

Programa de aseguramiento de calidad en rayos X diagnóstico

Programa de aseguramiento de calidad en rayos X diagnóstico

Fundamentos y protocolos

Esperanza del Pilar Infante Luna



A mis estudiantes, porque su deseo de explorar nuevos conocimientos me motivó a desarrollar este proyecto.

Agradecimientos

Al Centro de Investigaciones y Desarrollo Científico (CIDC) de la Universidad Distrital Francisco José de Caldas, por la financiación de este proyecto de investigación, y a todo su personal por su colaboración y apoyo permanente.

A mis estudiantes, integrantes del grupo de Investigación Física Aplicada a las Ciencias Biológicas (Fiacibi), quienes a través de sus trabajos de grado y su deseo de aprender sobre el tema, apoyaron el desarrollo de este proyecto de investigación.

A Jairo Castañeda Viatela, por materializar los diseños propuestos a través de sus habilidades y su trabajo profesional e impecable y, finalmente, a todas las personas que con sus sensatas opiniones contribuyeron a enriquecer este escrito.

El descubrimiento de los rayos X posibilitó la obtención de imágenes con fines de diagnóstico; sin embargo, por tratarse de radiaciones ionizantes el beneficio puede ir de la mano de un detrimento en la salud del paciente y del personal encargado de administrarlos, lo que exige implementar mecanismos para reducir la dosis de radiación, manteniendo la calidad de la imagen, y limitar los riesgos para los trabajadores ocupacionalmente expuestos y el público que visita la instalación. Este texto presenta los fundamentos del empleo de rayos X en radiodiagnóstico, y un programa de aseguramiento de la calidad, este último acompañado de protocolos que pueden ser implementados en las instituciones dedicadas a ello.



UD
Editorial

E2
ESPACIOS

© Universidad Distrital Francisco José de Caldas
© Centro de Investigaciones y Desarrollo Científico (CIDC)
© Esperanza del Pilar Infante Luna
Primera edición, abril de 2019
ISBN: 978-958-787-104-3

Dirección Sección de Publicaciones
Rubén Eliécer Carvajalino C.

Coordinación editorial
Nathalie De la Cuadra N.

Corrección de estilo
Lilia Carvajal Ahumada

Diagramación y montaje de cubierta
Lady Mireya Sánchez

Editorial UD
Universidad Distrital Francisco José de Caldas
Carrera 24 No. 34-37
Teléfono: 3239300 ext. 6202
Correo electrónico: publicaciones@udistrital.edu.co

Infante Luna, Esperanza del Pilar
Programa de aseguramiento de calidad en rayos X diagnóstico / Esperanza del Pilar Infante Luna. -- Bogotá : Editorial Universidad Distrital Francisco José de Caldas, 2019.
108 páginas ; 24 cm.
ISBN 978-958-787-104-3
1. Radiología 2. Rayos X 3. Aseguramiento de la calidad
4. Control de calidad I. Tít.
616.07572 cd 22 ed.
A1628620

CEP-Banco de la República-Biblioteca Luis Ángel Arango

Todos los derechos reservados.
Esta obra no puede ser reproducida sin el permiso previo escrito de la Sección de Publicaciones de la Universidad Distrital.
Hecho en Colombia

Contenido

| | |
|---|-----------|
| Introducción | 17 |
| Los rayos X en aplicaciones diagnósticas | 19 |
| Producción de rayos X | 20 |
| <i>Espectro de rayos X</i> | 20 |
| <i>Parámetros que modifican la calidad del haz de rayos X</i> | 22 |
| Interacción de la radiación con la materia | 23 |
| <i>Efecto fotoeléctrico</i> | 23 |
| <i>Efecto Compton</i> | 24 |
| <i>Producción de pares</i> | 24 |
| <i>Dispersión elástica-Rayleigh</i> | 24 |
| Atenuación de la radiación | 25 |
| Empleo de rayos X en radiodiagnóstico | 27 |
| Magnitudes y unidades dosimétricas | 31 |
| Magnitudes empleadas en protección radiológica | 31 |
| <i>Exposición (X)</i> | 32 |
| <i>Kerma (k)</i> | 32 |
| <i>Dosis media absorbida en un órgano o tejido (D_T)</i> | 32 |
| <i>Dosis equivalente (H_T)</i> | 32 |
| <i>Dosis efectiva (E)</i> | 34 |
| <i>Equivalente de dosis ambiental $H^*(10)$</i> | 35 |
| <i>Límites de dosis</i> | 36 |
| Programa de Aseguramiento de la Calidad en un centro de rayos X diagnóstico | 37 |
| Definiciones | 38 |
| Elementos fundamentales de un programa de aseguramiento de la calidad en rayos X convencionales | 38 |

| | |
|---|-----------|
| <i>Seguridad radiológica de la instalación</i> | 39 |
| <i>Control de la calidad</i> | 41 |
| <i>Evaluación de las dosis en pacientes</i> | 43 |
| <i>Capacitación del personal en protección radiológica</i> | 45 |
| Diseño de prototipos requeridos para el control de calidad | 47 |
| Cuña escalonada | 48 |
| Dispositivos para evaluar características geométricas del haz | 51 |
| <i>Cilindro</i> | 51 |
| <i>Perfiles radiopacos</i> | 51 |
| Seguridad radiológica de la instalación | 53 |
| Aspectos generales | 54 |
| <i>Objetivo</i> | 54 |
| <i>Instrumental y dispositivos necesarios</i> | 54 |
| <i>Periodicidad</i> | 54 |
| Aspectos generales de la instalación | 54 |
| <i>Datos de la instalación</i> | 54 |
| <i>Parámetros de operación del equipo para el levantamiento</i> | 54 |
| Aspectos generales de la instalación | 54 |
| <i>Datos de la instalación</i> | 54 |
| <i>Parámetros de operación del equipo para el levantamiento</i> | 55 |
| <i>Reconocimiento de la instalación</i> | 56 |
| <i>Haz de radiación</i> | 56 |
| Metodología | 57 |
| Protocolo de levantamiento radiométrico | 58 |
| Control de la calidad | 65 |
| Fundamentos del control de calidad | 66 |
| <i>Objetivo</i> | 66 |
| <i>Tipos de pruebas</i> | 66 |
| Conceptos asociados a la medición | 67 |
| Evaluación del haz de radiación | 69 |
| Condiciones geométricas del haz | 69 |
| <i>Calidad del haz</i> | 71 |
| Evaluación de parámetros del equipo | 72 |
| <i>Radiación de fuga</i> | 72 |
| <i>Tensión nominal del tubo</i> | 73 |
| <i>Tiempo de exposición (T. E.)</i> | 76 |

| | |
|---|------------|
| <i>Repetibilidad del control automático de exposición (CAE)</i> | 79 |
| Evaluación de la calidad de la imagen | 79 |
| <i>Contraste</i> | 80 |
| <i>Uniformidad</i> | 81 |
| <i>Resolución</i> | 83 |
| Diseño de un simulador físico (maniquí) y su empleo para determinar dosis | 85 |
| Filosofía de la protección radiológica en el marco de las exposiciones médicas | 86 |
| <i>Justificación de una práctica radiológica en medicina</i> | 86 |
| <i>Optimización de una práctica radiológica en medicina</i> | 86 |
| <i>Niveles de referencia para diagnóstico</i> | 86 |
| Relación entre parámetros del equipo de rayos X y la dosis | 87 |
| Simulador físico, fantoma o maniquí de tejido equivalente | 87 |
| <i>Material</i> | 88 |
| <i>Diseño</i> | 88 |
| <i>Determinación de la dosis</i> | 89 |
| Diseño del simulador físico o maniquí en el marco de un programa de aseguramiento de la calidad | 89 |
| Determinación de la dosis | 90 |
| <i>Evaluación de la exposición</i> | 91 |
| <i>Evaluación de la dosis en superficie y en profundidad</i> | 92 |
| Capacitación del personal | 95 |
| Objetivo general del curso | 96 |
| Objetivos específicos | 96 |
| ¿A quién va dirigido? | 96 |
| Metodología | 96 |
| Contenido programático | 97 |
| Conclusiones | 101 |
| Referencias | 103 |

Introducción

Las imágenes obtenidas en radiodiagnóstico son empleadas por los médicos tratantes con el fin de establecer una posible lesión o de identificar tempranamente la presencia de cuerpos extraños. Es indudable que el empleo de estas técnicas de diagnóstico puede en un momento dado salvar la vida de un paciente; sin embargo, no se debe desconocer que su uso involucra una dosis de radiación ionizante que no puede ser evitada, pero sí reducida a valores tan bajos como sea razonablemente aceptable, con el fin de evitar un detrimento en la salud de los pacientes tratados (Vañó, Fernández, Sánchez y Ten, 2013; Andisco, Blanco y Buzzi, 2014).

Con el objetivo de garantizar imágenes de calidad con dosis de radiación dentro de los niveles de referencia de diagnóstico, los centros deben optimizar sus procedimientos, esto implica: verificar periódicamente que los parámetros asociados al equipo se encuentran dentro de los niveles de tolerancia establecidos, evaluar la calidad de la imagen obtenida, y determinar la dosis entregada a los pacientes.

Desde la perspectiva de la protección radiológica, el diseño de las instalaciones debe garantizar que los niveles de radiación se encuentran por debajo de los límites establecidos, tanto para trabajadores como para el público en general, y deben ser verificados a través de un levantamiento radiométrico que incluya mediciones de tasas de dosis en diferentes puntos o zonas de la edificación.

Por su parte, el personal ocupacionalmente expuesto debe garantizar tanto su seguridad como la de pacientes y público, esto implica estar capacitado en temas de protección radiológica con el fin de tener claridad tanto de los riesgos como de los procedimientos que debe seguir. Los aspectos mencionados, en conjunto, conforman los principios que orientan un programa de aseguramiento de la calidad en un centro de diagnóstico de rayos X.

Con respecto a la verificación de los requisitos de seguridad radiológica, la normativa colombiana mediante la Resolución 9031 de 1990 del Ministerio de Salud, establece dentro de las exigencias para el otorgamiento de la licencia de funcionamiento de equipos de rayos X de uso diagnóstico, que el centro cuente con un estudio y evaluación de la instalación efectuado por una entidad autorizada (artículo 5). Adicionalmente, el artículo 11 indica los lineamientos para el personal ocupacionalmente expuesto y el artículo 19 explicita la obligatoriedad de evaluar los equipos de radiodiagnóstico por lo menos una vez cada dos años para efectos de control de calidad.

Por otro lado, el Ministerio de Minas y Energía mediante la Resolución 181434 de 2002 adopta el Reglamento de Protección y Seguridad Radiológica, el cual tiene por objeto establecer los requisitos y condiciones mínimas que deben cumplir personas naturales y jurídicas interesadas en ejecutar prácticas que involucren la exposición a radiaciones ionizantes. En esta reglamentación se establece explícitamente que un centro de radiodiagnóstico debe tener y ejecutar un programa de vigilancia radiológica (artículos 101 y 160), velar por el cumplimiento de parámetros técnicos relativos al equipo (artículo 125) y contar con un programa de garantía de la calidad (artículos 186 y 187).

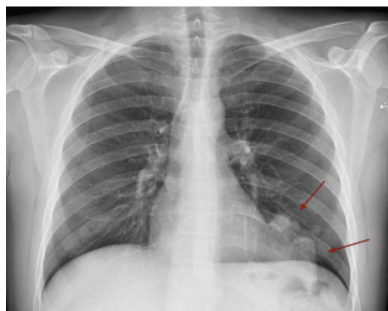
Con relación al trabajo que en Colombia se ha venido adelantado en control de calidad en radiodiagnóstico, es de resaltar la labor llevada a cabo por los investigadores del grupo de Física Médica de la Universidad Nacional sede Medellín, quienes en conjunto con la División Seccional de Salud de Antioquia formalizaron un convenio para poner en marcha un programa piloto de control de calidad de equipos de mamografía, fluoroscopia y de rayos X diagnóstico (Martínez, Puerta, Morales y Beltrán, 2006) y han venido trabajando de manera conjunta con el Ministerio de Salud y Protección Social en la actualización de la normativa asociada. Adicionalmente, en el país existen diferentes entidades públicas y privadas, así como personas naturales, que cuentan con la autorización del Ministerio de Salud y Protección Social para evaluar y asesorar este tipo de instalaciones.

Sin embargo el incremento en el número de equipos de rayos X, los riesgos reales asociados a las radiaciones ionizantes, y el hecho de que los aspectos relacionados con la seguridad radiológica de pacientes, trabajadores y público se han venido trabajando de manera independiente, plantean la necesidad de elaborar una propuesta que contribuya a la evaluación integral de centros de radiodiagnóstico, que pueda ser empleada por estos como referente.

De acuerdo con lo anterior, en este documento se presentan los conceptos teóricos asociados a los rayos X en el marco del diagnóstico médico; los protocolos de medición de parámetros fundamentales de control de calidad en radiodiagnóstico, propuesta elaborada a partir los lineamientos del Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) (Protocolo del Acuerdo de Cooperación Regional para la Promoción de la Ciencia Nuclear y Tecnología en América Latina y el Caribe, Arcal XLIX, Technical Reports Series n.º 457, Guía de Seguridad n.º RS-G-1.5) y la Sociedad Española de Protección Radiológica (Protocolo Español); los prototipos diseñados para evaluar la imagen y la dosis absorbida, y los elementos que debe tener un programa de capacitación en protección radiológica. Estos temas en conjunto configuran un programa de aseguramiento de la calidad en radiodiagnóstico, y han sido abordados desde la perspectiva de contribuir con una propuesta de fácil implementación en los centros médicos y hospitalarios.

Los rayos X en aplicaciones diagnósticas _____

Radiografía de tórax



Fuente: <http://dx.doi.org/10.1016/j.semerg.2014.09.002>

A finales de 1895, Wilhelm Conrad Röntgen publicó en las Actas de la Sociedad de Física Médica de Wurzburg, Alemania, una comunicación titulada “Sobre una nueva clase de rayos”, en la que en diecisiete puntos describe su descubrimiento y los primeros experimentos con el fin de caracterizar esta radiación a la que denominó, por motivos de brevedad, Rayos – X¹.

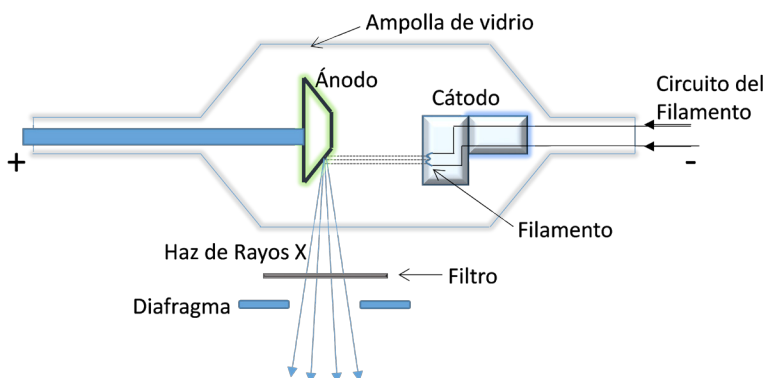
En sus primeras observaciones, Röntgen concluyó que características como la densidad de los materiales afectan su “permeabilidad” a este nuevo tipo de radiación. Esta propiedad, descrita en 1895, es el fundamento del empleo de los rayos X en imágenes diagnósticas, ya que la atenuación de la radiación al atravesar huesos, sangre y tejido blando es diferente, lo que permite obtener una imagen bidimensional en escala de grises, en la cual el negro indica ausencia de atenuación y el blanco una atenuación máxima (Röntgen, 1896). En este capítulo se presenta una descripción de los fundamentos de los rayos X y su interacción con la materia y los procesos de atenuación de la radiación en tejidos biológicos.

1 El 14 de febrero de 1896, la revista *Science, New Series*, vol 3, n.º 59 publicó una traducción del artículo al inglés.

Producción de rayos X

Los rayos X son un tipo de radiación electromagnética, de la misma naturaleza de la luz visible, pero con una frecuencia entre 10^{18} y 10^{20} Hz, que se produce cuando electrones, generados por efecto termoiónico al calentar el filamento del cátodo, son acelerados a través de una diferencia de potencial de miles de voltios y adquieren una energía del orden de los KeV; posteriormente colisionan con un blanco (ánodo). La mayor parte de la energía cinética de los electrones se transforma en calor² y solo alrededor del 1 % es emitida como fotones de rayos X, produciendo un espectro de energía cuyas características dependen tanto de la energía de los electrones que colisionan con el ánodo como del material blanco. Un esquema representativo de un tubo generador de rayos X se muestra en la figura 1.

Figura 1. Tubo de rayos X*



*El cátodo, conformado por el filamento y la copa de enfoque, está enfrente al ánodo, en el centro de la estructura se ubica el blanco usualmente de tungsteno o molibdeno sobre el cual inciden los electrones, todos estos elementos se encuentran dentro de un tubo de vidrio en donde se hace el vacío (a una presión del orden de 10^{-4} atmósferas), esta estructura la rodea una carcasa de plomo y acero, entre la carcasa y el tubo hay un sistema de refrigeración.

Fuente: Alcaraz *et al.*, 2003

Espectro de rayos X

El espectro de energía de rayos X describe la variación de la intensidad del haz de radiación³ en función de la frecuencia de los fotones; es considerado su huella dactilar debido a que aporta información con relación al voltaje de aceleración de los electrones y a las características del material blanco. Existen dos mecanismos de generación

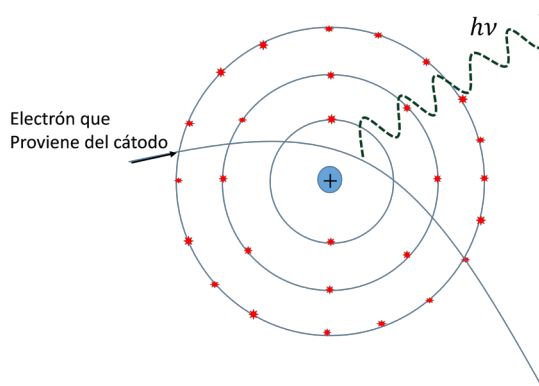
2 Esto implica que el material blando debe tener un punto de fusión elevado.

3 La intensidad de la radiación se calcula a partir del producto entre el número de fotones producidos y la energía de estos.

de rayos X por lo que su espectro tiene dos componentes: continuo y característico; el primero es el más importante para la formación de la imagen, al contribuir en 85 % al espectro total.

El *espectro continuo*, también denominado radiación de frenado o *Bremsstrahlung* (del alemán *bremsen* “frenar” y *Strahlung* “radiación”), se produce por la desaceleración de los electrones de alta velocidad, provenientes del cátodo, cuando son desviados de su trayectoria al pasar por las proximidades de los núcleos atómicos del material blanco (ánodo). Un esquema de este proceso se muestra en la figura 2. La energía cinética perdida por un electrón da origen a la emisión de un fotón de rayos X, cuya energía depende tanto de la energía cinética inicial del electrón como de su trayectoria; por lo que un haz de electrones emitirá un haz de fotones con distintas energías que en conjunto forman un espectro continuo (White y Pharoah, 2002).

Figura 2. Mecanismo de radiación de frenado*

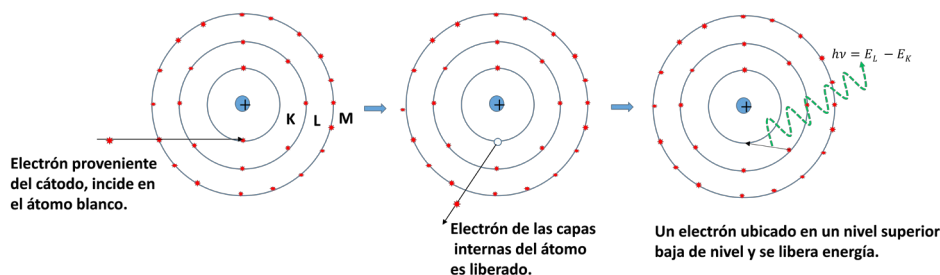


*El electrón que proviene del cátodo es desacelerado al pasar cerca del núcleo del átomo blanco.

Fuente: Elaboración propia

Por su parte, el espectro característico o radiación característica se produce cuando un electrón generado en el filamento colisiona con otro ubicado en una de las capas internas de un átomo del material blanco (ánodo) y lo ioniza. Cuando esto sucede, un electrón de una capa más externa pasa a tomar la posición del espacio vacío (“hueco”) del átomo ionizado, es decir, salta de nivel y en este proceso se emite un fotón cuya energía equivale a la diferencia de las energías de enlace de los dos orbitales, la cual depende de las características de los átomos que conforman el ánodo. Las energías de los fotones producidos mediante este mecanismo tienen valores definidos lo que da lugar a picos o rayos X denominados “característicos”. La figura 3 muestra un esquema del proceso descrito.

Figura 3. Mecanismo de producción de la radiación característica



Fuente: Elaboración propia

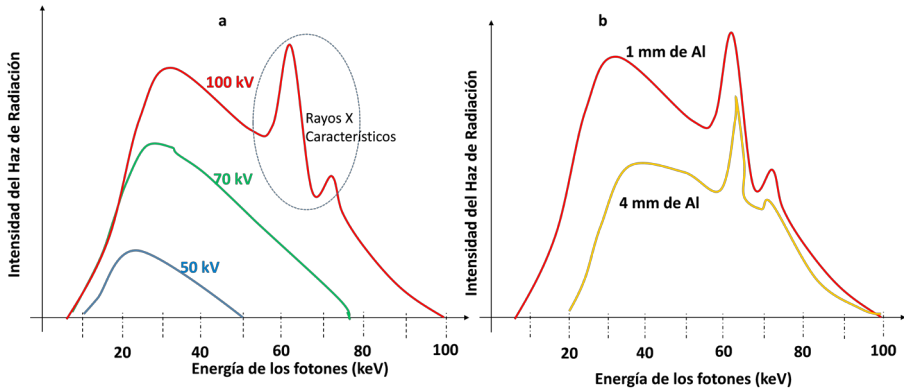
De acuerdo con lo anterior, el espectro de rayos X es el resultado de la superposición de las componentes mencionadas anteriormente. La calidad del haz así como su intensidad dependerá tanto del material del blanco como de los parámetros de operación del equipo: diferencia de potencial, corriente aplicada, tiempo de exposición y filtros empleados.

Parámetros que modifican la calidad del haz de rayos X

La calidad del haz de rayos X está asociada con su capacidad de penetración, la cual es proporcional a la energía de los fotones producidos. Por su parte, la cantidad de radiación hace referencia al número de fotones presentes en el haz. Al variar los parámetros de operación del equipo: kilovoltaje pico, corriente, tiempo de exposición y filtros, se modifica la calidad o la cantidad del haz, lo que se refleja en cambios en el espectro de radiación, es así como al incrementar la diferencia de potencial entre el ánodo y el cátodo (kilovoltaje pico) se generan fotones más energéticos, por lo que se produce un corrimiento del espectro hacia la derecha, adicionalmente, aumenta la intensidad de la radiación dando lugar a radiaciones “duras” o de alta calidad (ver figura 4a).

