) automáticamente filtros de Cu y/o de Al, siguiendo protocolos establecidos por el fabricante. Esta modificación suele ser informada en los monitores del equipo. En caso de que esto suceda, registrar en los resultados.

- i) Realizar una exposición y registrar los valores de tensión y corriente obtenidos, juntamente con la respectiva tasa de kerma ($\mu\text{Gy/s}$).
- j) Repetir la exposición al menos dos veces más.

5.A.4.6. Cálculo y análisis de los resultados

5.A.4.6.1. Valor del rendimiento

- a) Calcular el valor promedio de las lecturas ($\mu\text{Gy/s}$) obtenidas para 80kVp y corregir por el factor de presión y temperatura y de calibración utilizando las ecuaciones 8 y 9.
- b) Calcular el rendimiento dividiendo el promedio de las lecturas de la tasa de kerma por la corriente informada por el equipo, de acuerdo a la ecuación 10. Si la medición fue realizada a una distancia foco-cámara diferente de 1 m, corregir por la ley del inverso del cuadrado de la distancia.

5.A.4.6.2. Repetibilidad

A partir de los valores de rendimiento calculados en el punto anterior, calcular la desviación estándar y el coeficiente de variación dados por la ecuación 12.

5.A.4.6.3. Linealidad

Tomar los valores del rendimiento obtenidos con tiempos de exposición de 0,6 s y 0,8 s o dos valores consecutivos, y calcular la variación de la linealidad del rendimiento utilizando la ecuación 13.

5.A.4.7. Tolerancias

- a) Rendimiento: Según especificaciones del fabricante. El valor del rendimiento debe ser comparado con el valor inicial de base; su variación no debe ser mayor que 20%. Valores orientativos: Equipos monofásicos > 25-60 $\mu\text{Gy/mAs}$ a 1 m del foco a 80 kVp y trifásicos o pulsados > 50-100 $\mu\text{Gy/mAs}$ a 1 m del foco a 80 kVp.
- b) Repetibilidad: Coeficiente de variación debe ser $\leq 10\%$.
- c) Linealidad: La variación entre 2 puntos consecutivos de la linealidad del rendimiento debe ser $\leq 10\%$.

5.A.4.8. Acciones correctivas

Cuando el resultado de la prueba no sea aceptable deberá contactarse al servicio de mantenimiento.

5.A.5. SISTEMA DE COLIMACIÓN, TAMAÑO DE LA IMAGEN Y DISTORSIÓN

5.A.5.1. Objetivo

Evaluar la simetría de los colimadores, la coincidencia del tamaño del campo de radiación medido con el tamaño nominal, la coincidencia del tamaño del campo con el de su imagen en el monitor y su distorsión.

5.A.5.2. Frecuencia

Inicial, semestral y después de cambios.

5.A.5.3. Referencias

ARCAL XLIX. Protocolos de Control de Calidad en Radiodiagnóstico [1]
SEFM, SEPR y SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, revisión 2011 [5]
IPEN Report 91 [6]
IPEN Report 32 [9]

5.A.5.4. Instrumentación

- a) Chasis o sobre cargado con película radiográfica de tamaño superior al receptor de imagen, o IP CR.
- b) Marcador radiopaco.

- c) Rejilla de espaciado conocido (dispositivo para la alineación del haz).
- d) Regla.
- e) Cinta métrica.

5.A.5.5. Metodología

- a) Cerrar completamente el colimador.
- b) Abrir el colimador progresivamente mientras se expone en modo fluoroscopia y observar en el monitor la simetría de su desplazamiento.
- c) Seleccionar el máximo tamaño de campo disponible (verificar que los colimadores estén completamente abiertos), sin magnificación.
- d) Colocar el marcador radiopaco en el centro del chasis (o del sobre o IP CR).
- e) Ubicar el chasis lo más próximo a la entrada del receptor de imagen y ajustarlo de forma que el marcador radiopaco coincida con el centro de receptor de imagen (Figura 38).
- f) Registrar.

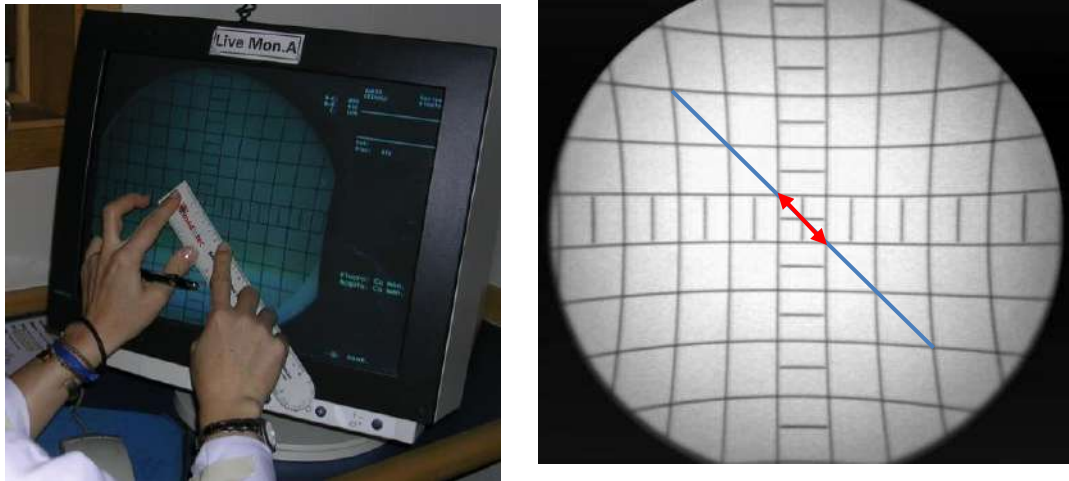


Fuente: Colección de los autores

FIG. 38. Arreglo experimental para determinar el tamaño de campo a la entrada del receptor de imagen.

- g) Realizar una exposición en modo fluoroscopia, asegurando una densidad óptica adecuada (ejemplo 5 mA).
- h) Procesar la película o el IP CR y medir el diámetro de la imagen.
- i) Determinar la distancia entre el centro indicado por el marcador y el centro del campo de radiación ($d_{c,r}$). Registrar el valor obtenido.
- j) Repetir el procedimiento de c) a h) para todas las magnificaciones disponibles (siempre que no sean magnificaciones electrónicas).
- k) Ubicar la rejilla sobre la superficie del receptor de imagen. Esta prueba tiene utilidad para sistemas con intensificador de imagen y no para sistemas con detectores planos.
- l) Seleccionar el máximo tamaño de campo disponible (verificar que los colimadores estén completamente abiertos), sin magnificación.
- m) Realizar una exposición en modo fluoroscopia.
- n) Determinar el diámetro de la imagen en el monitor usando la imagen de la rejilla y en la película de registro del sistema en las direcciones horizontal y vertical.

- o) Medir la longitud de la diagonal de la celda ubicada en el centro (d_c) y de la diagonal de un cuadrado de celdas ($n \times n$) que pasa por el centro de la imagen (d_n) (Figura 39). La medida debe realizarse en el monitor y en la película de registro del sistema. Registrar los valores de d_c , d_n y n .



Fuente: colección de los autores

FIG. 39. Medición de las distancias d_c (cuadrado central, en rojo entre flechas) y d_n (en azul) sobre la imagen de la rejilla en el monitor. En este ejemplo $n = 5$.

- o) Verificar la existencia de distorsiones en forma de “S” en el contorno de la imagen. Esta valoración se aplica para sistemas con intensificador de imagen y no para detectores planos.
p) Realizar la evaluación para las otras magnificaciones posibles.

Nota: En caso de asimetría en el desplazamiento de los colimadores, no continuar las evaluaciones hasta tanto no sea corregido el problema.

5.A.5.6. Cálculo y análisis de los resultados

5.A.5.6.1. Coincidencia del tamaño de campo de radiación con el valor nominal y restricción del campo de radiación al área útil del receptor de imagen

- a) Calcular la desviación de los diámetros para cada tamaño de campo seleccionado, según la ecuación 34.

$$\Delta (\%) = 100 \frac{d_r - d_n}{d_n} \quad (34)$$

donde:

$\Delta(\%)$ es el porcentaje de desviación del diámetro del tamaño de campo;
 d_r es el diámetro del campo de radiación (indicado en la película); y,
 d_n es el diámetro nominal del campo de radiación.

- b) Con el valor determinado de la distancia entre los centros ($d_{c,r}$) y la desviación de los diámetros ($\Delta\%$) evaluar si el campo de radiación está restringido al área útil del receptor de imagen.
c) Registrar los valores obtenidos.

5.A.5.6.2. Coincidencia del tamaño del campo de radiación con el tamaño de su imagen

- a) Calcular la razón de los diámetros medidos en la imagen para cada tamaño de campo seleccionado, de acuerdo a la ecuación 35.

$$C_{ir} = \frac{d_i}{d_r} \quad (35)$$

donde:

C_{ir} es la razón entre el diámetro del campo de radiación y el de la imagen;
 d_r es el diámetro del campo de radiación (indicado en la película); y,
 d_i es el diámetro de la imagen en el monitor o película de registro del sistema.

- b) Registrar los valores obtenidos.

5.A.5.6.3. Distorsión

- a) Calcular la distorsión de la imagen para cada tamaño de campo seleccionado, utilizando la ecuación 36:

$$\text{Distorsión (\%)} = 100 \left(\frac{n \cdot d_c}{d_n} - 1 \right) \quad (36)$$

donde:

n es el número de celdas;
 d_c es la diagonal de la celda ubicada en el centro; y,
 d_n es la diagonal de un cuadrado de $(n \times n)$ celdas que pasa por el centro de la imagen.

- b) Registrar los valores obtenidos.

5.A.5.7. Tolerancias

- a) Coincidencia del tamaño del campo: Debe ser $\leq 2\%$ de la distancia foco-receptor de imagen.
b) Razón entre el diámetro de la imagen y el diámetro del campo de radiación: Debe estar en un intervalo de 0,85 a 1,0.
c) Distorsión: El valor máximo obtenido para la distorsión debe ser $\leq 10\%$.

5.A.5.8. Acciones correctivas

Cuando el resultado de la prueba no sea aceptable deberá contactarse al servicio de mantenimiento del equipo.

5.A.6. TASA DE DOSIS EN LA ENTRADA DEL DETECTOR DE IMAGEN EN MODO SCOPIA

5.A.6.1. Objetivo

Comprobar si la tasa de dosis en la superficie de entrada del detector de imagen, cuando el equipo opera con el control automático de brillo (CAB), permanece constante para distintos espesores de paciente y dentro del margen de funcionamiento del CAB.

5.A.6.2. Frecuencia

Inicial, anual y después de cambios.

5.A.6.3. Referencias

ARCAL XLIX. Protocolos de Control de Calidad en Radiodiagnóstico [1]

SEFM, SEPR y SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, revisión 2011 [5]

IPEN Report 91 [6]

IPEN Report 32 [9]

5.A.6.4. Instrumentación

- a) Sistema dosimétrico calibrado que mida tasas de dosis inferiores a 1 µGy/s.
- b) Tres láminas de Cu de 1 mm de espesor.
- c) Cinta métrica.

5.A.6.5. Metodología

- a) Colocar el detector de radiación en el eje central del haz de rayos X sobre la superficie de entrada del detector de imagen o lo más próximo a ella.
- b) Medir la distancia del foco al detector y la distancia del foco a la superficie de entrada del detector de imagen.
- c) Abrir el diafragma de forma que el haz de radiación cubra toda la superficie del detector de imagen. Si el detector de imagen dispone de varias magnificaciones, utilizar la de mayor tamaño. Registrar el valor de la magnificación.
- d) Seleccionar una técnica automática (CAB) para scopia en modo continuo. Si el equipo no posee este modo, seleccionar el modo de mayor frecuencia de pulso.
- e) Colocar una lámina de Cu de 2 mm en la salida del tubo de rayos X.
- f) Efectuar una exposición con un tiempo mínimo de 5 s. Medir al menos dos veces y registrar el kVp, mA y la tasa de dosis.
- g) Repetir las medidas para los espesores de 2 y 3 mm de Cu.
- h) Verificar si para los distintos espesores, el brillo en el monitor de televisión permanece constante.

5.A.6.6. Cálculo y análisis de los resultados

- a) Calcular el valor promedio de las lecturas obtenidas y corregir por el factor de presión y temperatura y de calibración utilizando las ecuaciones 8 y 9.
- b) Calcular la tasa de dosis en la entrada del detector de imagen para scopia, en µGy/s, utilizando la ecuación 37.

$$D_{\text{esc}} = D \cdot \left(\frac{\text{DFD}}{\text{DFI}} \right)^2 \quad (37)$$

Donde:

Dsc es la tasa de dosis en la entrada del detector de imagen en modo escopia;
D es la tasa de dosis medida expresada en $\mu\text{Gy/s}$;
DFD es la distancia foco-detector de dosis en cm; y,
DFI es la distancia foco-superficie de entrada del detector de imagen en cm.

5.A.6.7. Tolerancias

- a) La tasa de dosis máxima para una magnificación de 25 cm y sin rejilla no debe de ser $> 0,8 \mu\text{Gy/s}$.
- b) Para una magnificación (diámetro) ($\emptyset$) diferente de 25 cm, calcular el valor de tolerancia de acuerdo con la ecuación 38.

$$\text{Tolerancia} = 0,8 \left(\frac{25}{\emptyset} \right)^2 \left[\frac{\mu\text{Gy}}{\text{s}} \right] \quad (38)$$

Nota: Si la rejilla no puede ser retirada, la prueba se hará en condiciones de uso diagnóstico. En ese caso, se deberá modificar el valor de la tolerancia, considerando el valor del factor de rejilla correspondiente a la tensión del tubo en la que se ha efectuado la medida. A efectos prácticos se puede utilizar una tolerancia de $2 \mu\text{Gy/s}$ para una magnificación de 25 cm de diámetro.

5.A.6.8. Acciones correctivas

Cuando el resultado de la prueba no sea aceptable deberá contactarse al servicio de mantenimiento del equipo.

5.B. PRUEBAS PARA EQUIPOS INTERVENCIONISTAS

5.B.1. DOSIS POR IMAGEN A LA ENTRADA DEL DETECTOR DE IMAGEN EN MODO ADQUISICIÓN DIGITAL (CINE)

5.B.1.1. Objetivo

Comprobar que la dosis en la superficie de entrada del detector de imagen, cuando el equipo se encuentra en una secuencia de cine, permanece constante para distintos espesores de paciente.

5.B.1.2. Frecuencia

Inicial, anual y después de cambios.

5.B.1.3. Referencias

SEFM, SEPR y SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, revisión 2011 [5]

IPEN Report 91 [6]

IPEN Report 32 [9]

5.B.1.4. Instrumentación

- a) Sistema dosimétrico calibrado que mida tasas de dosis inferiores a $1 \mu\text{Gy/s}$.

- b) Tres láminas de Cu de 1 mm de espesor.
- c) Cinta métrica.

5.B.1.5. Metodología

- a) Colocar el detector de radiación en el eje central del haz de rayos X y sobre la superficie de entrada del detector de imagen.
- b) Registrar la distancia del foco al detector de radiación y del foco a la superficie del detector de imagen.
- c) Abrir el diafragma de forma que el haz de radiación cubra toda la superficie del detector de imagen para un campo de 23 cm.
- d) Seleccionar 80 kVp y colocar la lámina de 1 mm de Cu a la salida del colimador. Realizar una adquisición de 2 s de duración como mínimo a una frecuencia de 30 imágenes por segundo y técnica automática y registrar la intensidad, tiempo de disparo y la tasa de dosis resultante. Repetir al menos dos veces.
- e) Repetir para un total de 2 y 3 mm de Cu. Registrar.
- f) Para campos distintos, utilizar la ecuación 39.

$$D_2 = D_1 \cdot \left(\frac{\phi_1}{\phi_2} \right) \quad (39)$$

Donde:

D_1 y D_2 son las tasas de dosis para el campo 1 y 2, respectivamente; y,
 ϕ_1 y ϕ_2 son los diámetros de los campos 1 y 2, respectivamente.

5.B.1.6. Cálculo y análisis de los resultados

- a) Calcular el valor promedio de las lecturas obtenidas y corregir por el factor de presión y temperatura y de calibración utilizando las ecuaciones 8 y 9.
- b) Calcular la dosis a la entrada del detector de imagen en el modo cine, en $\mu\text{Gy/imagen}$, utilizando la ecuación 40.

$$D_{\text{adq}} = \left(\frac{D}{N} \right) \left(\frac{\text{DFD}}{\text{DFI}} \right)^2 \quad (40)$$

Donde:

D es la dosis total medida en μGy ;
 N es el número total de imágenes adquiridas;
 DFD distancia foco detector de dosis en cm; y;
 DFI distancia foco superficie de entrada del detector de imagen en cm.

5.B.1.7. Tolerancias

- a) Dosis a la entrada del detector de imagen: Debe ser $< 0,20 \mu\text{Gy/imagen}$ para un campo de 23 cm de diámetro, en estudios de cine convencional.
- b) Verificar en el manual del equipo si el fabricante especifica la dosis por imagen correspondiente.

5.B.1.8. Acciones correctivas

Cuando el resultado de la prueba no sea aceptable deberá contactarse al servicio de mantenimiento del equipo.

Nota: Si el equipo no trabaja en modo manual, las medidas se efectuarán con la técnica seleccionada por el equipo. Si el equipo no dispone de cine con 30 imágenes/s se utiliza la de uso habitual. Es conveniente efectuar la medida en condiciones de uso clínico.

5.B.2. RESOLUCIÓN ESPACIAL DE ALTO CONTRASTE

5.B.2.1. Objetivo

Evaluar la resolución espacial del sistema a partir de la medición de los grupos de pares de líneas por milímetro (pl/mm) visibles en la imagen.

5.B.2.2. Frecuencia

Inicial, anual y después de cambios.

5.B.2.3. Referencias

ARCAL XLIX. Protocolos de Control de Calidad en Radiodiagnóstico [1]
SEFM, SEPR y SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, revisión 2011 [5]
IPEN Report 91 [6]
IPEN Report 32 [9]
EC RP No. 162 [23]

5.B.2.4. Instrumentación

- a) Objeto de prueba de pares de líneas (Figura 11).
- b) Cinta métrica.

5.B.2.5. Metodología

- a) Colocar y centrar el objeto de prueba en la superficie de entrada del detector de imagen. Colimar el campo al objeto de prueba.
- b) Registrar la distancia foco-detector.
- c) Utilizar técnica automática o el menor kVp posible que permita visualizar el objeto de prueba (condiciones de uso clínico).
- d) Registrar los parámetros de exposición kVp y mA
- e) Usar foco fino, si lo hay.
- f) Optimizar la calidad de la imagen con los mandos de contraste y brillo, en caso de que exista esta opción en el monitor.
- g) Repetir el paso anterior para todos los tamaños de campo, magnificación y modos de operación disponibles en el equipo.

5.B.2.6. Cálculo y análisis de los resultados

- a) Registrar el máximo valor de pl/mm que se pueden observar en el monitor para cada tamaño de campo, magnificación y modos de operación posibles.
- b) Registrar los valores observados para todos los monitores disponibles.

5.B.2.7. Tolerancias

- a) Para tamaños de campo mayor de 25 cm la resolución deberá ser mayor a 0,8 pl/mm.
- b) Para tamaños de campo menor o igual 25 cm la resolución deberá ser mayor a 1 pl/mm.

5.B.2.8. Acciones correctivas

Cuando el resultado de la prueba no sea aceptable, repetir la prueba, si el problema persiste deberá contactarse al servicio de mantenimiento.

5.B.3. UMBRAL DE SENSIBILIDAD A BAJO CONTRASTE

5.B.3.1. Objetivo

Evaluar la sensibilidad del sistema para objetos de bajo contraste.

5.B.3.2. Frecuencia

Inicial, anual y después de cambios.

5.B.3.3. Referencias

ARCAL XLIX. Protocolos de Control de Calidad en Radiodiagnóstico [1]
SEFM, SEPR y SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, revisión 2011 [5]

5.B.3.4. Instrumentación

- a) Objeto de prueba de bajo contraste (Figura 12).

5.B.3.5. Metodología

- a) Seguir el procedimiento indicado por el fabricante del objeto de prueba.
- b) Realizar la prueba para todos los tamaños de campo, magnificación y modos de operación disponibles.

5.B.3.6. Cálculo y análisis de los resultados

- a) En el monitor ajustar la ventana (centro y ancho) y la magnificación (si es posible) para obtener la imagen más adecuada.
- b) Identificar en la imagen el número de objetos de bajo contraste que se puede visualizar.
- c) Comparar con los valores de base iniciales y del fabricante.

5.B.3.7. Tolerancias

La imagen debe cumplir con las recomendaciones del fabricante.

5.B.3.8. Acciones correctivas

Cuando el resultado de la prueba no sea aceptable, repetir la prueba, si el problema persiste deberá contactar el servicio de mantenimiento.

5.B.4. CARACTERIZACIÓN DEL EQUIPO: VARIACIÓN DE LA TASA DE KERMA EN AIRE EN LA SUPERFICIE DE ENTRADA Y CALIDAD DE LA IMAGEN (EN FUNCIÓN DE LA FRECUENCIA DEL PULSO, LOS MODOS DE OPERACIÓN, EL GROSOR DEL PACIENTE Y EL TAMAÑO DE CAMPO)

5.B.4.1. Objetivo

Evaluar el desempeño del equipo al modificar parámetros relevantes de funcionamiento, frecuencia del pulso, modos de operación, grosor del paciente y tamaño de campo.

5.B.4.2. Frecuencia

Inicial, anual y después de cambios.

