

ICRP

PUBLICACIÓN 93

Gestión de la dosis al paciente en radiología digital



S.A.R.

Sociedad Argentina
de Radioprotección



ICRP

Publicación 93

Gestión de la dosis al paciente en radiología digital



S.A.R.

Sociedad Argentina
de Radioprotección



Traducción oficial al español de la Publicación 93.

Editada por la Sociedad Argentina de Radioprotección con la autorización
de la International Commission on Radiological Protection (ICRP)

Anónimo

ICRP 93: Gestión de la dosis al paciente en radiología digital / Anónimo; Coordinado por Beatriz Gregori. - 1a ed. - Ciudad Autónoma de Buenos Aires: Sociedad Argentina de Radioprotección, 2014.

E-Book.

Traducido por: Andrea Cruz

ISBN 978-987-26798-2-8

1. Radiología. I. Gregori, Beatriz, coord. II. Cruz, Andrea, trad. III. Título.

CDD 616.075 7

Diseño de tapa e interior: El Grifo, Comunicación visual
Publicación digital

Primera edición: abril 2014

ISBN 978-987-26798-2-8



© Sociedad Argentina de Radioprotección

Av. Del Libertador 8250 – C1429BNP – Ciudad Autónoma de Buenos Aires

Teléfono / Fax: (54-11) 4704-1472

www.radioproteccionsar.org.ar

e-mail: radioproteccionsar@gmail.com

Queda hecho el depósito que establece la ley 11.723

Impreso en la Argentina

Reservados todos los derechos. Queda prohibida, sin la autorización escrita de los titulares del Copyright, bajo las sanciones establecidas en las leyes, la reproducción total o parcial de esta obra por cualquier medio o procedimiento, incluidos la reprografía y el tratamiento informático.

Publicación 93 del ICRP

Gestión de la dosis al paciente en radiología digital

Traducción realizada

Por la Sociedad Argentina de Radioprotección

Patrocinada por

Comisión Nacional de Energía Atómica

Sociedad Argentina de Radiología

Autoridad Regulatoria Nuclear

Traductor público

Andrea Cruz

Revisión técnica

Alfredo Buzzi

Revisión General

Gustavo Massera

Cinthia Papp

Prólogo a la edición en idioma español

La Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP, en inglés) ha publicado numerosos informes que brindan asesoramiento en temas de seguridad y protección radiológica en Medicina.

Las exposiciones médicas son únicas y, por esta característica, implican un desafío para la aplicación de los principios básicos de protección radiológica desarrollados por el ICRP. Hecho aún más relevante, si consideramos que la contribución de las prácticas diagnósticas a la dosis en la población es el 95% del total debido a las aplicaciones no naturales de las radiaciones ionizantes.

Si bien la radiología digital tiene el potencial de reducir las dosis en el paciente, la experiencia mundial ha demostrado que las dosis no disminuyeron sino que aumentaron significativamente a partir de su aplicación. Es por este motivo que la publicación 93 de la ICRP se focaliza en la radiología digital y en el balance que debe existir entre la calidad de imagen para el cumplimiento del propósito clínico y la dosis en el paciente.

La Sociedad Argentina de Radioprotección (SAR) consideró que la difusión de este documento en idioma español sería un nuevo aporte al fortalecimiento de la Protección Radiológica en el área médica.

La traducción al español, realizada con la autorización del ICRP, se llevó a cabo contando con la colaboración de la Comisión Nacional de Energía Atómica, la Sociedad Argentina de Radiología y la Autoridad Regulatoria Nuclear.

La SAR agradece profundamente a la ICRP y a todos aquellos que han trabajado para la culminación exitosa de este proyecto.

Beatriz Gregori
Presidenta de la SAR

Hugo Vicens
Vicepresidente de la SAR

Anales del ICRP

Publicado en representación de la Comisión Internacional de Protección Radiológica

Editor: J. VALENTIN, ICRP, SE-171 16 Estocolmo, Suecia

International Commission on Radiological Protection 2001–2005

Presidente: Prof. R. H. Clarke, ICRP, SE-171 16

Vicepresidente: Dr. L.-E. Holm, Swedish Radiation Protection Authority (SSI), Autoridad de Protección Radiológica Sueca SE-171 16 Estocolmo, Suecia

Secretario científico: Dr. J. Valentin, ICRP, SE-171 16 Estocolmo, Suecia; fax: +46 8 729 7298

Miembros de la Comisión Principal del ICRP

R. Alexakhin, Obninsk, Rusia

J. D. Boice Jr, Rockville, MD

R. Cox, Didcot, GB

G. J. Dicus, Washington, DC

A. J. González, Vienna, Austria

F. A. Mettler Jr, Albuquerque, NM

Y. Sasaki, Chiba-shi, Japón

C. Streffer, Essen, Alemania

A. Sugier, Fontenay-aux-Roses, Francia

Z. Pan, Beijing, China

B. C. Winkler†, Centurion, Sudáfrica

R. J. Pentreath, Bath, GB

D. Beninson†, Buenos Aires, Argentina (Emeritus)

H. J. Dunster, Oxford, GB (Emeritus)

B. Lindell, Stockholm, Suecia (Emeritus)

C. B. Meinhold, Brookhaven, EUA (Emeritus)

W. K. Sinclair, Escondido, CA (Emeritus)

L. S. Taylor, Mitchellville, MD (Emeritus)

Información de suscripción

Información sobre la publicación: Anales del ICRP (ISSN 0146-6453). Está planificado que se publique el volumen 34 en 2004. El costo de la suscripción estará disponible por medio de la solicitud del Editor o de la Oficina regional de ventas más cercana o en el sitio web de la publicación. Los precios de suscripción (<http://www.elsevier.com/locate/jnlabr/jaicrp>).