Con relación a la corriente, un incremento en este parámetro implica un aumento en la intensidad de radiación, ya que el número de electrones producidos por efecto termoiónico es proporcional al número de fotones generados. Por su parte, el tiempo de exposición también es proporcional a la cantidad de electrones enviados al ánodo, por lo que un incremento en este parámetro tendrá el mismo efecto que el incremento de la corriente. El producto de la intensidad de la corriente (mA) por el tiempo de exposición (s) es denominado carga del tubo y se expresa en unidades de $mA \cdot s$.

Finalmente, el empleo de filtros a la salida del haz modifica el espectro de radiación al eliminar la radiación “blanda” o menos penetrante, ya que los fotones de baja energía (ubicados a la izquierda del espectro) tendrán mayor probabilidad de ser absorbidos (ver figura 4b).

Figura 4. Variación del espectro de radiación*

*a) Al incrementar la diferencia de potencial que acelera a los electrones. b) Al modificar el espesor de los filtros.

Fuente: Elaboración propia

Interacción de la radiación con la materia

Cuando los fotones provenientes de los rayos X interactúan con el medio pueden ceder parcial o totalmente su energía, esto es posible a través de tres mecanismos diferentes: efecto fotoeléctrico, efecto Compton, y producción de pares o dispersión Rayleigh. La probabilidad de que se presente uno u otro de los efectos depende tanto de la energía de la radiación incidente como de las características físicas del material o medio con que interactúan (densidad y coeficiente de atenuación lineal, entre otras).

Efecto fotoeléctrico

En este efecto un fotón incide sobre un electrón ubicado en un orbital de las capas internas del medio y cede a este su energía, por lo que el fotón desaparece y el electrón es expulsado del orbital con una energía cinética definida dada por:

$$E_k = h\nu - \phi \quad (1)$$

Donde:

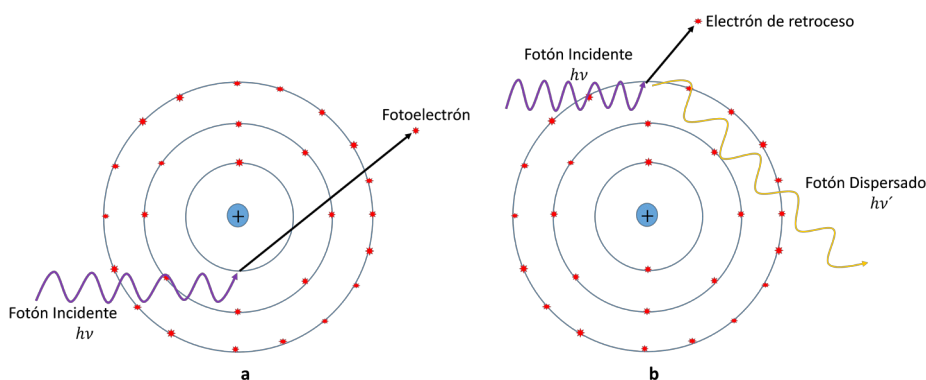
$h\nu$ es la energía del fotón incidente (h es la constante de Planck cuyo valor es $6.62606957 \times 10^{-34}$ Js, y ν es la frecuencia del fotón incidente),

E_k es la energía cinética del electrón, y ϕ es la función trabajo o energía de ionización, la cual corresponde a la mínima energía requerida para “arrancar” el electrón del orbital donde se encuentra (ver figura 5a).

Efecto Compton

También conocido como dispersión Compton, es el resultado de la colisión entre un fotón incidente con energía $h\nu$ y un electrón de las capas más externas del átomo. En este fenómeno, el fotón incidente “desaparece” al ceder parte de su energía y de su cantidad de movimiento al electrón, el cual retrocede; el resto de la energía del fotón incidente se transforma en un nuevo fotón dispersado de energía $h\nu'$, siendo ν' una frecuencia menor a ν . En la figura 5 se presentan esquemas de estos procesos.

Figura 5. Esquema representativo de los procesos de interacción*



*a) Efecto fotoeléctrico. b) Efecto Compton ($\nu' < \nu$).

Fuente: Elaboración propia

Producción de pares

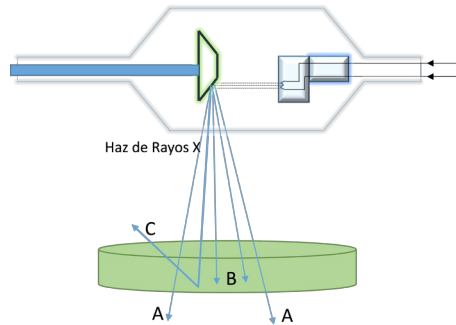
Este efecto se caracteriza por la desaparición de un fotón y la aparición de un par de partículas cargadas (electrón y positrón). Para que suceda es necesario que la energía del fotón sea igual a la suma de las energías en reposo de las partículas producidas, la cual es igual 1,02 MeV. De acuerdo con ello, la probabilidad de que este efecto ocurra es de cero cuando la energía de los fotones es menor a esta energía límite, pero esta probabilidad aumenta rápidamente cuando la energía del fotón es superior a la energía límite requerida (Podgorsak, 2005).

Dispersión elástica-Rayleigh

En la dispersión elástica los electrones permanecen en sus órbitas e interaccionan con los fotones a través de fenómenos de resonancia; la probabilidad de que se presente este efecto se asocia a fotones de bajas energías y aumenta con el incremento del número atómico del material, este efecto solo se da en 10 % de las interacciones que ocurren en radiodiagnóstico (Bharath, 2008).

De acuerdo con los procesos antes descritos, cuando un haz de rayos X incide sobre un objeto algunos fotones pueden atravesar el medio sin interactuar con él (A), otros ceden completamente su energía al medio (B), y otros como resultado de la interacción Compton, ceden parte de su energía y generan radiación dispersa de menor energía (C), tal como se presenta en la figura 6. Es de anotar que la radiación dispersa producida por el efecto Compton afecta la calidad de la imagen.

Figura 6. Haz de fotones de rayos X que atraviesan un medio



Fuente: Elaboración propia

Atenuación de la radiación

Desde el punto de vista experimental se ha establecido que cuando un haz de radiación atraviesa un medio hay una disminución de la intensidad de la radiación, la cual es resultado de diferentes efectos que contribuyen tanto a la dispersión como a la absorción de los fotones incidentes. El medio atenúa la radiación en mayor o menor proporción según sus características y la energía de la radiación incidente.

Esta variación en la intensidad puede ser descrita por una función que depende del coeficiente de atenuación lineal (μ), el cual es una medida de la fracción de fotones del haz incidente que interactúa con el material y el espesor de este, tal como se muestra en la ecuación 2:

$$I(x) = I_0 e^{(-\mu x)} \quad (2)$$

Donde:

I_0 es la intensidad de la radiación incidente;

I es la intensidad de la radiación, luego de atravesar el medio de espesor x , que pasa sin interactuar con este, y

μ es el coeficiente de atenuación lineal; sus unidades en el Sistema Internacional de Unidades son $1/\text{m}$.

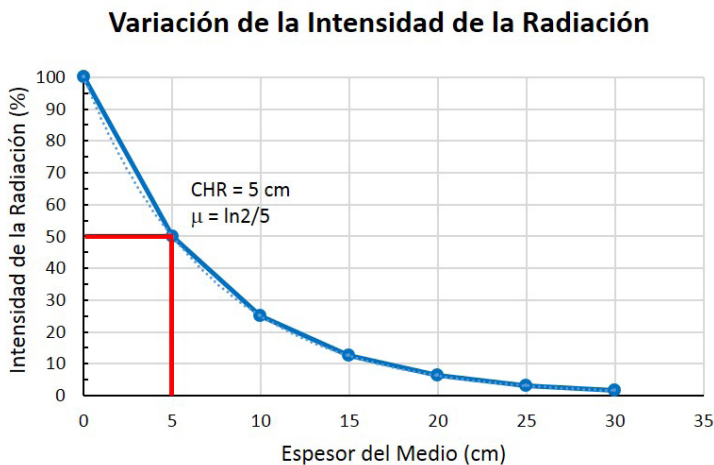
Para un mismo material el coeficiente de atenuación lineal es dependiente de la energía de los fotones incidentes, cuanto menor sea el valor de μ , más penetrante es la radiación. Para definir el carácter más o menos penetrante de un haz de radiación (calidad del haz) se emplea el espesor hemirreductor o capa hemirreductora (CHR), la cual establece el espesor de material necesario (x) para disminuir la intensidad de la radiación incidente a la mitad de su valor inicial. De acuerdo con la ecuación [2],

$$(x = CHR) = \frac{I_0}{2} = I_o e^{(-\mu CHR)} \quad (3)$$

$$CHR = \frac{\ln(2)}{\mu} \quad (4)$$

En la figura 7 se presenta la variación de la intensidad de la radiación incidente en función de la variación del espesor de material, en este caso la intensidad disminuye a la mitad de su valor inicial para un espesor de cinco centímetros, que corresponde al espesor de la capa hemirreductora (CHR).

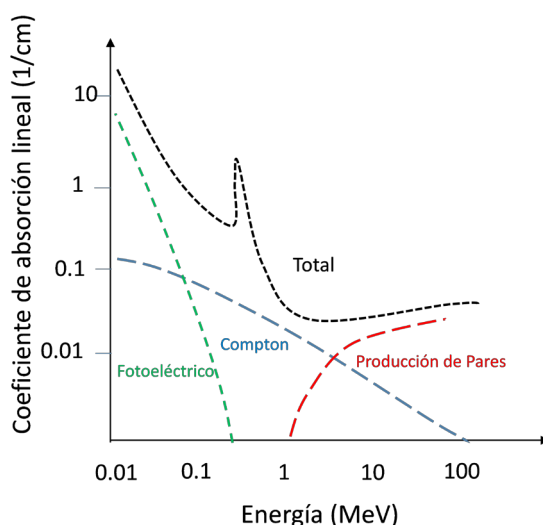
Figura 7. Atenuación de la intensidad de la radiación en función del espesor del medio



Fuente: Elaboración propia

Dado que el valor del coeficiente de atenuación lineal, para un determinado material, depende de la energía de la radiación incidente, este será el resultado de la contribución relativa de cada uno de los mecanismos de interacción: efecto fotoeléctrico, efecto Compton y producción de pares. En la figura 8 se esquematiza este comportamiento.

Figura 8. Coeficiente de absorción lineal en función de la energía de la radiación incidente para un material determinado



Fuente: Elaboración propia

Para las energías típicas que se emplean en radiodiagnóstico, la probabilidad de que se presente efecto fotoeléctrico es mayor para fotones entre 10 keV y 50 keV; si la energía de estos está entre 50 y 70 keV, se presentan tanto efecto fotoeléctrico como Compton, y a partir de 100 keV aumenta la probabilidad de que ocurra el efecto Compton y disminuye la probabilidad de que se presente el fotoeléctrico. Como se indicó anteriormente, la producción de pares requiere una energía mínima de 1,02 MeV, por lo que en radiodiagnóstico no se presenta este mecanismo de interacción.

Empleo de rayos X en radiodiagnóstico

Los rayos X son radiaciones ionizantes con un alto poder de penetración, que al atravesar un medio son atenuados en mayor o menor medida dependiendo de las características de este último y de la energía de la radiación incidente; de acuerdo con esto, cuando un haz de rayos X de intensidad (I_0) incide sobre un objeto compuesto de diferentes materiales, a la salida se tendrán intensidades (I) de magnitudes diferentes.

Así los rayos X pueden atravesar un tejido sin sufrir interacciones, en este caso nos referimos a estructuras radiolúcidas, las cuales dan origen a zonas oscuras en la imagen; por el contrario, si el haz de radiación interacciona por efecto fotoeléctrico con el tejido u órgano, es absorbido casi en su totalidad al ceder su energía; estas estructuras son denominadas radiopacas y dan origen a zonas brillantes en la imagen.

El hecho de que los tejidos biológicos presenten distintas densidades da como resultado atenuaciones diferentes, lo que posibilita la obtención de una imagen en escala de grises. En la tabla 1 se muestran los valores del coeficiente de atenuación lineal de diferentes tejidos biológicos.

Tabla 1. Coeficientes de atenuación lineal de diferentes tejidos biológicos

| Medio | $\mu \text{ (cm}^{-1}\text{)}$ | Densidad (g/cm ³) |
|----------------|--------------------------------|----------------------------------|
| Aire | 0,0001 | 0,0012 |
| Agua | 0,1687 | 1 |
| Músculo | 0,18 | 1,032 |
| Hueso | 0,48 | 1,84 |
| Materia gris | 0,1727 | 1,0355 |
| Materia blanca | 0,1720 | 1,0274 |

Fuente: Guy y Ffytche, 2005

De acuerdo con los datos consignados en la tabla 1, el coeficiente de absorción lineal del hueso es casi tres veces mayor que el tejido blando, lo que explica por qué en una imagen diagnóstica de rayos X convencionales es posible diferenciar claramente entre estos tejidos biológicos. Por el contrario, los coeficientes de absorción lineal asociados a tejidos blandos (materia gris, materia blanca y músculos) son muy similares, por lo que al tomar una imagen radiográfica el contraste será bajo, lo que dificulta diferenciarlos; en este caso se recurre a otras técnicas de diagnóstico.

Con relación a la energía de los fotones y su incidencia en la imagen diagnóstica, la radiación de baja energía (radiación blanda) es absorbida tanto por el tejido blando como por huesos, y dada la diferencia en los coeficientes de absorción lineal, se logra un buen contraste; sin embargo, la dosis de radiación en el paciente es alta debido a la probabilidad de ocurrencia de efecto fotoeléctrico, adicionalmente, su bajo poder de penetración deberá compensarse con un incremento en la carga del equipo (*mAs*).

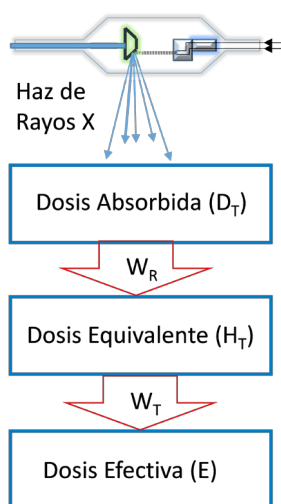
Por el contrario, para radiaciones de alta energía (radiación dura), se incrementa la probabilidad de efecto Compton, su poder de penetración es mayor y es usado para anatomías de alta absorción (abdomenes, proyecciones laterales de tronco,

pacientes obesos) o para casos especiales en los que se quiera reducir el contraste para “borrar” estructuras óseas molestas como es el caso de las costillas en las proyecciones de tórax; la absorción total es más homogénea lo que afecta la calidad de la imagen al disminuir el contraste entre tejidos (Guy y Ffytche, 2005).

Experimentalmente, al disminuir el tamaño del campo empleando diafragmas y colimadores se disminuye la radiación dispersa generada por el efecto Compton, y el empleo de filtros elimina la radiación blanda disminuyendo la dosis en pacientes debido al efecto fotoeléctrico.

Optimizar el procedimiento de radiodiagnóstico implica fijar los parámetros de operación del equipo de acuerdo con el estudio por realizar, a fin de obtener una imagen de calidad con una dosis de radiación en el paciente tan baja como sea posible.

Magnitudes y unidades dosimétricas



Fuente: Elaboración propia

Cuantificar la dosis de radiación recibida por pacientes, trabajadores ocupacionalmente expuestos y público en general, o evaluar los niveles de radiación en un centro de radiodiagnóstico, implica tener claridad respecto a las magnitudes y unidades dosimétricas con el fin compararlas con los límites establecidos por los órganos de control.

Adicionalmente, la implementación de un sistema de aseguramiento de la calidad requiere establecer, a partir de los límites de dosis, niveles de referencia que permitan fijar procedimientos de intervención o de investigación de una práctica o de una instalación. A continuación se describen las magnitudes dosimétricas y sus respectivas unidades.

Magnitudes empleadas en protección radiológica

Para evaluar la dosis de radiación resultado de una exposición a radiaciones ionizantes, se han desarrollado magnitudes dosimétricas cuya magnitud fundamental es la dosis absorbida; a partir de esta es posible definir magnitudes que incluyan el

efecto de los diferentes tipos de radiación así como la radiosensibilidad de los tejidos al detrimento de la salud. Sin embargo, desde la perspectiva de un sistema de aseguramiento de la calidad es necesario tener presentes otras magnitudes asociadas a los niveles de referencia o restricción.

Exposición (X)

Esta magnitud cuantifica la capacidad que tiene un haz de fotones de ionizar una masa de aire, de acuerdo con esto la exposición se define como la cantidad de carga eléctrica de los electrones (Q) que se genera por unidad de masa de aire (m); su unidad en el Sistema Internacional (SI) es el C/kg aire, sin embargo la unidad que tradicionalmente se ha empleado es el roentgen (R), el cual equivale a $2,58 \times 10^{-4} \text{ C/kg}$ (Infante y Ramírez, 1996).

Kerma (k)

La palabra kerma proviene de las siglas en inglés de “energía cinética liberada por unidad de masa” (*kinetic energy released per unit of mass*), y se define como el cociente entre la suma de la energía cinética de todas las partículas cargadas liberadas (dE_{tr}) por los fotones y la unidad de masa (dm):

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (5)$$

Su unidad es el gray (Gy) que en el Sistema Internacional de Unidades equivale a un julio de energía sobre kilogramo (J/kg) (Seltzer *et al.*, 2011).

Dosis media absorbida en un órgano o tejido (D_T)

Es descrita como el cociente entre la energía media impartida a un órgano o tejido ($\bar{\epsilon}_T$) y la masa del tejido (m_T) que pertenece a un volumen macroscópicamente pequeño, es una magnitud definida para cualquier tipo de radiación. Al igual que el kerma, su unidad es el gray (Gy) (Andisco, Blanco y Buzzi, 2014).

$$D_T = \frac{\bar{\epsilon}_T}{m_T} \quad (6)$$

Dosis equivalente (H_T)

Los resultados experimentales han mostrado que, para un mismo valor de dosis absorbida, los efectos biológicos son diferentes en dependencia del tipo de radiación incidente, esto ha llevado a definir otras unidades que cuantifiquen el daño biológico, para lo cual se emplean factores de peso o ponderación (ver figura 1).

Desde esa perspectiva, la dosis equivalente se define como la suma sobre el tipo de radiación (R) del producto de la dosis absorbida (D_{ER}) debida al tipo de radiación (R) en el órgano o tejido (T) y el factor de ponderación de la radiación W_R .

$$H_T = \sum_R W_R D_{TR} \tag{7}$$

Donde:

W_R es un factor de peso de la radiación incidente y cuantifica su efectividad biológica;

$D_{T,R}$ es la dosis absorbida promediada sobre un órgano, debido a la radiación R . Su unidad en el Sistema Internacional es el sievert (Sv). En la tabla 1 se muestran algunos valores para los factores de peso asociados a los diferentes tipos de radiación, de acuerdo con lo reportado por la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP) en su publicación 103 (ICRP, 2007).

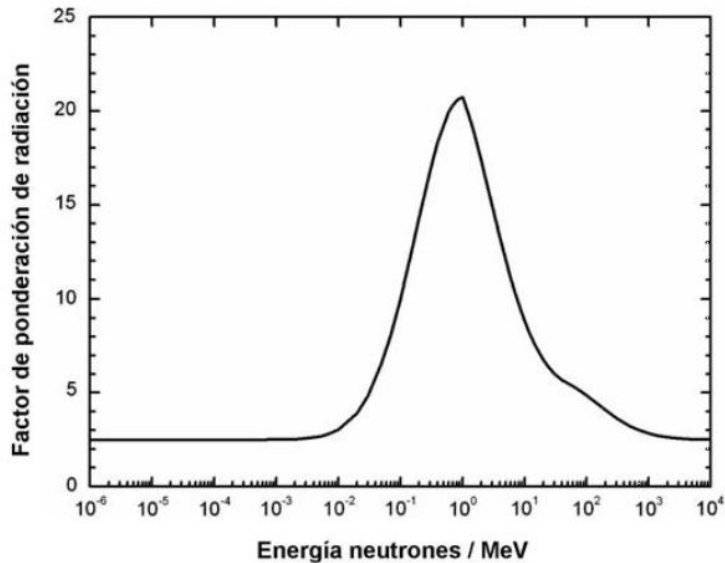
Tabla 1. Factores de peso o ponderación de la radiación

| Tipo de radiación | Factor de ponderación (W_R) |
|-------------------------------|--|
| Fotones de todas las energías | 1 |
| Electrones y muones | 1 |
| Neutrones | Función continua de la energía del neutrón (*) |
| Protones y piones cargados | 2 |
| Partículas alfa | 20 |

(*) Ver figura 1.

Fuente: ICRP, 2007

Figura 1. Factor de ponderación de los neutrones en función de su energía



Fuente: ICRP, 2007

Dosis efectiva (*E*)

La probabilidad de que se presente un efecto biológico en un órgano o tejido depende tanto de la radiación incidente (magnitud y tipo) como de la radiosensibilidad del órgano irradiado. Esta última se cuantifica empleando factores de peso o ponderación (*W_T*), los cuales representan la contribución relativa de diferentes órganos o tejidos al detrimento total debido a los efectos estocásticos, para una irradiación del cuerpo entero. Esto lleva a definir la dosis efectiva como la suma, sobre *T*, de la dosis equivalente en un tejido (*H_T*), multiplicada por su factor de ponderación para el tejido correspondiente (*W_T*), como se muestra en la ecuación 8. La unidad de la dosis efectiva es el sievert (*Sv*).

$$E=\sum TW_TH_T=\sum TW_T\sum RW_RD_{T,R} \tag{8}$$

En la tabla 2 se indican los valores de los factores de ponderación de los órganos o tejidos.

Tabla 2. Factores de ponderación de los tejidos

| Tejido | Factor de ponderación (W_T) | $\sum_T w_T$ |
|---|---------------------------------|--------------|
| Medula ósea, colon, pulmón, estómago, mama, resto de los tejidos(*) | 0,12 | 0,72 |
| Gónadas | 0,08 | 0,08 |
| Vejiga, esófago, hígado, tiroides | 0,04 | 0,16 |
| Superficie del hueso, cerebro, glándulas salivales, piel | 0,01 | 0,04 |
| Total | | 1,00 |

(*) Resto de los tejidos: adrenales, región extratorácica (ET), vesícula, corazón, riñones, nódulos linfáticos, músculos, mucosa oral, páncreas, próstata, intestino delgado, bazo, timo, útero/cérvix.