5.B.4.3. Referencias

ARCAL XLIX. Protocolo de Control de Calidad en Radiodiagnóstico [1]
SEFM, SEPR y SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, revisión 2011 [5]
IPEN Report 91 [6]
Dias Rodrigues, BB [25]
IRD/CNEN [26]

5.B.4.4. Instrumentación

- a) Sistema dosimétrico calibrado (cámara de ionización o semiconductor).
- b) Láminas de PMMA de diferentes espesores (10, 20 y 30 cm).
- c) Objeto de prueba de resolución de alto y bajo contraste.
- d) Cinta métrica.

5.B.4.5. Metodología

Nota: En esta prueba se evalúan varios parámetros simultáneamente utilizando el mismo sistema experimental, pero con diferentes análisis, sin colchoneta.

- a) Fijar la cámara en una lámina de acrílico y posicionar la lámina de modo que la cámara esté en dirección al haz de rayos X, sobre espaciadores colocados sobre la mesa con el arco en C a cero grados, como se muestra en Figura 40. Es necesario colocar separadores entre la mesa y la primera placa de PMMA, lo que permite ubicar la cámara de modo seguro para que el acrílico no la dañe.

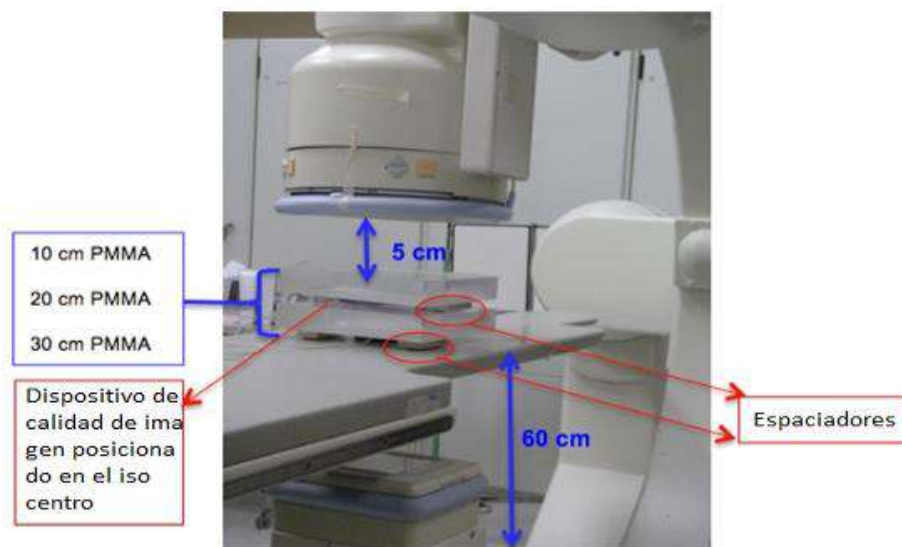
- b) Si la cámara no cabe en el campo irradiado, se debe utilizar la cámara 6 cc o cualquier otra cámara de volumen más pequeño. Lo que importa es que la cámara este completamente insertada en el campo de irradiación.
- c) Colocar el objeto de prueba utilizado para la evaluación de la resolución de alto y bajo contraste sobre la lámina en la que se colocó la cámara (del lado opuesto) y colocar otra lámina de PMMA encima del objeto (5 cm de espesor cada una) de manera que el objeto quede entre las dos láminas (ver Figura 40).
- d) Asegurar que el objeto de prueba este en el isocentro del sistema. Es importante mencionar que hay diferentes maneras de localizar el isocentro:

A. Localización por imagen: Colocar todos los dispositivos sobre la mesa (Figura 40), poner el arco a 90 grados e irradiar hasta conseguir que la imagen del objeto de prueba (para evaluar la calidad de la imagen) esté en el medio de la imagen mostrada en el monitor (Metodología más recomendada).

B. Localización por el centro de rotación marcado en el equipo: El centro de rotación del arco está marcado en el equipo. Medir la distancia desde este punto hasta el suelo y posicionar el objeto de prueba a la misma distancia.

C. La posición del isocentro se muestra en el monitor de la máquina: Algunos equipos indican la distancia de la mesa al isocentro en el monitor y el posicionamiento del objeto de prueba se puede colocar a esta distancia.

D. Consultar el manual del equipo de rayos X.



FUENTE: COLECCIÓN DE LOS AUTORES

FIG. 40. Arreglo experimental para pruebas de la tasa de kerma en la superficie de entrada del fantoma y la calidad de la imagen.

- a) Mantener la distancia del receptor de imagen a la superficie del paciente siempre a 5 cm y la distancia desde el punto focal y la superficie de entrada en la piel del paciente a 60 cm (en este caso del PMMA que simula el paciente, 10 cm de PMMA). Si no puede mantener tales distancias, registre las distancias.
- b) Registrar las distancias de la cámara de ionización al receptor de imagen (CI-RI), del punto focal al receptor de imagen (PF-RI), del punto focal a la cámara de ionización (PF-CI) y del punto focal al isocentro que se encontró (PF-IS).
- c) Seleccionar el menor tamaño de campo (17 cm o valor aproximado) usando una frecuencia de 15 fr/s, si el equipo permite esta elección, e irradiar con este arreglo (10 cm de PMMA + objeto de prueba) en primer lugar para el modo de fluoroscopia baja, luego modo normal, a

continuación, modo alta y finalmente cine. Para el modo normal de fluoroscopia, repetir el procedimiento para más de un tamaño de campo, si es posible.

- d) Si el equipo no modifica la frecuencia de los pulsos, anotar el protocolo de examen que haya sido seleccionado y cual frecuencia fr/s fue pre-establecida por el equipo.
- e) Repetir el procedimiento para un total de 20 y 30 cm de PMMA agregando 5 cm por arriba y por abajo del objeto de prueba, manteniendo éste en el isocentro y las condiciones establecidas en el ítem e).
- f) Registrar los siguientes parámetros kVp, mA, para cada irradiación.

Nota: En los equipos modernos y con sistemas de panel plano, por lo general es necesario seleccionar un protocolo de examen clínico (por ejemplo. Angiografía coronaria izquierda, angiografía coronaria derecha, ventriculografía, etc.) antes de realizar cualquier irradiación. En equipos más antiguos, la mayoría con intensificador de imagen, permiten seleccionar la frecuencia de pulso o el tipo de paciente (delgado, normal, sobrepeso, etc.) y otros parámetros. Dependiendo del tipo de equipo que se evalúe, será la elección de parámetros que se haga. Para una correcta evaluación futura es fundamental anotar todas las condiciones en que se realizaron las mediciones para reproducirlas en los próximos controles de calidad.

- g) Registrar el valor obtenido de la tasa de kerma en aire (mGy/min) proporcionada por la cámara de ionización.
- h) Evaluar las imágenes producidas en todos los monitores de imagen, dentro y fuera de la sala de procedimientos, como se describe en los ítems m) y n). Esta evaluación debe hacerse en condiciones de luz ambiental utilizados durante el procedimiento clínico.
- i) Contar el número de grupos de pares de líneas que se observan, para la prueba de resolución de alto contraste a una distancia que corresponda a la usual del médico en un procedimiento clínico. Registrar esta distancia y si el conteo se realizó en una imagen real o congelada ("retención de última imagen").
- j) Contar cuántos círculos (detalles de bajo contraste) se visualizan a una distancia que corresponda a la usual del médico en un procedimiento clínico. Registrar esta distancia y si el conteo se realizó en una imagen real o congelada ("retención de última imagen").
- k) La evaluación de la calidad de imagen se debe realizar en las imágenes obtenidas mediante la irradiación de los diferentes espesores de PMMA (10, 20 y 30 cm), en todas las situaciones descritas en los ítems a) a j).

5.B.4.6.Cálculo y análisis de los resultados

5.B.4.6.1. Tasa de kerma en la entrada del fantoma

- a) Corregir cada uno de los valores medidos por los factores de calibración de la cámara y de presión y temperatura según ecuaciones 8 y 9.
- b) Calcular para las mediciones en modo cine, la dosis por imagen.

5.B.4.6.2. Calidad de imagen

- a) Identificar en la imagen el mayor número de pl/mm visibles.
- b) Identificar en la imagen el número de objetos de bajo contraste que se pueden visualizar.
- c) Comparar los valores de pl/mm y número de círculos con la tabla que proporciona el fabricante o la tabla 14 de referencia.

5.B.4.7. Tolerancias

Valores máximos de tasa de dosis:

5.B.4.7.1. Fluoroscopia

a) con 20 cm PMMA:

- Modo normal ≤ 50 mGy/min.
- Alta tasa de dosis ≤ 100 mGy/min.

b) para cualquier espesor de paciente,

- Modo normal ≤ 100 mGy/min.
- Alta tasa de dosis ≤ 200 mGy/min.

5.B.4.7.2. Adquisición Digital

- Variación ≤ 20 % con respecto a los valores de referencia.
- Referencia: 0,03-0,12 mGy/imagen para cardiología intervencionista.

5.B.4.7.3. Calidad de imagen.

Ver Tabla 14.

TABLA 14. VALORES DE REFERENCIA SON VÁLIDOS PARA PACIENTE TÍPICO (20 CM PMMA)

	Intensificador de Imagen		Sistemas Digitales
	Diámetro	Resolución espacial mínima	
Resolución de alto contraste	15 cm	$\geq 1,6$ pl/mm	especificaciones del fabricante
	23 cm	$\geq 1,2$ pl/mm	
	>30 cm	$\geq 1,0$ pl/mm	
Resolución de bajo contraste	15 cm	$\leq 1,9\%$	especificaciones del fabricante
	23 cm	$\leq 2,7\%$	
	>30 cm	$\leq 3,5\%$	

5.B.4.8. Acciones correctivas

Cuando el resultado de la prueba no sea aceptable deberá contactar al servicio de mantenimiento.

5.B.5. CONSTANCIA DE LA TASA DE KERMA

5.B.5.1. Objetivo

Comprobar que la tasa de kerma en la entrada del maniquí cumpla con los valores especificados.

5.B.5.2. Frecuencia

Inicial, anual y después de cambios.

5.B.5.3. Referencias

ARCAL XLIX. Protocolos de Control de Calidad en Radiodiagnóstico [1]
SEFM, SEPR y SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, revisión 2011 [5]
IRD/CNEN [26]

5.B.5.4. Instrumentación

- a) Sistema dosimétrico calibrado (cámara de ionización o semiconductor).
- b) Ocho láminas de Cu de dimensiones suficientes para cubrir el mayor FOV (30 cm x 30 cm).

5.B.5.5 Metodología

Colocar el brazo en C en la rotación 0° (proyección PA) o 90° (lateral).

5.B.5.5.1. Proyección PA

- a) Colocar las láminas de Cu en la mesa del paciente de modo que entre la mesa y la primera lámina haya espacio para colocar el detector en contacto con éstas (ejemplo espesores pequeños de PMMA).
- b) Colocar el dosímetro bajo las láminas, mirando hacia el tubo, en la posición central, pero de tal manera que no afecte al sistema CAE.

5.B.5.5.2. Proyección Lateral

- a) Mantener la rejilla insertada para todas las mediciones.
- b) Poner el detector de radiación en contacto con la primera lámina de Cu, hacia el tubo de rayos X, en posición central, pero de tal forma que no afecte al sistema CAE.
- c) Seleccionar una distancia foco-detector de 100 cm o la más utilizada en la práctica clínica.
- d) Ajustar la altura de la mesa para que las láminas de Cu estén lo más cerca posible al detector (alrededor de 5 cm).
- e) Medir y registrar la distancia foco-detector.
- f) Seleccionar el(los) protocolo(s) clínico(s) utilizado(s) más frecuentemente y medir en modo Normal (tanto para cine como para fluoroscopia).
- g) Registrar los parámetros de exposición automáticamente seleccionados por el sistema (kV, mA, pulso/s, filtración adicional).
- h) Repetir la medida de la tasa de kerma para determinar la estabilidad, controlando al mismo tiempo la variabilidad de los parámetros.
- i) Tomar una medida para cada espesor de Cu hasta llegar a los 8 mm. Registrar las mediciones.

5.B.5.6. Cálculo y análisis de los resultados

- c) Corregir cada uno de los valores medidos por los factores de calibración de la cámara y de presión y temperatura según ecuaciones 8 y 9.
- d) Calcular para las mediciones en modo cine, la dosis por imagen.

5.B.5.7. Tolerancias

- a) Tasa de kerma a la entrada del maniquí para fluoroscopia <100 mGy/min.
- b) Índice de kerma en la entrada del maniquí para fluorografía: angiografía < 2 mGy/frame; Cardíaco $< 0,2$ mGy/frame.

5.B.5.8. Acciones correctivas

Cuando el resultado de la prueba no sea aceptable deberá contactarse al servicio de mantenimiento.

5.B.6. VERIFICACIÓN DE LA TASA DE KERMA EN AIRE EN EL PUNTO DE REFERENCIA INTERVENCIONISTA

5.B.6.1. Objetivo

Verificar los valores de las tasas de kerma en aire indicados por el equipo en el punto de referencia intervencionista.

5.B.6.2. Frecuencia

Inicial, anual y después de cambios.

5.B.6.3. Referencias

SEFM, SEPR y SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, revisión 2011 [5]

5.B.6.4. Instrumentación

- a) Sistema dosimétrico calibrado.
- b) Láminas de Cu de diferentes espesores (1, 2 y 3 mm).
- c) Cinta métrica.

5.B.6.5. Metodología

- a) Localizar el isocentro del equipo de rayos X de la misma manera como se describe en la prueba 5.B.4.
- b) Medir 15 cm a partir del isocentro, en la dirección del tubo de rayos X (punto de referencia intervencionista) y posicionar el detector de radiación en este punto. Esto debe hacerse en aire, sin la interferencia de la mesa de examen y sin retrodispersión.
- c) Seleccionar el menor campo (17 cm o un valor aproximado) con una frecuencia de 15 fr/s; si el equipo permite esta elección exponer el detector primero en el modo normal de fluoroscopia y a continuación en cine. Si el equipo no permite modificar la frecuencia de los pulsos, registrar el protocolo de examen seleccionado y la frecuencia (fr/s) preestablecida por el equipo.
- d) Colocar en la entrada del receptor de imagen láminas de Cu o Al para llegar a un valor de tensión de aproximadamente 80 kVp.
- e) Registrar el valor de tasa de kerma en aire (mGy/min) medido por el detector de radiación y el indicado por el equipo.
- f) Registrar el kVp y los valores de mA.

5.B.6.6. Cálculo y análisis de los resultados

Verificar si el valor medido de la tasa de kerma en aire (mGy/min) coincide con el valor indicado en el panel de comando. De lo contrario, calcular el % de desviación máxima.

5.B.6.7. Tolerancias

Desviación de la tasa de kerma en aire entre el valor medido y el valor nominal del equipo: $\leq 20\%$.

5.B.6.8. Acciones correctivas

Cuando el resultado de la prueba no sea aceptable deberá contactarse al servicio de mantenimiento.

5.B.7. DETERMINACIÓN DEL FACTOR DE CORRECCIÓN DEL PRODUCTO KERMA – ÁREA (P_{KA}) DE LA CAMARA DEL EQUIPO

5.B.7.1. Objetivo

Verificar los valores de producto kerma-área indicados por el equipo.

5.B.7.2. Frecuencia

Inicial, semestral y después de cambios.

5.B.7.3. Referencias

SEFM, SEPR y SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, revisión 2011 [5]

5.B.7.4. Instrumentación

- a) Sistema dosimétrico calibrado.
- b) Sistema medidor de producto kerma-área, externo o del equipo de rayos X.
- c) Cassette con película radiográfica o IP CR.
- d) Láminas de Cu de diferentes espesores (1, 2 y 3 mm).
- e) Cinta métrica.

5.B.7.5. Metodología

Nota: Esta metodología se aplica tanto a los equipos de intervención que tengan medidor de P_{KA} (cámaras de ionización en la salida del sistema de colimación y display digital en el panel de control) incorporados en el equipo de intervención, como para aquellos que no tienen este medidor.

En este último caso, para medir el P_{KA} es necesario utilizar un sistema de medición de P_{KA} (cámara de ionización de placas paralelas colocada en la salida del tubo de rayos X del sistema de colimación, en la parte exterior del cabezal, conectada al electrómetro para la lectura de las mediciones).

Para ambos tipos de equipos (con y sin medidor incorporado) la determinación del factor de corrección es esencial.

Se recomienda que esta corrección se lleve a cabo para las tensiones de 80 y 90 kV. Para lograr estas tensiones, se sugiere, si es necesario, la colocación de filtros de Cu en la salida del detector de imagen.

- Colocar la cámara de ionización de placas paralelas del medidor de P_{KA} externo en la salida del tubo de rayos X para obtener el valor medido del producto kerma-área en los equipos que no cuentan con la cámara incorporada. Si el equipo cuenta con medidor incorporado, el valor medido por el medidor externo de P_{KA} servirá para verificar el valor de P_{KA} indicado en el display del panel de comando.
- Colocar la cámara de ionización de referencia en el centro del haz de rayos X, a una distancia de al menos 30 cm por encima de la mesa para evitar que la cámara registre la retrodispersión producida por la mesa. Se puede constatar la posición de la cámara haciendo una exposición fluoroscópica.
- Posicionar la película radiográfica o IP CR sobre la mesa como se indica en la Figura 41 para determinar el tamaño del campo.
- Registrar la distancia foco - cámara de ionización de referencia (DFR) y foco - película (DFF). Se sugiere DFR = 70 cm y la distancia de la cámara - detector de imágenes = 45 cm.
- Seleccionar un tamaño de campo de irradiación de aproximadamente 10 x 10 cm, realizar la exposición.
- Procesar la película o IP CR y determinar el área irradiada.

NOTA: El área irradiada se puede calcular también a partir de medidas de los lados del campo de radiación en la imagen visualizada en el monitor. Para ello, tiene que colocarse un objeto de dimensiones conocidas en el campo con el fin de ser visualizado en la imagen. El tamaño real del campo se obtiene mediante la medición de sus dimensiones y del objeto conocido y haciendo relaciones geométricas entre sus dimensiones correspondientes

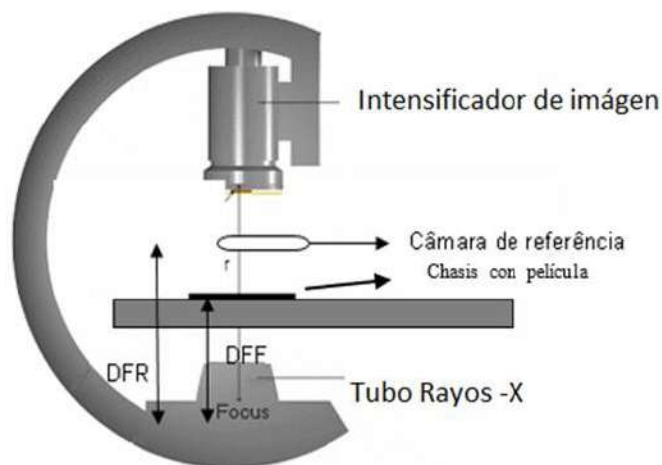


FIG. 41. Diagrama de arreglo experimental para determinación del factor de corrección del medidor de P_{KA} [25].

- g) Después de determinar el tamaño de campo, con cámara de ionización posicionada como se muestra en la Figura 41, y el medidor de P_{KA} instalado correctamente, hacer una exposición en el modo fluoroscopia más utilizado en los protocolos clínicos hasta que en el electrómetro de P_{KA} (o en medidor digital incorporado al equipo de rayos X) se registre un valor superior a 200 cGy.cm^2 .
- h) Registrar los valores del P_{KA} y kerma en aire (indicado por la cámara de referencia 6 o 60 cc) obtenido.
- i) Repetir este procedimiento para el modo cine, sin cambiar las dimensiones de campo de irradiación.

5.B.7.6. Cálculo y análisis de los resultados

- a) Corregir la lectura de la cámara de referencia y del P_{KA} por sus respectivos factores de calibración.
- b) Corregir el valor de kerma aire medido con la cámara de referencia por la ley del inverso del cuadrado de la distancia, para la posición de la película sobre la mesa.
- c) Calcular el valor verdadero del producto kerma - área (cGy.cm^2) a través de la multiplicación del kerma aire (cGy) determinado con la cámara de referencia y corregido para la posición de la mesa, multiplicado por el área irradiada (cm^2) utilizando la ecuación 41.

$$P_{KA\text{medido}} = K_{c, \text{aire}} \cdot \text{Área}_{\text{irradiada}} \quad (41)$$

Donde:

$P_{KA\text{medido}}$ es el producto kerma-área medido con la cámara de referencia;
 $K_{c, \text{aire}}$ es el kerma aire medido con la cámara de referencia; y,
 $\text{Área}_{\text{irradiada}}$ es el área de irradiación medida con la película o IP CR.

- d) Calcular el factor de corrección del medidor P_{KA} del equipo utilizando la ecuación 42.

$$K_{\text{calib}} = \frac{P_{KA\text{medido}}}{P_{KA\text{nominal}}} \quad (42)$$

Donde:

K_{cal} es el factor de corrección entre el valor medido y el valor nominal del equipo;
 $P_{KA\text{medido}}$ es el valor del producto kerma-área calculado en la ecuación 49;
 $P_{KA\text{nominal}}$ es el valor del producto kerma-área indicado en el electrómetro del medidor de P_{KA} externo o el valor indicado en el display digital del equipo de rayos X (esto último, en caso de que el equipo tenga medidor de P_{KA} incorporado).

5.B.7.7. Tolerancias

No se aplica

5.B.7.8. Acciones correctivas

Cuando el resultado de la prueba no sea aceptable deberá contactarse al servicio de mantenimiento.

6. TOMOGRAFÍA COMPUTADA

6.1. EVALUACIÓN DE LAS CONDICIONES AMBIENTALES Y LEVANTAMIENTO RADIOMETRICO

6.1.1. Objetivo

Realizar el levantamiento radiométrico para evaluar las condiciones ambientales del servicio en términos de protección radiológica y verificar los niveles de exposición ocupacional y del público.

6.1.2. Frecuencia

Inicial, cada 4 años y después de modificaciones que afecten la protección radiológica.

6.1.3. Referencias

ARCAL XLIX. Protocolos de Control de Calidad en Radiodiagnóstico [1]

NCRP Report No. 147 [3]

ICRP Publication 103 [4]

6.1.4. Instrumentación

- a) Sistema dosimétrico calibrado adecuado para mediciones de radioprotección (ejemplo cámara de ionización de 1800 cc, o monitor de área con cámara de ionización) y debidamente calibrado para esta medición.
- b) Maniquí de abdomen (o equivalente de agua de aproximadamente 30 cm de diámetro).
- c) Cinta métrica.

6.1.5. Metodología

6.1.5.1. Elaboración del croquis de la instalación

- a) Dibujar a escala el esquema de la sala de tomografía y sus áreas adyacentes.
- b) Representar en el croquis el tubo de rayos X, el gantry, la mesa del paciente, la consola de comando, puertas y ventanas.
- c) Indicar la naturaleza de las áreas adyacentes. Ejemplo: cuarto oscuro, pasillos, salas adyacentes, sala de lectura, estacionamiento, sala de espera, recepción, baños, etc.
- d) Identificar con letras mayúsculas en el croquis los puntos de interés situados dentro y fuera de la sala donde pudieran estar expuestos a radiación individuos del público y/o personal ocupacionalmente expuesto.

6.1.5.2. Medición del haz secundario

- a) Colocar y centrar el maniquí en la mesa de examen.
- b) Alinear el haz en el centro del maniquí.
- c) Colocar la cámara de ionización en el primer punto de interés marcado en el croquis de la sala. Seleccionar la menor escala de tasa de dosis.
- d) Programar un barrido para examen de abdomen, seleccionar la tensión del tubo más alta y la colimación más amplia posible.

- e) Registrar los parámetros de operación, los datos de la cámara de ionización (incluidos datos de la calibración), del maniquí y de la magnitud y unidad de lectura utilizada.
- f) Realizar la exposición (barrido).
- g) Repetir la medida tres veces en un punto adyacente para garantizar el registro del mayor nivel de radiación, ajustando la escala del instrumento si es necesario. Registrar el mayor valor medido.
- h) Repetir la medición para todos los puntos de interés identificados.

6.1.5.3. Definición de los parámetros de cálculo

- a) Utilizar el factor de uso es igual a 1, debido a que solo existe radiación secundaria.
- b) Definir los factores de ocupación (T), a partir de la estimación de la ocupación de los individuos más expuestos en el área en cuestión, durante el período de uso de la instalación. Para fines orientativos, los valores presentados en la Tabla 1 podrán ser adoptados en ausencia de valores más reales.
- c) Definir la carga de trabajo semanal (W), expresada en mA.min/ semana, para las condiciones máximas de rutina. Un valor típico es 5000 mA.min/semana.
- d) Para la obtención de valores más realistas aplicar la ecuación 1. Para las instalaciones nuevas, considerar por lo menos un periodo de 5 años de vida útil de la instalación.
- e) Para cada punto seleccionado expresar la lectura obtenida en mSv/mA.min.

6.1.6. Cálculo y análisis de los resultados

- c) Multiplicar el resultado obtenido por $W \text{ (mA.min/semana)} \times U \times T$.
- d) Para expresar el valor de tasa de dosis equivalente ambiental en mSv/año, multiplicar el resultado por 50 semanas/año según ecuación 2.

NOTA: Utilizar los factores de conversión de unidades correspondientes en caso de ser necesario.

6.1.7. Tolerancias

- a) Comparar los valores obtenidos con los niveles de restricción de dosis establecidos en la normativa nacional o en las recomendaciones presentadas en la Tabla 4.
- b) Señalar con Si o No la aceptación del nivel de radiación en cada punto. En caso de que exista algún punto con niveles no aceptables, señalar la no conformidad en el informe del levantamiento radiométrico.

6.1.8. Acciones correctivas

En caso de que exista algún punto con niveles no aceptables se recomienda: adicionar blindaje necesario, reducir el tiempo de ocupación., etc.

6.2. INSPECCIÓN VISUAL

6.2.1. Objetivo

Verificar si el área del tomógrafo y los alrededores son seguros y los dispositivos de protección están disponibles.

6.2.2. Frecuencia

Inicial, mensual y después de cambios.

6.2.3. Referencias

IAEA Human Health Series No.19 [27]

6.2.4. Instrumentación

a) Listas de inspección visual (ejemplo Tabla 15).

6.2.5. Metodología

a) Evaluar los requisitos de la lista de inspección visual.

6.2.6. Cálculo y análisis de los resultados

No aplica.

6.2.7. Tolerancias

Funcionamiento normal. Todos los items de la lista deben ser cumplidos.

TABLA 15. EJEMPLO DE LISTA DE VERIFICACIÓN PARA INSPECCIÓN VISUAL

Instalación:		Sala:		Fecha:		
				S	N	NA
Gantry	Funciona el indicador de altura de la mesa					
	Funciona el indicador de la posición de la mesa					
	Funciona el indicador del ángulo del gantry					
	Funciona la luz/láser de localización					
	El cableado de alta tensión está protegido y no obstaculiza el movimiento del personal y/o del equipo					
	Hay suavidad del movimiento de la mesa					
	Funciona el indicador de rayos X					
Consola	Funciona el interruptor de exposición					
	Funciona el selector de ancho y nivel de ventana					
	Funciona el panel de interruptores / luces					

Funciona el indicador de rayos X			
Funciona el enclavamiento de puertas			
Funciona sistema de intercomunicación			
Otros			
El control automático de exposición está disponible para todos los protocolos			

6.2.8. Acciones correctivas

Cuando el resultado de la evaluación no sea aceptable deberá contactarse al servicio de mantenimiento.

6.3. ALINEACIÓN DE LOS LÁSERES

6.3.1. Objetivo

Verificar que los haces de láser interno y externo están alineados con el plano tomográfico y la camilla.

6.3.2. Frecuencia

Inicial, mensual y después de cambios.

6.3.3. Referencias

ARCAL XLIX. Protocolos de Control de Calidad en Radiodiagnóstico [1]

SEFM, SEPR y SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, revisión 2011 [5]

IAEA Human Health Series No.19 [27]

CEI/IEC 61223-2-6:2006 [31]

6.3.4. Instrumentación

- Objeto de prueba con hilo metálico en su superficie o maniquí con marcadores radiopacos visibles externamente (Figura 42).
- Película radiográfica usada en radioterapia en sobre opaco (Método alternativo).
- Instrumento punzante.
- Cinta métrica.

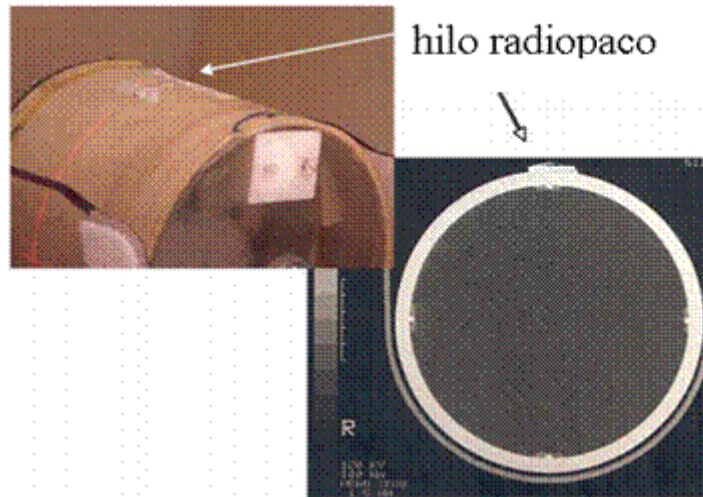
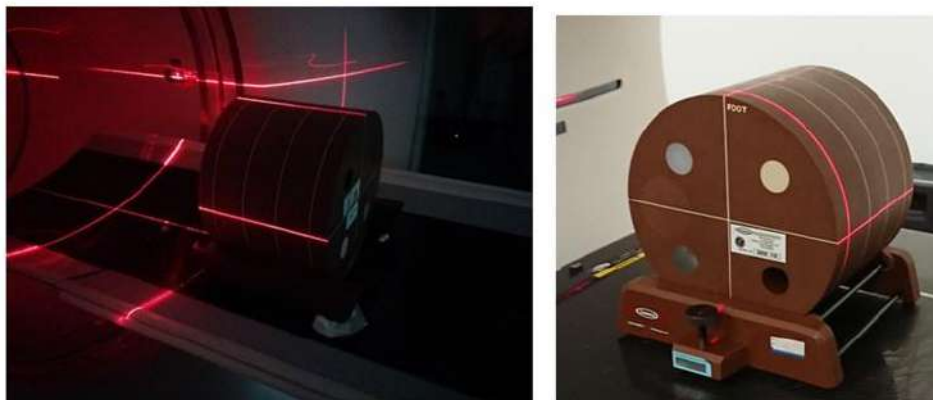


Fig.42. Objeto de prueba con hilo radiopaco superior [27].

6.3.5. Metodología

6.3.5.1. Uso de fantoma de alineación

- Centrar el objeto de prueba en el haz de luz externo y paralelo al plano tomográfico.
- Desplazar el maniquí en el plano tomográfico y verificar si está alineado con el haz de luz interno (Figura 43).
- Realizar un barrido axial con espesor de corte fino (ejemplo 3 mm).



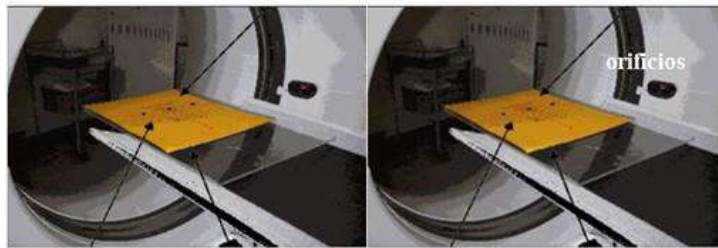
Fuente: colección de los autores

Fig.43. Imagen del maniquí con la alineación con los láseres.

6.3.5.1. Película Radiográfica (Método alternativo)

- Colocar un soporte rígido horizontalmente sobre la mesa y encima de este el sobre que contiene la película (Figura 44).
- Alinear el sobre a la altura del isocentro utilizando los láseres.
- Trazar una recta horizontal en el sobre.
- Posicionar la mesa de manera que la recta trazada coincida con el indicador láser externo. Fijar ésta como la posición cero de barrido.

- e) Desplazar la mesa hacia la posición de inicio de barrido.
- f) Encender el indicador láser interno.
- g) Medir la distancia entre el indicador láser interno y la recta. Registrar el valor encontrado.
- h) En caso de no-coincidencia, reposicionar el soporte de manera que la recta coincida con el indicador láser interno.
- i) Sin mover al sobre abrir orificios con un aguja o alfiler en la recta trazada (Figura 44).
- j) Exponer la película utilizando un corte estrecho en modo axial y parámetros de exposición con una técnica que permita obtener la densidad óptica apropiada para evaluación (ejemplo 50-100 mAs y 120-140 kVp).
- k) Procesar la película radiográfica.



Fuente: colección de los autores

FIG. 44. Película en el sobre con los orificios en la recta trazada.

6.3.6. Cálculo y análisis de los resultados

6.3.6.1. Uso de fantoma de alineación

- a) Evaluar la imagen y verificar si los marcadores radiopacos son visibles en la imagen (Figura 45).

6.3.6.2. Película Radiográfica (Método alternativo)

- a) En el método alterativo medir la distancia entre los orificios y el punto medio del campo de radiación y comparar con la tolerancia (Figura 46).

6.3.7. Tolerancias

- a) Maniquí: La alineación es aceptable si la longitud total del hilo metálico del objeto de prueba es visible con alto contraste en la imagen o todos los marcadores radiopacos son visibles (Figura 45).
- b) Película: Distancia entre orificio y el punto medio del campo de radiación $\leq \pm 5$ mm.

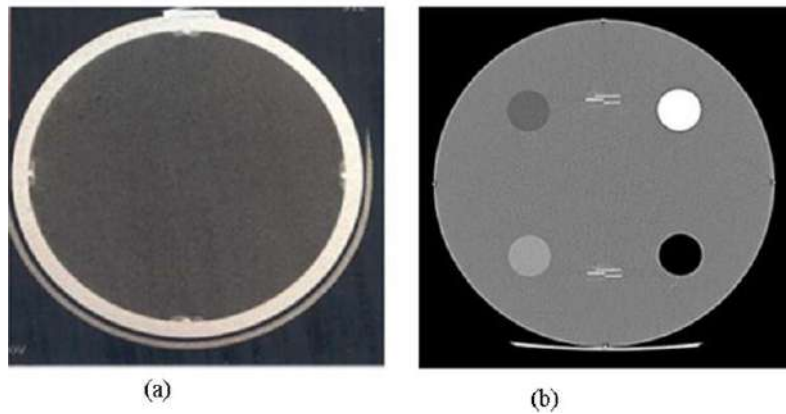


FIG.45. Imágenes de los maniquís: (a) con hilo radiopaco superior (b) ACR [27].

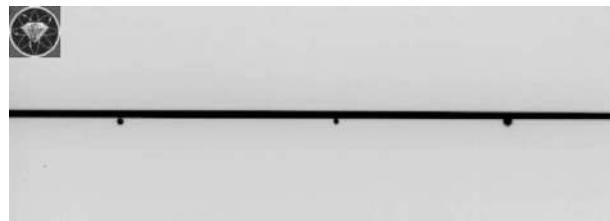


FIG. 46. Imagen de los orificios y la línea correspondiente al campo de radiación. Credit: Emerald Material (www.emerald2.eu)

6.3.8. Acciones correctivas

Si los láseres interno y externo no están alineados, deberá contactarse al servicio de mantenimiento.

6.4. ALINEACIÓN DE LA MESA RESPECTO AL “GANTRY” Y COINCIDENCIA DE LOS LÁSERES

6.4.1. Objetivo

Verificar que la mesa está centrada en el isocentro del gantry y que los indicadores laser coinciden con los ejes longitudinal y sagital.

6.4.2. Frecuencia

Inicial, semestral y después de cambios.

6.4.3. Referencias

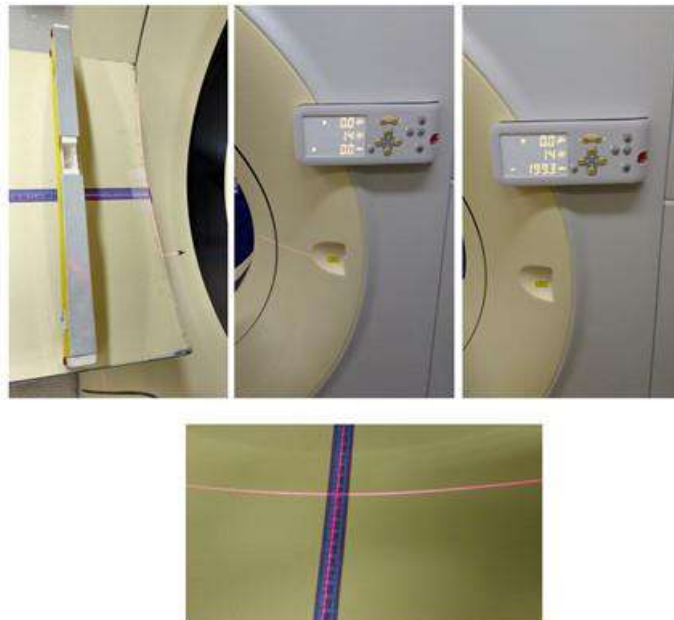
ARCAL XLIX. Protocolos de Control de Calidad en Radiodiagnóstico [1]
SEFM, SEPR y SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, revisión 2011 [5]

6.4.4. Instrumentación

- a) Cinta adhesiva.
- b) Cinta métrica.
- c) Nivel de plomo.

6.4.5. Metodología

- a) Utilizar una cinta métrica para identificar el centro de la mesa en tres puntos distintos a lo largo de su longitud, colocar una cinta adhesiva (aproximadamente 50 cm de longitud) que pase por estos puntos.
- b) Trazar sobre la cinta adhesiva la línea que corresponde a la posición del eje longitudinal de la mesa determinada con la cinta métrica.
- c) Fijar horizontalmente una cinta adhesiva que coincida con el diámetro central de la apertura del gantry. Marcar en esta cinta la posición del centro de apertura (isocentro), si es necesario utilizar el nivel de plomo.
- d) Con la mesa y el gantry en inclinación cero, introducir la mesa en el gantry (Figura 47).
- e) Mover verticalmente la mesa hasta que su altura coincida con el centro de la cinta adhesiva del gantry.
- f) Marcar sobre la cinta adhesiva fijada en la mesa la posición del isocentro y la posición del indicador sagital (Figura 47).
- g) Desplazar la mesa longitudinalmente y marcar la posición del indicador sagital. Repetir este procedimiento para tres puntos diferentes, cubriendo la longitud total de la cinta adhesiva.
- h) Unir estos cuatro puntos con una recta sobre la cinta adhesiva. Esta recta representa la posición del indicador láser sagital.



Colección de los autores

FIG. 47. Posicionamiento de la cinta métrica en la mesa, verificación del nivel y alineación con el láser externo. Determinación de la diferencia entre el valor indicado en el gantry y el medido en la cinta métrica.

6.4.6. Cálculo y análisis de los resultados

- a) Medir la distancia entre la marca correspondiente al isocentro y la recta que corresponde a la línea media de la mesa y registrar.
- b) Medir las distancias entre las marcas correspondientes al laser sagital y el eje longitudinal de la mesa y registrar.

6.4.7. Tolerancias

- a) El isocentro del gantry debe coincidir con la línea media de la mesa en un valor $\leq \pm 5$ mm.
- b) La desviación máxima entre la línea media de la mesa y la recta correspondiente a la posición del láser sagital debe ser ± 1 mm.

6.4.8. Acciones correctivas

Cuando el resultado de la prueba no es aceptable deberá contactarse al servicio de mantenimiento.

6.5. EXACTITUD DEL TOPOGRAMA

6.5.1. Objetivo

Verificar si la imagen del topograma indica con exactitud la posición del paciente.

6.5.2. Frecuencia

Inicial, mensual y después de cambios.

6.5.3. Referencias

SEFM, SEPR y SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, revisión 2011 [5]

IAEA Human Health Series No.19 [27]

CEI/IEC 61223-2-6:2006 [31]

6.5.4. Instrumentación

- a) Maniquí con marcadores radiopacos visibles externamente. Una alternativa es usar láminas de PMMA con un mínimo 25 cm de longitud, preferiblemente 50 cm de espesor, con marcadores radiopacos que indiquen con precisión una distancia conocida o utilizar un maniquí con una longitud conocida.

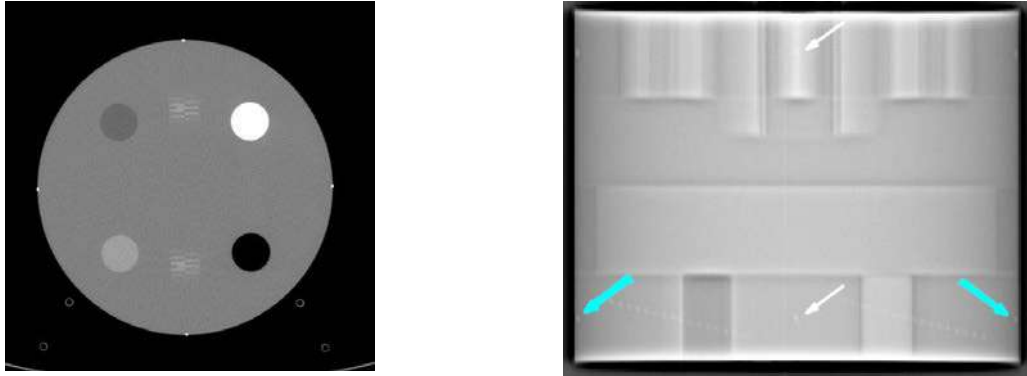
6.5.5. Metodología

- a) Posicionar el objeto de prueba a lo largo del eje longitudinal de la mesa.
- b) Realizar el topograma y Verificar que los marcadores del objeto estén dentro del campo de radiación.
- c) Programar sobre la imagen del topograma un corte axial único de 1 mm, o inferior, directamente sobre cada posición de los marcadores de referencia.

d) Reconstruir con el mismo espesor de corte adquirido.

6.5.6. Cálculos y análisis de los resultados

Verificar que los marcadores radiopacos están visibles en las imágenes reconstruidas (Figura 48).



Fuente: colección de los autores

FIG. 48. Imagen del maniquí ACR y el correspondiente scout con las indicaciones de las desviaciones.

6.5.7. Tolerancias

La desviación entre la posición definida en el topograma y la posición de los marcadores radiopaco en la imagen obtenida debe ser de $\leq \pm 2$ mm.

6.5.8. Acciones correctivas

Cuando el resultado de la prueba no sea aceptable se deberá contactarse al servicio de mantenimiento.

6.6. INCLINACIÓN DEL GANTRY

6.6.1. Objetivo

Determinar la exactitud del ángulo del gantry.

6.6.2. Frecuencia

Inicial, anual y después de cambios.