Fuente: ICRP, 2007

La Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP) ha enfatizado en la importancia que tiene la dosis efectiva en cualquier situación clínica, por lo que recomienda que los datos de epidemiología, así como los reportes científicos asociados a los riesgos biológicos, sean expresados en estas unidades. Adicionalmente, estas pueden ser usadas como referencia al momento de mejorar procedimientos en el marco del principio de optimización (CNR, Institute of Clinical Physiology, 2014).

Equivalente de dosis ambiental $H^*(10)$

De acuerdo con la Comisión Internacional de Unidades Radiológicas (ICRU), el equivalente de dosis ambiental $H^*(10)$ en un punto de un campo de radiación es el equivalente de dosis que se produciría por el correspondiente campo alineado y expandido en la esfera ICRU a una profundidad de 10 mm y sobre el radio opuesto a la dirección del campo alineado; su unidad es el sievert (Sv).

En el caso de la vigilancia de área, esta magnitud operacional se emplea para evaluar la dosis efectiva y en la mayoría de las aplicaciones prácticas de exposición a radiación externa cumple con el objetivo de proporcionar una estimación conservadora de las magnitudes limitadoras (ICRP, 2007a).

Límites de dosis

El empleo de radiaciones ionizantes en el área médica permite el diagnóstico temprano de una lesión, así como el tratamiento de enfermedades de manera exitosa, sin embargo acompañando este beneficio también se encuentra un riesgo tanto para el paciente como para el trabajador ocupacionalmente expuesto y para el público en general.

El objetivo principal del sistema de protección radiológica de la Comisión es proteger la salud humana. Sus objetivos sanitarios son relativamente directos: gestionar y controlar las exposiciones a la radiación ionizante para prevenir los efectos deterministas y reducir los riesgos de los efectos estocásticos hasta donde sea razonablemente alcanzable (ICRP, 2007b).

La Comisión Internacional de Protección Radiológica en su publicación número 60, revisó y fijó los límites de dosis para los trabajadores ocupacionalmente expuestos y para el público en general, a la luz de las magnitudes dosimétricas que contemplan el detrimento para la salud, vistas en el numeral anterior. En la tabla 3 se presentan los valores recomendados.

Tabla 3. Límites de dosis

| | Trabajador ocupacionalmente expuesto | Público en general |
|-----------------------------|---|--------------------|
| Dosis efectiva | 100 <i>mSv</i> en un período de 5 años, sin superar 50 <i>mSv</i> en un año | 1 <i>mSv/año</i> |
| Dosis equivalente anual en: | | |
| Cristalino | 150 <i>mSv</i> | 15 <i>mSv</i> |
| Piel | 500 <i>mSv</i> | 50 <i>mSv</i> |
| Manos y pies | 500 <i>mSv</i> | |

Fuente: ICRP, 2007a

Con relación a los límites de dosis, en la publicación ICRP 103 se anota: “La Comisión considera que los límites de dosis existentes que fueron recomendados en la Publicación 60 continúan proporcionando un nivel adecuado de protección” (2007a, p. 87).

De acuerdo con lo anterior, los valores indicados en la tabla 3 sirven de base al momento de establecer niveles de referencia con fines de intervención o investigación, siendo estos últimos una fracción del límite de dosis, en el caso de las dosis recibidas por los pacientes a consecuencia de un procedimiento médico no aplican los límites de dosis, por lo que se requiere fijar niveles de referencia diagnóstico como se verá más adelante.

Programa de Aseguramiento de la Calidad en un centro de rayos X diagnóstico



Fuente: Elaboración propia

Un programa de aseguramiento de la calidad en centros de radiodiagnóstico tiene como objetivo garantizar la calidad de la imagen con un mínimo de exposición para el paciente y para el personal ocupacionalmente expuesto. Esto implica que las instituciones diseñen e implementen protocolos de control de la calidad tanto de los parámetros asociados al equipo como de las imágenes; verifiquen los niveles de radiación en la instalación a través de un levantamiento radiométrico; evalúen las dosis recibidas por los pacientes, mantengan los registros de estas actividades y capaciten al personal en protección radiológica.

Para implementar los protocolos es necesario contar con equipos especializados, tanto instrumental (cámaras de ionización, electrómetros y dosímetros) como cuñas, patrones (de líneas y estrella) y maniqués o fantomas⁴ de tejido equivalente; el costo comercial de estos últimos es elevado y su diseño restringido (Chida, Kaga, Haga, Takeda y Zuguchi, 2013).

⁴ De acuerdo con el *Diccionario médico* de la Clínica Universidad de Navarra, fantoma es un “artilugio, aparato o elemento utilizado para el calibrado de equipos de imagen y que contiene, en su interior, elementos de características similares a los del organismo”. <https://www.cun.es/diccionario-medico/terminos/fantoma>.

En este capítulo se presentan los elementos fundamentales que debe tener un programa de aseguramiento de la calidad en un centro de radiodiagnóstico, de acuerdo con las recomendaciones internacionales como el Arcal XLIX (2001), el Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico y la normativa colombiana.

Definiciones

El diseño de un programa de aseguramiento de la calidad involucra la evaluación tanto de la instalación como de los procedimientos técnicos y administrativos. A continuación se presentan algunas definiciones fundamentales asociadas al concepto de calidad en el marco de instalaciones de radiodiagnóstico (Périard y Chaloner, 1996).

Instalación de diagnóstico radiológico: Instalación en la cual el empleo de rayos X (radiografía convencional, tomografía axial computarizada [CT]; fluoroscopia) implica irradiar seres humanos o animales con el objetivo de obtener imágenes de diagnóstico.

Equipo de rayos X diagnóstico: Equipo empleado en radiología para la producción de rayos X con fines de diagnóstico. Está compuesto por un generador capaz de suministrar los parámetros técnicos establecidos por el operador: kilovoltaje, intensidad de corriente, tiempo de exposición y tamaño del campo; una columna móvil la cual incorpora el tubo de rayos X lo que permite orientarlo en la dirección requerida, y una mesa radiográfica que incluye el sistema de obtención de la imagen. En muchas ocasiones se dispone de un estativo mural para las exploraciones en modo de bipeDESTACIÓN (orientación vertical) (Serreta y Manzano, 2012).

Aseguramiento de la calidad: Establecimiento de acciones que garanticen que las imágenes producidas generan un mínimo de exposición para los pacientes y el personal ocupacionalmente expuesto, sin afectar la calidad del diagnóstico. Estas acciones deben incluir un componente técnico (protocolos de control de calidad, de evaluación de dosis y de levantamiento radiométrico); procedimientos administrativos de calidad (registros de procedimientos), y capacitación del personal (tanto en técnica como en protección radiológica).

Programa de Aseguramiento de la Calidad: Contiene los protocolos necesarios que al ser implementados de manera periódica garantizan el aseguramiento de la calidad; la complejidad del programa dependerá de las características de la instalación.

Control de la calidad: Técnicas o procedimientos asociados al monitoreo tanto del equipo como de la calidad de las imágenes.

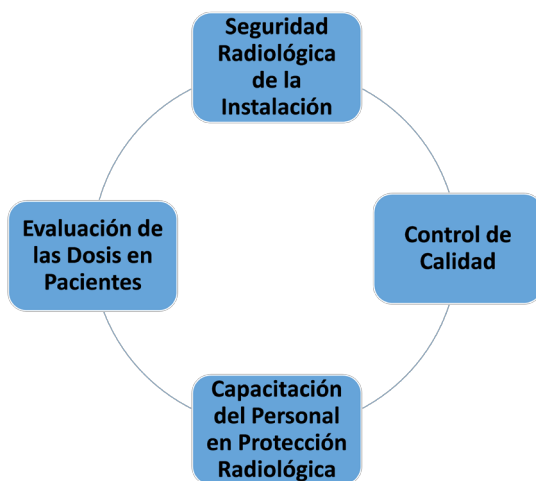
Procedimientos administrativos de calidad: Acciones cuyo objetivo es garantizar el registro adecuado de los resultados de la evaluación de la instalación y de las pruebas hechas al equipo; a partir de esta información se establecen medidas correctivas y se garantiza la trazabilidad de las mediciones.

Elementos fundamentales de un programa de aseguramiento de la calidad en rayos X convencionales

Un programa de aseguramiento de la calidad debe incluir todos los aspectos que contribuyan a disminuir los riesgos asociados al empleo de radiaciones ionizantes en radiodiagnóstico, manteniendo las dosis de radiación, tanto para el trabajador

como para el paciente y el público, tan bajas como sea razonablemente alcanzable (principio Alara⁵). De acuerdo con esto es posible establecer cuatro elementos fundamentales a partir de los cuales se derivan procedimientos específicos que se realizan siguiendo protocolos que garantizan la calidad (ver figura 1).

Figura 1. Elementos fundamentales de un programa de aseguramiento de la calidad



Fuente: Elaboración propia

Seguridad radiológica de la instalación

En una instalación de rayos X diagnóstico, el riesgo de recibir una dosis de radiación está asociado a irradiación externa y solo se presenta cuando el tubo de rayos X está en funcionamiento; en estas circunstancias es necesario verificar que los niveles de radiación se encuentran dentro de los límites establecidos tanto para el trabajador ocupacionalmente expuesto como para el público en general. En el caso de pacientes se recomienda evaluar las dosis y compararlas con los niveles de referencia diagnóstico.

En una instalación de radiodiagnóstico es posible identificar tres categorías de exposición:

Exposiciones ocupacionales: Toda exposición a radiaciones ionizantes recibida por el personal ocupacionalmente expuesto, como resultado de su trabajo.

Exposiciones del público: Comprende todas las exposiciones de pacientes, que no sean ocupacionales ni médicas.

Exposición médica de pacientes: Toda exposición asociada a procedimientos diagnósticos, intervencionistas y terapéuticos.

5 Alara: As Low As Reasonably Achievable (tan bajo como sea razonablemente posible).

Con el fin de mantener el control sobre la fuente de exposición y garantizar la protección de los trabajadores ocupacionalmente expuestos, la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP)⁶ recomienda clasificar las áreas de trabajo antes que a los trabajadores (ICRP, 2007a), para lo cual se emplean dos denominaciones:

- Área controlada: Es un área donde se requieren o podrían requerirse medidas específicas de seguridad radiológica a fin de prevenir o limitar una exposición potencial.
- Área supervisada: En esta área las condiciones de operación se mantienen bajo observación sin requerirse procedimientos especiales.

Con relación al control de las exposiciones del público, solo se emplea la denominación de área libre, que es aquella donde no hay fuentes emisoras de radiación, por ejemplo las salas de espera, los pasillos, oficinas administrativas que apoyan el servicio de imagenología, etc. Estas no requieren ningún tipo de medidas de protección radiológica y son de libre acceso para el público que visita la instalación. Es importante anotar que los trabajadores que laboran en ellas no son considerados ocupacionalmente expuestos y para ellos aplican los mismos límites de dosis que para el público (tabla 3, capítulo 2).

Con base en estas categorías de exposición y en los límites de dosis, tratados en el capítulo 2, se han establecido para las diferentes áreas de la instalación niveles de restricción de dosis las cuales se muestran en la tabla 1.

Tabla 1. Niveles de restricción

| Clasificación del área | Nivel de restricción de dosis |
|------------------------|---|
| Controlada | 0,10 <i>mSv/semana</i> o 5,0 <i>mSv/año</i> |
| Libre | 0,01 <i>mSv/semana</i> o 0,5 <i>mSv/año</i> |

Fuente: Arenal XLIX, 2001

Desde la perspectiva de la protección radiológica es necesario evaluar los niveles de radiación en las diferentes áreas de la instalación: controladas, supervisadas o de libre acceso, para lo cual se debe hacer un levantamiento radiométrico. Este procedimiento implica identificar los puntos o áreas de interés, clasificarlas, establecer factores de uso y de ocupación, medir las tasas de dosis y compararlas con los niveles de restricción mencionados anteriormente. En el capítulo 5 se presenta una propuesta de protocolo que puede ser empleado por el oficial de radioprotección o el profesional externo a la instalación que ejecute el procedimiento.

6 Por sus siglas en inglés: International Commission of Radiological Protection

Control de la calidad

Una vez instalado el equipo de rayos X, el fabricante realiza una serie de pruebas para determinar si los parámetros de operación se encuentran dentro de los estándares establecidos, y verificar la calidad de la imagen diagnóstica. Sin embargo con el paso del tiempo poder garantizar que la exactitud, la repetibilidad y la linealidad de los parámetros se encuentran dentro de los niveles de tolerancia recomendados, y que la imagen permite un diagnóstico de calidad, exige la implementación de un procedimiento de control de calidad el cual incluye dos elementos: el equipo y la imagen (figura 2).

Figura 2. Control de calidad en radiodiagnóstico



Fuente: Elaboración propia

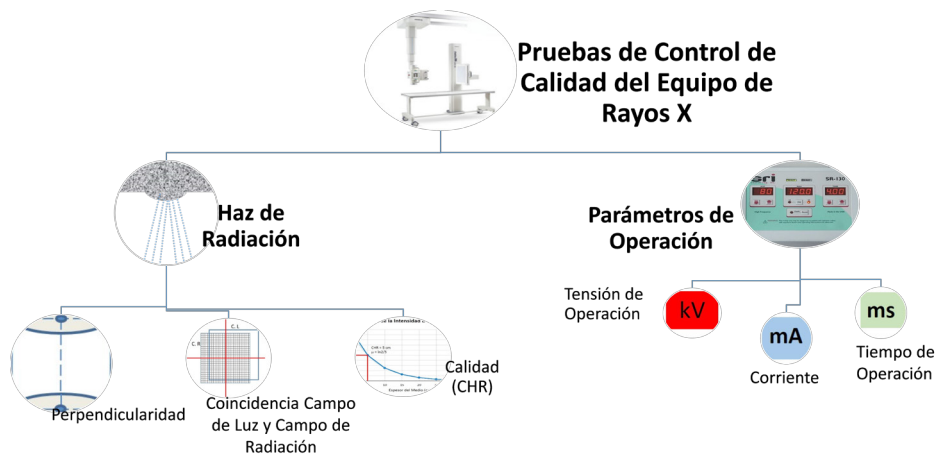
Control del calidad del equipo

Tal como se indicó anteriormente, el control de la calidad del equipo de rayos X tiene como objetivo verificar que sus condiciones iniciales se mantienen dentro de los niveles de tolerancia establecidos, para lo cual es necesario hacer una serie de pruebas asociadas tanto a sus parámetros de operación, como al haz de radiación, los cuales se muestran en la figura 3.

Control de la calidad de la imagen

Finalmente, un programa de aseguramiento de la calidad debe incluir la evaluación de parámetros que permitan verificar que la imagen entregada aporta la información requerida por el médico tratante para hacer un diagnóstico; adicionalmente, este procedimiento contribuye a disminuir la sobreexposición de los pacientes debido a tomas repetidas. Al igual que en el caso de la evaluación del equipo de rayos X, es necesario diseñar protocolos que permitan establecer si los parámetros se encuentran dentro de los márgenes de confiabilidad. En la figura 4 se indican las características fundamentales que deben ser evaluadas para imágenes de rayos X diagnóstico.

Figura 3. Evaluación del equipo



Fuente: Elaboración propia

Figura 4. Control de calidad de la imagen



Fuente: Elaboración propia

Los protocolos de evaluación de parámetros asociados a la imagen y al equipo deben incluir:

- Objetivo
- Metodología
- Instrumental y dispositivos
- Tolerancia del parámetro evaluado
- Periodicidad del procedimiento
- Registro de los resultados

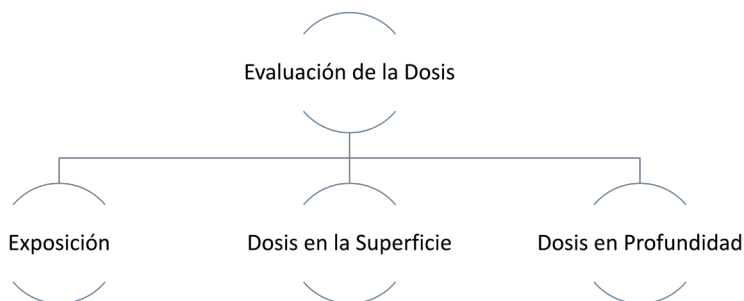
Estos se presentan en el capítulo 6. Una copia de los registros resultado de las evaluaciones, debe permanecer en la instalación a fin de hacer un seguimiento y establecer correctivos de ser necesario.

Evaluación de las dosis en pacientes

Como se indicó anteriormente, la exposición a la radiación en pacientes se presenta cuando estos son sometidos a procedimientos diagnósticos, intervencionistas o terapéuticos; en este caso la exposición es intencional y genera un beneficio directo al paciente, por lo que se encuentra justificada; sin embargo es necesario optimizar el procedimiento médico con el objetivo de mantener la dosis de radiación tan baja como sea posible sin afectar la calidad del procedimiento.

La evaluación de la dosis de radiación que recibe un paciente abarca el rendimiento, repetibilidad y linealidad de la exposición, así como la dosis en profundidad y en superficie (figura 5).

Figura 5. Evaluación de la dosis



Fuente: Elaboración propia

En el caso de la evaluación de la dosis de radiación recibida por un paciente, la Comisión Internacional de Protección Radiológica ha propuesto establecer niveles de referencia para el diagnóstico (Diagnostic Reference Levels [DRL]), los cuales buscan garantizar la calidad de la imagen con un mínimo de dosis para el paciente, por lo que constituyen un instrumento para optimizar los procedimientos (Ramos y Villarreal, 2013).

Sin embargo es importante tener en cuenta que a diferencia de los límites de dosis, que son aplicados considerando únicamente la categoría de la exposición (trabajadores ocupacionalmente expuestos o público); los DRL no deben ser aplicados por igual a todos los pacientes que requieran un determinado procedimiento diagnóstico, ya que es posible que por las características anatómicas de cada uno y para obtener una imagen de calidad, sea necesario modificar los parámetros del equipo, lo que implica dosis superiores o inferiores a las establecidas en los DRL (Vañó, Fernández, Sánchez y Ten, 2013).

Los centros médicos deben evaluar periódicamente las dosis recibidas por los pacientes y si estas resultan sistemáticamente mayores a los valores establecidos en los niveles de referencia diagnóstico, se debe iniciar un protocolo para la aplicación de medidas correctivas. En la tabla 2 se muestran los valores del DRL reportados en 2014 por la Comisión Europea de Radioprotección en su publicación 180 (European Union, 2014).

Tabla 1. Niveles de referencia para el diagnóstico (DRL)*

| Región anatómica | Proyección | Rango de valores adoptados | Valor más común |
|----------------------------|------------|----------------------------|-----------------|
| Tórax | PA | 0,15 – 0,60 | 0,3 |
| Tórax | LAT | 0,75 – 2,0 | 1,5 |
| Columna vertebral torácica | AP | 3,5 – 7,0 | 7,0 |
| Columna vertebral torácica | LAT | 10,0 – 20,0 | 20,0 |
| Columna vertebral lumbar | AP | 5 – 10 | 10,0 |
| Columna vertebral lumbar | LAT | 10,0 – 30,0 | 30,0 |
| Cráneo | PA | 2,5 – 5,0 | 5,0 |
| Cráneo | LAT | 1,0 – 3,0 | 3,0 |
| Pelvis | AP | 3,5 – 10,0 | 10,0 |

*Valores asociados a dosis en superficie (mGy).

Fuente: Comisión Europea de Radioprotección, publicación 180

La dosis de radiación recibida por los pacientes puede evaluarse mediante métodos computacionales como el Montecarlo, con el empleo de un simulador físico —también denominado fantoma o maniquí de tejido equivalente—, o una combinación de estos dos. Con relación a la medición de la dosis, en el capítulo 7 se presenta una propuesta para evaluar dosis en superficie y a diferentes profundidades.

Capacitación del personal en protección radiológica

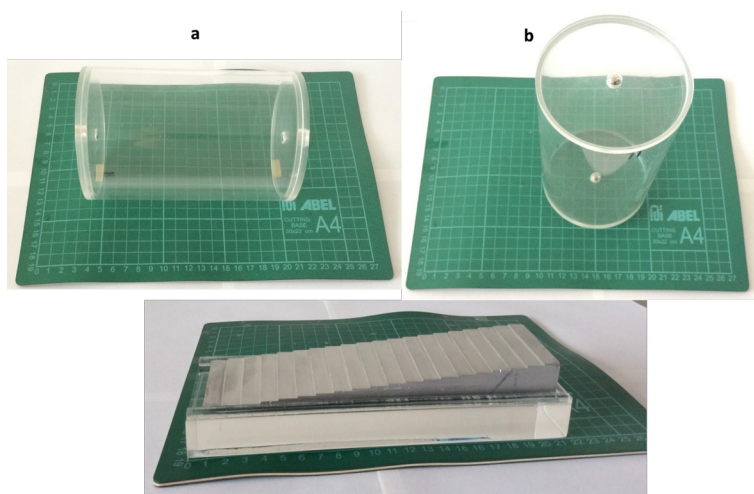
El personal que trabaja con radiaciones ionizantes debe recibir capacitación en protección radiológica, lo que le permitirá tener claridad sobre el riesgo y de acuerdo con este seguir todos los procedimientos de seguridad establecidos en la instalación; entender los reportes de dosis personal que le son entregados periódicamente; informar de situaciones que a su juicio pueden afectar la seguridad radiológica del centro, y responder las inquietudes que tengan tanto usuarios del servicio como público que visite la instalación. Esta capacitación debe formar parte del programa de aseguramiento de la calidad. El diseño del curso: objetivos, contenido, metodologías y periodicidad será tratado en el capítulo 8.

Adicionalmente, se sugiere tener información de consulta para los pacientes y el público, en la que se incluyan los riesgos asociados al empleo de radiaciones ionizantes en el área de la salud, y los mecanismos de protección; el lenguaje que se use debe ser claro y estar acorde con el público al que va dirigido.

El éxito de un programa de aseguramiento de la calidad dependerá de la aplicación de los cuatro aspectos enunciados, debe ser liderado por el responsable de la instalación, y contar con el apoyo de todo el personal que labora en el centro.