6.6.3. Referencias

IAEA Human Health Series No.19 [27]

CEI/IEC 61223-2-6:2006 [30]

6.6.4. Instrumentación

- a) Nivel de burbuja.
- b) Transportador (medidor de ángulo).
- c) Cinta adhesiva.

- d) Cinta métrica.
- e) Soporte rectangular plano con ranura (ejemplos: madera, poliestireno expandido, acrílico, poli espuma).
- f) Película radiográfica en sobre opaco o chasis IP CR.

6.6.5. Metodología

- a) Verificar con el nivel de burbuja que la mesa esté completamente horizontal.
- b) Fijar el sobre con la película en el soporte.
- c) Fijar el soporte sobre la mesa; alinear el sobre o chasis verticalmente con el eje longitudinal (Figura 49).
- d) Desplazar la mesa hacia adentro del gantry.
- e) Centrar la película con los indicadores láser.
- f) Colocar el gantry en posición cero.
- g) Registrar las indicaciones del ángulo en el gantry y la consola.
- h) Exponer la película con una técnica que garantice una densidad óptica adecuada (ejemplo 50-100 mAs y 120-140 kVp) y un corte estrecho, sin mover la mesa.
- i) Inclinar el gantry al máximo ángulo posible. Repetir pasos (g) y (h).
- j) Inclinar el gantry el mismo ángulo en sentido opuesto. Repetir pasos (g) y (h).
- k) Inclinar el gantry +15 grados y repetir los incisos (g) y (h).
- l) Inclinar el gantry – 15 grados. Repetir pasos (g) y (h).
- m) Desplazar ligeramente la mesa a una nueva posición, retornar el gantry a la posición cero y hacer una nueva exposición.

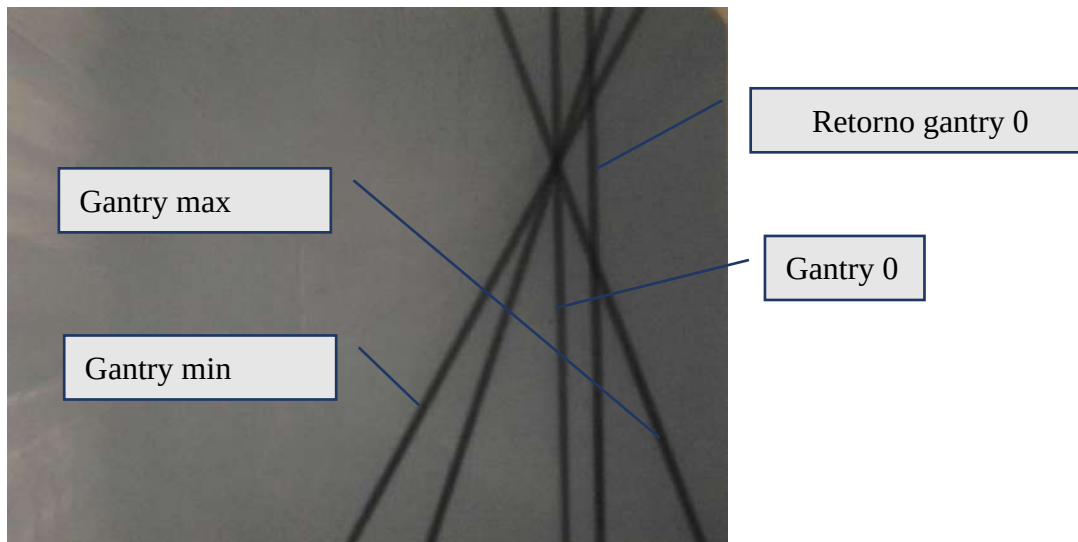


Fuente: colección de los autores

FIG. 49. Posicionamiento de la película para verificación de la inclinación del gantry.

6.6.6. Cálculo y análisis de los resultados

En la película procesada medir los ángulos formados por los cortes realizados con las distintas angulaciones de gantry (Figura 50).



Fuente: colección de los autores

FIG. 50. Imagen de los planos irradiados en la película procesada.

6.6.7. Tolerancias

- a) La desviación entre el ángulo medido y el ángulo nominal debe estar dentro de $\pm 1^\circ$.
- b) Las indicaciones de ángulo en la consola y el gantry deben ser exactamente iguales.

6.6.8. Acciones correctivas

Cuando el resultado de la prueba no sea aceptable deberá contactarse al servicio de mantenimiento.

6.7. EXACTITUD DEL INDICADOR LONGITUDINAL DE LA POSICIÓN DE LA MESA

6.7.1. Objetivo

Determinar la exactitud del desplazamiento longitudinal de la mesa.

6.7.2. Frecuencia

Inicial, anual y después de cambios.

6.7.3. Referencias

ARCAL XLIX. Protocolos de Control de Calidad en Radiodiagnóstico [1]
SEFM, SEPR y SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, revisión 2011 [5]
IAEA Human Health Series No.19 [27]
CEI/IEC 61223-2-6:2006 [30]

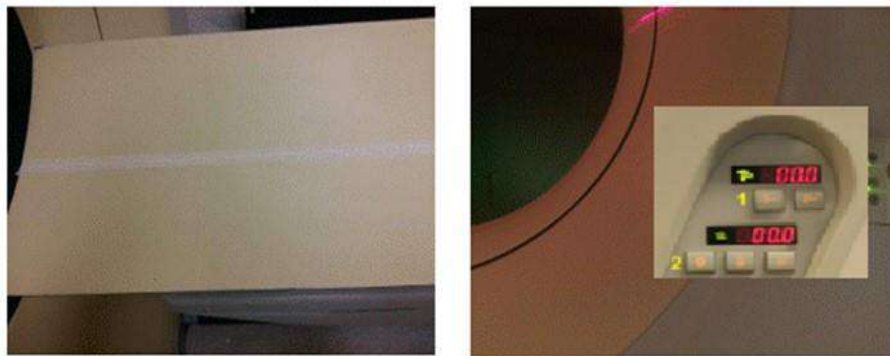
6.7.4. Instrumentación

- a) Cinta métrica.
- b) Maniquí u objeto con masa aproximada de 70 kg.

- c) Bloque rectangular de PMMA que contenga dos marcas radiopacas, separadas por una distancia conocida.

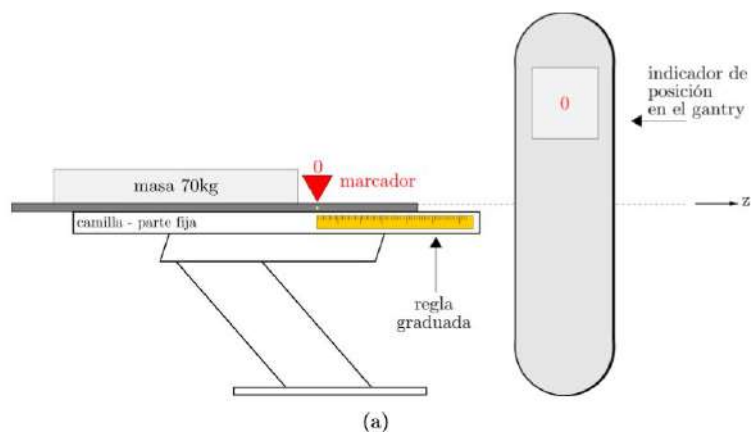
6.7.5. Metodología

- Fijar la cinta métrica a la camilla.
- Marcar en la cinta métrica un punto de referencia.
- Hacer coincidir el punto de referencia con el indicador láser externo (Figura 51).
- Desplazar la mesa 30 cm hacia dentro del gantry y registrar la posición final señalada por el indicador laser sobre la cinta métrica.
- Registrar la diferencia entre la distancia recorrida y la indicada en el gantry.
- Desplazar la mesa en sentido contrario hasta la posición inicial.
- Registrar la diferencia entre la distancia recorrida y la indicada en el gantry (Figura 51).
- Colocar sobre la mesa una masa entre 70 o 80 kg para simular un paciente (Figura 52) y repetir los incisos desde (c) hasta (g).



Fuente: Colección de los autores

FIG.51. Posicionamiento de la cinta en la camilla y la indicación de distancia en el gantry.



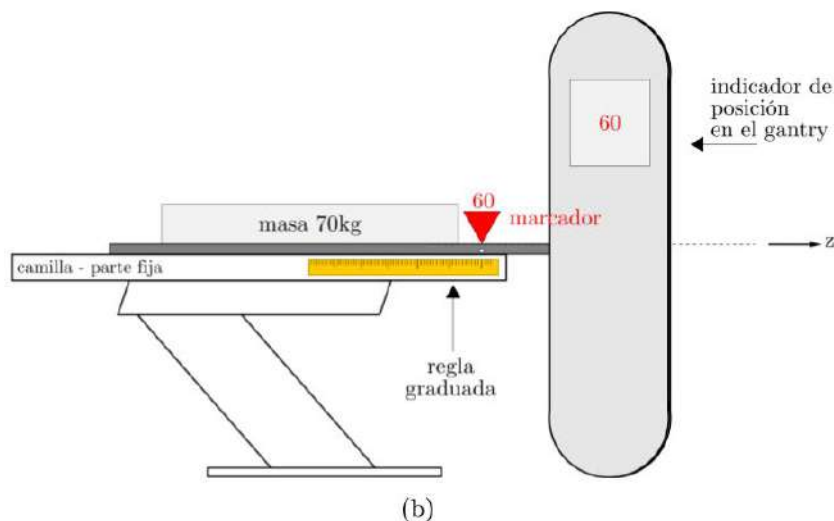


FIG. 52. Esquema del desplazamiento de la camilla y medición de la distancia indicada en la cinta y en el gantry con un objeto de 70 kg en la camilla en la posición. (a) cero y (b) en posición 60 cm.

6.7.6. Cálculo y análisis de los resultados

Calcular la diferencia entre la distancia recorrida y la indicada en el gantry, en todas las condiciones indicadas en la metodología.

6.7.7. Tolerancias

La diferencia entre las distancias recorridas indicadas en la cinta métrica y en el gantry debe ser $\leq \pm 2$ mm.

6.8. ESPESOR DE CORTE EN LA IMAGEN RECONSTRUIDA

6.8.1. Objetivo

Verificar que el espesor de corte en la imagen reconstruida corresponde a la seleccionada en la consola del tomógrafo.

6.8.2. Frecuencia

Inicial, anual y después de cambios.

6.8.3. Referencias

ARCAL XLIX. Protocolos de Control de Calidad en Radiodiagnóstico [1]

SEFM, SEPR y SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, revisión 2011 [5]

IAEA Human Health Series No.19 [27]

CEI/IEC 61223-2-6:2006 [31]

6.8.4. Instrumentación

- Modo axial: objeto de prueba con un plano inclinado de metal fino (Figura 53).
- Modo helicoidal: objeto de prueba con una placa de metal fina (espesor submilimétrico) o un agujero de aire de diámetro submilimétrico insertado en un cilindro uniforme (normalmente

PMMA). El espesor de la lámina metálica o el tamaño del orificio de aire deben ser más pequeños que el menor ancho de corte nominal de la imagen a ser medido.

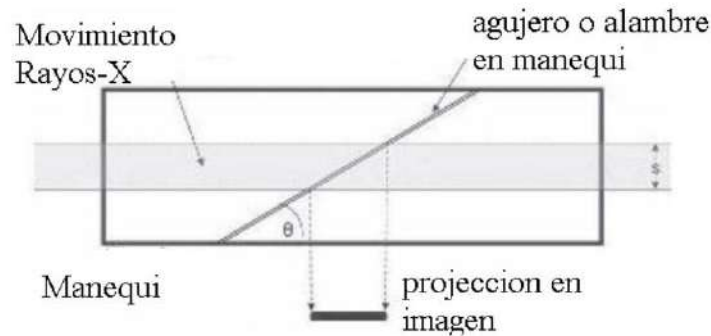


FIG. 53. Vista del maniquí para modo axial [27].

Nota: Estos objetos de prueba se pueden fabricar localmente, utilizando materiales tales como la hoja de plomo que se encuentra en los paquetes de películas dentales o maniquí con escala o maniquí con rampa de Al o Cu.

6.8.5. Metodología

6.8.5.1. Modo axial

- Colocar el objeto de prueba en el centro del campo de visión coincidiendo con el eje de rotación del equipo.
- Realizar el topograma para confirmar que la alineación es correcta y definir el plano de corte.
- Seleccionar un protocolo clínico de rutina.
- Realizar el barrido axial sobre el objeto de prueba.
- Repetir el procedimiento para todos los otros anchos de corte clínicamente relevantes.

6.8.5.2. Modo helicoidal

- Colocar el objeto de prueba en la mesa, de manera que este centrado en el campo de visión y el objeto de metal quede paralelo al plano topográfico.
- Realizar un topograma y definir la longitud estudiar de forma que se garantice que el objeto metálico esté totalmente incluido en la imagen.
- Realizar un barrido utilizando un protocolo de rutina.
- Reconstruir las imágenes, en intervalos de aproximadamente un décimo del ancho de corte nominal de la imagen.
- Repetir el procedimiento para otros anchos de corte clínicamente relevantes.
- Repetir el procedimiento para otros protocolos clínicos.

6.8.6. Cálculo y análisis de los resultados

6.8.6.1. Modo axial

- Utilizando el software del equipo, trazar el perfil de números de CT a lo largo de la imagen de la rampa (Figura 54).

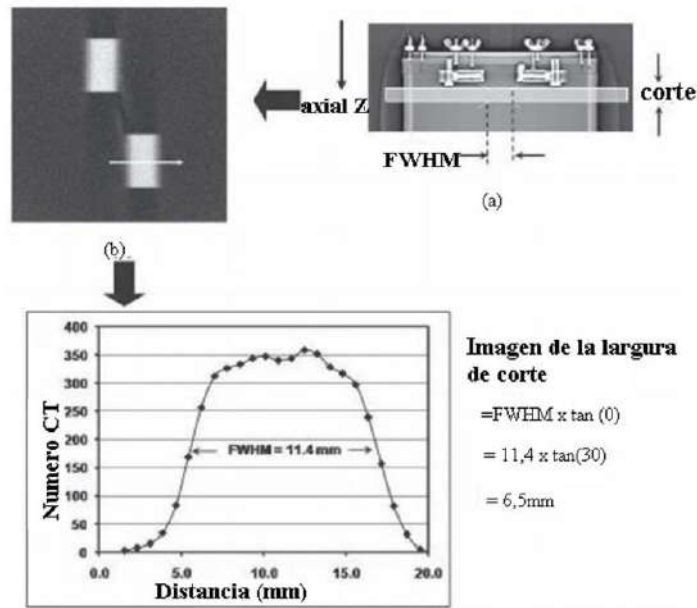


FIG.54. Imagenes del objeto de prueba y perfil de la imagen para un ancho nominal del corte [27].

- b) Determinar el número CT máximo y número CT del fondo.
- c) Determinar el número CT correspondiente a la mitad de la altura máxima utilizando la ecuación 43:

$$CT_{mitad} = \frac{(CT_{max} - CT_f)}{2} + CT_f \quad (43)$$

Donde:

CT_{mitad} es el número CT a la mitad de altura;
 CT_{max} es el número de CT máximo; y,
 CT_f es el número de CT del fondo.

- d) Determinar el ancho a la media altura (FWHM) en valores de píxel a partir del cálculo de la distancia entre los dos puntos correspondientes a los valores de CT_{mitad} . Una interpolación lineal simple puede ser utilizada para obtener esta distancia con más exactitud.
- e) Convertir el valor obtenido en distancia (FWHM) mediante la corrección por tamaño de píxel (en algunos casos es posible medir esta distancia directamente si se utilizan las herramientas de regla y perfil de línea disponible en el equipo).
- f) Calcular el espesor de corte de la imagen a partir de la ecuación 44.

$$\text{Espesor de corte} = \text{FWHM} \cdot \tan \theta \quad (44)$$

Donde:

FWHM es el ancho a la media altura
 θ es el ángulo de inclinación del plano inclinado respecto al plano tomográfico, el cual es una propiedad inherente del maniquí utilizado.

Nota: Para MDCT, un barrido resulta en varias imágenes. Para la prueba anual, los anchos de corte de la imagen deben ser medidos por lo menos en la posición central de corte. Para

aceptación, los anchos de corte de la imagen deben ser medidos por lo menos para los dos cortes externos y un corte interno representativo.

6.8.6.2. Modo helicoidal

- a) Marcar un ROI en la posición central de cada imagen reconstruida, que corresponda a la posición del inserto del disco de metal y medir el valor promedio del número de CT (Figura 55).

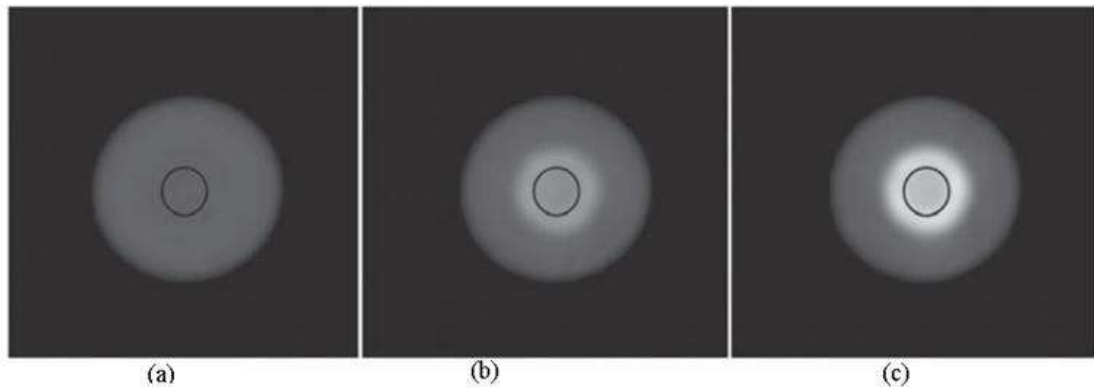


FIG. 55. Imágenes del objeto de prueba con ROIs sobre el inserto de metal (a) el inserto no está en el plano tomográfico, (b) parcialmente en el plano tomográfico y (c) centrado en el plano tomográfico [27].

- b) Graficar los valores de los números CT medidos versus la posición en la imagen (distancia en la dirección del eje z) conforme la Figura 56.

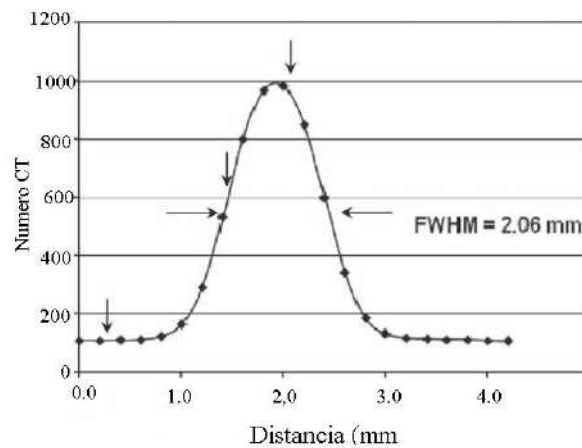


FIG. 56. Representación gráfica del valor de píxel en el ROI vs la posición en la imagen. El ancho nominal del corte de la imagen es de 2 mm [27].

- c) Determinar CT_{max} y CT_f .
- d) Determinar el número CT correspondiente a la mitad de la altura máxima utilizando la ecuación 43.
- e) Determinar el FWHM a través del cálculo de la distancia entre los dos puntos correspondientes a los valores de CT_{mitad} . La interpolación lineal simple puede ser utilizada para obtener esta distancia, que representa el ancho de corte de la imagen, con mayor exactitud.

6.8.7. Tolerancias

TABLA 16. TOLERANCIAS [27]

Ancho de corte nominal (mm)	Aceptable
≤ 1	$< \text{nominal} + 0.5 \text{ mm}$
$> 1 \text{ y } \leq 2$	$\pm 50\%$
> 2	$\pm 1 \text{ mm}$

Nota: Prueba de aceptación: para MDCT, evaluado en modo axial, los anchos de corte de la imagen medida, para imágenes contiguas deben estar dentro de la tolerancia aceptable de 20% respecto al valor nominal.

Para cortes muy estrechos, especialmente si son adquiridos en modo axial, el espesor de la imagen medida puede ser significativamente mayor que el espesor nominal debido a las limitaciones impuestas por el grosor de la rampa. Verifique las especificaciones del maniquí y aplique las correcciones apropiadas.

6.8.8. Acciones correctivas

Cuando el resultado de la prueba no sea aceptable deberá contactarse al servicio de mantenimiento.

6.9. ESPESOR DE CORTE IRRADIADO

Nota: El espesor de corte irradiado, también conocido como ancho del haz de rayos X, perfil de la radiación o colimación, es una medida del ancho del haz colimado al largo del eje z. Es en general definido y medido para un barrido axial. En MDCT, el ancho del haz de rayos X es mayor que el ancho de la imagen total, siendo más significativo para un ancho de haz más estrecho. Esto es conocido como “solapamiento”.

6.9.1. Objetivo

Determinar la exactitud de las combinaciones de colimación y la contribución del solapamiento.

6.9.2. Frecuencia

Inicial, anual y después de cambios.

6.9.3. Referencias

SEFM, SEPR y SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, revisión 2011 [5]

IAEA Human Health Series No.19 [27]

CEI/IEC 61223-2-6:2006 [31]

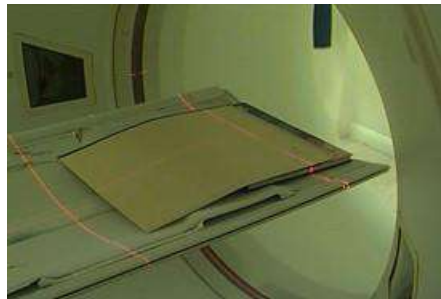
6.9.4. Instrumentación

a) Película radiográfica en sobre opaco o película radiocrómica.