Diseño de prototipos requeridos para el control de calidad*

Prototipos diseñados para evaluación de parámetros en control de calidad en radiodiagnóstico



Fuente: Elaboración propia

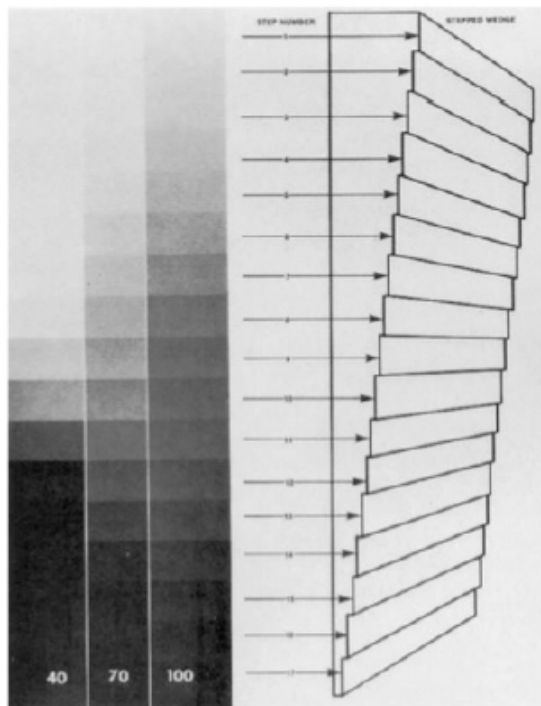
Las evaluaciones requeridas al implementar un programa de aseguramiento de la calidad implican el empleo tanto de instrumental específico como de prototipos, algunos de los cuales resultan ser costosos o de difícil adquisición. En este capítulo se presentan los dispositivos diseñados para verificar los parámetros, tanto del equipo como del haz de rayos X, definidos en los protocolos de control de calidad. Dada la precisión requerida en los diseños propuestos, estos fueron elaborados por expertos en un laboratorio de mecánica fina.

7 Este capítulo fue elaborado por Esperanza del Pilar Infante Luna, Cristian Camilo Lemus Cubides y Sergio Andrés Morales Arias.

Cuña escalonada

La cuña escalonada, o *step-wedge* en inglés, es un dispositivo elaborado en un material radiopaco que permite obtener una imagen en escala de grises (ver figura 1) con el fin de evaluar parámetros como contraste, calidad del haz y resolución espacial. Adicionalmente, puede ser empleada en control de calidad de procesadoras radiográficas (McClelland, 2004).

Figura 1. Imagen obtenida con la cuña escalonada*

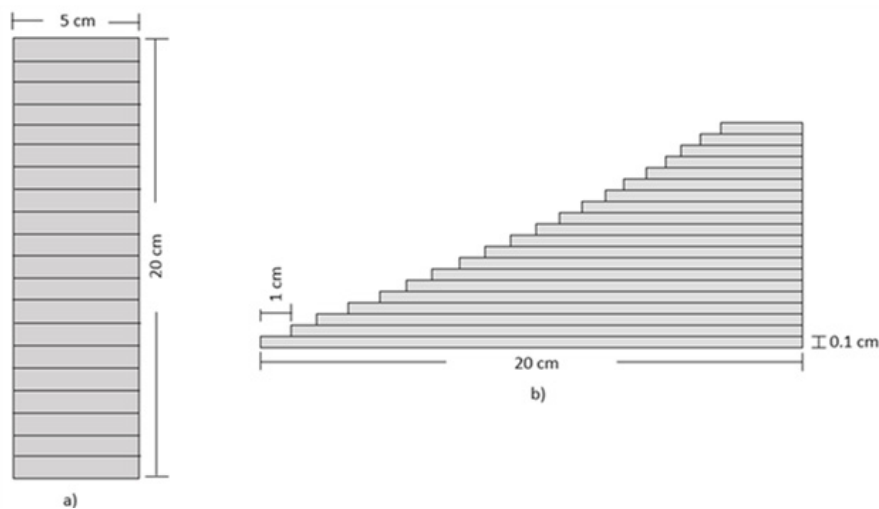


*Los valores de escalas de grises corresponden a diferentes kilovoltaje pico empleados (40, 70 y 100 kV).

Fuente: Elaboración propia

De acuerdo con lo anterior, el diseño propuesto se compone de un bloque de aluminio en forma escalonada, conformado por 20 escalones cada uno de 0,1 cm de espesor; el paso entre escalones es de 1,0 cm; el ancho de cada escalón es de 5 cm (como se muestra en la figura 2). El incremento en el número de escalones permite evaluar un amplio rango de energías (entre 40 y 120 keV).

Figura 2. Dimensiones de la cuña*

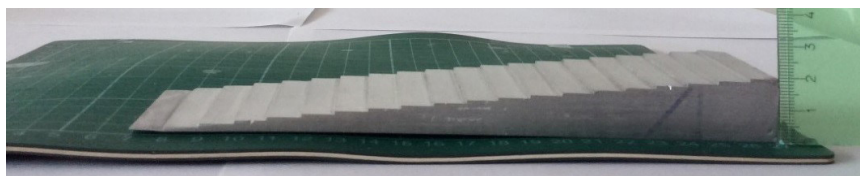


*a) Vista aérea. b) Vista lateral.

Fuente: Elaboración propia

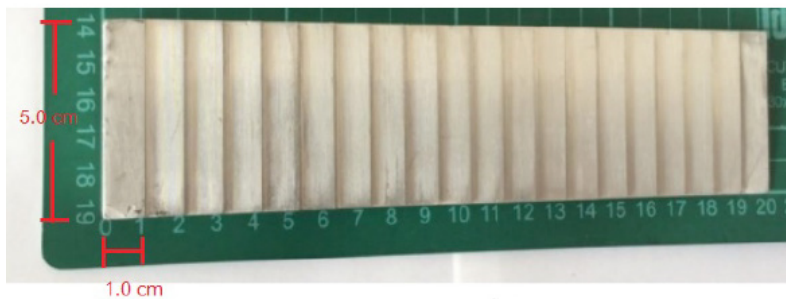
El material escogido es aluminio de alta pureza (99,1 %), a fin de garantizar la determinación de la calidad del haz a partir del cálculo de la capa hemirreductora (CHR), el cual es comparado con los valores de referencia reportados en unidades de mm de aluminio en función del kilovoltaje pico (kVp) y la fase (equipos de dos pulsos o equipos multipulso). En las figuras 3 y 4 se muestra la cuña elaborada.

Figura 3. Vista lateral de la cuña de aluminio



Fuente: Elaboración propia

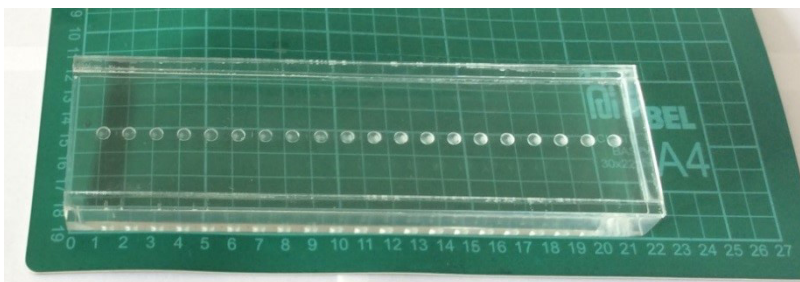
Figura 4. Vista aérea de la cuña de aluminio



Fuente: Elaboración propia

La forma escalonada de su diseño atenúa, de manera diferenciada, el haz de radiación incidente, por lo que al tomar la radiografía de la cuña se obtiene una imagen que corresponde a una gama de intensidades entre el negro (atenuación mínima) y el blanco (máxima atenuación), lo que permite analizar el bajo contraste a partir de las tonalidades de gris obtenidas. El diseño propuesto no presenta diferencias significativas con respecto a las cuñas escalonadas comerciales, su valor agregado está asociado a la determinación de la capa hemirreductora a partir de las dosis medidas debajo de cada escalón, para ello se diseñó una base en polimetilmetacrilato (PMMA) con veinte hendiduras dispuestas para posicionar en cada una de ellas un dosímetro termoluminiscente (figura 5).

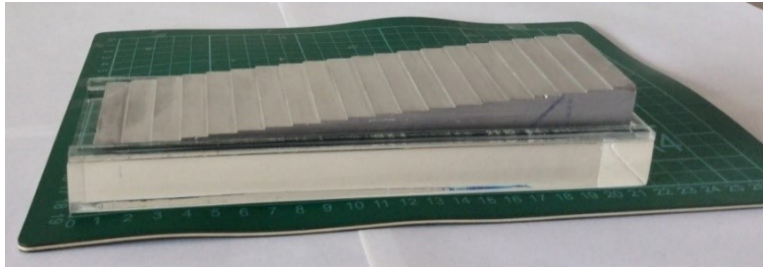
Figura 5. Base para cuña elaborada en PMMA*



*La base permite la ubicación de los TLD.

Fuente: Elaboración propia

Con este diseño es posible ubicar la cuña sobre la base de PMMA, tal como se muestra en la figura 6, con el fin de obtener los valores de dosis para diferentes espesores de aluminio.

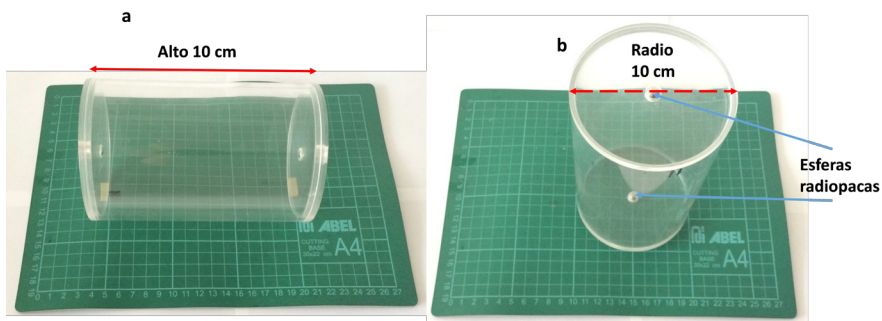
Figura 6. Base y cuña para evaluar CHR

Fuente: Elaboración propia

Dispositivos para evaluar características geométricas del haz

Cilindro

Para evaluar la perpendicularidad del eje del haz de radiación con relación al plano del receptor de la imagen, se diseñó un cilindro en acrílico con esferas radiopacas en sus dos caras, las cuales se deben ubicar de manera perpendicular al haz de radiación. El material radiolúcido del cilindro garantiza que al tomar la radiografía, la imagen resultante corresponda solamente a las esferas radiopacas, las cuales están alineadas para verificar la perpendicularidad del haz. En la figura 7 se muestra el dispositivo diseñado así como sus dimensiones.

Figura 7. Cilindro en acrílico con esferas radiopacas

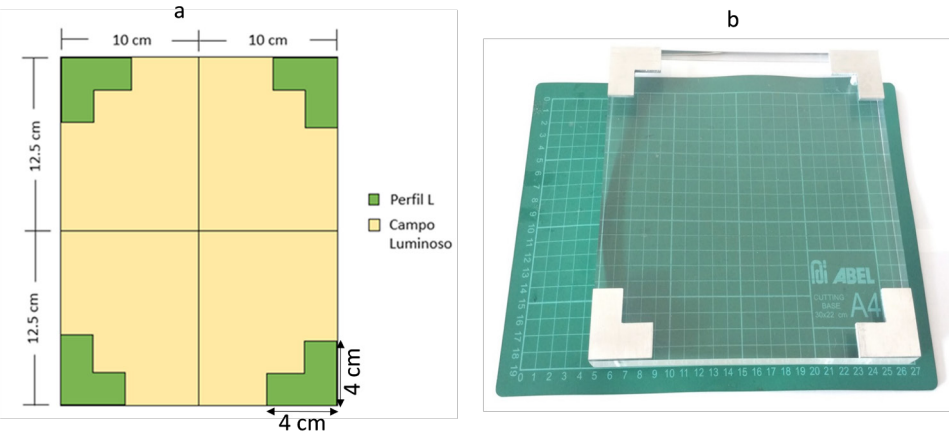
Fuente: Elaboración propia

Perfiles radiopacos

La coincidencia del campo de radiación y el campo luminoso garantiza que la imagen tomada corresponda a lo solicitado por el especialista, evitando la repetición de la placa por falta de información o la irradiación no justificadas de órganos o tejidos. Para poder evaluar este parámetro y verificar que se encuentra dentro de los niveles de tolerancia establecidos, se elaboraron cuatro perfiles en L en material radiopaco

(aluminio), los cuales se pueden ubicar de forma tal que coincidan con los bordes del campo luminoso que genera el equipo de rayos X. La figura 8 muestra una imagen del diseño tomando un campo de 20 X 25 cm² y los perfiles elaborados en aluminio. El diseño permite variar las dimensiones del campo de acuerdo con las necesidades del usuario.

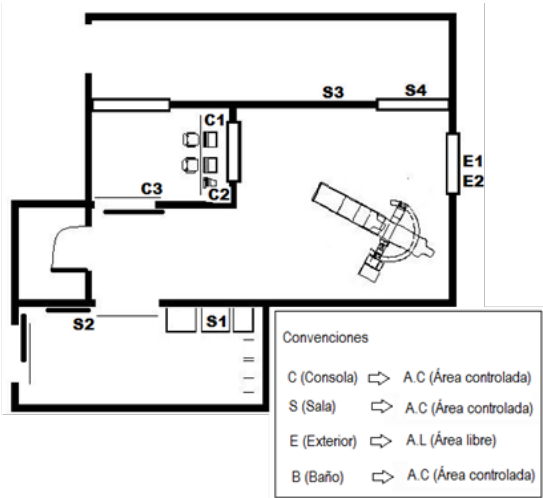
Figura 8. Perfil radiopaco



Fuente: Elaboración propia

El empleo de prototipos como los diseñados debe hacerse siguiendo protocolos previamente establecidos, los cuales pueden ser consultados en el capítulo 6.

Seguridad radiológica de la instalación*



Medir las tasas de dosis en los puntos indicados

Fuente: Elaboración propia

Desde la perspectiva de la protección, es necesario medir los niveles de radiación en las diferentes áreas de la instalación de radiodiagnóstico, controladas, supervisadas o de libre acceso, con el fin de verificar que se encuentran dentro de los valores de restricción de dosis establecidos. Garantizar la confiabilidad de las mediciones implica diseñar un protocolo de levantamiento radiométrico. En este capítulo se presenta el protocolo elaborado con base en las recomendaciones vigentes del Organismo Internacional de Energía Atómica (Arcal XLIX, 2001), el cual incluye tanto la toma de datos como su análisis.

8 En este capítulo colaboraron Esperanza del Pilar Infante Luna, Cristian Camilo Lemus Cubides y Sergio Andrés Morales Arias.

Aspectos generales

Objetivo

Evaluar los niveles de radiación en una instalación de radiodiagnóstico tanto dentro como en las áreas circundantes.

Instrumental y dispositivos necesarios

Medidor de radiación o intensímetro: Debe estar calibrado y con baterías en buen estado. Se deben identificar previamente las escalas de medición así como las unidades de medida (mR/h o $\mu Sv/h$). Al momento de hacer las mediciones debe seleccionar adecuadamente la escala de medida y posicionar el detector de acuerdo con lo indicado en el manual de operación; el detector de radiación debe estar a 15 cm de distancia detrás de la barrera primaria o secundaria.

Simulador físico, maniquí o fantoma: Su densidad es similar a la del tejido humano y se emplea para el calibrado de equipos de imagen radiológica o para la evaluación de dosis, por lo que se considera un sustituto del paciente que se somete a la exposición.

Periodicidad

Este procedimiento debe llevarse a cabo cuando entra en operación la instalación, y repetirse cada cuatro años. En caso de algún cambio (adecuaciones o reestructuraciones de las áreas) que puedan modificar los niveles de radiación, al finalizar la obra se debe hacer un procedimiento de verificación con fin de establecer si la intervención afectó la seguridad radiológica.

Aspectos generales de la instalación

Datos de la instalación

Se debe registrar la información de la instalación en que se encuentra el equipo de rayos X: nombre, dirección, nombre del responsable de la operación del equipo y cantidad de equipos que se encuentran en operación.

Parámetros de operación del equipo para el levantamiento

El levantamiento radiométrico debe hacerse en las condiciones más usuales de operación del equipo con el objetivo de que refleje en la medida de lo posible la situación real de trabajo. En la tabla 1 se listan los parámetros de operación y recomendaciones para fijar su valor al momento de evaluar la instalación.

Tabla 1. Parámetros del equipo

| Parámetro | Recomendación |
|------------------------------|--|
| Tensión del tubo (kV) | Seleccionar la tensión más alta empleada en los exámenes de rutina |
| Tiempo de operación | Fijarlo en 1 segundo |
| Miliamperaje (mA) | El más bajo posible* |
| Tamaño de campo | El más alto permitido por el colimador |
| Carga de trabajo semanal (W) | Debe ser calculado con base en el número de radiografías a la semana y el valor del <i>mAs</i> promedio empleado, ver la ecuación 9. |

* En caso de haber fijado el tiempo en 1 s, de lo contrario fijar el *mAs* en el valor más alto permitido por el generador.

Fuente: Elaboración propia

Con respecto a la carga de trabajo semanal del equipo (*W*), este es un factor expresado en unidades de *mA min/semana*; que puede ser calculado a partir de la siguiente ecuación:

$$W = \frac{N_R It}{60} \tag{9}$$

Donde:

N_R corresponde al número de radiografías a la semana;

It corresponde al valor de *mAs* promedio por radiografía.

Reconocimiento de la instalación

Con el fin de establecer los puntos o áreas donde se deben hacer las mediciones, es recomendable hacer un reconocimiento de la instalación para identificar tanto la ubicación del equipo de rayos X como las características de las áreas aledañas a este: clasificación (controladas o de libre acceso); factores de uso (U) y de ocupación (T).

El primer factor establece la fracción de tiempo que el haz directo está en una dirección particular. Para las instalaciones de radiodiagnóstico los valores representativos son de 0,7 para el suelo y 0,3 para la pared. El segundo factor determina la fracción de tiempo que una zona o área particular está ocupada por el personal, pacientes o público, los valores para este factor recomendados por el Organismo de Energía Atómica (Arcal XLIX, 2001), pueden ser consultados en la tabla 2.

Tabla 2. Factores de ocupación (*T*)

| Ocupación | Área | <i>T</i> |
|------------|---------------------------------------|---------------|
| Integral | Consultorio, recepción | 1 |
| Parcial | Espera, vestidor, circulación interna | $\frac{1}{4}$ |
| Eventual | Circulación externa, baños, escaleras | 1/16 |
| Esporádica | Jardines cercados, cuarto de máquinas | 1/32 |

Fuente: Arcal XLIX, 2001

Haz de radiación

Cuando fotones del haz de rayos X interaccionan con un medio (paciente), pueden ser absorbidos, atenuados en mayor o menor medida o dispersados (ver figura 6 del capítulo 1). Estos mecanismos de interacción deben ser considerados en un levantamiento radiométrico, por lo que es necesario hacer mediciones de la radiación directa (haz primario) y de la radiación secundaria (haz secundario), la cual es resultado de la superposición de la radiación dispersa y la radiación de fuga.

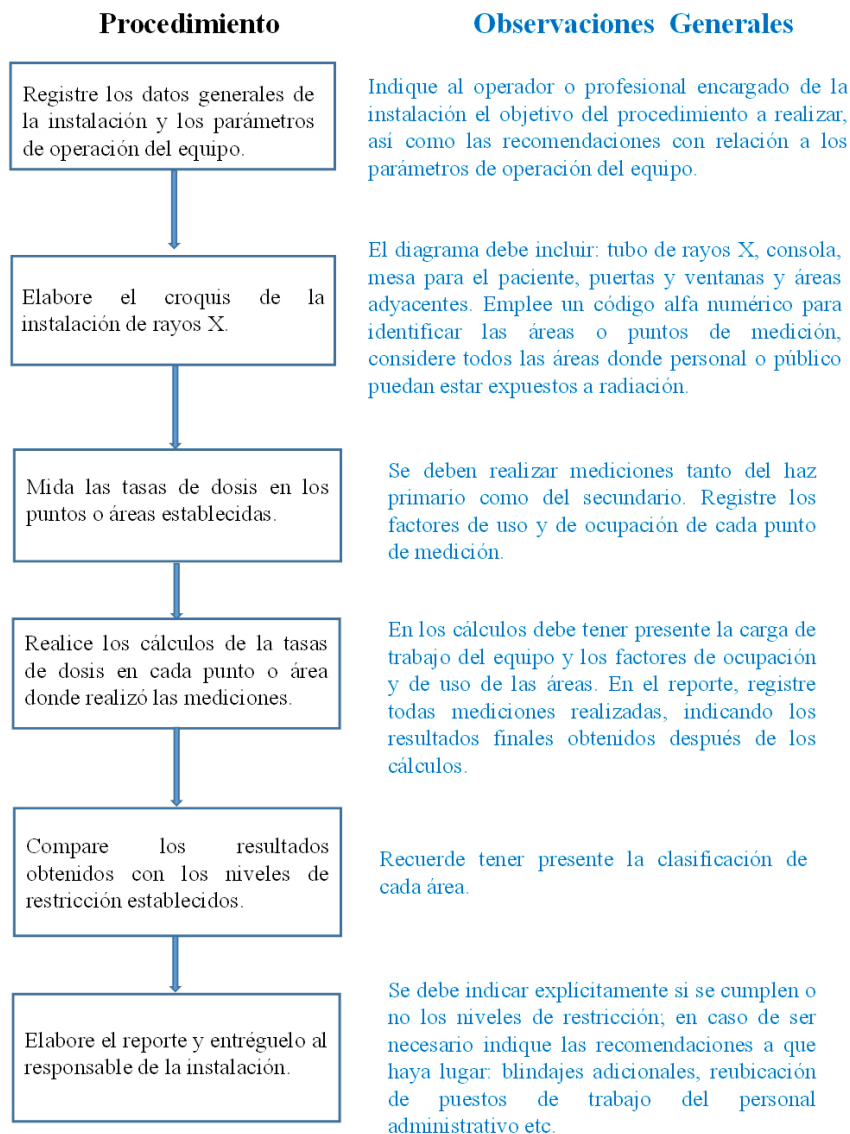
Durante el reconocimiento de la instalación es necesario identificar las direcciones en las cuales se puede generar un haz primario (dirección en la cual se toman imágenes), lo que permite establecer las barreras primarias detrás de las cuales se deben hacer los registros de tasa de dosis, tanto en puntos directos como en puntos adyacentes.

Para la medición del haz secundario y de los niveles de radiación en la consola, se debe emplear un simulador físico o maniquí, el cual se coloca en la mesa o en el lugar donde se ubica el paciente a fin de generar radiación dispersa, a continuación se hacen las mediciones en los puntos de interés (detrás de las barreras secundarias y la consola).

Metodología

Con base en los elementos antes mencionados, se elaboró un diagrama de flujo (ver figura 1) que incluye la actividad y las recomendaciones para el profesional que elabora el levantamiento radiométrico.

Figura 1. Procedimiento en un levantamiento radiométrico



Fuente: Elaboración propia

Protocolo de levantamiento radiométrico

De acuerdo con lo indicado en este capítulo, se diseñó un protocolo que puede ser empleado por los profesionales interesados en evaluar las condiciones de protección radiológica de la instalación; este incluye los siguientes ítems:

1. Identificación del centro y registro de los datos básicos de la instalación.
2. Identificación del equipo; corresponde a los datos del equipo y sus parámetros de operación.
3. Diagrama de la instalación.
4. Registro de mediciones de tasa de dosis.
5. Cálculo de la tasa de dosis de acuerdo con la carga de trabajo y los factores de uso y de ocupación.
6. Resultados finales.
7. Análisis de datos y recomendaciones.

| | | |
|---|--|--|
|  | <p align="center">Protocolo de levantamiento radiométrico de una instalación de rayos X diagnóstico</p> |  |
| <p align="center">1. Identificación del centro</p> <p>Nombre: _____</p> <p>Dirección: _____ Teléfono: _____</p> <p>Responsable de la instalación: _____</p> <p>Fecha de visita: _____ Hora de la visita: _____</p> <p>Correo electrónico de contacto: _____</p> | | |
| <p align="center">2. Identificación del equipo</p> <p>Tipo: _____ Marca: _____</p> <p>Modelo: _____ Serial: _____</p> <p>Planta o nivel donde se ubica el equipo: _____</p> | | |
| <p align="center">Parámetros de operación del equipo</p> <p>Tensión del tubo _____ (kV). Seleccione la tensión de operación más alta.</p> <p>Tiempo de exposición: <u>1 s</u> (valor mínimo recomendado) _____</p> <p>Corriente mínima: _____ (mA); en todo caso fije el valor <i>mA</i>s más alto posible.</p> <p>Tamaño del campo _____ (el más alto permitido por el colimador)</p> <p>Número de radiografías por semana: _____</p> <p>No olvide desactivar el control automático de exposición (CAE).</p> | | |

3. Diagrama de la instalación

Haga el croquis de la instalación. Incluya: tubo de rayos X, consola, mesa para el paciente, puertas, ventanas y áreas adyacentes. Considere todas las áreas donde personal o público puedan estar expuestos a radiación; registre las ubicaciones espaciales y cardinales, así como las barreras existentes, dimensiones y cotas.

Convenciones

C (Consola) ⇨ A.C (Área controlada)

S (Sala) ⇨ A.C (Área controlada)

E (Exterior) ⇨ A.L (Área libre)

B (Baño) ⇨ A.C (Área controlada)

4. Registro de mediciones de tasa de dosis

4.1. Equipo empleado _____ Fecha de calibración _____

Factor de calibración _____ Incertidumbre del instrumento _____

4.2 Mediciones haz primario-directo

| Lugar de medición (*) | Clasificación del área: Libre (AL) Controlada (AC) Supervisada (AS) | Factor de uso (U) | Factor de ocupación (T) | Tasa de dosis de radiación de fondo ($\mu Sv/h$) | Promedio de tasa de dosis de radiación de fondo ($\mu Sv/h$) | Tasa de dosis efectiva medida ($\mu Sv/h$) | Mayor lectura de tasa de dosis efectiva medida ($\mu Sv/h$) |
|-----------------------|--|-------------------|-------------------------|--|--|--|---|
| | | | | | | | |
| | | | | | | | |
| | | | | | | | |
| | | | | | | | |
| | | | | | | | |
| | | | | | | | |
| | | | | | | | |

(*) Emplee la notación del diagrama, recuerde colocar el detector a 15 cm de distancia de la barrera.

Las mediciones corresponden a tasa de dosis equivalente ambiental.

Factores de ocupación

| Ocupación | Área | T |
|------------|---------------------------------------|----------------|
| Integral | Consultorio, recepción | 1 |
| Parcial | Espera, vestidor, circulación interna | $\frac{1}{4}$ |
| Eventual | Circulación externa, baños, escaleras | $\frac{1}{16}$ |
| Esporádica | Jardines cercados, cuarto de máquinas | $\frac{1}{32}$ |

Factores de uso: Pared (0,3), piso (0,7).

4.3 Mediciones haz secundario

En este caso el factor de uso es 1

[illegible]

(*) Emplee la notación del diagrama.

Si hace la medición en un mismo punto, pero en un caso está asociada al haz directo y en la otra al haz secundario, emplee una notación que le permita identificar la diferencia en las mediciones.

Es importante recalcar que para estas mediciones debe poner el fantoma o maniquí de tejido equivalente sobre la mesa o en el lugar donde se ubica el paciente.

5. Cálculos de la tasa de dosis

A partir de las mediciones y de las características específicas de la instalación, calcule la tasa de dosis en $mSv/año$.

1. Tome la mayor lectura de tasa de dosis equivalente ambiental medida y réstele el valor del promedio de tasa de dosis equivalente ambiental de fondo:

$$\dot{H}^*(10)_{med} = \dot{H}^*(10)_M - \dot{H}^*(10)_F$$

2. Expresé el valor obtenido en unidades de $mSv/mAmin$:

$$\dot{H}^*(10)_{MT} = (\dot{H}^*_{med}) \frac{\mu Sv}{h} \cdot \left(\frac{1 mSv}{1000 \mu Sv} \cdot \frac{1 h}{60 min} \right) \cdot \frac{1}{I_{med}}$$

Donde I_{med} es la corriente empleada en esta medición (disparo) en unidades de mA , y $\dot{H}^*(10)_{MT}$ es la tasa de dosis medida en unidades de $mSv/mAmin$. De acuerdo con lo visto en el segundo capítulo, la tasa de dosis ambiental es una magnitud operacional que permite evaluar la dosis efectiva, por lo que proporciona una estimación conservadora de las magnitudes limitadoras.

3. Calcule la carga de trabajo semanal (W):

$$W = \frac{N_R \cdot I \cdot t}{60}$$

Donde N_R es el número de radiografías tomadas a la semana; I es la corriente empleada en mA , y t es el tiempo medido en segundos. El resultado se debe expresar en unidades de $mA min/sem$.

4. Calcule la tasa de dosis efectiva semanal ($\dot{H}^*(10)_s$)

$$(\dot{H}^*(10))_s = \dot{H}^*(10)_{MT} \cdot W \cdot U \cdot T$$

Donde W es la carga de trabajo semanal; U es el factor de uso, y T es el factor de ocupación.

5. Expresé la tasa de dosis efectiva semanal ($\dot{H}^*(10)_s$) en tasa de dosis efectiva anual ($\dot{H}^*(10)_a$).

$$\dot{H}^*(10)_a = \dot{H}^*(10)_s \cdot 50 \frac{\text{semanas}}{\text{año}}$$

Para este cálculo se recomienda tener en cuenta que en promedio se trabaja 50 semanas/año. Este resultado se comparará con los niveles de restricción de acuerdo con las características del área (controlada o libre).

6. Resultados finales

Registre los valores medidos y las equivalencias calculadas de acuerdo con el procedimiento indicado en el numeral anterior.

| Lugar de medición (*) | Tasa de dosis efectiva medida ($\mu Sv/h$) (**) | Tasa de dosis de radiación de fondo ($\mu Sv/h$) (***) | Tasa de dosis efectiva anual ($mSv/año$) | Tasa de dosis efectiva anual máxima permitida ($mSv/año$) (****) | Cumple con los niveles establecidos Sí / No |
|-----------------------|---|--|--|--|---|
| | | | | | |
| | | | | | |
| | | | | | |
| | | | | | |

- (*) Emplee la notación del diagrama.
- (**) Mayor lectura obtenida.
- (***) Valor promedio del fondo medido.
- (****) De acuerdo con los niveles de referencia establecidos por Arcal XLIX.

| Clasificación del Área | Nivel de Restricción de dosis |
|------------------------|-------------------------------|
| Controlada | 0,10 mSv/semana o 5,0 mSv/año |
| Libre | 0,01 mSv/semana o 0,5 mSv/año |

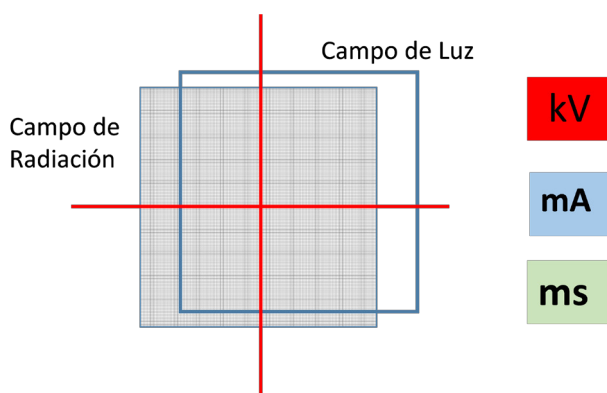
7. Análisis de datos y recomendaciones

A partir de los resultados obtenidos, evalúe el cumplimiento de los niveles de referencia fijados por el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA); si es necesario, reporte las recomendaciones del caso.

| | |
|-------|-------|
| Firma | Fecha |
|-------|-------|

Fuente: Elaboración propia

Control de la calidad



Fuente: Elaboración propia

Como parte de un programa de aseguramiento de la calidad, es necesario revisar periódicamente que el equipo se encuentra en óptimas condiciones a fin de garantizar tanto la repetibilidad y la exactitud en los procedimientos, como la calidad en la imagen. Esto implica verificar que los parámetros de operación asociados al equipo se encuentran dentro de los límites de tolerancia establecidos por el fabricante, y que la calidad de la imagen permite hacer el diagnóstico.

Con relación al equipo, las pruebas pueden ser divididas en dos: evaluación del haz de radiación y evaluación de los parámetros de operación. En el caso de la imagen es necesario verificar parámetros como resolución, uniformidad y contraste.

La propuesta de evaluación de los parámetros que se presenta en este capítulo fue elaborada fundamentalmente a partir los lineamientos de la Agencia Internacional de Energía Atómica (Protocolo Arcal XLIX, Technical Reports Series n.º 457, Guía de Seguridad n.º RS-G-1.5) y la Sociedad Española de Protección Radiológica (Protocolo Español); documentos que fueron comparados y analizados identificando las principales pruebas por realizar. Los protocolos incluyen aspectos como metodología, periodicidad y tolerancia. Se diseñó un formato que facilita el registro de las mediciones, los cálculos y el cumplimiento de condiciones establecidas para cada parámetro.

Fundamentos del control de calidad

Objetivo

El objetivo de un programa de control de calidad es identificar cambios que puedan resultar significativos en la disminución de calidad de la imagen diagnóstica o en un incremento en la dosis recibida por los pacientes, para lo cual se establecen pruebas relacionadas con el equipo: el haz de radiación, los parámetros de operación y la calidad de la imagen. La frecuencia de las pruebas dependerá tanto de la variabilidad como de la importancia del parámetro en la calidad de la imagen y en la dosis entregada a los pacientes; sin embargo algunos autores recomiendan tener en cuenta aspectos como la frecuencia de uso del equipo y el tiempo de operación de este (años totales de uso), ya que pueden influir en la estabilidad de los parámetros (Shepard *et al.*, 2002).

De acuerdo con lo anterior, los beneficios de llevar a cabo un programa de control de calidad son:

- Garantizar el funcionamiento adecuado del equipo.
- Disminuir la dosis de radiación.
- Evitar repetir el procedimiento debido a una mala calidad de la imagen.
- Reducir los costos del servicio.

Tipos de pruebas

Las pruebas se pueden clasificar en tres grupos: de estado, de aceptación y de constancia. Las primeras hacen referencia a un control siguiendo determinados parámetros funcionales para establecer el estado del equipo en un momento determinado; las segundas se llevan a cabo una vez instalado el equipo o en caso de que este sea objeto de modificaciones significativas, que en general son hechas por el fabricante. Los resultados son entregados al profesional responsable del equipo para que pueda verificarlos. Los valores de tolerancia reportados en estas pruebas son empleados posteriormente como referencia en las pruebas de constancia. Con relación a las pruebas de constancia, estas se hacen después con el objetivo de determinar si los parámetros de tolerancia se mantienen de acuerdo con lo establecido durante las pruebas de aceptación.

En el marco de un programa de aseguramiento de la calidad, independiente del tipo de prueba que se haga, se requiere llevar un registro del procedimiento adelantado y de los resultados obtenidos, ya que estos deben ser documentados y archivados adecuadamente para mantener la trazabilidad del proceso (Physikalisch-Technische Werkstätten, 2007).

Con relación a los parámetros de operación del equipo, estos corresponden a los establecidos en cada uno de los protocolos diseñados, teniendo presente en todo momento los valores que usualmente emplea el centro diagnóstico en la toma de las imágenes.

Conceptos asociados a la medición

Como se indicó anteriormente, establecer que un centro de radiodiagnóstico cumple con los estándares de calidad implica una serie de mediciones, y evaluar si estas se encuentran dentro de los límites de tolerancia exigidos, para lo cual es necesario contar con protocolos.

Con el fin de tener claridad en las mediciones y los cálculos por realizar, así como en la interpretación de los resultados obtenidos, a continuación se presentan algunas definiciones fundamentales asociadas al proceso de medida.

Media o valor promedio (\bar{Y}): Corresponde al promedio de las mediciones hechas. Se calcula a partir de la suma de las mediciones (y_i), dividida por el número (n) de mediciones realizadas.

$$\bar{Y} = \frac{\sum_i y_i}{n} \quad (10)$$

Exactitud: Establece el grado de cercanía de un valor experimental obtenido a través de una medición (Y_{med}), con el valor “exacto” o esperado (Y_T); en algunos casos este último corresponde al valor nominal indicado por el equipo.

Error porcentual: Permite evaluar la exactitud de la medida tomada; se calcula a partir del valor medido (Y_{med}) y el valor esperado (Y_T), de acuerdo con la siguiente ecuación:

$$E(\%) = \frac{Y_T - Y_{med}}{Y_T} \times 100\% \quad (11)$$

En nuestro caso, Y_T corresponde al valor nominal del equipo, y Y_{med} es el valor medido. Si se considerara el valor medido más discrepante, el error corresponde al error porcentual máximo.

Repetibilidad: Es una magnitud que establece el grado de dispersión de las observaciones o mediciones adelantadas, manteniendo constantes los parámetros de operación. Se calcula a partir de la relación entre el rango (R) y el rango medio (\bar{R}) y puede expresarse en porcentaje.

$$Repetibilidad(\%) = \frac{R}{\bar{R}} \times 100\% \quad (12)$$

Rango (R): Define la medida de la dispersión de los datos obtenidos al establecer el intervalo entre el mínimo y el máximo valor medido. Puede ser calculado como la diferencia entre las dos medidas más discrepantes ($Y_{mayor} - Y_{menor}$).

Rango medio (\bar{R}): Determina la media entre las mediciones más discrepantes, se calcula a partir de la suma de estas medidas dividido entre dos ($(Y_{mayor} - Y_{menor})/2$).

Reproducibilidad: Determina la proximidad de concordancia entre los resultados de mediciones sucesivas, mensurando en condiciones de medición que cambian (Llamasa, Meza y Botero, 2007). En el contexto del control de calidad en radiodiagnóstico, la reproducibilidad hace referencia a la capacidad de seguir obteniendo los mismos valores de una magnitud asociada al haz de radiación (exposición, kerma) o a los parámetros del equipo (kVp , tiempo de exposición) para un determinado valor de la carga (mAs).

Desviación estándar (SD): Determina la amplitud de la distribución de las medidas realizadas (y_i), es decir, es un indicativo de qué tan diferentes son las mediciones respecto al valor medio o promedio (\bar{Y}). Se calcula empleando la siguiente ecuación:

$$SD = \sqrt{\frac{\sum (Y_i - \bar{Y})^2}{n - 1}} \quad (13)$$

Donde:

n corresponde al valor total de las medidas hechas.

Coefficiente de variación (CV): Corresponde a la desviación estándar expresada como un porcentaje de la media; esta magnitud puede ser empleada para evaluar la reproducibilidad.

$$CV = \frac{SD}{\bar{Y}} \times 100\% \quad (14)$$

Linealidad: Capacidad de obtener la misma exposición o rendimiento con el mismo valor de corriente (mA), independiente de la combinación usada para la carga (mAs); esto implica que la exposición o el rendimiento son proporcionales al tiempo de exposición.

Coefficiente de linealidad: Permite evaluar la linealidad de la exposición o del rendimiento, a partir de la relación entre el rango del parámetro medido y la suma de los valores más discrepantes resultantes de la medición.

$$CL = \frac{Y_{mA,max} - Y_{mA,min}}{Y_{mA,max} + Y_{mA,min}} \quad (15)$$

Donde:

Y_{mA} corresponde a la medición (exposición o kerma) para un miliamperaje (mA) fijo, variando el tiempo de exposición.

Evaluación del haz de radiación

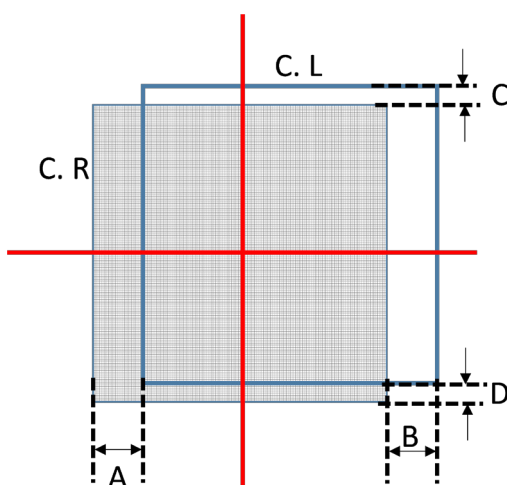
Los tres parámetros fundamentales asociados al haz de radiación son: perpendicularidad; coincidencia del campo luminoso y el campo de radiación, y calidad del haz. Los dos primeros están asociados a las condiciones geométricas del haz y el último determina la dosis en el paciente a través de la evaluación de la capa hemirreductora. Los límites de tolerancia se fijaron de acuerdo con lo establecido en el documento Arcal XLIX y en el Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico (SEFM, SEPR y Seram, 2011).

Condiciones geométricas del haz

Objetivo: Verificar que el área irradiada coincide con el área de interés clínico a partir de la evaluación de la perpendicularidad del haz y de la coincidencia de los haces luminoso y de radiación.

Metodología: Fijar los parámetros del equipo indicados en la tabla 1, centrar el campo luminoso con las esferas del cilindro mostrado en la figura 7 del capítulo 4; ubicar los marcadores radiopacos (figura 8, capítulo 4) de forma tal que coincidan con el campo luminoso, y hacer una exposición. Medir la distancia máxima entre los bordes del campo visual y el campo de radiación (A, B, C, D), tal como se muestra en la figura 1, y registrar los datos de acuerdo con lo sugerido en las tablas 1 y 2.

Figura 1. Coincidencia del campo de luz (CL) y el campo de radiación (CR)



Fuente: Adaptado de Physikalisch-Technische Werkstätten, 2007

Tabla 1. Registro coincidencia del campo de luz (CL) y el campo de radiación (CR)

| | | | | |
|--|------------------------|--|-------------------------------------|-----------------------|
| Parámetros de medición: 50 kV; 10 <i>mA</i> s, distancia foco mesa (DFM) 1 m; tamaño de campo 25 x 25 cm ² . Periodicidad: Inicial, semestral y luego de realizar cambios o reparaciones que afecten el sistema de colimación e iluminación del equipo. Instrumental: Perfiles radiopacos. | | | | |
| | Mediciones (cm) | Tolerancia (% máximo de la DFM) | Cálculo del % de la DFM (cm) | Cumple (sí/no) |
| Desviación eje <i>x</i> (A+ B) | | 2 % | | |
| Desviación eje <i>y</i> (C + D) | | 2 % | | |
| Suma de desviaciones | | 4 % | | |
| Observación: Comparar las desviaciones con el porcentaje DFM (expresado en cm); en caso de superar el valor de tolerancia establecido, se debe registrar esta inconformidad en el informe. | | | | |
| Fecha: _____ Firma evaluador: _____ Firma responsable: _____ | | | | |

Fuente: Elaboración propia

Tabla 2. Registro de perpendicularidad del haz de radiación

| | | | |
|--|----------------------------------|--------------------------|-----------------------|
| Parámetros de medición: 50 kV; 10 <i>mA</i> s, distancia foco mesa (DFM) 1 m; tamaño de campo 25 x 25 cm ² . Periodicidad: Inicial, semestral y luego de realizar cambios o reparaciones que afecten el sistema de colimación del equipo. Instrumental: Cilindro con esferas radiopacas. | | | |
| | Mediciones realizadas (°) | Tolerancia máximo | Cumple (sí/no) |
| Ángulo que forma el eje y el plano del receptor de la imagen | | 1,5 ° | |
| Observación: En caso de superar el valor de tolerancia fijado, se debe registrar esta inconformidad en el informe. | | | |
| Fecha: _____ Firma evaluador: _____ Firma responsable: _____ | | | |

Fuente: Elaboración propia

Calidad del haz

La calidad del haz cambia a medida que aumenta el tiempo de uso del tubo de rayos X; este parámetro es determinante en la dosis recibida por los pacientes, sin embargo su incidencia en la calidad de la imagen es baja.

Objetivo: Evaluar la calidad del haz de radiación a partir de la determinación de la capa hemirreductora.

Metodología: Fijar los parámetros del equipo indicados en la tabla 3; centrar la cuña escalonada con su respectiva base (figura 6, capítulo 4) en el centro del haz de radiación, y hacer una exposición y evaluar los dosímetros identificando claramente su ubicación con respecto al paso de la cuña. No olvide tener un dosímetro de referencia para determinar la dosis de fondo. Registrar los valores medidos en un formato como el sugerido a continuación, finalmente grafique los datos y determine el valor de CHR. Comparar el valor obtenido para cada kVp evaluado, con los establecidos por la Agencia Internacional de Energía Atómica (IAEA) (ver tabla 3).

En caso de que el kVp empleado no corresponda con los registrados en la tabla 3, hacer una interpolación para establecer el valor por comparar.

Tabla 3. Registro para la determinación de la capa hemirreductura (CHR)

| Parámetros de medición: 90 kV; 10 mAs, distancia foco mesa (DFM) 1 m; tamaño de campo 25 x 25 cm ² . Periodicidad: Inicial, anual y luego de hacer cambios o reparaciones que afecten el haz de radiación del equipo. Instrumental: Cuña escalonada; base y dosímetros termoluminiscentes. | | |
|--|--------------|-----------------------------|
| Aluminio (mm) | Dosis medida | Dosis medida-dosis de fondo |
| | | |
| | | |
| | | |
| | | |
| | | |
| | | |
| | | |
| Observación: De acuerdo con lo establecido por la Agencia Internacional de Energía Atómica (IAEA) en su publicación Arcal XLIX (Arcal XLIX, 2001), los valores mínimos de la capa hemirreductora (CHR) en función de la tensión del equipo son: | | |

| | CHR (mm de aluminio) | |
|--|-----------------------|--------------------------------------|
| | kVp | 2 pulsos Multipulso o 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 |

Fecha: _____ Firma evaluador: _____ Firma responsable: _____

Fuente: Elaboración propia

Evaluación de parámetros del equipo

La “dureza” del haz de radiación y el tiempo de exposición son parámetros que deben ser verificados periódicamente, ya que la falta de coincidencia con los valores indicados en la consola del equipo puede generar un incremento en la dosis de radiación, así como artefactos en la imagen que afectan el diagnóstico o que implican repetir la exposición. Adicionalmente, es necesario verificar las condiciones de la coraza de protección que protege el tubo, y establecer si existe radiación de fuga que pueda perjudicar la calidad de la imagen y generar una dosis innecesaria para el paciente.