- b) Bloque de espuma de goma de al menos 10 cm de espesor.
- c) Regla.

6.9.5. Metodología

- a) Posicionar en la mesa el sobre encima de la espuma para minimizar la radiación dispersa sobre la película.
- b) Elevar la mesa de modo que la superficie de la película coincida con el isocentro del gantry (Figura 57).
- c) Marcar el isocentro en el sobre de la película.
- d) Escoger cuatro valores de colimación y una técnica de kVp y mAs que permita obtener una densidad inferior a la densidad máxima de la película.
- e) Hacer un barrido en modo axial con el primer valor de colimación.
- f) Desplazar la mesa 20 mm, cambiar para la siguiente colimación y realizar un nuevo barrido.
- g) Repetir el procedimiento para todas las colimaciones seleccionadas.
- h) Repetir los pasos de e) a g) con el mismo valor de kVp y la mitad del valor de mAs.



Fuente: colección de los autores

FIG. 57. Posicionamiento del sobre con la película en el isocentro del equipo.

6.9.6. Cálculo y análisis de los resultados

- a) Utilizando la regla medir los espesores de corte registrados en la imagen (Figura 58).



Fuente: colección de los autores

FIG. 58. Medida del espesor de cada corte en la imagen.

- b) De disponer con un microdensitómetro o con la posibilidad de digitalizar la imagen se puede realizar una medición más precisa. Se determina el espesor como el FWHM del perfil de densidades para cada colimación (Figura 59).

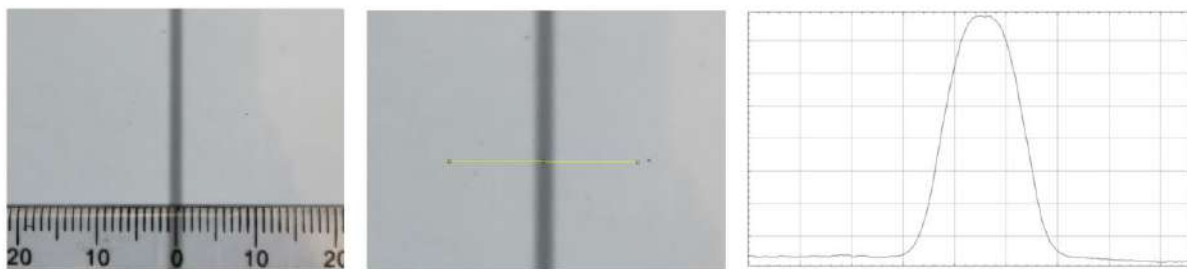


FIG. 59. Medida del espesor de corte (a) a partir de la medida de FWHM (b).

Fuente: colección de los autores

- c) Note que los valores de densidad del segundo grupo de exposiciones corresponden al 50% del nivel de exposición del primer grupo, y por tanto definen los valores de FWHM para cada colimación.
- d) Un método simple para medir el solapamiento es dividir el ancho de la colimación nominal por el espesor de corte irradiado medido.

6.9.7. Tolerancias

- a) El espesor de corte irradiado debe estar dentro de las especificaciones del fabricante.
- b) Comparar las medidas del solapamiento para las diferentes combinaciones de colimación con los datos disponibles para tomógrafos similares.
- c) Cuando el resultado de la prueba no sea aceptable deberá contactarse al servicio de mantenimiento.

6.10. UNIFORMIDAD, RUIDO, EXACTITUD DEL NÚMERO DE CT

6.10.1. Objetivo

Verificar la uniformidad y el ruido de la imagen y la exactitud de los valores del número de CT para diferentes materiales.

6.10.2. Frecuencia

Inicial, anual y después de cambios.

6.10.3. Referencias

ARCAL XLIX. Protocolos de Control de Calidad en Radiodiagnóstico [1]
SEFM, SEPR y SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, revisión 2011 [5]
IAEA Human Health Series No.19 [27]
CEI/IEC 61223-2-6:2006 [30]

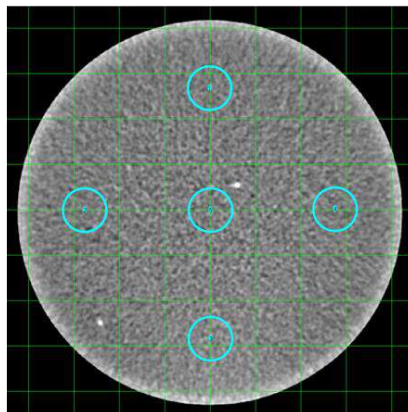
6.10.4. Instrumentación

- a) Maniquí relleno de agua o material uniforme, suministrado por el fabricante del tomógrafo u otros maniqués comerciales (ejemplo: ACR y CATPHAN). En general estos maniqués

están compuestos por varios módulos para evaluar: exactitud del número de CT, uniformidad, ruido, espesor de corte, resolución de alto y bajo contraste etc.

6.10.5. Metodología

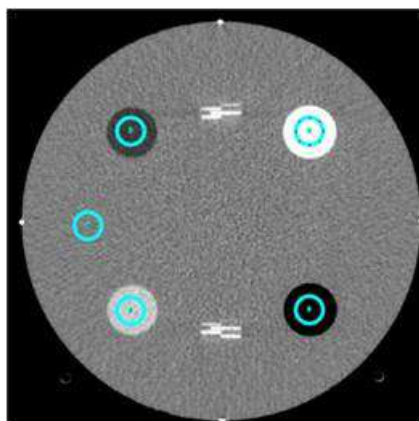
- a) Posicionar el maniquí sobre la camilla en el centro del plano tomográfico; utilizar los láseres de posicionamiento.
- b) Tomar una imagen en modo axial para verificar si el posicionamiento es correcto (el centro de la imagen del maniquí debe coincidir con el centro del plano tomográfico).
- c) Realizar la exposición de cada módulo en modo axial, para tomógrafos multicortes, todas las mediciones serán realizadas en el corte central, con excepción de la evaluación de artefactos donde todos los cortes obtenidos deben ser evaluados.
- d) Módulo de Uniformidad: Visualizar la imagen del módulo de uniformidad con el nivel y ancho de ventana sugeridos por el fabricante del maniquí.
- e) Verificar la presencia de artefactos en la imagen y registrar. Si estos comprometen la calidad general de la imagen detener la prueba y llamar al servicio de mantenimiento.
- f) Dibujar sobre la imagen cinco ROIs (regiones de interés) circulares del diámetro recomendado por el fabricante, en las posiciones 12 h, 3 h, 6 h, 9 h y central (Figura 60). Los ROIs periféricos no deben estar muy cercanos a los bordes de la imagen.
- g) Registrar los valores medios y desviación estándar del número de CT para cada posición.



Fuente: colección de los autores

FIG. 60. Imagen del maniquí y los 5 ROIs.

- h) Módulo de exactitud del número de CT: Dibujar en la imagen un ROI sobre cada material disponible en el maniquí (Figura 61). Para cada ROI, obtener el valor medio y desviación estándar del número CT.



Fuente: colección de los autores

FIG. 61. Imagen del Módulo 1 del maniquí ACR, con los ROIs dibujados en los distintos materiales.

6.10.6. Cálculo y análisis de los resultados

6.10.6.1. Uniformidad

Calcular las diferencias entre el número CT de cada uno de los cuatro ROIs periféricos y el del ROI central (Figura 60) de acuerdo con la ecuación 46.

$$\Delta CT = CT_i - CT_{cen} \quad (46)$$

Donde:

ΔCT es la diferencia entre el número CT del ROI_i periférico y en ROI central;
 CT_i es el valor medio del número CT en cada uno de los ROIs en la periferia; y;
 CT_{cen} es el valor medio del número CT en el ROI central.

6.10.6.2. Ruido

Calcular el nivel de ruido mediante la ecuación 47:

$$\text{Ruido (\%)} = \frac{\sigma_{ROI}}{1000} \cdot 100 \quad (47)$$

Donde:

Ruido es el valor en el ROI central medido;
 σ_{ROI} es la desviación estándar de los números CT en el ROI central; y,
 1000 es la diferencia de los valores nominales de los números CT para agua y aire.

6.10.6.3. Exactitud del número de CT

Calcular para cada material la diferencia entre el número CT medido en cada ROI y el valor establecido en el manual del maniquí, de acuerdo con la ecuación 48.

$$\Delta CT = CT_{med} - CT_{nom} \quad (48)$$

Donde:

ΔCT es la diferencia entre valor medio del número CT del ROI medido y el número de CT según fabricante del maniquí;
 CT_{med} es el valor medio del número CT del ROI medido; y;
 CT_{nom} es el número CT nominal correspondiente según fabricante del maniquí.

6.10.7. Tolerancias

- Artefactos: No deben observarse artefactos que potencialmente puedan comprometer la calidad diagnóstica.
- Uniformidad: $\Delta CT \pm 10$ HU.
- Ruido: $\sigma \pm 25$ % del valor de base inicial o de acuerdo con las especificaciones de fabricante.
- Exactitud del número CT: $\Delta CT \pm 5$ HU.

6.10.8. Acciones correctivas

Cuando el resultado de la prueba no sea aceptable deberá contactarse el servicio de mantenimiento.

6.11. RESOLUCIÓN ESPACIAL DE ALTO CONTRASTE

6.11.1. Objetivo

Verificar si la resolución espacial de una imagen reconstruida está en conformidad con las especificaciones del fabricante y los valores iniciales.

6.11.2. Frecuencia

Inicial, anual y después de cambios.

6.11.3. Referencias

ARCAL XLIX. Protocolos de Control de Calidad en Radiodiagnóstico [1]
SEFM, SEPR y SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, revisión 2011 [5]
IAEA Human Health Series No.19 [27]
CEI/IEC 61223-2-6:2006 [31]

6.11.4. Instrumentación

- a) Maniquí con objeto de prueba para medición de alto contraste (ejemplos: ACR, CATPHAN o similar).
- b) Software para análisis de la MTF.

6.11.5. Metodología

6.11.5.1. Método No.1 Objeto de prueba con grupos de pares de líneas

- a) Centrar y alinear el maniquí en el plano tomográfico y paralelo al plano de la imagen.
- b) Realizar una exposición con el protocolo de abdomen.
- c) Ajustar el nivel y ancho de ventana, según las instrucciones del fabricante o los valores establecidos en el comisionamiento, para observar en la imagen el máximo número distinguible de líneas.
- d) Identificar y registrar el menor grupo de pares de líneas distinguibles con un grado aceptable de separación y sin distorsión (Figura 62).
- e) Repetir el procedimiento para protocolo de tórax de alta resolución.

Nota: Se recomienda evaluar el efecto de los filtros de reconstrucción en la resolución espacial de la prueba inicial.

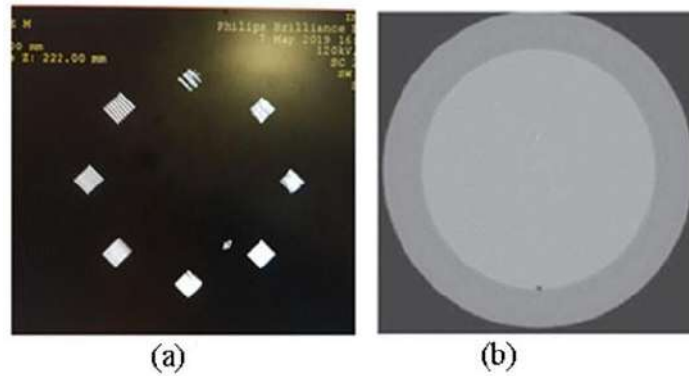


FIG. 62. Imágenes de maniqués con objetos de prueba para alto contraste (a) Grupos de pares de líneas (Fuente: colección de los autores) y (b) MTF [27].

6.11.5.2. Método No.2 Objeto de prueba para evaluación de MTF

- Centrar y alinear el maniquí en el plano tomográfico y paralelo al plano de la imagen.
- Realizar una exposición con el protocolo de abdomen.
- Repetir el procedimiento para protocolo de tórax de alta resolución
- Ajustar el nivel y ancho de ventana, según las instrucciones del fabricante.

6.11.6. Cálculo y análisis de los resultados

- Método 1: Asignar al menor grupo observado el número de pares de líneas correspondiente según el manual del maniquí.
- Método 2: Realizar la evaluación de la imagen utilizando el software de MTF.

6.11.7. Tolerancias

- Método 1: 5 pl/cm para protocolo de abdomen y 6 pl/cm para tórax (para maniquí ACR).
- Método 2: Verificar si cumple con las especificaciones del fabricante.

6.11.8. Acciones correctivas

Cuando el resultado de la prueba no sea aceptable deberá contactarse el servicio de mantenimiento.

6.12. UMBRAL DE SENSIBILIDAD A BAJO CONTRASTE

6.12.1. Objetivo

Determinar la capacidad del sistema para discriminar objetos de bajo contraste.

6.12.2. Frecuencia

Inicial, anual y después de cambios.

6.12.3. Referencias

ARCAL XLIX. Protocolos de Control de Calidad en Radiodiagnóstico [1]

SEFM, SEPR y SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, revisión 2011 [5]
IAEA Human Health Series No.19 [27]
CEI/IEC 61223-2-6:2006 [31]

6.12.4. Instrumentación

- a) Maniquí con objetos de prueba de bajo contraste y diferentes tamaños. Ejemplo, maniquí ACR (Figura 63).

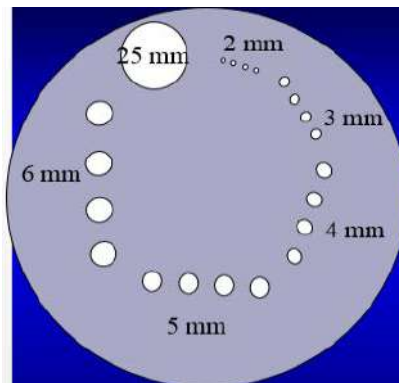


FIG.63. Esquema del maniquí para evaluación de bajo contraste.

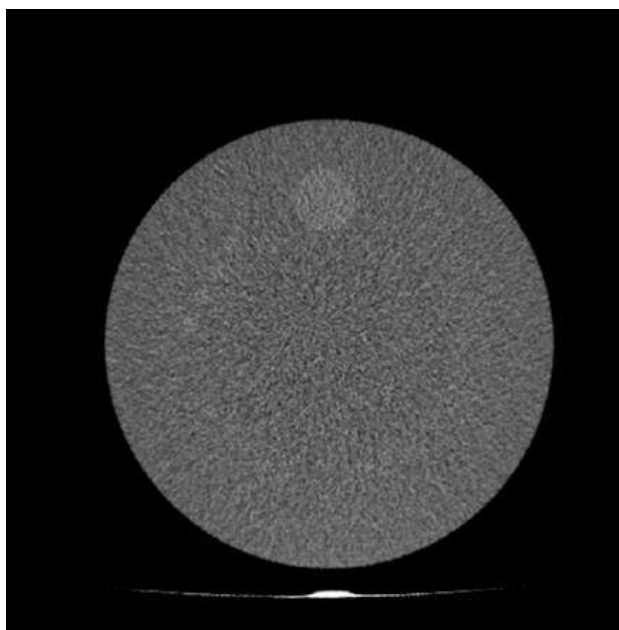
6.12.5. Metodología

- Centrar y alinear el maniquí en el plano tomográfico y paralelo al plano de la imagen.
- Realizar una exposición con el protocolo de abdomen para adulto.
- Ajustar el ancho y nivel de ventana de acuerdo con las instrucciones del fabricante del objeto de prueba.
- Identificar el menor grupo de esferas de bajo contraste visibles en la imagen
- Repetir el procedimiento para protocolo de cabeza de adulto.

Nota: evaluar las imágenes siempre bajo las mismas condiciones de luz, con el mismo nivel y ancho de ventana.

6.12.6. Cálculo y análisis de los resultados

- Evaluar la imagen e identificar el menor grupo de esferas observadas.
- Asignar el valor de resolución de bajo contraste correspondiente según el manual del maniquí (Figura 64).



Fuente: colección de los autores

FIG. 64. Imagen de los diámetros del maniquí.

6.12.7. Tolerancias

Según las recomendaciones de fabricante.

6.12.8. Acciones correctivas

Cuando el resultado de la prueba no sea aceptable deberá contactarse al servicio de mantenimiento.

6.13. DETERMINACIÓN DE C_{AIRE} ($\text{CTDI}_{\text{AIRE}}$)

6.13.1. Objetivo

Determinar el valor del índice de dosis en aire (C_{aire} o $\text{CTDI}_{\text{aire}}$) para protocolos seleccionados.

6.13.2. Frecuencia

Inicial, anual y después de cambios.

6.13.3. Referencias

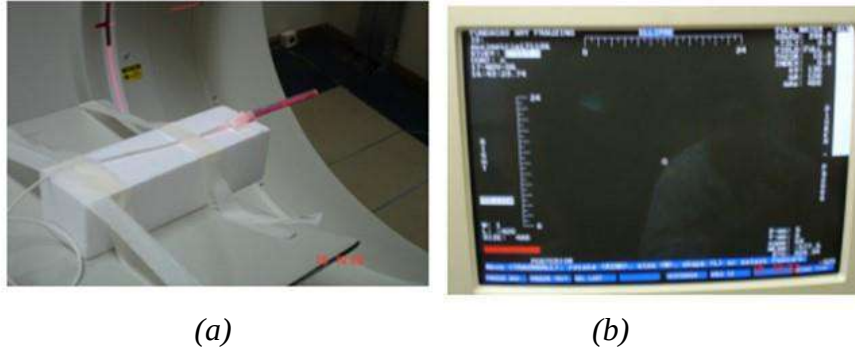
ARCAL XLIX. Protocolos de Control de Calidad en Radiodiagnóstico [1]
SEFM, SEPR y SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, revisión 2011 [5]
IAEA Human Health Series No.19 [27]
AAPM Report No. 96 [29]
CEI/IEC 61223-2-6:2006 [30]

6.13.4. Instrumentación

a) Sistema dosimétrico calibrado con cámara de ionización tipo “lápiz” y soporte adecuado.

6.13.5. Metodología

- a) Posicionar la cámara de ionización en el eje axial de rotación del gantry (si la cámara dispone de capa de acrílico, esta debe ser retirada para la realización de la medida). Para evitar radiación dispersa debido a la camilla, el área sensible de la cámara debe sobresalir del borde de la mesa (Figura 65).



Fuente: colección de los autores

FIG. 65. Posicionamiento de la cámara de ionización en el eje longitudinal de rotación del gantry (a) y su visualización en el monitor (b).

- b) Centrar y alinear la cámara de ionización con ayuda de los láser.
c) Realizar una adquisición de un corte para verificar la alineación, de modo tal que la camilla no avance.
d) Seleccionar un protocolo de examen de cabeza de adulto.
e) Realizar una adquisición de un corte.
f) Registrar la lectura del electrómetro.
g) Repetir la exposición al menos dos veces.
h) Repetir los pasos de los puntos e) a la g) para un protocolo de abdomen de adulto.
i) Seleccionar 120 kV e 100 mAs y la mayor colimación del haz de rayos X. Realizar el barrido en modo axial.
j) Registrar la lectura del electrómetro.
k) Repetir los pasos anteriores para todas las otras colimaciones disponibles.
l) Repetir la medida utilizando el menor y el mayor kV para una colimación de referencia (se recomienda una colimación de 20mm; sino es posible la mayor colimación disponible por debajo de 20mm).

6.13.6. Cálculo y análisis de los resultados

- a) Corregir las lecturas por los factores de calibración, presión y temperatura de referencia utilizando las ecuaciones 8 y 9.
b) Calcular C_{aire} según ecuación 49.

$$C_{aire} = \frac{L \cdot M_{cor}}{N \cdot T} \quad (49)$$

Donde:

C_{aire} es el índice de dosis en aire;

M_{cor} es la lectura obtenida para el barrido único corregida por los factores F_c y $K_{T,P}$;

- L es la longitud activa de la cámara (10 cm);
 T es el espesor de corte (cm); y,
 N es el número de cortes para una única rotación para multi-cortes.

Nota: Si el equipo mide en unidad R hacer la conversión de las lecturas de exposición a dosis por medio del factor 0,00876Gy/R.

- c) Compare estos valores con los resultados obtenidos en las pruebas de aceptación y de constancia anteriores.
- d) Hacer un gráfico de C_{aire} versus la colimación del haz de rayos X para valores de kV constantes.
- e) Normalizar la serie de valores de C_{aire} , usando el valor de C_{aire} de referencia obtenido con la colimación de referencia.

6.13.8. Tolerancias

La diferencia entre C_{aire} medido y el especificado por el fabricante o el valor de base o referencia debe ser $\leq \pm 20\%$.

6.13.9. Acciones correctivas

Cuando el resultado de la prueba no sea aceptable deberá contactarse al servicio de mantenimiento.

6.14. DETERMINACIÓN DE C_w ($CTDI_w$), C_{vol} ($CTDI_{vol}$) Y P_{KL} (DLP)

6.14.1. Objetivo

Determinar el valor del índice de dosis ponderado C_w ($CTDI_w$) y verificar la exactitud del índice de dosis volumétrico C_{vol} ($CTDI_{vol}$) y productor dosis-longitud P_{KL} (DLP) de la consola del equipo de CT para los protocolos seleccionados.

6.14.2. Frecuencia

Inicial, anual y después de cambios.