Radiación de fuga

Objetivo: Evaluar la efectividad de la coraza de protección del tubo de rayos X.

Metodología: Fije los valores de operación del equipo y regístrelos en la tabla 4, con relación al valor de corriente máxima (*I* máxima) que puede soportar el tubo durante una hora. Registre el valor establecido por el fabricante. Dado que *kVp* es el máximo posible, fije los parámetros de tiempo y corriente con valores que eviten dañar el tubo.

A continuación debe cerrar completamente el colimador, en caso de requerirse, coloque una placa de plomo a la salida de este; cubra la coraza con chasis cargados, tenga precaución de identificar la posición de cada uno de ellos; haga una exposición y procese las películas para identificar alguna posible radiación de fuga.

Si este es el caso, se debe poner la cámara de ionización a un metro de distancia del foco en la dirección en que se haya detectado la radiación, a fin de determinar, en ese punto, el valor de kerma en aire en unidades de *mGy/h*.

Tabla 4. Registro de datos para evaluar la radiación de fuga

| <p>Parámetros de medición: Kilovoltaje pico máximo, fijar el tiempo de exposición y la corriente (I) de acuerdo con los parámetros más empleados.</p> <p>Periodicidad: Inicial, anual y luego de hacer cambios o reparaciones que afecten el equipo.</p> <p><i>Instrumental:</i> Cámara de ionización-electrómetro, chasis cargado.</p> <p>Parámetros: kVp _____ I _____ Tiempo de exposición _____ I máxima (I_m) _____</p> | | | | | |
|--|--|--|--|---|----------------|
| Número de chasis | Ubicación (con relación a la coraza) (*) | Presenta evidencias de radiación de fuga (sí / no) | Medición cámara de ionización (**) k (mGy/h) | k_f Lectura corregida para la I_m (***) | Cumple (sí/no) |
| 1 | | | | | |
| 2 | | | | | |
| 3 | | | | | |
| 4 | | | | | |
| <p>(*) Emplee un registro fotográfico si lo considera pertinente.</p> <p>(**) Registre estas casillas solo en caso de que se evidencie radiación de fuga.</p> <p>(***) Los valores medidos empleando la cámara, en unidades de kerma en aire, deben ser corregidos por la corriente máxima, así: $k_f = \frac{I_m}{I} k$</p> <p>Observación: El valor máximo para el kerma en aire es de 1 mGy/h; en caso de que la lectura corregida para la corriente máxima (k_f) supere este valor, se debe registrar esta inconformidad en el informe.</p> | | | | | |
| <p>Fecha: _____ Firma evaluador: _____ Firma responsable: _____</p> | | | | | |

Fuente: Elaboración propia

Tensión nominal del tubo

Objetivo: Evaluar la exactitud, la repetibilidad y la reproducibilidad del valor nominal de la tensión del tubo.

Exactitud

Metodología: Fijar los valores de operación del equipo indicados en la tabla 5, y cinco valores de tensión de operación acordes con los procedimientos más frecuentes del centro de diagnóstico. Establecer tres valores de carga que cubran el rango útil. Registre los valores; haga las exposiciones y registre los kV medidos para determinar el error porcentual.

Tabla 5. Registro de datos para la evaluación de la exactitud del kV

| | | | | | |
|---|------------------------------------|---------|---------|-----------------------|----------------|
| Parámetros de medición: Distancia foco mesa (DFM) 1 m; tamaño de campo 25 x 25 cm². Fijar el tiempo de exposición de acuerdo con los parámetros más empleados. Periodicidad: Inicial, anual y luego de cambios o reparaciones que afecten los parámetros del equipo. Instrumental: kilovoltímetro. | | | | | |
| | Valores de <i>mA</i> más empleados | | | | |
| Valores nominales kV | mA1 (*) | mA2 (*) | mA3 (*) | Error porcentual (**) | Cumple (sí/no) |
| kV1 | | | | | |
| kV2 | | | | | |
| kV3 | | | | | |
| kV4 | | | | | |
| kV5 | | | | | |
| (*) Registre en estas casillas los valores del <i>mA</i> seleccionados. (**) Calcule el error porcentual de acuerdo con lo indicado al inicio del capítulo. Observación: El porcentaje máximo de tolerancia para el error porcentual es de $\pm 10 \%$; en caso de incumplimiento registrar esta inconformidad en el informe. | | | | | |
| Fecha: _____ Firma evaluador: _____ Firma responsable: _____ | | | | | |

Fuente: Elaboración propia

Repetibilidad

Metodología: Fijar los valores de operación del equipo de acuerdo con lo indicado en la tabla 6, y escoger los valores de tensión (*kV*) y de intensidad de corriente (*mAs*) más empleados; repetir las mediciones del kilovoltaje al menos cinco veces y calcular la repetibilidad de estas de acuerdo con la ecuación 12. En caso de establecer una dispersión alta haga cinco mediciones más y determine el coeficiente de variación. La tabla 6 muestra el registro de datos para la evaluación de la repetibilidad del kV, y la 7 el registro de datos para la evaluación de la reproducibilidad del kV.

Tabla 6. Registro de datos para la evaluación de la repetibilidad del kV

| <p>Parámetros de medición: Distancia foco mesa (DFM) 1 m; tamaño de campo 25 x 25 cm². Fijar el tiempo de exposición según los parámetros más empleados. Establecer de los valores escogidos para evaluar la exactitud, los más empleados clínicamente.</p> <p>Periodicidad: Inicial, anual y luego de cambios o reparaciones que afecten los parámetros del equipo.</p> <p>Instrumental: kilovoltímetro.</p> | | | | | | | | | | | | | | | | | |
|---|---|------------|-----------|--|--|--|--|--|--|--|--|--|--|--|--|--|--|
| | <table border="1"> <thead> <tr> <th>kV Nominal</th> <th>kV Medido</th> </tr> </thead> <tbody> <tr><td> </td><td> </td></tr> <tr><td> </td><td> </td></tr> <tr><td> </td><td> </td></tr> <tr><td> </td><td> </td></tr> <tr><td> </td><td> </td></tr> <tr><td> </td><td> </td></tr> <tr><td> </td><td> </td></tr> </tbody> </table> | kV Nominal | kV Medido | | | | | | | | | | | | | | |
| kV Nominal | kV Medido | | | | | | | | | | | | | | | | |
| | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| <p>Porcentaje de repetibilidad calculado: _____</p> <p>Límite de tolerancia: $\pm 10 \%$</p> <p>Cumple (sí/no): _____</p> | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| <p>Observación: En caso de superar el límite de tolerancia, se debe registrar esta inconformidad en el informe.</p> | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| <p>Fecha: _____ Firma evaluador: _____ Firma responsable: _____</p> | | | | | | | | | | | | | | | | | |

Fuente: Elaboración propia

Reproducibilidad

Metodología: Fijar los valores de operación del equipo y escoger el valor de tensión (kV) más empleado clínicamente, variar el mA o la carga, tomar al menos cinco valores diferentes y determinar el coeficiente de variación.

Tabla 7. Registro de datos para la evaluación de la reproducibilidad del kV

| Parámetros de medición: Distancia foco mesa (DFM) 1 m; tamaño de campo 25 x 25 cm ² . Determinar el valor de tensión más empleado clínicamente, establecer si variar la intensidad de corriente (<i>mA</i>) o la carga (<i>mA</i> s). Periodicidad: Inicial, anual y luego de cambios o reparaciones que afecten los parámetros del equipo. Instrumental: Kilovoltímetro. | | | | | | | | | | | | | | | | | |
|---|---|---|-----------|--|--|--|--|--|--|--|--|--|--|--|--|--|--|
| | <table border="1"><thead><tr><th>Parámetro que varía (<i>mA</i> o <i>mA</i>s)</th><th>kV medido</th></tr></thead><tbody><tr><td> </td><td> </td></tr><tr><td> </td><td> </td></tr><tr><td> </td><td> </td></tr><tr><td> </td><td> </td></tr><tr><td> </td><td> </td></tr><tr><td> </td><td> </td></tr><tr><td> </td><td> </td></tr></tbody></table> | Parámetro que varía (<i>mA</i> o <i>mA</i> s) | kV medido | | | | | | | | | | | | | | |
| Parámetro que varía (<i>mA</i> o <i>mA</i> s) | kV medido | | | | | | | | | | | | | | | | |
| | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| Coefficiente de variación calculado: _____ Límite de tolerancia: $\pm 10\%$ Cumple (sí/no): _____ | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| Observación: En caso de superar el límite de tolerancia, se debe registrar esta inconformidad en el informe. | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| Fecha: _____ Firma evaluador: _____ Firma responsable: _____ | | | | | | | | | | | | | | | | | |

Fuente: Elaboración propia

Tiempo de exposición (T. E.)

Objetivo: Evaluar la exactitud, la repetibilidad y la reproducibilidad del tiempo de exposición (T. E.)

Exactitud y repetibilidad

Metodología: Para evaluar el cumplimiento de los límites de tolerancia asociados al indicador del tiempo de exposición, se deben fijar los valores de operación del equipo

indicados en la tabla 8 y escoger cuatro valores de tiempo de exposición acordes con los procedimientos más frecuentes en el centro de diagnóstico. Realizar la exposición para cada tiempo, repitiendo la medición tres veces para cada uno. Registrar los valores. La tabla 8 recoge el registro de datos para la evaluación, la exactitud y la repetibilidad del T. E., mientras que la 9 registra los datos para la evaluación de la reproducibilidad del T. E.

Tabla 8. Registro de datos para la evaluación, la exactitud y la repetibilidad del T. E

| | | | | | | | |
|--|--------------|-----|-----|----------------|----------------|-----------------|----------------|
| <p>Parámetros de medición: Distancia foco mesa (DFM) 1 m; tamaño de campo 25 x 25 cm². Establecer los valores de tensión (<i>kV</i>) e intensidad de corriente (<i>mA</i>) más empleados clínicamente.</p> <p>Periodicidad: Inicial, anual y luego de cambios o reparaciones que afecten los parámetros del equipo.</p> <p>Instrumental: Medidor de tiempo de exposición que cubra los valores empleados en el centro.</p> | | | | | | | |
| | T. E. medido | | | Error % máximo | Cumple (sí/no) | % Repetibilidad | Cumple (sí/no) |
| T. E. Nominal | TE1 | TE2 | TE3 | | | | |
| | | | | | | | |
| | | | | | | | |
| | | | | | | | |
| | | | | | | | |
| <p>Observación 1: Para la exactitud, el límite de tolerancia es de $\pm 10\%$ para tiempos mayores de 20 min y de $\pm 15\%$ para tiempos menores. En caso de superar el límite de tolerancia, se debe registrar esta inconformidad en el informe.</p> | | | | | | | |
| <p>Observación 2: Para la repetibilidad el límite de tolerancia es de $\pm 10\%$. En caso de superar el límite de tolerancia, se debe registrar esta inconformidad en el informe.</p> | | | | | | | |
| <p>Fecha: _____ Firma evaluador: _____ Firma responsable: _____</p> | | | | | | | |

Fuente: Elaboración propia

Reproducibilidad

Metodología: Fijar los valores de operación del equipo y escoger un valor de tiempo de exposición. Variar la tensión o la intensidad de la corriente, tomar al menos cinco valores diferentes y determinar el coeficiente de variación (SEFM *et al.*, 2011).

Tabla 9. Registro de datos para la evaluación de la reproducibilidad del T. E

| Parámetros de medición: Distancia foco mesa (DFM) 1 m; tamaño de campo 25 x 25 cm ² . Establecer un valor para el tiempo de exposición de acuerdo con el tiempo más empleado clínicamente. Determinar si variar la intensidad de corriente o la tensión. Periodicidad: Inicial, anual y luego de cambios o reparaciones que afecten los parámetros del equipo. Instrumental: Medidor de tiempo de exposición que cubra los valores empleados en el centro. | | | | | | | | | | | | | | | |
|--|--|----------------------------------|--------------------------------|--|--|--|--|--|--|--|--|--|--|--|--|
| | <table><thead><tr><th>Parámetro que varía (mA o kV)</th><th>Tiempo de exposición medido</th></tr></thead><tbody><tr><td></td><td></td></tr><tr><td></td><td></td></tr><tr><td></td><td></td></tr><tr><td></td><td></td></tr><tr><td></td><td></td></tr><tr><td></td><td></td></tr></tbody></table> | Parámetro que varía (mA o kV) | Tiempo de exposición medido | | | | | | | | | | | | |
| Parámetro que varía (mA o kV) | Tiempo de exposición medido | | | | | | | | | | | | | | |
| | | | | | | | | | | | | | | | |
| | | | | | | | | | | | | | | | |
| | | | | | | | | | | | | | | | |
| | | | | | | | | | | | | | | | |
| | | | | | | | | | | | | | | | |
| | | | | | | | | | | | | | | | |
| Coeficiente de variación calculado: _____ Límite de tolerancia: ± 10 % Cumple (sí/no): _____ | | | | | | | | | | | | | | | |
| Observación: En caso de superar el límite de tolerancia, se debe registrar esta inconformidad en el informe. | | | | | | | | | | | | | | | |
| Fecha: _____ Firma evaluador: _____ Firma responsable: _____ | | | | | | | | | | | | | | | |

Fuente: Elaboración propia

Repetibilidad del control automático de exposición (CAE)

Objetivo: Evaluar la repetibilidad del CAE.

Metodología: Fijar los valores de operación del equipo más comunes, poner el simulador físico o maniquí entre la salida del haz y la cámara de ionización, de forma que cubra el sensor del CAE. Hacer mínimo cuatro exposiciones y registrar los resultados en el formato que se muestra en la tabla 10.

Tabla 10. Registro de datos para la evaluación de la repetibilidad del CAE

| <p>Parámetros de medición: Distancia foco mesa (DFM) 1 m; tamaño de campo 25 x 25 cm². Establezca los valores de tensión (<i>kV</i>) e intensidad de corriente (<i>mA</i>) más empleados clínicamente. Registre las características del simulador empleado.</p> <p>Periodicidad: Inicial, anual y luego de cambios o reparaciones que afecten los parámetros del equipo.</p> <p>Instrumental: Cámara de ionización-electrómetro y simulador físico o fantoma.</p> | | | | | |
|---|----|----|----|-----------------|----------------|
| Valores de kerma medidos (<i>mGy</i>) | | | | % Repetibilidad | Cumple (sí/no) |
| k1 | k2 | K3 | K4 | | |
| | | | | | |
| | | | | | |
| | | | | | |
| | | | | | |
| <p>Observación: Para la repetibilidad el límite de tolerancia es de $\pm 10\%$. En caso de superar este valor, se debe registrar esta inconformidad en el informe.</p> | | | | | |
| <p>Fecha: _____ Firma evaluador: _____ Firma responsable: _____</p> | | | | | |

Fuente: Elaboración propia

Evaluación de la calidad de la imagen

La calidad de imagen hace referencia a la fidelidad con la cual una estructura anatómica es visualizada en una radiografía, por lo tanto decir que una imagen radiográ-

fica es de alta calidad implica que esta reproduce fielmente tanto estructuras como tejidos blandos (Bushong, 2010). Para el diagnóstico médico, una radiografía alterada genera un diagnóstico errado. Valorar una imagen implica evaluar características como contraste, uniformidad, relación señal de ruido y punto focal. A continuación se presentan estos parámetros y una propuesta para su evaluación.

Contraste

Es la diferencia de las intensidades entre dos puntos o áreas de una imagen diagnóstica. En el caso de los rayos X, el contraste proviene de la atenuación de los fotones incidentes al atravesar los tejidos del cuerpo humano. Una imagen diagnóstica es de alto contraste cuando tiene una corta escala de tonos entre el blanco y el negro, por el contrario, el bajo contraste implica una amplia escala de grises. El contraste se calcula como la diferencia de intensidades de las regiones de interés con respecto a una de ellas, tal como se muestra en la siguiente ecuación (Bharath, 2009).

$$C = \frac{I_2 - I_1}{I_1} \tag{16}$$

Donde:

I_1 e I_2 corresponden a las intensidades medidas en dos regiones diferentes.

Es posible evaluar el bajo contraste empleando la cuña escalonada presentada en el capítulo 4. A continuación se describe el procedimiento.

Objetivo: Evaluar la sensibilidad de la imagen al bajo contraste.

Metodología: Fijar los parámetros de operación del equipo que garanticen la observación de la escala de grises acorde con el número de escalones de la cuña y el espesor de estos. Poner la cuña sobre la mesa en el centro del campo de radiación, hacer una exposición y evaluar la imagen. La tabla 11 muestra el registro de datos para la evaluación del contraste.

Tabla 11. Registro de datos para la evaluación del contraste

| |
|--|
| <p>Parámetros de medición: Distancia foco mesa (DFM) 1 m; tamaño de campo 25 x 25 cm². Establecer los parámetros de acuerdo con las dimensiones de la cuña. Se recomienda una tensión de operación de al menos 100 kV.</p> <p>Periodicidad: Inicial, anual y luego de cambios o reparaciones que afecten los parámetros del equipo.</p> <p>Instrumental: Cuña escalonada, programa de evaluación de la imagen (medición de densidad óptica).</p> |
|--|

| | Escalón | Densidad óptica medida |
|--|---------|------------------------|
| | | |
| | | |
| | | |
| | | |
| | | |
| | | |

Observación: Verifique que sea posible identificar diferencias de densidad óptica entre los escalones y establezca si se observan desemejanzas para atenuaciones del haz que difieran al menos en 1 %. Los valores de densidad óptica deben ir entre 0,2 y 2,5 para la escala de grises obtenida.

Fecha: _____ **Firma evaluador:** _____ **Firma responsable:** _____

Fuente: Elaboración propia

Uniformidad

Este parámetro puede ser estimado partir de la diferencia entre las intensidades medidas y la intensidad promedio de una región de interés (ROI), de acuerdo con esto puede expresarse en términos relativos como se muestra en la siguiente ecuación:

$$Uniformidad = \frac{|I_i - \bar{I}|}{\bar{I}} \times 100\% \quad (17)$$

Donde:

I_i corresponde a la intensidad medida en un punto i de la región de interés, e \bar{I} es la intensidad promedio de la región de interés (Camargo, Morales, Graffigna y Romo, 2010).

Las diferencias en la imagen pueden deberse a factores asociados a la heterogeneidad del haz; esto puede generar falsos positivos al valorar una lesión. Este parámetro puede evaluarse empleando los valores medios de pixel (VPM) o de las densidades ópticas.

Objetivo: Verificar la uniformidad de la imagen a partir de la evaluación de diferentes regiones de interés (ROI).

Metodología: Fijar los parámetros de operación del equipo, colocar la cuña sobre una lámina del maniquí de polimetilmetacrilato (PMMA), a fin de tener dos regiones que creen un alto contraste, hacer una exposición y analizar la imagen de acuerdo con el siguiente procedimiento:

- Divida cada ROI en cuatro cuadrantes.
- Mida los valores medios de pixel en cada cuadrante y en el centro de la región⁹.
- Registre los resultados en un formato como el sugerido en la tabla 12.

Tabla 12. Registro de datos para la evaluación de la uniformidad de la imagen

| Parámetros de medición: Distancia foco mesa (DFM) 1 m; tamaño de campo 25 x 25 cm ² . Establecer los parámetros de acuerdo con las dimensiones de la cuña, se recomienda una tensión de operación de al menos 100 kV. | | | | |
|---|--------------|---------------------|--------------|---------------------|
| Periodicidad: Inicial, anual y luego de cambios o reparaciones que afecten los parámetros del equipo. | | | | |
| Instrumental: Cuña escalonada, lámina de maniquí de PMMA y programa de evaluación de la imagen. | | | | |
| VMP promedio | VMP región 1 | Desviación estándar | VMP región 2 | Desviación estándar |
| | | | | |
| | | | | |
| | | | | |
| | | | | |
| | | | | |
| Observación: La desviación máxima de los VMP de los diferentes ROI, con respecto al VMP promedio de las cinco ROI, debe ser < 10 % (SEFM <i>et al.</i> , 2011). | | | | |
| Fecha: _____ Firma evaluador: _____ Firma responsable: _____ | | | | |

Fuente: Elaboración propia

⁹ Se sugiere el empleo de *software* libre como Image J para evaluar este parámetro.

Resolución

En una imagen la resolución es la capacidad para registrar imágenes separadas de objetos pequeños colocados muy juntos. Cambios en el punto focal modifican la calidad de la imagen y por lo tanto la resolución. Este parámetro puede ser evaluado empleando patrones de barras o de estrella.

Objetivo: Evaluar la resolución de la imagen empleando patrones de barras y un simulador físico o maniquí de PMMA.

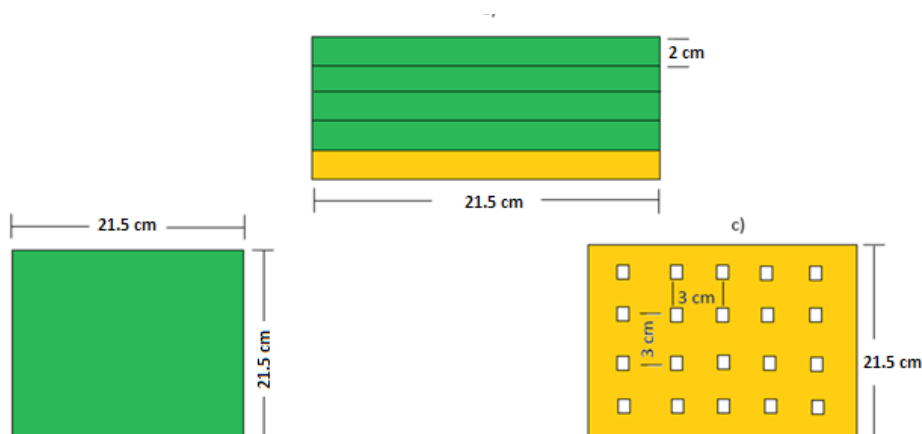
Metodología: Fijar los parámetros del equipo de acuerdo con la técnica que desee evaluar para un paciente adulto promedio. Poner el patrón de líneas en medio de dos láminas del maniquí, de forma tal que quede ubicado en el centro de este. Hacer la exposición y evaluar la imagen. Registrar los resultados obtenidos en un formato como el sugerido en la tabla 13.

Tabla 13. Registro de datos para la evaluación de la resolución

| | |
|---|--|
| <p>Parámetros de medición: Distancia foco mesa (DFM) 1 m; tamaño de campo 25 x 25 cm². Establecer los parámetros de acuerdo con las dimensiones de la cuña. Se recomienda una tensión de operación de al menos 100 kV.</p> <p>Periodicidad: Inicial, anual y luego de cambios o reparaciones que afecten los parámetros del equipo.</p> <p>Instrumental: Patrón de barras, maniquí de PMMA y programa de evaluación de la imagen.</p> | |
| Número máximo de líneas que se resuelven: | |
| Densidad óptica en las zonas cercanas al patrón | |
| Calcule la resolución espacial: Inverso del número de líneas por mm dividido por dos: | |
| <p>Observación: Compare sus resultados con los que el fabricante reporta del patrón de líneas empleado, o con los registros de estos parámetros tomados durante las pruebas de aceptación. En caso de que los resultados presenten discrepancias mayores al 10 %, se debe registrar esta inconformidad.</p> | |
| <p>Fecha: _____ Firma evaluador: _____ Firma responsable: _____</p> | |

Fuente: Elaboración propia

Diseño de un simulador físico (maniquí) y su empleo para determinar dosis*_____



*Dosis asociada a diferentes exámenes de radiodiagnóstico.

Fuente: Malone *et al.*, 2012

La filosofía de la protección radiológica se fundamenta en tres principios: justificación, optimización y límites de dosis. La dosis de radiación que recibe un paciente durante un procedimiento diagnóstico o terapéutico, se encuentra justificada al estar asociada a un beneficio. Con relación a la optimización, cada centro médico debe evaluar de manera periódica las dosis recibidas por los pacientes y, en el caso de radiodiagnóstico, establecer los parámetros de operación del equipo que generen una exposición mínima para el paciente, compatible con una calidad de imagen aceptable. Finalmente, en el caso de pacientes no es aplicable un límite de dosis, pero si se deben establecer niveles de referencia en diagnóstico (DRL), que son un instrumento para identificar situaciones en las cuales se debe intervenir o investigar un procedimiento o una instalación. Pueden determinarse las dosis en pacientes tanto en superficie como a diferentes profundidades, empleando un simulador físico, fantoma o maniquí de tejido equivalente. Tanto su diseño como el procedimiento para su implementación en el cálculo de dosis se presenta en este capítulo.

Filosofía de la protección radiológica en el marco de las exposiciones médicas

Justificación de una práctica radiológica en medicina

Establecer que una práctica médica está justificada implica hacer un balance entre los beneficios, ya sea diagnósticos o terapéuticos, y el detrimento, el cual no se limita a un daño radiológico, también se deben considerar costos económicos y sociales de la práctica, por lo que la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP) ha limitado la justificación a “un beneficio neto positivo” (ICRP, 2007c). Adicionalmente, indica los tres niveles de justificación de una práctica radiológica en medicina:

- El uso apropiado de la radiación en medicina es aceptado ya que es más beneficioso que dañino para la sociedad.
- Un procedimiento específico con un objetivo concreto es definido y justificado, de acuerdo con esto, es necesario establecer si el procedimiento radiológico mejorará el diagnóstico o el tratamiento, o proporcionará la información necesaria acerca de los individuos expuestos.
- La aplicación del procedimiento a un paciente individual debería estar justificada (es decir, debería dictaminarse que la aplicación particular es más beneficiosa que dañina para el paciente individual).

Optimización de una práctica radiológica en medicina

En el caso que nos ocupa, la optimización debe ser tratada en dos niveles: el primero está asociado al diseño, la construcción y el equipamiento de las instalaciones, esto implica, como se presentó en los capítulos 5 y 6, evaluar la instalación e implementar un protocolo de control de calidad. El segundo nivel tiene que ver con los aspectos operativos, según lo cual la optimización de la protección radiológica significa mantener las dosis “tan bajas como sea razonablemente alcanzable, considerando los factores económicos y sociales” y se considera que “la administración de la dosis de radiación al paciente [debe ser] acorde con el propósito médico”.

Niveles de referencia para diagnóstico

Se ha indicado que en el caso de prácticas radiológicas en medicina los límites de dosis no son aplicables, sin embargo la administración de la dosis a pacientes está “regulada” por el uso de niveles de referencia diagnóstico, los cuales permiten evaluar si la dosis, en relación con los efectos estocásticos, es alta o baja para un procedimiento particular.

La Comisión Internacional de Protección Radiológica en su publicación número 60 establece que los niveles de referencia son magnitudes medibles, como dosis absorbida en aire o en un material equivalente al tejido (fantoma o maniquí), por encima de las cuales se debe tomar alguna acción o decisión específica (ICRP, 1991).

Si se determina que sistemáticamente se exceden los niveles de referencia diagnóstico, se debe hacer una revisión de los procedimientos y del equipo a fin de determinar si la imagen ha sido suficientemente optimizada. Adicionalmente, los niveles de referencia pueden ser empleados para establecer un rango de dosis óptimo asociado a un procedimiento diagnóstico específico (Vaz, 2015).

Relación entre parámetros del equipo de rayos X y la dosis

Como se explicó en el primer capítulo, al variar los parámetros de operación del equipo las características del haz de radiación (espectro de radiación) se ven modificadas, lo que implica una afectación en la dosis que recibe un paciente. Para implementar un procedimiento de optimización o medición de la dosis es necesario tener claridad de la influencia de estos parámetros.

Corriente: Este parámetro es proporcional al número de electrones por segundo que son acelerados hacia el ánodo; al multiplicarlo por el tiempo de emisión da como resultado la carga de “disparo”, expresada en *mAs*. El incremento de este parámetro aumenta el número de fotones producidos, esto implica por ejemplo que al duplicar la corriente, manteniendo constante el tiempo de exposición, se duplica la dosis entregada al paciente; lo mismo ocurre si se mantiene constante la corriente y se duplica el tiempo de exposición (Ferdegini, 2014).

Kilovoltaje pico (kVp): La diferencia de potencial aplicada al tubo (kVp) determina la energía máxima de los fotones de rayos X. Al incrementar el kilovoltaje la interacción predominante es por efecto Compton (ver figura 8, capítulo 1), en este caso la absorción de radiación es menor, eso implica una disminución de la dosis recibida por los pacientes; sin embargo esta baja absorción hace que las diferencias entre tejido blando y hueso disminuyan, lo que genera un bajo contraste.

Filtración: Optimizar un procedimiento diagnóstico implica eliminar la radiación que no contribuye a la imagen, lo que disminuye la dosis de radiación; esto se logra mediante el empleo de filtros de cobre o aluminio, los cuales eliminan la radiación producida por fotones de bajas energías.

Colimación: Es posible disminuir la radiación dispersa producida por el paciente disminuyendo el volumen irradiado, esto se logra empleando dispositivos como diafragmas, conos o colimadores de apertura variable; su empleo tiene una incidencia directa en la reducción de la dosis en pacientes. Como efecto secundario se consigue mejorar el contraste de la imagen al disminuir la radiación dispersa (Cabrero, 2004).

Simulador físico, fantoma o maniquí de tejido equivalente

Los maniqués son diseñados y fabricados con el fin de emplearlos en control de calidad y en estudios dosimétricos; las mediciones de dosis están limitadas por su geometría, por lo que la complejidad del diseño determinará el alcance de las mediciones. En algunos casos se emplean maniqués antropomórficos que reproducen con gran exactitud la anatomía humana, ello permite establecer las dosis en órganos específicos, debido a diferentes tipos de radiación. La anatomía asociada a estos tipos de maniqués tiene en cuenta dos aspectos fundamentales en la evaluación de la

dos: el correcto posicionamiento anatómico de los órganos dentro del maniquí y la dispersión o atenuación de la radiación incidente (Bor, Unal y Uslu, 2015; Chotas, Floyd, Johnson y Ravin, 1997).

El objetivo principal de un maniquí es poder reproducir las características geométricas y de atenuación de la radiación de un ser humano tanto como sea posible; de acuerdo con esto, el desarrollo de estos simuladores físicos con fines dosimétricos debe tener en cuenta el material, el diseño y el mecanismo de medición de dosis.

Material

El material empleado para el diseño no debe ser afectado por la radiación ni por su exposición al ambiente, y debe presentar una atenuación similar al tejido humano. Desde esa perspectiva se habla de materiales de tejido equivalente. En el caso de emplearlos para determinar dosis debido a campos de radiación de fotones, se busca que su densidad y coeficiente de atenuación sea lo más cercano posible al del tejido humano.

Algunos maniquíes que reproducen la anatomía humana han sido elaborados empleando esqueletos humanos, pero debido a la pérdida de la médula ósea, estos se secan y pierden sus características originales. Por otro lado, el polimetilmetacrilato (PMMA) se ha venido empleando dado que su densidad es similar a la de los tejidos equivalentes (huesos y tejidos blandos), sin embargo su densidad resulta ser un poco mayor que la del tejido blando (Xu y Eckerman, 2009).

Diseño

Los maniquíes pueden ser empleados para el control de calidad de la imagen o para determinar la dosis de radiación, por lo que su diseño estará asociado a su implementación; es así como bloques de distintos materiales (acrílico, aluminio o cobre) pueden ser empleados para representar las diferentes atenuaciones del cuerpo humano a la radiación incidente; en este caso el simulador puede ser empleado tanto para las mediciones de dosis como para el control de calidad.

Es de anotar que el cuerpo humano es representado de manera más adecuada por maniquíes antropomórficos diseñados con base en el hombre de referencia, en cuyo caso las mediciones de las dosis de radiación determinadas reflejarán de manera más cercana las dosis recibidas por los pacientes (Bor *et al.*, 2015); sin embargo es necesario hacer un balance del costo asociado a un diseño particular y los beneficios desde la perspectiva de la protección radiológica del paciente.

En el mercado se encuentran disponibles maniquíes elaborados a base de resina y fibras de carbono, los cuales se encargan de simular los huesos y tejidos blandos de un humano adulto promedio. Es posible adquirir diseños de zonas específicas y del cuerpo completo. Asimismo, se encuentran otros que han sido elaborados para determinar la calidad de la imagen generada por equipos de tomografía axial computarizada (TAC), los cuales tienen forma cilíndrica y han sido fabricados a base de polimetilmetacrilato (PMMA); dentro de ese cilindro se encuentra agua o una serie de objetos con forma y espesor determinados, dispuestos de tal forma que puedan generar todos los contrastes requeridos en este tipo de análisis diagnóstico.

Determinación de la dosis

Para la medición de las dosis en el simulador físico es posible emplear dosímetros, los más comunes son los termoluminiscentes (TLD), estos son cristales que almacenan la energía absorbida proveniente de la exposición a la radiación y la liberan en forma de luz visible cuando son expuestos al calor.

Entre las características que hacen de este tipo de dosímetros detectores adecuados para la determinación de la dosis se encuentran: estabilidad a largo plazo, bajo costo, y por su tamaño poder ser ubicados dentro del maniquí sin accesorios adicionales como cables o electrómetros. Diferentes materiales se han venido empleando para la producción de dosímetros termoluminiscentes, entre los que podemos mencionar: fluoruro de litio (LiF), magnesio (Mg), manganeso (Mn), tetraborato de litio ($\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7$) y fluoruro de calcio (CaF_2). El más común es el fluoruro de litio, empleado para detección y cuantificación de dosis de radiación tanto de fotones (rayos X y gamma), como de partículas (beta y de neutrones), lo que posibilita su empleo en dosimetría personal (Akpochafor, Aweda, Ibitoye y Adeneye, 2013).

Diseño del simulador físico o maniquí en el marco de un programa de aseguramiento de la calidad

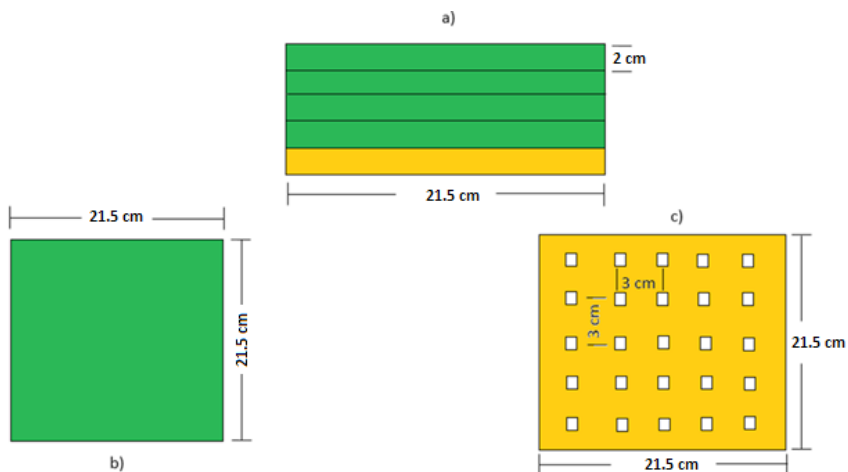
Como se indicó anteriormente, un programa de aseguramiento de la calidad en radiodiagnóstico implica evaluar tanto las dosis en pacientes como la calidad de la imagen, por lo anterior se recomienda que el maniquí diseñado cumpla los dos propósitos, adicionalmente debe estar elaborado en un material cuya densidad sea cercana a la del tejido equivalente. Su diseño debe permitir:

- Obtener curvas de dosis a fin de establecer la uniformidad del campo de radiación.
- Medir la dosis tanto en superficie como a diferentes profundidades.
- Ubicar en su interior dosímetros tipo TLD (de termoluminiscencia) a fin de no interferir con la medición.
- Ubicar en su interior patrones de barra o estrella.

De acuerdo con estas premisas, se elaboró un maniquí en polimetilmetacrilato (PMMA), conformado por 5 láminas o placas cada una de 2 cm de espesor y de 21,5 cm de lado; una de las cuales tiene 25 hendiduras para colocar en cada una de estas un dosímetro TLD. La distancia entre los dosímetros medida desde su centro es de 3 cm y se encuentran distribuidos en la placa de forma tal que es posible emplear una nomenclatura alfanumérica para ubicarlos en filas y columnas respectivamente, esto facilita la posterior recolección y análisis de datos; además sirve para verificar la uniformidad de la dosis absorbida.

Las placas son intercambiables lo que permite medir la dosis a diferentes profundidades y variar el espesor del maniquí; al poner cuatro bloques, uno a continuación del otro, es posible simular la región torácica de un humano adulto promedio (Ferdegini, 2014). Las figuras 1 y 2 presentan el diagrama del diseño y el maniquí elaborado, respectivamente.

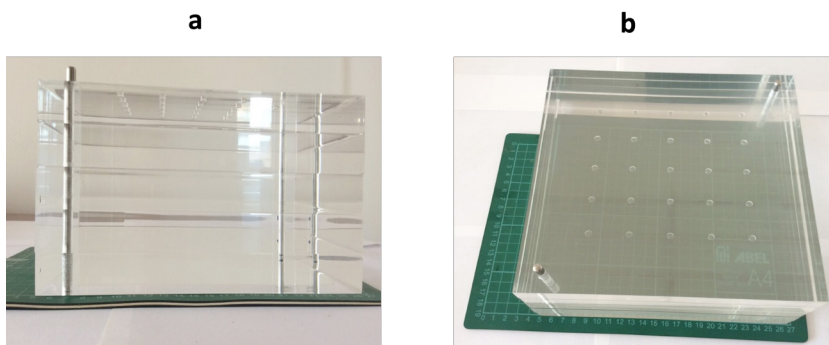
Figura 1. Diseño del maniquí*



*a) Dimensiones de vista lateral. b) Placa sin los dosímetros.
c) Placa con sus dosímetros.

Fuente: Elaboración propia

Figura 2. Maniquí elaborado*



*a) Vista lateral. b) Vista superior (se observan las hendiduras para los dosímetros).

Fuente: Elaboración propia

Determinación de la dosis

El empleo de maniqués permite evaluar la dosis de radiación recibida por pacientes, en este caso la unidad de medida recomendada es el kerma en aire, y los parámetros de operación del equipo son los correspondientes a un paciente adulto (IAEA, 2014). Un protocolo de evaluación de dosis debe incluir: la dispersión de la magnitud

dosimétrica por emplear (kerma en aire); la linealidad del rendimiento con respecto al parámetro mAs , y la determinación de la dosis para exámenes específicos.

Evaluación de la exposición

Antes de hacer las mediciones de dosis empleando un maniquí, es necesario evaluar la dispersión de los resultados al medir la variable kerma en aire (k_{air}) y la linealidad del rendimiento para diferentes cargas del tubo (mAs). Para evaluar la dispersión en la medida del kerma en aire se debe calcular el coeficiente de dispersión o la repetibilidad de la medida. En la tabla 1 se indican los parámetros del equipo que permanecen fijos y sus valores sugeridos; el parámetro variable (mAs), las mediciones y los cálculos por hacer.

Tabla 1. Registro de dispersión del kerma en aire

| Parámetros de medición: 80 kV; distancia foco detector 1 m; tamaño de campo 10 x 10 cm ² . | | | | | | | | |
|--|-----------|--|--|--|--|-------------|---------------------|----------------|
| Parámetro variable del equipo | Medida | | | | Evaluación de la dispersión de la medida | | | |
| mAs | K_{air} | | | | Rango | Rango medio | Repetibilidad R (%) | Cumple (sí/no) |
| | | | | | | | | |
| | | | | | | | | |
| | | | | | | | | |
| | | | | | | | | |
| Observación: El límite de tolerancia para la repetibilidad es del 10 %, en caso de superarlo se debe registrar esta inconformidad en el informe.. | | | | | | | | |
| Fecha: _____ Firma evaluador: _____ Firma responsable: _____ | | | | | | | | |

Fuente: Elaboración propia

Con respecto al rendimiento, este se define como la relación entre la magnitud dosimétrica, que para nuestro caso es el kerma en aire, y la carga del equipo (mAs). Se debe establecer la linealidad de este parámetro al variar la carga del equipo. Las mediciones corresponden a las realizadas para la dispersión. En la tabla 2 se anotan los resultados de los cálculos para evaluar el rendimiento.

Tabla 2. Registro de rendimiento

| Parámetros de medición: 80 kV; distancia foco detector 1 m; tamaño de campo 10 x 10 cm². | | | | | | | | | | | |
|---|--------------|--|--|--|-----------------------------|--|--------------------------------|--|----------------|--|--|
| Parámetro variable del equipo | Medida | | | | Evaluación del rendimiento | | | | | | |
| <i>mAs</i> | <i>K air</i> | | | | Rendimiento <i>Kair/mAs</i> | | Coeficiente de linealidad (CL) | | Cumple (sí/no) | | |
| | | | | | | | | | | | |
| | | | | | | | | | | | |
| | | | | | | | | | | | |
| | | | | | | | | | | | |
| Observación: El coeficiente de linealidad se calcula como el cociente entre el rango y la suma de los dos valores más discrepantes. | | | | | | | | | | | |
| Observación 2: El límite de tolerancia para el coeficiente de linealidad es del 20 %, en caso de superarlo se debe registrar esta inconformidad en el informe. | | | | | | | | | | | |
| Fecha: _____ Firma evaluador: _____ Firma responsable: _____ | | | | | | | | | | | |

Fuente: Elaboración propia

Evaluación de la dosis en superficie y en profundidad

Para determinar la dosis entregada a los pacientes puede emplearse un maniquí como el presentado en el apartado “Diseño del simulador físico o maniquí en el marco de un programa de aseguramiento de la calidad”, en cuyo caso es posible medir tanto dosis en superficie como a diferentes profundidades. Adicionalmente, el diseño permite establecer la uniformidad de la dosis para un campo de radiación determinado; los detectores son dosímetros termoluminiscentes que deben ser calibrados en unidades de kerma en aire, ya que esta es la magnitud dosimétrica sugerida para este tipo de mediciones.

El centro médico debe identificar los exámenes por evaluar a partir de la frecuencia de su ejecución, y además debe establecer los parámetros de operación que emplearía en caso de un adulto promedio.

Para determinar la dosis se puede emplear la siguiente ecuación:

$$Dp = MN_{KQo}K_QK_f$$

(18)

Donde:

M corresponde al valor medido corregido por el fondo promedio;

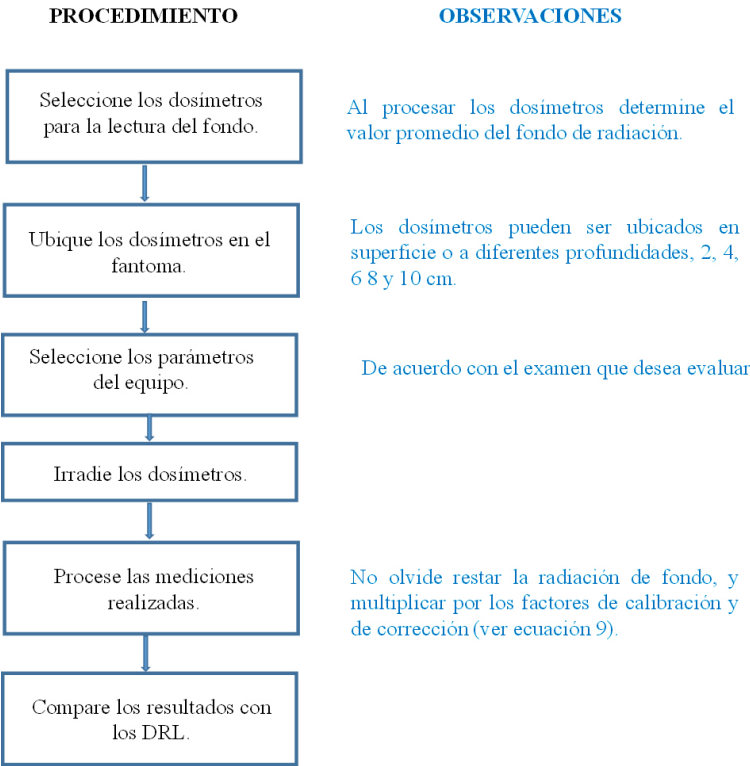
N_{K,Q_0} es el coeficiente de calibración del dosímetro para un tipo de radiación de referencia (Q_0);

K_q es el factor de corrección por la calidad de la radiación, y

K_f es la corrección por el deterioro de la señal termoluminiscente.

Estas mediciones pueden hacerse tanto en superficie como a diferentes profundidades (2, 4, 6, 8 o 10 cm), en cuyo caso la lámina del maniquí diseñada para colocar los dosímetros debe cambiar de ubicación. También es posible evaluar todos los exámenes cuando se considere pertinente. En cada caso se debe llevar a cabo un registro independiente de los resultados. Con relación a la evaluación de la uniformidad de la dosis no es necesario hacer mediciones adicionales; se recomienda tener claridad de la ubicación de los dosímetros en el maniquí. La figura 3 presenta el diagrama de flujo del procedimiento para las mediciones de dosis.