6.14.3. Referencias

SEFM, SEPR y SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, revisión 2011 [5]
 IAEA Human Health Series No.19 [27]
 AAPM Report No. 96 [29]
 CEI/IEC 61223-2-6:2006 [31]

6.14.4. Instrumentación

- b) Maniquís dosimétricos equivalentes a agua de 15 cm de longitud y 16 cm de diámetro (cabeza) y 32 cm de diámetro (columna lumbar y abdomen).
- c) Sistema dosimétrico calibrado con cámara de ionización tipo “lápiz”.

6.14.5. Metodología

- Centrar y alinear el maniquí de cabeza en el eje de rotación del gantry, Verificar que tres orificios queden alineados sobre el eje vertical. Una desalineación de 5° es aceptable.
- Realizar una adquisición de un corte axial para verificar si el maniquí está centrado. Una desviación en el posicionamiento de ± 1 cm es aceptable.
- Posicionar la cámara de ionización en el centro del maniquí y alinear su centro con el láser externo.
- Marcar ésta como la posición cero en el gantry y accionar el desplazamiento automático de la mesa para la posición de examen.
- Seleccionar el protocolo de rutina de cabeza para adulto.
- Realizar una adquisición en corte único en el centro del volumen sensible de la cámara.
- Registrar la lectura y el valor del C_{vol} y P_{KL} indicados en la consola.
- Posicionar la cámara en cada uno de los orificios del maniquí y repetir los incisos (d) hasta (g).
- Repetir los incisos (a) hasta (h) para el maniquí de cuerpo (Figura 66) para los exámenes de columna y de abdomen.



a)



b)



c)

Fuente: colección de los autores

FIG. 66. (a) imagen de posicionamiento del maniquí de cuerpo, (b) imagen del posicionamiento del maniquí y (c) posicionamiento de la cámara de ionización en el maniquí.

6.14.6. Cálculo y análisis de los resultados

6.14.6.1. Determinación de C_w

- Corregir las lecturas por los factores de calibración, presión y temperatura de referencia utilizando las ecuaciones 8 y 9.
- Calcular C_w para cada protocolo de adquisición según ecuación 50.

$$C_w = \frac{1}{3}(C_{100,C} + 2C_{100,p}) \quad (50)$$

Donde:

C_w es el índice de dosis ponderado;

$C_{100,c}$ es la lectura promedio obtenida en el centro del maniquí para el barrido único;

$C_{100,p}$ es la lectura promedio obtenida en la periferia del maniquí para el barrido único.

- Para determinar $C_{100,c}$ utilizar la ecuación 51.

$$C_{100,c} = \frac{L}{T} \cdot M \quad (51)$$

Donde:

$C_{100,c}$ es la lectura promedio obtenida en el centro del maniquí para el barrido único;
 L es la longitud activa de la cámara;
 T es el espesor nominal de corte; y,
 M es la lectura promedio obtenida en el centro del maniquí corregida por los factores F_c y $K_{T,P}$.

d) Para determinar $C_{100,p}$ utilizar la ecuación 52:

$$C_{100,p} = \frac{L}{T} \cdot \bar{M} \quad (52)$$

Donde:

$C_{100,p}$ es la lectura promedio de los valores en las cuatro posiciones periféricas del mismo maniquí;
 L es la longitud activa de la cámara;
 T es el espesor nominal de corte; y,
 $\bar{M}$ es la lectura promedio de los valores de exposición obtenidos en la periferia del maniquí.

Nota 1: para el caso en el que no se puede realizar un único corte divida el $C_{100,p}$ y el $C_{100,c}$ entre el número de cortes adquiridos en una rotación.

Nota 2: Si el equipo mide en unidad R hacer la conversión de las lecturas de exposición a dosis por medio del factor 0,00876Gy/R.

6.14.6.2. Verificación de la exactitud del Valor de C_{vol} indicado por el equipo

a) Calcular los valores de C_{vol} a partir de los valores medidos según la ecuación 53.

$$C_{vol} = \frac{C_w}{P} \quad (53)$$

Donde:

C_{vol} es el índice de dosis volumétrico;
 C_w es el índice de dosis ponderado; y,
 P es el factor de paso utilizado en el protocolo de adquisición.

b) Comparar los valores de C_{vol} calculados con los valores indicados en la consola del equipo.

6.14.6.3. Determinación de P_{KL}

a) Calcular los valores de P_{KL} a partir de los valores de C_{vol} calculados anteriormente, mediante la ecuación 54.

$$P_{KL} = C_{vol} \cdot L \quad (54)$$

Donde:

P_{KL} es el producto dosis-longitud;
 C_{vol} es el índice de dosis volumetrico calculado; y;
 L es la longitud de barrido, utilizada en el protocolo de adquisición;

b) Comparar los valores de P_{KL} calculados con los valores indicados en la consola del equipo.

6.14.7. Tolerancias

- a) La diferencia entre C_{vol} calculado y el indicado en la consola del equipo debe ser $\leq \pm 20\%$
- b) La diferencia entre P_{KL} calculado y el indicado en la consola del equipo debe ser $\leq \pm 20\%$

6.15. Acciones correctivas

Cuando el resultado de la prueba no sea aceptable deberá contactarse al servicio de mantenimiento.

7. CUARTO OSCURO, PROCESADORA, MEDIOS DE VISUALIZACIÓN DE IMÁGENES E IMPRESORAS

7.A. CUARTO OSCURO

7.A.1. LIMPIEZA

7.A.1.1. Objetivo

Mantener las condiciones de limpieza en el cuarto oscuro a fin de minimizar posibles artefactos en las radiografías.

7.A.1.2. Frecuencia

Diaria.

7.A.1.3. Referencias

SEFM, SEPR y SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, revisión 2011 [5]

ACR. Mammography Quality Control Manual [17]

IAEA Human Health Series No.2 [18]

IAEA-TECDOC-1517 [20]

EUREF. European Protocol for the Quality Control of the Physical and Technical Aspects of Mammography Screening [21]

7.A.1.4. Instrumentación

- a) Paño y cubeta o balde.
- b) Paño que no desprenda partes o pelusa.
- c) Aspiradora de polvo.

7.A.1.5. Metodología

- a) Limpiar o aspirar las rejillas de los conductos de ventilación, las luces de seguridad y las paredes.
- b) Limpiar todas las superficies de trabajo utilizando el paño húmedo.
- c) Limpiar la bandeja que recibe la película en el procesador.
- d) Limpiar el piso del cuarto oscuro.

7.A.1.6. Cálculo y análisis de los resultados

La suciedad presente en el cuarto oscuro afecta a la calidad de las placas, especialmente en mamografía ya que se introduce en los chasis cuando estos se manipulan. Dicha suciedad se queda pegada en forma de motas de polvo en las pantallas intensificadoras, dando lugar a artefactos (manchas de mayor o menor extensión) que pueden observarse tras revelar las películas.

7.A.1.7. Tolerancias

El cuarto oscuro debe estar completamente limpio antes de iniciar el trabajo.

7.A.1.8. Acciones correctivas

Para mantener limpio el cuarto oscuro se recomienda que las paredes estén cubiertas con una pintura que no produzca reflejos (preferiblemente pintura al aceite de tonalidad mate). No ingerir alimentos, bebidas y tampoco fumar. En todo momento trabajar con las manos limpias y secas. Eliminar cualquier objeto que contribuya a la recolección del polvo y filtrar el aire que abastece al cuarto oscuro.

7.A.2. EVALUACIÓN DE LA TEMPERATURA, HUMEDAD, CONDICIONES DE VENTILACIÓN Y NIVEL DE RADIACIÓN

7.A.2.1. Objetivo

Verificar la temperatura, humedad, condiciones de ventilación y nivel de radiación.

7.A.2.2. Frecuencia

Inicial, mensual y después de cambios. Nivel de radiación: anual.

7.A.2.3. Referencias

ARCAL XLIX. Protocolos de Control de Calidad en Radiodiagnóstico [1]
SEFM, SEPR y SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, revisión 2011 [5]
IAEA Human Health Series No.2 [18]
IAEA-TECDOC-1517 [20]
EUREF. European Protocol for the Quality Control of the Physical and Technical Aspects of Mammography Screening [21]

7.A.2.4. Instrumentación

- a) Medidor de temperatura.
- b) Medidor de humedad
- c) Sistema dosimétrico calibrado adecuado para mediciones de radioprotección (ejemplo cámara de ionización de 1800 cc, o monitor de área con cámara de ionización) y debidamente calibrado para esta medición.

7.A.2.5. Metodología

- a) Medir la temperatura y el grado de humedad del cuarto oscuro. Registrar.
- b) Medir el nivel de radiación cerca del sitio de manipulación de las películas y cerca del lugar donde éstas se almacenan. Registrar.
- c) Verificar si existe olor fuerte debido a los químicos del procesamiento. Verificar la existencia y funcionamiento del sistema de circulación de aire (poniendo especial atención en el extractor).

7.A.2.6. Cálculo y análisis de los resultados

Comparar los resultados registrados con las tolerancias.

7.A.2.7. Tolerancias

- a) Temperatura: 20°C – 25°C o según especificaciones del fabricante.
- b) Humedad: 40% – 60 % o según especificaciones del fabricante.
- c) Nivel de radiación: $\leq 20 \mu\text{Gy/semana}$.
- d) No debe percibirse un fuerte olor a líquido de revelado (esto es signo de una deficiente circulación de aire).

7.A.2.8. Acciones correctivas

Si las condiciones ambientales y de ventilación no son las adecuadas, incluyendo los niveles de radiación, investigar las causas e informar al responsable (titular) del servicio de las acciones que deben realizarse.

7.A.3. ENTRADAS INDESEABLES DE LUZ Y LUCES DE SEGURIDAD

7.A.3.1. Objetivo

Verificar que las lámparas de seguridad y las posibles entradas de luz no velen las películas radiográficas en el cuarto oscuro.

7.A.3.2. Frecuencia

Inicial, mensual y después de cambios.

7.A.3.3. Referencias

ARCAL XLIX. Protocolos de Control de Calidad en Radiodiagnóstico [1]
SEFM, SEPR y SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, revisión 2011 [5]
IAEA Human Health Series No.2 [18]
IAEA-TECDOC-1517 [20]
EUREF. European Protocol for the Quality Control of the Physical and Technical Aspects of Mammography Screening [21]

7.A.3.4. Instrumentación

- a) Unidad mamográfica o radiográfica.
- b) Maniquí ACR o lámina de 40 mm de PMMA.
- c) Densitómetro (rango 0 a 4 DO; exactitud: 0,1 DO; repetibilidad 1%).
- d) Película mamográfica o radiográfica, una de cada tipo de película usada (deben provenir de una caja nueva).
- e) Papel opaco.
- f) Chasis.
- g) Cronómetro.
- h) Cinta métrica.

7.A.3.5. Metodología

- a) Medir la distancia entre las luces y las superficies de trabajo. Registrar.
- b) Apagar todas las luces del cuarto oscuro y esperar 5 minutos para adaptarse a la oscuridad.

- c) Observar si existen entradas de luz alrededor de las puertas la salida del procesador, cajas de intercambio de películas, extractores y el cielo raso (techo).
- d) En completa oscuridad, cargar una película en el chasis apropiado.
- e) Colocar el chasis en el portachasis.
- f) Colocar el maniquí o las láminas de PMMA centrados en el campo de radiación.
- g) Bajar el compresor hasta tener contacto con el maniquí en el caso de un mamógrafo.
- h) Verificar que la posición del dispositivo del CAE se encuentre en el centro del maniquí en el caso de mamografía.
- i) Realizar una exposición con CAE o seleccionando aquellos factores utilizados para obtener la imagen de una mama promedio de 45 mm de espesor o para condiciones clínicas en radiología convencional. Para obtener resultados fiables, Verificar que la densidad de la película está comprendida entre 1,5 y 1,9 DO. Si no se dispone de ningún maniquí, exponer la película para obtener una densidad óptica en el rango antes citado.
- j) Con el cuarto oscuro en completa oscuridad, sacar la película del chasis y colocarla sobre la superficie de trabajo con el lado de la emulsión hacia arriba en caso de mamografía. Cubrir con el papel opaco la mitad de la película.
- k) Encender las luces de seguridad y esperar 2 minutos.
- l) Procesar la película.
- m) Repetir la prueba para cada clase de película utilizada.

7.A.3.6. Cálculo y análisis de los resultados

- a) Medir la densidad óptica de la imagen en el lado que se ha cubierto con el papel (si se ha utilizado el maniquí de la ACR, evite medir la densidad sobre alguno de los objetos del maniquí).
- b) Medir la densidad óptica en un punto adyacente al anterior y que esté en la parte expuesta a las luces de seguridad.
- c) Restar ambas densidades ópticas. Esta diferencia sirve para evaluar el velo producido por las luces de seguridad (VLS).
- d) Registrar.

7.A.3.7. Tolerancias

- a) Distancia desde las luces de seguridad hasta la mesa de trabajo $\leq 1,20$ m.
- b) Potencia de la bombilla ≤ 15 vatios.
- c) VLS $\leq 0,05$ DO en 2 min y a 1,2 m de la luz de seguridad.
- d) No deben apreciarse entradas de luz blanca.

7.A.3.8. Acciones correctivas

Cuando el resultado de la prueba no sea aceptable deberá contactarse al servicio de mantenimiento.

7.B. PROCESADORA AUTOMÁTICA

7.B.1. PARAMETROS DE USO DE LA PROCESADORA

7.B.1.1. Objetivo

Verificar la temperatura del revelador, el pH de los líquidos de revelado, el tiempo de procesado y la razón de reabastecimiento.

7.B.1.2. Frecuencia

Inicial y tras cambios en la procesadora. La temperatura del revelador y el pH: diaria. El tiempo de procesado y la razón de reabastecimiento: semanalmente.

7.B.1.3. Referencias

ARCAL XLIX. Protocolos de Control de Calidad en Radiodiagnóstico [1]

SEFM, SEPR y SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, revisión 2011 [5]

IAEA Human Health Series No.2 [18]

IAEA-TECDOC-1517 [20]

EUREF. European Protocol for the Quality Control of the Physical and Technical Aspects of Mammography Screening [21]

7.B.1.4. Instrumentación

- a) Termómetro digital ($\pm 0,1$ °C).
- b) Medidor de pH.
- c) Cronómetro.
- d) Probeta calibrada hasta 150 cc.
- e) Vasos plásticos desechables.
- f) Película radiográfica usada.

7.B.1.5. Metodología

7.B.1.5.1. Medición de pH, temperatura y tiempo de procesamiento

- a) Verificar que el nivel de los líquidos en la procesadora sean los adecuados.
- b) Medir el pH en el líquido revelador y en el fijador. Registrar.
- c) Esperar el tiempo suficiente para que se establezca la temperatura del revelador.
- d) Introducir el termómetro en el tanque del revelador. Registrar.
- e) Colocar el termómetro en el tanque del fijador. Registrar.
- f) Colocar una película previamente procesada en la bandeja de entrada de la procesadora.
- g) Activar el cronómetro en el instante en que la película es arrastrada por el procesador.
- h) Desactivar el cronómetro en el momento en que la película salga por la bandeja de salida de la procesadora. Registrar.

7.B.1.5.2. Razón de reabastecimiento

- a) Detectar en la procesadora la zona donde las mangueras que vienen de las bombas de recambio se conectan con los tanques de revelado y fijado.
- b) Bloquear el microinterruptor correspondiente para que se pueda utilizar la procesadora con la tapa abierta.
- c) Extraer las mangueras e introducirlas en los vasos desechables.
- d) Procesar una placa.
- e) Recolectar cada líquido en un vaso de plástico y medir el volumen recolectado de cada uno con la probeta.
- f) Registrar los volúmenes medidos.
- g) Repetir la prueba dos veces más.
- h) Comparar con el valor suministrado por el fabricante.

7.B.1.6. Cálculo y análisis de los resultados

Calcular los valores registrados con las tolerancias.

7.B.1.7. Tolerancias

- a) Variación de la temperatura de los líquidos: $\pm 0,3^{\circ}\text{C}$ respecto al valor indicado por el fabricante de la película.
- b) Variación del tiempo total de procesado: $\leq \pm 3\%$ respecto al valor señalado por el fabricante de la película.
- c) pH: $\pm 0,5$ respecto al valor señalado por el fabricante.
- d) Razón de reabastecimiento: Variación en el volumen: $\leq \pm 10\%$.

7.B.1.8. Acciones correctivas

Si alguno de los niveles de pH se encuentra fuera de las tolerancias reemplazar el líquido correspondiente. Cuando el resultado de la evaluación no sea aceptable deberá contactarse al servicio de mantenimiento.

7.B.2. SENSITOMETRÍA

7.B.2.1. Objetivo

Verificar que la procesadora está trabajando de forma estable.

7.B.2.2. Frecuencia

Inicial, diaria y después de cambios.

7.B.2.3. Referencias

ARCAL XLIX. Protocolos de Control de Calidad en Radiodiagnóstico [1]

SEFM, SEPR y SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, revisión 2011 [5]

IAEA Human Health Series No.2 [18]

IAEA-TECDOC-1517 [20]

EUREF. European Protocol for the Quality Control of the Physical and Technical Aspects of Mammography Screening [21]

7.B.2.4. Instrumentación

- a) Sensitómetro (de 21 pasos con incrementos de 0,15 DO entre paso y repetibilidad de $\pm 0,04$ DO).
- b) Película radiográfica o de mamografía.
- c) Densitómetro (rango 0 a 4 DO exactitud: 0,1 DO, repetibilidad 1%).
- d) Negatoscopio.
- e) Termómetro.

7.B.2.5. Metodología

NOTA: Los niveles operativos iniciales deben establecerse cuando se instale el procesador y cuando se introduzcan cambios en:

- *La marca de película.*
- *La marca de los productos químicos.*
- *Las temperaturas de los líquidos.*
- *La razón de reabastecimiento del revelador y fijador.*
- *El tiempo de revelado.*
- *El sensitómetro y densitómetro utilizados.*
- *Algún mecanismo en el procesador.*
- *La caja de películas.*

7.B.2.5.1. Obtención de los valores operativos de referencia

- Limpiar el procesador y colocar líquidos nuevos, asegurando que el pH sea el especificado por el fabricante.
- Verificar que la temperatura del revelador sea la recomendada por el fabricante para las películas en uso.
- Exponer la película en el cuarto oscuro con las luces apagadas (o con luces de seguridad). En el caso de mamografía, exponer la película por la parte emulsionada. Utilizando el sensitómetro con la luz adecuada a la película (verde o azul) exponer la película.
- Repetir el paso anterior durante 5 días consecutivos. Se deberá realizar a la misma hora del día e introduciendo la película del mismo lado en la bandeja de entrada. En el caso de mamografía verificar que el sensitómetro emite luz por una sola cara.
- Medir con el densitómetro las densidades de cada uno de los pasos de DO en las 5 imágenes obtenidas. Realizar la medición en el centro de cada paso.
- Obtener los valores promedio para cada paso utilizando las lecturas de los cinco patrones.
- Determinar el número del paso del patrón de densidades que tiene la densidad promedio más cercana (pero no inferior) a 1,20 DO. Identificar este paso como el paso de densidad media (DM). Registrar el número del paso y el valor de su densidad promedio. En las pruebas de control diario se usará este número de paso para medir el valor de DM.
- Determinar el paso del patrón de densidades que tiene la densidad promedio más cercana a 2,20 DO (pero no inferior) y el que tiene la densidad promedio más cercana (pero no inferior) a 0,45 DO. Identificarlos respectivamente como los pasos de densidad alta (DA) y de densidad baja (DB). La diferencia entre las densidades promedios de estos dos pasos se denomina diferencia de densidad (DD). Registrar los números de esos pasos, sus valores de densidad promedio y la diferencia. En las pruebas de control diario se usarán ambos números de paso para obtener el valor de DD.
- Identificar como densidad del fondo + velo (F+V) el valor promedio de la densidad del primer paso del patrón de densidades (o de cualquier área no expuesta). Registrar el valor.
- Establecer los valores de DM, DD y F+V como los niveles operativos iniciales.
- Cuando se produzcan cambios en el procesador o en la película, se deberá volver a determinar los valores de DM y DD y los números de los pasos.

7.B.2.5.2. Prueba diaria

- Exponer la película utilizando el sensitómetro y procesarla antes de iniciar el trabajo diario.
- Procesar inmediatamente.
- Medir las densidades en los pasos del patrón de densidades obtenidos al establecer los niveles operativos iniciales.
- Registrar los valores de DM, F+V y DD en la hoja de toma de datos.

- e) Representar gráficamente los valores de DM, DD y F+V.
- f) Repetir la prueba si se verifica algún valor fuera de tolerancia.

7.B.2.6. Cálculo y análisis de los resultados

Determinar si alguno de los puntos esta fuera de tolerancia.

7.B.2.7. Tolerancias

- a) Variaciones $F+V \leq$ valor recomendado por el fabricante y ≤ 0.03 DO respecto del valor de referencia.
- b) Variaciones de DM y DD $\leq 0,15$ DO.
- c) Si las variaciones de DD y DM con respecto a los niveles operativos iniciales son $\leq 0,15$ DO pero $\geq 0,10$ DO se deberá repetir la prueba en el caso de mamografía.
- d) En el caso de radiología las desviaciones diarias de DM, DD y F+V deben ser $\leq 10\%$ del valor inicial.

7.B.2.8. Acciones correctivas

- a) Si las diferencias superan el valor de tolerancia $\pm 0,15$ DO, la fuente del problema debe corregirse inmediatamente y no deben procesarse placas clínicas.
- b) Si el valor de F+V supera a los valores de tolerancia en más de $\pm 0,03$ DO, el problema deberá corregirse inmediatamente y no deben procesarse placas clínicas.

7.B.3. DETECCIÓN DE ARTEFACTOS DEL PROCESADO

7.B.3.1. Objetivo

Determinar si la procesadora introduce artefactos.

7.B.3.2. Frecuencia

Inicial, semanal y después de cambios.

7.B.3.3. Referencias

SEFM, SEPR y SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, revisión 2011 [5]
 ACR. Mammography Quality Control Manual [17]
 IAEA Human Health Series No.2 [18]
 IAEA- TECDOC-1517 [20]
 EUREF. European Protocol for the Quality Control of the Physical and Technical Aspects of Mammography Screening [21]

7.B.3.4. Instrumentación

- a) Láminas de PMMA sin imperfecciones (ej. 45 mm espesor para mamografía).
- b) Chasis y películas.
- c) Marcador radiopaco.
- d) Negatoscopio.

7.B.3.5. Metodología

- a) Seleccionar dos chasis que estén en condiciones óptimas y cargarlos.
- b) Poner sobre las láminas de PMMA un número de plomo u otro marcador radiopaco haciéndolo coincidir con la parte superior derecha del chasis.
- c) Exponer cada chasis escogiendo factores de exposición para que la imagen del maniquí tenga una densidad óptica adecuada. Ejemplo: para mamografía comprendida entre 1,5 DO y 1,9 DO.
- d) Revelar las películas en las mismas condiciones que en el uso clínico. La segunda película debe introducirse en la procesadora orientada perpendicularmente con respecto a la primera.
- e) Observar ambas películas en el negatoscopio.

7.B.3.6. Cálculo y análisis de los resultados

Si los hubiera identificar el origen de los artefactos.

7.B.3.7. Tolerancias

Sin artefactos.

7.B.3.8. Acciones correctivas

Cuando el resultado de la prueba no sea aceptable deberá contactarse al servicio de mantenimiento.

7.C. MEDIOS DE VISUALIZACIÓN: NEGATOSCOPIOS

7.C.1. LIMPIEZA

7.C.1.1. Objetivo

Limpiar las superficies de los negatoscopios para remover suciedad, marcas, huellas digitales, etc.

7.C.1.2. Frecuencia

Diaria.

7.C.1.3. Referencias

SEFM, SEPR y SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, revisión 2011 [5]

IAEA Human Health Series No.2 [18]

IAEA-TECDOC-1517 [20]

EUREF. European Protocol for the Quality Control of the Physical and Technical Aspects of Mammography Screening [21]

7.C.1.4. Instrumentación

- a) Paño que no deje pelusa.
- b) Agua o líquido para limpiar cristales.

7.C.1.5. Metodología

- a) Limpiar con el líquido y el paño la superficie del negatoscopio.
- b) Registrar la acción.

7.C.1.6. Cálculo y análisis de los resultados

Observar el resultado con las luces de los negatoscopios encendidas y apagadas.

7.C.1.7. Tolerancias

La superficie del negatoscopio de estar siempre limpia.

7.C.1.8. Acciones correctivas

Limpiar hasta remover la suciedad o reemplazar.

7.C.2. CONDICIONES DE ILUMINANCIA, LUMINANCIA Y UNIFORMIDAD DE LOS NEGATOSCOPIOS

7.C.2.1. Objetivo

Verificar que los negatoscopios reúnan los valores de luminancia aconsejados y tienen una luminancia uniforme. Observar si la luminosidad (iluminancia) de la sala es la adecuada para informar placas en el negatoscopio.

7.C.2.2. Frecuencia

Inicial, anual y después de cambios.

7.C.2.3. Referencias

ARCAL XLIX. Protocolos de Control de Calidad en Radiodiagnóstico [1]
SEFM, SEPR y SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, revisión 2011 [5]
IAEA Human Health Series No.2 [18]
IAEA-TECDOC-1517 [20]
EUREF. European Protocol for the Quality Control of the Physical and Technical Aspects of Mammography Screening [21]

7.C.2.4. Instrumentación

- a) Medidor de luminancia (cd/m^2).
- b) Medidor de iluminancia (lx).

7.C.2.5. Metodología

7.C.2.5.1. Condiciones de visualización (Iluminancia)

- a) Iluminar la sala en las condiciones habituales de trabajo.
- b) Colocar un estudio radiográfico sobre el negatoscopio.

- c) Medir la iluminación de la habitación con el negatoscopio apagado a una distancia de al menos 50 cm. Registrar.
- d) Medir la iluminación ambiente con el negatoscopio encendido a una distancia compatible con la de un observador.
- e) Repetir estas acciones para todos los negatoscopios.
- f) Registrar los valores medidos.

7.C.2.5.2. Luminancia y uniformidad del negatoscopio

- a) Encender el negatoscopio y medir sobre él la luminancia. Colocar el fotómetro a una distancia del negatoscopio de acuerdo a sus especificaciones.
- b) Verificar visualmente que el negatoscopio tenga una iluminación uniforme.
- c) Medir con el fotómetro sobre la superficie del negatoscopio, la luminancia en varios puntos separados al menos 50 mm entre ellos.
- d) Registrar los valores medidos.

7.C.2.6. Cálculo y análisis de los resultados

7.C.2.6.1. Uniformidad de la luminosidad

- a) Para un negatoscopio simple calcular la desviación máxima de la luminancia siguiendo la ecuación 55.

$$\text{Desviación Máxima(\%)} = \left| \frac{L_{\text{disc}} - L_c}{L_c} \right| \cdot 100 \quad (55)$$

Donde:

L_c es la medición de luminancia realizada en el centro; y,
 L_{disc} es la medición de luminancia más discrepante.

- b) Para un negatoscopio formado por distintos paneles, uno al lado del otro calcular la desviación máxima de la luminancia siguiendo la ecuación 56.

$$\text{Desviación Máxima(\%)} = \left| \frac{L_{\text{cx}} - L_{\text{prom}}}{L_{\text{prom}}} \right| \cdot 100 \quad (56)$$

L_{cx} es la luminancia central de cualquier panel; y,
 L_{prom} es el promedio de las luminancias centrales de todos los paneles.

7.C.2.7. Tolerancias

7.C.2.7.1. Radiología (general y tomografía computada)

- a) Iluminancia aceptable: $\leq 15 - 50$ lx.
- b) Luminancia aceptable: ≥ 1800 cd/m².
- c) Uniformidad de la luminancia: Desviación máxima para un panel $\leq 30\%$.
- d) Uniformidad de la luminancia: Desviación máxima para una serie de paneles $\leq 15\%$.

7.C.2.7.2. Mamografía

- a) Iluminancia aceptable: $\leq 20 - 40$ lx.

- b) Luminancia aceptable $\geq 3000 \text{ cd/m}^2$.
- c) Uniformidad de la luminancia: Deviación máxima para un panel $\leq 30\%$.
- d) Uniformidad de la luminancia: Desviación máxima para una serie de paneles $\leq 15\%$.

7.C.2.8. Acciones correctivas

Cuando el resultado de la prueba no sea aceptable deberá contactarse al servicio de mantenimiento.

7.D. MEDIOS DE VISUALIZACIÓN: MONITORES

7.D.1. INSPECCIÓN Y LIMPIEZA

7.D.1.1. Objetivo

Mantener la pantalla de los monitores limpias y verificar si existen desperfectos o marcas en ella.

7.D.1.2. Frecuencia

Diaria.

7.D.1.3. Referencias

SEFM, SEPR y SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, revisión 2011 [5]
IAEA Human Health Series No.2 [18]
EUREF. European Protocol for the Quality Control of the Physical and Technical Aspects of Mammography Screening [21]
ACR. Digital Mammography Quality Control Manual [22]

7.D.1.4. Instrumentación

- a) Paño libre de pelusa.
- b) Líquido aprobado para la limpieza de las pantallas de monitores.

7.D.1.5. Metodología

- a) Limpiar las pantallas.
- b) Verificar las condiciones del monitor y de la visualización de las imágenes.
- c) Registrar.

7.D.1.6. Cálculo y análisis de los resultados

Observar el resultado de la limpieza con los monitores encendidos y apagados.

7.D.1.7. Tolerancias

No se admiten marcas en la pantalla del monitor.

7.D.1.8. Acciones correctivas

Limpiar nuevamente o reemplazar cuando las marcas del monitor afecten la calidad diagnóstica.

NOTA: El líquido apropiado y el paño de limpieza deben estar siempre a disposición de los médicos radiólogos.

7.D.2. CONDICIONES DE LUMINOSIDAD, ARTEFACTOS Y UNIFORMIDAD DE LOS MONITORES

7.D.2.1. Objetivo

Verificar que los monitores donde se generan los informes radiográficos y los monitores de adquisición tengan un nivel de artefactos aceptable, buen contraste y mínima distorsión geométrica en la visualización de imágenes médicas. Esto deberá cumplirse para todos los equipos cuyas imágenes son almacenadas en el PAC.

NOTA: Los monitores deberán ser de uso médico. Deberán seguir normas de calibración Digital Communications in Medicine, Grayscale Standard Display Function (DICOM, GSDF) y deberán tener 5 Mpx para mamografía y 1 - 3 Mpx para las demás tecnologías de radiodiagnóstico.

7.D.2.2. Frecuencia

Inicial, anual y después de cambios en el software de visualización.

7.D.2.3. Referencias

SEFM, SEPR y SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, revisión 2011 [5]

IAEA Human Health Series No.17 [19]

EUREF. European Protocol for the Quality Control of the Physical and Technical Aspects of Mammography Screening [21]

ACR. Digital Mammography Quality Control Manual [22]

7.D.2.4. Instrumentación

- a) Patrón digital TG18 en formato DICOM (cargado en el PAC) con imágenes TG18-QC, TG18-NL10 Y TG18-NL80 (Figuras 67 y 69) o imagen del patrón digital SMPTE (*Society of Motion Picture and Television Engineers* de 1024x1024).
- b) Medidor de luminancia (cd/m^2).
- c) Medidor de iluminancia (lx).
- d) Regla.
- e) Lupa.

7.D.2.5. Metodología

- a) Presentar la imagen TG18-QC (Figura 67) o SMPTE (Figura 68) en el monitor con una ventana intermedia y máxima escala.
- b) Trabajar con la iluminación ambiente que se utiliza para informar estudios.
- c) Verificar la ausencia de artefactos.

- d) Inspeccionar todas las escalas de grises que aparecen en la imagen.
- e) Verificar que las líneas sean rectas y horizontales o verticales y que los cuadrados sean cuadrados realmente.
- f) Verificar que los 16 cuadrados del centro de la figura TG18-QC se distingan uno del otro.
- g) Examinar las áreas de texto dónde está escrito “QUALITY CONTROL”. Registrar el número de letras visible.
- h) Verificar que los cuadrados de resolución de contraste 0-5 y 95-100, sean claramente identificables.
- i) Usar una lente de aumento para verificar que las líneas de Nyquist horizontales y verticales sean visibles en las 4 esquinas de la imagen y en el centro.
- j) Medir la línea de 5 cm que aparece en la imagen con la regla del software, en el monitor de informes.
- k) Repetir las operaciones para el segundo monitor en el caso que haya dos.
- l) Presentar la imagen TG18-UNL10 en los monitores de diagnóstico y medir la luminancia en los 10 cuadrados con el medidor de luminancia pegado a la pantalla. Registrar y promediar. Repetir el punto anterior para la imagen TG18-UNL80.
- m) Medir la iluminación ambiente con el monitor encendido a una distancia compatible con la de un observador.

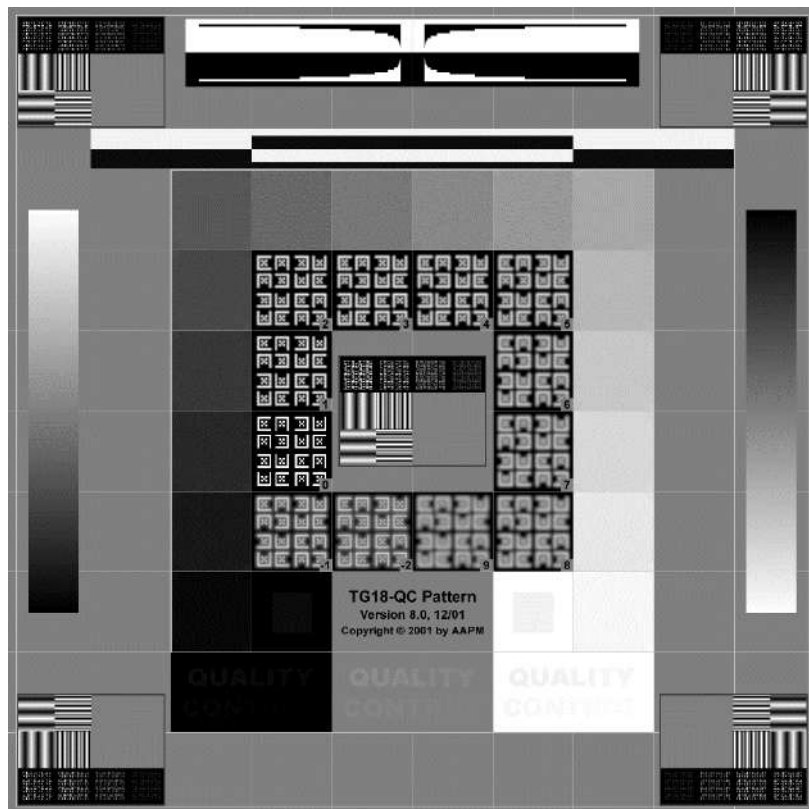


FIG.67. Imagen del patrón digital TG18-QC [5].

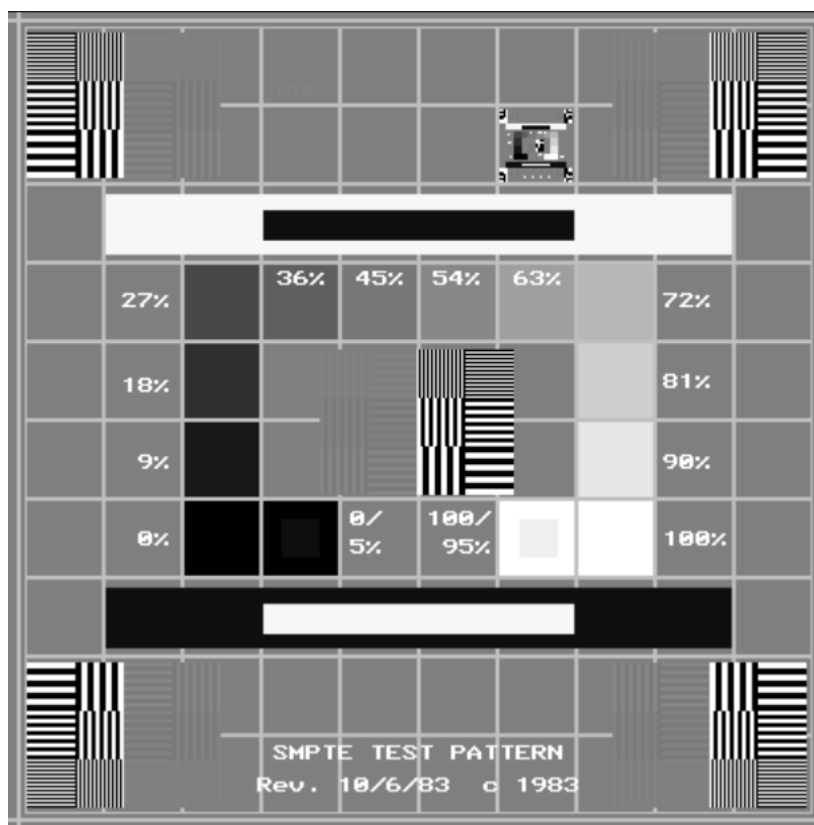
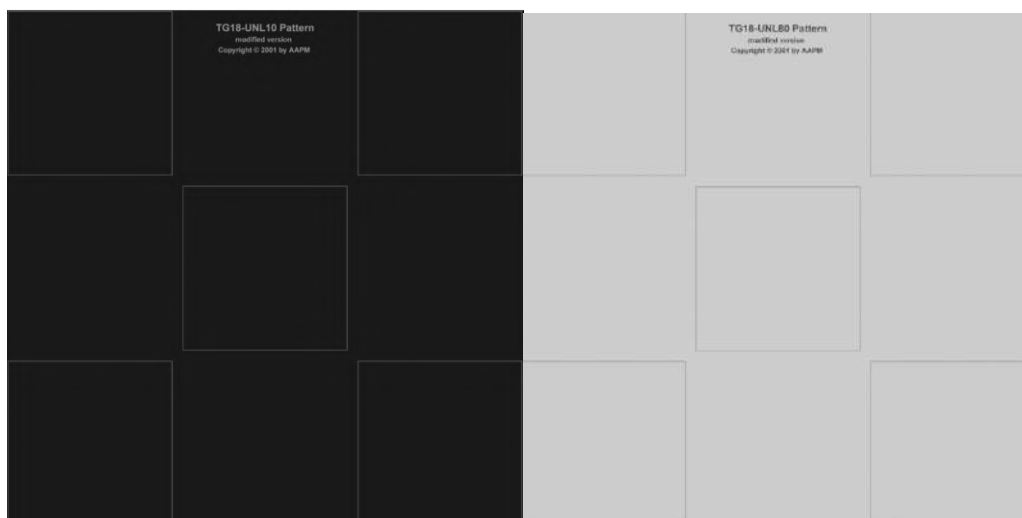


FIG. 68. Imagen de patrón digital SMPTE [5].



(a)

(b)

FIG. 69. Imágenes de patrones digitales (a) TG18-UNL10 y (b) TG18-UNL80 [5].

7.D.2.6. Cálculo y análisis de los resultados

Comparar todos los valores registrados con las tolerancias.

7.D.2.7. Tolerancias

7.D.2.7.1. Imagen del patrón digital TG18-QC

- a) No deben observarse artefactos ni rayas.
- b) Las líneas deben aparecer rectas y derechas.

- c) Los 16 cuadrados centrales deben poder diferenciarse claramente.
- d) Debe leerse al menos QUALITY CONT en los monitores de diagnóstico.
- e) Deben observarse claramente las líneas de Nyquist.
- f) La longitud de 50 mm debe ser mayor que 52,5 y menor que 47,5.
- g) En los dos monitores deben poder observarse los mismos valores de tolerancias.

7.D.2.7.2. Imágenes de los patrones digitales TG18-UNL10 y TG18-UNL80

- a) Luminancia
 - La máxima y la mínima luminancia medidas deben estar un rango del 30% del valor promedio.
 - Monitor de diagnóstico: 170 cd/m².
 - Monitor de visualización: 100 cd/m².
- b) Iluminancia (ambiental)
 - Mamografía: Iluminación aceptable 20- 40 lx.
 - Radiología: Iluminación aceptable 15-50 lx.

7.D.2.8. Acciones correctivas

Cuando el resultado de la prueba no sea aceptable deberá contactarse al servicio de mantenimiento.

7.E. IMPRESORAS LÁSER

7.E.1. EVALUACIÓN DE LA IMPRESORA

7.E.1.1. Objetivo

Evaluar la uniformidad de la impresión, la inexistencia de artefactos y la densitometría.

7.E.1.2. Frecuencia

Inicial, anual o diaria si se trata de una impresora láser húmeda y después de cambios.

7.E.1.3. Referencias

SEFM, SEPR y SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, revisión 2011 [5]
 IAEA Human Health Series No.2 [17]
 EUREF. European Protocol for the Quality Control of the Physical and Technical Aspects of Mammography Screening [21]
 ACR. Digital Mammography Quality Control Manual [22]

7.E.1.4. Instrumentación

- a) Patrón digital TG18-QC en su máxima resolución y en formato DICOM.
- b) Patrón digital TG18-NL80.
- c) Patrón digital TG18-NL10.
- d) Densitómetro.
- e) Lupa de resolución 4X o 5X.
- f) Regla.
- g) Negatoscopio.

7.E.1.5. Metodología

- a) Visualizar la imagen TG18-QC en el monitor de diagnóstico.
- b) Imprimir en la impresora láser.
- c) Sobre el negatoscopio verificar que todos los pasos de DO aparezcan visibles.
- d) Registrar los valores de DO usando el densitómetro.
- e) Con la lupa verificar que se observen los cuadrados de la frecuencia y de media frecuencia de Nyquist.
- f) Verificar que se observen los cuadrados de contraste 0-5% y 95-100%
- g) Leer y registrar la densidad máxima $D_{\max}$ (borde externo del cuadrado de contraste 0-5%), DM (cuadrado 8), DD_1 (cuadrado 4), DD_2 (cuadrado 13) y FV (borde externo del cuadrado 95-100%).
- h) Registrar los valores.
- i) Visualizar la imagen uniforme TG18-UNL80, usar el ancho de la ventana al 100 % de la escala y un nivel para que al imprimir la imagen tenga una densidad óptica entre 1.5 y 2.0 DO.
- j) Repetir para el patrón TG18-UNL10.
- k) Imprimir la imagen y examinar por posibles artefactos.
- l) Medir la densidad óptica en el medio de la película uniforme y registre el valor.
- m) Utilizando la regla medir los puntos dentro de la imagen TG18-QC y registrar.

7.E.1.6. Cálculo y análisis de los resultados

- a) Calcule la diferencia de densidades (DD), entre DD_2 y DD_1 .
- b) Registre el valor.

7.E.1.7. Tolerancias

7.E.1.7.1. Imagen del patrón digital TG18-QC

- a) No deben observarse artefactos ni rayas.
- b) Las líneas deben aparecer rectas y derechas.
- c) Los 16 cuadrados centrales deben poder diferenciarse claramente.
- d) Debe leerse al menos QUALITY CONT en los monitores de diagnóstico.
- e) Deben observarse claramente las líneas de Nyquist.
- f) La longitud de 50 cm debe ser mayor que 52,5 y menor que 47,5.
- g) En los dos monitores deben poder observarse los mismos valores de tolerancias.