Figura 1. Procedimiento en un levantamiento radiométrico



Fuente: Elaboración propia

Capacitación del personal

Actitudes frente a las radiaciones ionizantes



Personal que desconoce los riesgos y los procedimientos



Personal capacitado

Fuente: Elaboración propia

Las radiaciones ionizantes se han venido empleando exitosamente en el área médica para la obtención de imágenes diagnósticas y la aplicación de terapias asociadas al tratamiento de enfermedades como el cáncer. Su uso en la exposición médica de pacientes contribuye con más del 95 % del total de la exposición a la radiación artificial y solo es superado mundialmente por el fondo natural de radiación como fuente de exposición (Unsear, 2000). Desde esta perspectiva es necesario que el trabajador ocupacionalmente expuesto conozca los fundamentos de la protección radiológica orientada a aplicaciones de radiodiagnóstico, con el objetivo de garantizar el manejo seguro de fuentes o equipos emisores de radiaciones ionizantes, evitando así sobreexposiciones o accidentes radiológicos.

En el marco de la reglamentación colombiana, la Resolución 9031 de 1990 expedida por el Ministerio de Salud estableció la obligatoriedad de los trabajadores ocupacionalmente expuestos de asistir a un curso de protección radiológica como requisito para la obtención del carné de protección radiológica. Sin embargo, más allá de este requisito, un programa de aseguramiento de la calidad debe garantizar

que este tipo de trabajadores conozcan los riesgos con el fin de trabajar de manera segura y estar en capacidad de solucionar las dudas que en temas de seguridad radiológica puedan tener los pacientes o sus acompañantes. A continuación se presenta el curso diseñado para dar respuesta a las necesidades de capacitación en el marco del aseguramiento de la calidad.

Objetivo general del curso

Capacitar al personal auxiliar, técnico y profesional del área de la salud, que trabaje con radiaciones ionizantes, en aspectos relacionados con la protección radiológica para que se pueda garantizar la seguridad tanto del trabajador ocupacionalmente expuesto como del paciente y el público que visita el centro de radiodiagnóstico.

Objetivos específicos

- Presentar los aspectos fundamentales de la física de radiaciones: la interacción de la radiación con la materia; magnitudes y unidades dosimétricas, aspectos operacionales y efectos biológicos.
- Trabajar a partir de situaciones problema la comprensión de conceptos operacionales de la protección radiológica: distancia, tiempo y blindaje, en el marco de los límites de dosis.
- Presentar los fundamentos de un programa de aseguramiento de la calidad, así como su importancia para la disminución de dosis en pacientes.

¿A quién va dirigido?

El curso está dirigido tanto a técnicos y profesionales que trabajen en el área de la salud con radiaciones ionizantes, como a estudiantes, docentes, técnicos y profesionales que estén interesados en capacitarse en el tema; esto implica abordar las temáticas con un lenguaje claro, en el contexto en que se desempeñan los participantes.

Metodología

Según la temática que se va a trabajar, es posible emplear presentaciones magistrales; sin embargo se sugiere usar situaciones problema a partir de las cuales se plantean cálculos de exposición, tiempos de trabajo, verificación de límites de dosis, etc.

En caso de ser posible, realizar prácticas experimentales contribuirá a afianzar los conceptos. Asimismo, el empleo de plataformas virtuales permitirá asignar ejercicios, acceder a videos y presentaciones, y evaluar la opción de un curso semipresencial.

Para los profesionales que desempeñen la función de oficiales de radioprotección, se propone incluir un módulo adicional de profundización en implementación de un programa de aseguramiento de la calidad.

La duración mínima del curso debe ser de veinte horas, acorde con lo establecido en los artículos 12 y 13 de la Resolución 9031 de 1990 del Ministerio de Salud.

Contenido programático

Se propone un curso compuesto de varios módulos. Sus contenidos, duración y metodología se presenta a continuación.

| Módulo 1. Las radiaciones ionizantes en aplicaciones médicas | |
|--|--|
| Este módulo tiene por objeto dar respuesta a los siguientes interrogantes: | ¿Qué son las radiaciones ionizantes? ¿Qué es la radiactividad? ¿Todas las radiaciones ionizantes son iguales? ¿Por qué se requieren blindajes en rayos X? |
| Duración y metodología | 3 horas Charla magistral con ejemplos contextualizados. |
| Contenido | Tipos de radiaciones: natural, fuentes radiactivas, equipos emisores de radiaciones ionizantes. Ley de decaimiento radiactivo. Interacción de la radiación con la materia: efecto Compton, efecto fotoeléctrico y producción de pares junto con su influencia en radiodiagnóstico. |
| Evaluación | Plantear situaciones problema asociadas a preguntas de los usuarios sobre el tema y cómo resolverlas. Establecer la relación entre los tipos de radiación y los riesgos. |

| Módulo 2. Magnitudes y unidades asociadas a las radiaciones ionizantes | |
|---|--|
| Este módulo tiene por objeto dar respuesta a los siguientes interrogantes: | ¿Es lo mismo hablar de exposición que de dosis? ¿En qué unidades se miden las dosis de radiación? ¿Qué significa el valor que me reportan al leer mi dosímetro personal? |
| Duración y metodología | 3 horas Charla magistral con ejemplos contextualizados. |
| Contenido | Magnitudes de campo. Magnitudes dosimétricas. Magnitudes de interacción. |
| Evaluación | Taller: Cálculos de dosis a partir de tasas de dosis. |

| Módulo 3. Radiobiología y efectos biológicos de la radiación | |
|--|---|
| Este módulo tiene por objeto dar respuesta a los siguientes interrogantes: | <p>¿Cómo afectan las radiaciones ionizantes a los seres vivos?</p> <p>¿Qué relación existe entre la dosis recibida y los efectos en la salud?</p> <p>¿Por qué una mujer en estado de embarazo no se debe tomar una radiografía?</p> |
| Duración y metodología | <p>2 horas</p> <p>Charla magistral con ejemplos contextualizados.</p> |
| Contenido | <p>Clasificación de los efectos biológicos.</p> <p>Efectos biológicos y límites de dosis.</p> |
| Evaluación | <p>Taller: Graficar la relación entre la dosis y los efectos biológicos identificando claramente los límites de dosis.</p> |

| Módulo 4. Protección radiológica | |
|--|---|
| Este módulo tiene por objeto dar respuesta a los siguientes interrogantes: | <p>¿Cómo saber cuánta dosis puedo recibir?</p> <p>¿Cuánta dosis puede recibir un paciente y cuánta su acompañante?</p> <p>¿Cuándo no se debe tomar una radiografía?</p> |
| Duración y metodología | <p>3 horas</p> <p>Charla magistral con ejemplos contextualizados.</p> |
| Contenido | <p>Filosofía de la protección radiológica:</p> <p>juntificación, optimización y límites de dosis.</p> <p>Valores de los límites de dosis.</p> <p>Niveles de restricción.</p> |
| Evaluación | <p>Taller: Plantear situaciones problema a partir de las cuales se establece si el público y el trabajador sobrepasan el límite de dosis. A partir de los resultados establecer procedimientos.</p> |

| Módulo 5. Principios operacionales de la protección radiológica | |
|--|--|
| Este módulo tiene por objeto dar respuesta a los siguientes interrogantes: | ¿Cómo saber cuánta dosis puedo recibir? ¿Cuánta dosis puede recibir un paciente? ¿Es igual para su acompañante? ¿Cómo se mide la radiación? |
| Duración y metodología | 4 horas Charla magistral con ejemplos contextualizados |
| Contenido | <i>Componente teórico</i> Parámetros operacionales de la protección radiológica: distancia, tiempo y blindaje. Medidores de radiación. <i>Componente práctico</i> Variación de la radiación con la distancia. Variación de la radiación al interponer un blindaje. |
| Evaluación | Taller: Análisis de los datos medidos en el componente experimental. |

| Módulo 6. Producción de rayos X y control de calidad | |
|--|---|
| Este módulo tiene por objeto dar respuesta a los siguientes interrogantes: | ¿Cómo funciona un equipo de rayos X por dentro? ¿Por qué es importante verificar que el equipo funciona correctamente? ¿Qué es control de la calidad? |
| Duración y metodología | 2 horas Charla magistral con ejemplos contextualizados. |
| Contenido | Producción de rayos X. Parámetros de operación del equipo. Conceptos de aseguramiento de la calidad. |
| Evaluación | Taller: Evaluar la influencia de los parámetros del equipo en la calidad de la imagen y en la dosis recibida por el paciente. |

| Módulo 7. Aspectos legales del uso de radiaciones ionizantes | |
|--|--|
| Este módulo tiene por objeto dar respuesta a los siguientes interrogantes: | ¿Está reglamentado el uso de radiaciones ionizantes? ¿Cuál es la norma en Colombia? ¿Quién es el responsable de hacerla cumplir? |
| Duración y metodología | 2 horas Charlas magistrales. |
| Contenido | Legislación colombiana. |
| Evaluación | Realizar una mesa redonda a partir de la lectura de la normativa colombiana. Concluir. |

| Módulo 8. Implementación de un programa de aseguramiento de la calidad en centros de rayos X diagnóstico (optativo) | |
|--|---|
| Este módulo tiene por objeto dar respuesta a los siguientes interrogantes: | ¿Por qué implementar un programa de aseguramiento de la calidad? ¿Qué debe contener este programa? ¿Quién es el responsable de implementarlo? |
| Duración y metodología | 5 horas Charla magistral y taller. |
| Contenido | Aseguramiento de la calidad en rayos X. Control de calidad del equipo y de la imagen. Determinación de la dosis en pacientes. |
| Evaluación | Taller: Identificar las necesidades en su centro de diagnóstico y a partir de ellas establecer los lineamientos para el diseño de un programa de aseguramiento de la calidad. |

Conclusiones

A diferencia del control de calidad en rayos X diagnóstico, cuyo objetivo principal es evaluar la calidad de la imagen, a partir del monitoreo periódico tanto del equipo como de las imágenes obtenidas, un programa de aseguramiento de la calidad tiene por objeto garantizar la seguridad radiológica de trabajadores, pacientes y público en general, así como la obtención de imágenes de calidad diagnóstica con un mínimo de exposición para los pacientes. Desde esta perspectiva, la mirada de la calidad adquiere un carácter más amplio e integral, e implica identificar acciones concretas que garanticen que la instalación logrará los objetivos mencionados. De acuerdo con lo anterior, se diseñó un programa de aseguramiento de la calidad con las siguientes características:

1. Un programa de aseguramiento de la calidad debe ser visto sistémicamente, y por esa razón los elementos que lo conforman son: la seguridad radiológica de la instalación, el control de calidad tanto del equipo como de la imagen, la evaluación de dosis y la capacitación del personal (en la técnica y en protección radiológica); siendo todos igualmente importantes para lograr los objetivos.
2. La seguridad radiológica de la instalación implica hacer periódicamente un levantamiento radiológico, para lo cual se elaboró un protocolo que permite llevar a cabo, de manera ordenada y secuencial, el registro de mediciones así como de los cálculos requeridos para comparar los resultados obtenidos con los niveles de referencia; adicionalmente, el formato diseñado para el registro puede ser empleado por el evaluador para entregar el informe al responsable de la instalación.
3. Para el control de calidad tanto del equipo como de la imagen se evaluaron los protocolos propuestos por la Agencia Internacional de Energía Atómica y la Asociación Española de Protección Radiológica, identificando los principales parámetros por evaluar en cada caso, que garanticen la calidad del procedimiento.
4. Para cada uno de los parámetros identificados se elaboró un protocolo el cual incluye: objetivo, metodología, parámetros de operación del equipo, periodicidad del procedimiento, instrumental requerido y tolerancia establecida para la verificación del cumplimiento. Su empleo garantiza la trazabilidad en las medidas y el seguimiento a los resultados obtenidos. También se creó un formato que facilita el registro de las mediciones y los cálculos requeridos a fin de identificar claramente las inconformidades.

5. Para la evaluación de la dosis se diseñó un simulador físico o maniquí, el cual fue elaborado en polimetilmetacrilato (PMMA), material de tejido equivalente, por lo que puede ser empleado para estimar las dosis recibidas por los pacientes tanto en superficie como en profundidad. A diferencia de los simuladores que se encuentran usualmente en el mercado, este permite elaborar curvas de isodosis a diferentes profundidades, empleando como detectores 25 dosímetros termoluminiscentes.
6. Con relación a la formación en protección radiológica del personal que trabaja en centros de radiodiagnóstico, se propone abordar la capacitación a través de ocho módulos: siete básicos y uno complementario. En este último se trabajan fundamentos de control de calidad. Para cada uno de los módulos se proponen preguntas orientadoras, los contenidos y las estrategias para su evaluación, lo que permite un seguimiento de apropiación de las competencias que requiere el personal que labora en la instalación, con el objetivo de dar respuesta a posibles situaciones que se presenten.
7. El trabajo integrado de los aspectos presentados permitirá optimizar la imagen, disminuir la dosis en pacientes y limitar la dosis de trabajadores y público a los valores recomendados, garantizando la calidad en la instalación.

Referencias

- Akpochafor, M., Aweda, M., Ibitoye, Z. y Adeneye, S. (noviembre de 2013). Thermoluminescent dosimetry in clinical kilovoltage beams. *Radiography*, 19(4), 326-330. Recuperado de <https://doi.org/10.1016/j.radi.2013.07.001>.
- Alcaraz, M. (2001). *Bases físicas y biológicas del radiodiagnóstico médico*. Murcia: Universidad de Murcia.
- Andisco, D., Blanco, S. y Buzzi, A. (abril-junio de 2014). Dosimetría en radiología. *Revista Argentina de Radiología*, 78(2), 114-117. Recuperado de <https://doi.org/10.1016/j.rard.2014.06.010>.
- Acuerdo de Cooperación Regional para la Promoción de la Ciencia Nuclear y Tecnología en América Latina y el Caribe [Arcal] (2001). *Protocolos de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, Arcal XLIX*. Recuperado de <https://www.minsalud.gov.co/sites/rid/Lists/BibliotecaDigital/RIDE/VS/MET/arcacal-49-protocolo-cc.pdf>.
- Agencia Internacional de Energía Atómica [IAEA] (2014). Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice. *Igarss 2014*, (1), 1-5. Recuperado de <https://doi.org/10.1007/s13398-014-0173-7.2>.
- Bharath, A. (2008). Introductory Medical Imaging. Synthesis Lectures on Biomedical Engineering. *Synthesis Lectures on Biomedical Engineering*, 3 (1) 1-186. Recuperado de <https://doi.org/10.2200/S00165ED1V01Y200811BME026>.
- Bharath, A. (2009). Introductory Medical Imaging. En J. D. Enderle (Ed.). *Introductory Medical Imaging* (vol. 3). San Rafael, California: Morgan & Claypool. Recuperado de <https://doi.org/10.2200/S00165ED1V01Y200811BME026>.
- Bor, D., Unal, E. y Uslu, A. (septiembre de 2015). Comparison of different phantoms used in digital diagnostic imaging. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, 795, 160–166. Recuperado de <https://doi.org/10.1016/j.nima.2015.05.013>.
- Brosed, A. y Ruiz, P. (2012). *Fundamentos de física médica. Radiodiagnóstico: bases físicas, equipos y control de calidad*. Madrid: Sociedad Española de Física Médica.
- Bushong, S. (2010). *Manual de radiología para técnicos. Física, biología y protección radiológica* (9.ª ed.). Madrid: Elsevier.

- Cabrero, F. (2004). *Imagen radiológica*. Barcelona: Masson.
- Camargo, L., Morales, M., Graffigna, J. y Romo, R. (2010). Control de calidad de imágenes mamográficas. Facultad de Ingeniería, Universidad Nacional de San Juan (Argentina). Recuperado de <https://docplayer.es/8461540-Control-de-calidad-de-imagenes-mamograficas.html>.
- Chida, K., Kaga, Y., Haga, Y., Takeda, K. y Zuguchi, M. (enero de 2013). Quality Control Phantom for Flat Panel Detector X-ray Systems. *Health Physics*, 104(1), 97–101. DOI: 10.1097/HP.0b013e3182659c72.
- Chotas, H., Floyd, C., Johnson, G. y Ravin, C. (1997). Quality control phantom for digital chest radiography. *Radiology*, 202(1), 111-116. Recuperado de <https://doi.org/10.1148/radiology.202.1.8988199>.
- European Union (2014). Diagnostic Reference Levels in Thirty-six European Countries. Part 2/2. *Radiation Protection n.º 180*, 1–73.
- Ferdegini, E. (2014). Radiation Protection and Dosimetry in x-Ray Imaging. *Comprehensive Biomedical Physics*, 2, 243-262. Recuperado de <https://doi.org/10.1016/B978-0-444-53632-7.00211-2>.
- Guy, C. y Ffytche, D. (2005). *An Introduction to The Principles of Medical Imaging*. Londres: Imperial College Press.
- Infante, E. y Ramírez, P. (1996). Curso Básico de Protección Radiológica. *Magnitudes y unidades dosimétricas* (pp. 29–34). Instituto de C. N. y E. A. Instituto de Ciencias Nucleares y Energías Alternativas.
- International Commission on Radiological Protection [ICRP] (1991). *1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*. ICRP Publication 60, 21(1-3).
- International Commission on Radiological Protection [ICRP] (2007). *Las recomendaciones 2007 de la Comisión Internacional de Protección Radiológica. Publicación 103*. Madrid: Sociedad Española de Protección Radiológica-Asociación Profesionales de la Comisión Nacional de Energía Atómica y la Actividad Nuclear.
- International Commission on Radiological Protection [ICRP] (2007c). *Annals of the ICRP. Radiological protection in medicine. ICRP 105*, 37(6).
- Llamasa, L., Meza, L. y Botero, M. (2007). Estudio de repetibilidad y reproducibilidad utilizando el método de promedios y rangos para el aseguramiento de la calidad de los resultados de calibración de acuerdo con la norma técnica NTC-ISO/IEC 17025. *Scientia et Technica, XIII* (35), 455-460. Recuperado de <http://revistas.utp.edu.co/index.php/revistaciencia/article/viewFile/5479/2817>.
- Malone, J., Guleria, R., Craven, C., Horton, P., Järvinen, H., Mayo, J., ... Czarwinski, R. (mayo de 2012). Justification of diagnostic medical exposures: some practical issues. Report of an International Atomic Energy Agency Consultation. *British Journal of Radiology*, 85, 523-538. Recuperado de <https://doi.org/10.1259/bjr/42893576>.

- Martínez, P., Puerta, J., Morales, J. Beltrán, C. (2006). Programa Piloto de Control de Calidad en Mamografía y Equipos Convencionales en el Departamento de Antioquia. *Primer Congreso Americano del IRPA* (pp. 1–9). Acapulco, México, 3 al 8 de septiembre de 2006. Recuperado de https://inis.iaea.org/collection/NCLCollectionStore/_Public/38/033/38033174.pdf.
- McClelland, I. (2004). *X-ray equipment maintenance and repairs for by. World Health Organization*. Ginebra: Organización Mundial de la Salud. Recuperado de <http://apps.who.int/iris/bitstream/10665/42952/1/9241591633.pdf>.
- National Research Council [CNR], Institute of Clinical Physiology (2014). *Radiation Protection and Dosimetry in X - Ray Imaging*.
- Organismo Internacional de Energía Atómica [IAEA] (2002). Radiological Protection for Medical Exposure to Ionizing Radiation. Safety Guide n.º RS-G-1.5. Vienna: IAEA.
- Organismo Internacional de Energía Atómica [IAEA] (2007). Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice. Technical Reports Series n.º 457. Vienna: IAEA.
- Périard, M. y Chaloner, P. (octubre de 1996). Diagnostic X-Ray Imaging Quality Assurance: An Overview. *Canadian Journal of Medical Radiation Technology*, 27, 171–177.
- Physikalisch-Technische Werkstätten (2007). *Pruebas de constancia de equipos de rayos X de radiodiagnóstico*. Río de Janeiro: PTW-Latinoamérica.
- Podgorsak, E. (2005). Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students. International Atomic Energy Agency [IAEA] Vienna: IAEA.
- Radiológica, S. E. de P. (2007). *ICRP Publicación 103 - Las recomendaciones 2007 de la Comisión Internacional de Protección Radiológica. Publicación 103*.
- Ramos, O. y Villarreal, M. (2013). Disminución de la dosis de radiación en el radiodiagnóstico. *Revista Chilena de Radiología*, 19(1), 5-11.
- Röntgen, W. (14 de febrero de 1896). On a New Kind of Ray. *Science, New Series*, 3(59), 227–231. Recuperado de <http://www.jstor.org/stable/1623595>.
- Sociedad Española de Física Médica [SEFM], Sociedad Española de Protección Radiológica [SEPR] y Sociedad Española de Radiología Médica [Seram] (2011). *Protocolo español de control de calidad en radiodiagnóstico*. Madrid: SEFM-SEPR- Seram.
- Seltzer, S., Bartlett, D., Burns, D., Dietze, G., Menzel, H., Paretzke, H., ... Tada, J. (1 de abril de 2011). Fundamental Quantities and Units For Ionizing Radiation (Revised). ICRU-report n.º 85. *Journal of the ICRU*, 11(1), 1–35. Recuperado de <https://doi.org/10.1093/jicru/ndr012>.
- Shepard, S., Lin, P., Boone, J., Cody, D., Fisher, J., Glasser, H., ... Thompson, S. (2002). *Quality Control in Diagnsotic Radiology*. Madison (Wisconsin): Medical Physics Publishing.

- United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation [Unsear] (2000). *Sources and Effects of Ionising Radiation. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation Report to the General Assembly with Scientific Annexes*. Nueva York: Unsear.
- Vañó C., Fernández, J., Sánchez, R. y Ten, I. (diciembre de 2013). Niveles de referencia de dosis en radiología intervencionista. *Radiología*, 55(2), 17-24. Recuperado de <https://doi.org/10.1016/j.rx.2013.08.001>.
- Vaz, P. (noviembre de 2015). Radiological protection, safety and security issues in the industrial and medical applications of radiation sources. *Radiation Physics and Chemistry*, 116, 48-55. Recuperado de <https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2015.05.012>.
- White, S. y Pharoah, M. (2002). *Radiología oral*. Madrid: Harcourt. Recuperado el 18 de octubre de 2018.
- Xu, X. y Eckerman, K. (Eds.) (2009). *Handbook of anatomical models for radiation dosimetry*. Nueva York: Taylor & Francis Group.

Autora

Esperanza del Pilar Infante Luna

Física, especialista en Protección Radiológica, magíster en Física y doctora en Ciencias Biológicas. Dirige el grupo de Física Aplicada a las Ciencias Biológicas (FIACIBI), adscrito a la Facultad de Ciencias y Educación. Actualmente es coordinadora institucional de autoevaluación y acreditación de la Universidad Distrital Francisco José de Caldas y acompaña la gestión asociada a los procesos de aseguramiento de la calidad educativa de los programas académicos, así como la acreditación institucional.

Este libro se
terminó de imprimir
en abril de 2019
en la Editorial UD
Bogotá, Colombia