7.E.1.7.2. Análisis de los patrones digitales TG18-UNL10 y TG18-UNL80

La máxima y la mínima luminancia medidas deben estar un rango del 30% del valor promedio.

7. E.1.8. Acciones correctivas

Cuando el resultado de la prueba no sea aceptable deberá contactarse al servicio de mantenimiento.

REFERENCIAS

- [1] ACUERDO DE COOPERACION REGIONAL PARA LA PROMOCIÓN DE LA CIENCIA NUCLEAR Y TECNOLOGÍA EN AMÉRICA LATINA Y EL CARIBE, Protocolo de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, ARCAL XLIX – Implementación de las Normas Básicas de Seguridad Internacionales en las Prácticas Médicas, Reporte de la Reunión de Coordinadores del Proyecto, ARCAL, México (2001).
- [2] ORGANISMO INTERNACIONAL DE ENERGÍA ATÓMICA, ARCAL Perfil Estratégico Regional para América Latina y el Caribe (PER) 2016-2021, IAEA-TECDOC-1763, OIEA, Viena (2015).
- [3] NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS, Structural Shielding Design for Medical X-Ray Imaging Facilities, NCRP Report No. 147, 194 pp, NCRP, USA (2004).
- [4] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, ICRP Publication 103, Annals of the ICRP 37, ICRP, Oxford (2007).
- [5] SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FÍSICA MÉDICA, SOCIEDAD ESPAÑOLA DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA, Y SOCIEDAD ESPAÑOLA DE RADIOLOGÍA MÉDICA, Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, Revisión 2011, SEFM, SEPR y SERAM, Madrid (2011).
- [6] INSTITUTE OF PHYSICS AND ENGINEERING IN MEDICINE. Recommended Standards for the Routine Performance Testing of Diagnostic X-Ray Imaging Systems, IPEN Report 91, IPEN, York (2005).
- [7] AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE, Quality Control in Diagnostic Radiology, AAPM Report No. 74, AAPM, USA (2002).
- [8] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice, TRS No. 457, IAEA, Vienna (2007).
- [9] INSTITUTE OF PHYSICS AND ENGINEERING IN MEDICINE, Measurement of the Performance Characteristics of Diagnostic X-ray Systems: Digital Imaging Systems, IPEN Report 32 (VII), IPEN, York (2010).
- [10] EUROPEAN COMMISSION, European Guidelines on Radiation Protection in Dental Radiology, Radiation Protection Issue No. 136, Luxembourg (2004).
- [11] AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE, Acceptance Testing and Quality Control of Dental Imaging Equipment, AAPM Report 175, AAPM, USA (2016).
- [12] NAPIER, I.D. Reference doses for dental radiography. British Dental Journal, v. 186, p. 392-396, (1999).

- [13] HEALTH PROTECTION AGENCY, Trends in Dental Radiography Equipment and Patient Dose in UK and Republic of Ireland, HPA-CRCE-043, HPE, Oxfordshire (2013).
- [14] HEALTH PROTECTION AGENCY, Guidance on the Safe Use of Dental Cone Beam CT (Computed Tomography) Equipment, HPA-CRCE-010, HPE, Oxfordshire (2010).
- [15] EUROPEAN COMMISSION, Cone Beam CT for Dental and Maxillofacial Radiology (Evidence-based guidelines), Radiation Protection No. 172, Luxembourg (2011).
- [16] ANDRADE, M.E- Dosimetria en Tomografia Computadorizada en feixe cônico na odontologia, Tese de doutorado, Programa de Pós-graduação em tecnologias Energéticas e Nucleares, PROTEN Universidade Federal de Pernambuco, Recife (2013).
- [17] AMERICAN COLLEGE OF RADIOLOGY, Mammography Quality Control Manual, Clinical Image Quality, ACR, Reston (1999).
- [18] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Quality Assurance Programme for Screen Film Mammography, Human Health Series No.2, IAEA, Vienna (2009).
- [19] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Quality Assurance Programme for Digital Mammography, Human Health Series No.17, IAEA, Vienna (2011).
- [20] ORGANISMO INTERNACIONAL DE ENERGÍA ATÓMICA, Control de Calidad en Mamografía, Protocolo elaborado en el marco de dos proyectos regionales ARCAL/OIEA, IAEA-TECDOC-1517, IAEA, Viena (2006).
- [21] EUROPEAN COMMISSION, European Protocol for the Quality Control of the Physical and Technical Aspects of Mammography Screening, 4th edition, EUREF, Luxembourg (2006).
- [22] AMERICAN COLLEGE OF RADIOLOGY, Digital Mammography Quality Control Manual, ACR, Reston (2018).
- [23] DANCE, D.R., YOUNG, K.C., VAN ENGEN, R.E., Further Factors for the Estimation of Mean Glandular Dose Using the United Kingdom, European and IAEA Breast Dosimetry Protocols, Phys. Med. Biol. 54 (2009) 4361 4372.
- [24] EUROPEAN COMMISSION, Criteria for Acceptability of Medical Radiological Equipment Used in Diagnostic Radiology, Nuclear Medicine and Radiotherapy, Radiation Protection No. 162, Luxemburg (2012).
- [25] DIAS RODRIGUES, B.B, Análise Dos Aspectos Dosimétricos, de Radioproteção e Controle de Qualidade en Cardiologia Intervencionista. Uma Proposta para Otimização da Prática, Tese de Doutorado, Programa de Pós-graduação em Engenharia Nuclear, COPPE, Universidade Federal do Rio de Janeiro, UFRJ, Rio de Janeiro (2012).
- [26] INSTITUTO DE RADIOPROTEÇÃO E DOSIMETRIA, Guía para Evaluación de Equipos Radiológicos Utilizados en Cardiología Intervencionista y Evaluación de la Exposición de Pacientes y Profesionales, Proyecto IAEA/BRA 9056 Supporting National Assessment of Quality Control and Radiation Protection in Interventional Cardiology Department, IRD/CNEN, Rio de Janeiro Brasil, (en preparación).

- [27] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Quality Assurance Programme for Computed Tomography: Diagnostic and Therapy Applications, Human Health Series No. 19, IAEA, Vienna (2012).
- [28] AMERICAN COLLEGE OF RADIOLOGY, Computed Tomography Quality Control Manual, ACR, Reston (2012).
- [29] AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE, The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT, AAPM Report No. 96, AAPM, USA (2008).
- [30] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, Managing Patient Dose in Multi-Detector Computed Tomography (MDCT), ICRP Publication 102, Annals of the ICRP 37, ICRP, Oxford (2007).
- [31] INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION, Evaluation and routine Testing in Medical Imaging Departments Part 26: Constancy Tests – Imaging performance of computed tomography X-ray equipment, CEI/IEC 61223-2-6:2006, IEC, Geneva (2006).

ANEXO I- ABREVIATURAS

AAPM	Acrónimo de <i>American Association of Physicists in Medicine</i> (Asociación Americana de Física médica)
ACR	Acrónimo de Colegio Americano de Radiología
Al	Aluminio
AP	Ántero-Posterior
CAB	Acrónimo de Control automático de Brillo
CAE	Acrónimo de Control Automático de Exposición
CBCT	Tomografía de haz cónico
CDMAM	Maniquí para detalle de contraste de mamografía
CEI	Comitato Elettrotecnico Italiano
CHR	Capa Hemi-reductora
CNEN	Comisión Nacional de Energía Nuclear- Brazil
CR	Radiología Computarizada
CRCE	Centre for Radiation, Chemical and Environmental Hazards
Cu	Cobre
C_{vol}	Es el índice de dosis volumétrico calculado para CT
C_w	Es el índice de dosis ponderado para CT
DDI	Indicador de dosis digital
DDF	Distancia foco - película
DFR	Distancia foco - cámara de ionización de referencia
D_G	Dosis Glandular
DGM	Dosis Glandular Media
DICOM	Acrónimo de la norma " <i>Digital Imaging and Communications in Medicine</i> "
DO	Densidad Óptica
DR	Radiología Digital
EI	Índice de exposición
EUREF	<i>European Reference Organisation for Quality Assured Breast Screening and Diagnostic Services</i>
FOV	Acrónimo de <i>Field of View</i> - Campo de Visión
Gantry	Cabezal de equipamiento de CT
HPA	Acrónimo de <i>Health Protection Agency</i>
ICRP	Acrónimo <i>International Commission on Radiological Protection</i> (Comisión Internacional de Protección Radiológica)
IEC	Acrónimo <i>International Electrotechnical Commission</i>
IP CR	Acrónimo de "Image Plate"- Placa de Imagen radiología computarizada
IPEN	Acrónimo <i>Institute of Physics and Engineering in Medicine</i> (Instituto de Física e Ingeniería en Medicina)
IRD	Instituto de Radioprotección y Dosimetría - Brasil
K_{PT}	Factor de corrección por presión y temperatura;
kVp	Valor de tensión de pico aplicada al tubo de rayos-X
LAT	Lateral

mAs	Es la carga del tubo de rayos-X. Corresponde el producto de la corriente del tubo de rayos-x (mA) por el tiempo de exposición (s)
MDCT	Acrónimo de <i>Multiple - detector- row computed tomography</i>
Mo	Molibdeno
MTF	Función de Transferencia de Modulación
NCRP	Acrónimo <i>National Council on Radiation Protection and Measurements</i> (Consejo Nacional de Protección Radiológica y Mediciones)
OPS	Organización Panamericana de la Salud (PAHO)
PC	Acrónimo de <i>Personal Computer</i>
pitch	Paso de hélice
P_KA	Producto de Kerma por el área del Haz
PKL	Producto Kerma -longitud
PMMA	Polimetilmetacrilato
QC	Acrónimo de <i>Quality Control</i>
ROI	Región de Interés
SDCT	Acrónimo de <i>Single-detector- row computed tomography</i>
SEFM	Acrónimo Sociedad Española de Física Médica
SEPR	Acrónimo Sociedad Española de Protección Radiologica
SERAM	Acrónimo Sociedad Española de Radiología Médica,
SNR	Razón señal ruido
TG18	Acrónimo de <i>Task Group 18</i>
VMP	valor medio del píxel
VMP	valor medio del píxel
WHO	Acrónimo de <i>World Health Organization</i>

ANEXO II - DEFINICIÓN DE TÉRMINOS UTILIZADOS

Artefacto	Son irregularidades de densidad Óptica o de valores de pixel de un área en una imagen radiográfica, no relacionadas con las propiedades del objeto.
Bucky	Dispositivo en equipos de rayos-x que puede incluir el soporte del chasis, la rejilla, el mecanismo que mueve la rejilla y el sistema de control automático de exposición.
Campo de Radiación	Sección plana del haz de radiación perpendicular al eje del mismo.
Campo de Visión	Área de la imagen que se muestra en el dispositivo de visualización empleado, y que depende del campo de entrada, de la matriz de reconstrucción empleada y de la resolución de dispositivo de visualización o registro.
Campo Luminoso	Sección plana del haz luminoso perpendicular al eje del mismo. Se utiliza para delimitar el haz de radiación.
Capa Hemirreductora (CHR)	Es el espesor de un material necesario para reducir la tasa de kerma en aire a la mitad de su valor original.
Carga de trabajo	es el producto de la intensidad de corriente que circula entre el cátodo y el ánodo del tubo de rayos-x, en mA, por el tiempo de exposición, expresado en s.
Casetes	Los casetes son soportes rígidos utilizados en radiografía convencional y computarizada (CR) para el sistema de película de pantalla y la placa de imagen respectivamente.
Colimador	Dispositivo generalmente de plomo, situado a la salida del tubo de rayos-x que permite limitar el campo de radiación.
Contraste de la imagen	Es la cualidad de una imagen que permite distinguir un objeto frente a su entorno.

Control automático de brillo (CAB),	Dispositivo de equipos fluoroscópicos que, mediante el control automático de la intensidad de la corriente del tubo de rayos-X y/o la tensión, actúa manteniendo constante la tasa de dosis a la entrada del tubo intensificador, independientemente de las características de atenuación del paciente o de la zona de estudio.
Controle automático de Exposición (CAE)	Dispositivo de equipos de rayos-X mediante el cual se controla la carga del tubo cortándose ésta automáticamente al alcanzarse el valor de exposición para el que está previamente ajustado.
Cuarto Oscuro	Sala dedicada a la manipulación y proceso de la película radiográfica.
Densidad óptica	Es la relación logarítmica de la intensidad de la luz incidente en la película e la intensidad de la luz transmitida por ella.
DICOM	Acrónimo de la norma " <i>Digital Imaging and Communications in Medicine</i> ", cuyo objetivo es garantizar la interoperabilidad de los sistemas empleados para producir, mostrar, enviar, solicitar, almacenar, procesar, recuperar o imprimir imágenes médicas y documentos estructurados que se deriven de ellas, así como para gestionar los flujos de trabajo relacionados.
Dosis Equivalente Ambiental H*(10)	Dosis equivalente producida por un campo de radiación alineado, en una esfera ICRU, a una profundidad de 10mm, en el radio opuesto a la dirección del campo alineado.
Dosis Glandular Media	Es la dosis absorbida en promedio en el tejido glandular, excluyendo la piel, de una mama comprimida uniformemente con una composición de 50% de tejido adiposo y 50% de tejido glandular
Espesor de Corte	En tomografía convencional es el espesor de la zona explorada en que la definición de imagen es aceptable.
Exactitud	Grado de concordancia entre el estado de una medición y el valor convencionalmente verdadero del mensurado.
Factores de Ocupación (T)	Fracción típica de tiempo durante la cual una persona o un grupo ocupan un lugar.

Factores de uso (U),	El factor de uso (U) para una barrera en particular es la fracción del tiempo que el haz se dirige hacia la barrera durante el funcionamiento del equipo.
Fantoma o Maniquí	Objeto físico o matemático utilizado para reproducir las características de absorción y dispersión del cuerpo o parte del cuerpo humano en un campo de radiación.
Factor de Conversión	Relación entre dos magnitudes, expresada generalmente como un factor multiplicativo para convertir el valor de una magnitud en el de la otra.
Fluoroscopia	Técnica radiográfica para la visualización de estructuras anatómicas en movimiento.
Fluoroscopia pulsada	Modalidad fluoroscópica de adquisición de imágenes en la que el haz de radiación es emitido por el tubo de rayos-X de forma intermitente (pulsos de radiación).
Función de Transferencia de Modulación (MTF)	La MTF de un sistema de imagen describe la respuesta en frecuencias espaciales de dicho sistema, es decir es una representación de la fidelidad de la imagen y de la frecuencia espacial.
Gantry o cabezal	Alberga los componentes principales del equipo de CT, que son los tubos de rayos X, detectores, motores, etc., "túnel de posicionamiento del paciente".
Haz primario	Es el haz de rayos X que atraviesa la ventana del tubo y cuyas dimensiones transversales se limitan con el colimador. También denominado haz útil.
Intensificador de Imagen (II)	Dispositivo electroóptico de vacío, con una pantalla de entrada en contacto óptico con un fotocátodo, el que se forma una imagen electrónica y la convierte en una imagen lumínica sobre la pantalla de salida.
Isocentro del equipo	El isocentro es el punto en el espacio alrededor del cual gira el gantry del equipo.
Kerma	Acrónimo de <i>kinetic energy released in matter</i> . Representa la suma de energía cinética inicial de todas las partículas ionizantes con carga, liberadas por radiación ionizante sin carga, en una masa dm . Se expresa en unidades de $J \cdot kg^{-1}$ o la unidad especial denominada gray (Gy).

Kerma en aire (air kerma)	Valor del kerma para el aire.
Luminancia	La luminancia es una medida de la densidad de la intensidad de una luz reflejada en una dirección dada, cuya unidad SI es la candela por metro cuadrado (cd / m^2).
Modo topograma	Adquisición de la imagen en CT sin rotación.
Negatoscopio	Dispositivo utilizado para visualizar las radiografías
Número de CT	Conjunto de números definidos en una escala lineal, relacionados con el coeficiente de atenuación lineal y calculados por la tomografía computarizada. Los números de CT varían de -1000 para aire a +1000 para hueso, con valor cero para agua, en unidades "Hounsfield".
Paso de hélice (pitch)	Es el cociente entre el desplazamiento longitudinal y el espesor de corte total (suma de todos los anillos detectores activos o colimación total del haz, durante un giro completo del tubo.
PMMA	Polimetil-meta-acrilato. Comercializado como plexiglás, acrílico y lucite.
Rayo central del haz	El rayo central del haz útil es la línea imaginaria generada por el rayo más central del haz
Región de Interés (ROI)	Región que presenta un interés especial y que puede seleccionarse en una imagen utilizando las herramientas del interfaz de usuario
Rendimiento del tubo de rayos-X	Consiste de la intensidad de la exposición producida por el equipo de rayos-X por la carga en mAs, medida a 1m del foco.
Repetibilidad (de los resultados de las mediciones)	Grado de concordancia entre resultados de sucesivas mediciones del mismo mensurado, mediciones efectuadas con aplicación de la totalidad de las mismas condiciones de medida.
Reproducibilidad (de los resultados de las mediciones)	Grado de concordancia entre los resultados de las mediciones del mismo mensurado, mediciones efectuadas bajo diferentes condiciones de medida.

Resolución	Es la capacidad de visualizar dos objetos separados y distinguirlos visualmente uno el otro.
Resolución espacial	En un sistema de imagen, está relacionada con el menor tamaño de un objeto o la mayor frecuencia espacial de una serie de objetos de contraste que es perceptible. Suele determinarse utilizando un patrón con grupos de barras que difieren entre sí en el número de barras por unidad de longitud o pares de líneas/mm (pl/mm). La resolución corresponde al valor más alto de pl/mm que se visualizan.
Sensitometría	Medida cuantitativa de la respuesta de una película a la exposición y revelado.
Sistema dosimétrico	Conjunto compuesto por el detector y el sistema electrónico acoplado.
Tomografía modo axial	Tomografía convencional en la cual el plano de la imagen es transversal al eje longitudinal del cuerpo.
Tomografía Modo helicoidal	En modo helicoidal, la mesa se mueve continuamente a través del haz de rayos X, generando una "hélice" continua de información, que puede formatearse en cortes de varios grosores y planos.
Topograma	El topograma es una imagen secuencial digital obtenida a través del movimiento longitudinal de la mesa con el tubo fijado en una determinada posición. La imagen adquirida es similar a la radiografía convencional, sin embargo, es un programa de ubicaciones de corte, en el que se marcan los límites superior e inferior de las adquisiciones axiales.

LISTA DE AUTORES

Blanco, Susana	Instituto Nacional del Cáncer, Argentina
Canevaro, Lucía	Instituto de Radioprotección y Dosimetría/Comisión Nacional de Energía Nuclear, Brasil
Fleitas Ileana	Organización Panamericana de la Salud - OPS, Cuba
Khoury, Helen	Universidad Federal de Pernambuco, Brasil
Kodlulovich, Simone	Comisión Nacional de Energía Nuclear, Brasil
Mora, Patricia	Universidad de Costa Rica, Costa Rica
Roas, Norma	Universidad Nacional Autónoma de Nicaragua, Nicaragua

REVISIÓN DE FORMATO

Cynthia Papp	Comisión Nacional de Energía Atómica, Argentina
--------------	---

OIEA STAFF

Holmberg, Ola	Organismo Internacional de Energía Atómica (Oficial Técnico)
Nader, Alejandro	Organismo Internacional de Energía Atómica (Oficial Técnico)
Delis, Harry	Organismo Internacional de Energía Atómica (NAHU)

Lista de reuniones técnicas

Valencia, España: 22 al 26 de Junio 2015
Montevideo, Uruguay: 8 al 12 de Mayo 2017
Viena, Austria: 4 al 8 de Diciembre 2017



IAEA

Organismo Internacional de Energía Atómica

Nº 26

PEDIDOS DE PUBLICACIONES

Las publicaciones de pago del OIEA pueden adquirirse a través de los proveedores que se indican a continuación o en las principales librerías locales.

Los pedidos de publicaciones gratuitas deben hacerse directamente al OIEA. Al final de la lista de proveedores se proporcionan los datos de contacto.

AMÉRICA DEL NORTE

Bernan / Rowman & Littlefield

15250 NBN Way, Blue Ridge Summit, PA 17214, EE. UU.

Teléfono: +1 800 462 6420 • Fax: +1 800 338 4550

Correo electrónico: order@renoufbooks.com • Sitio web: www.renoufbooks.com

RESTO DEL MUNDO

Póngase en contacto con su proveedor local de preferencia o con nuestro distribuidor principal:

Eurospan Group

Gray's Inn House

127 Clerkenwell Road

Londres EC1R 5DB

Reino Unido

Pedidos comerciales y consultas:

Teléfono: +44 (0)176 760 4972 • Fax: +44 (0)176 760 1640

Correo electrónico: eurospan@turpin-distribution.com

Pedidos individuales:

www.eurospanbookstore.com/iaea

Para más información:

Teléfono: +44 (0)207 240 0856 • Fax: +44 (0)207 379 0609

Correo electrónico: info@eurospangroup.com • Sitio web: www.eurospangroup.com

Los pedidos de publicaciones, tanto de pago como gratuitas, pueden enviarse directamente a:

Dependencia de Mercadotecnia y Venta

Organismo Internacional de Energía Atómica

Vienna International Centre, PO Box 100, 1400 Vienna, Austria

Teléfono: +43 1 2600 22529 o 22530 • Fax: +43 1 26007 22529

Correo electrónico: sales.publications@iaea.org • Sitio web: www.iaea.org/publications

**Organismo Internacional de Energía Atómica
Viena**