Para mayor información sobre esta publicación y otros documentos de Elsevier, visite el sitio web de Elsevier (<http://www.elsevier.com>). Solo se aceptan las suscripciones por pago por adelantado/prepago y tienen vigencia durante un año calendario. Los números de la publicación se envían por correo (terrestre dentro del territorio de Europa y aéreo fuera de Europa). Las tasas de prioridad están disponibles en caso de ser solicitados. Se deben realizar los reclamos por números faltantes dentro de los seis meses de haber recibido la nota de envío. Los pedidos, reclamos y preguntas sobre la publicación deben realizarse al Departamento de Atención al Cliente en la Oficina regional de ventas más cercana.

Los pedidos, reclamos y preguntas sobre la publicación deben realizarse al Departamento de Atención al Cliente en la Oficina regional de ventas más cercana. Orlando: Elsevier, Customer Service Department, PO Box 211, 6277 Sea Harbor Drive, Orlando, FL 32887-4800, USA; phone: (+1) (877) 8397126 [toll free number for US customers], or (+1) (407) 3454020 [customers outside US]; Amsterdam: Elsevier, Customer Service Department, PO Box 211, 1000 AE Amsterdam, The Netherlands; phone: (+31) (20) 4853757; fax: (+31) (20) 4853432; e-mail: nlinfo-f@elsevier.com Tokyo: Elsevier, Customer Service Department, 4F Higashi-Azabu, 1-Chome Bldg, 1-9-15 Higashi-Azabu, Minato-ku, Tokyo 106-0044, Japan; phone: (+81) (3) 5561 5037; fax: (+81) (3) 5561 5047; e-mail: jp.info@elsevier.com Singapore: Elsevier, Customer Service Department, 3 Killiney Road, #08-01 Winsland House I, Singapore 239519; phone: (+65) 63490222; fax: (+65) 67331510; e-mail: asiainfo@elsevier.com fax: (+1) (407) 3631354; e-mail: usjcs@elsevier.com

Ediciones anteriores

Las ediciones anteriores de todos los volúmenes publicados con anterioridad se pueden conseguir directamente de las oficinas de Elsevier (Oxford y Nueva York). La publicación está indexada y en compendio en App. Health Phy. Abstr., Biosis Data, CBS y SSSA/CISA/ECA/ISMEC. El paper utilizado en esta publicación cumple con los requisitos mínimos del Estándar Nacional Estadounidense para las Ciencias de la Información, Permanencia del paper de los materiales impresos de la biblioteca, ANSI Z39.48-1984. Notificación de correo de los Estados Unidos: Elsevier Ltd (PO Box 211, 1000 AE Amsterdam, Holanda, publica los Anales del ICRP (ISSN 0146-6453) trimestralmente (en marzo, junio, septiembre, diciembre). El precio de suscripción anual en los Estados Unidos es US\$326 (válido en Norteamérica, Centroamérica y Suramérica), incluida la entrega aérea rápida. La solicitud para recibir la publicación por correo a una tarifa postal periódica se tramita en Jamaica, NY 11431.

Jefe de la sucursal de correos de Estados Unidos: Para cambios de dirección, notificar a Annals of the ICRP, Publications Expediting Inc., 200 Meacham Ave., Elmont, NY 11003. Transporte aéreo y entrega por correo: en los Estados Unidos lo realiza Publications Expediting Inc., 200 Meacham Avenue, Elmont, NY 11003.

ÍNDICE	
RESUMEN	13
EDITORIAL	15
PREFACIO	17
PUNTOS PRINCIPALES	19
GLOSARIO Y ACRÓNIMOS	20
1. INTRODUCCIÓN	27
1.1. Propósito del documento	
1.2. Introducción	
1.3. Historia	28
1.4. ¿Qué es la radiología digital?	29
1.5. Diferencias entre modalidades intrínsecas digitales y radiología digital	
1.6. Películas convencionales digitalizadas	
1.7. Radiografía convencional	30
1.8. Fluoroscopia digital	
1.9. Comparación de técnicas digitales y no digitales.	
1.10. Calidad de imagen y niveles de exposición en la radiología digital	31
1.11. Otros aspectos de la radiología digital	
2. DOSIS AL PACIENTE Y CALIDAD DE IMAGEN EN RADIOLOGÍA DIGITAL	
2.1. Relación entre calidad de imagen (o información diagnóstica) y dosis al paciente en radiología digital	32
2.2. Tipo de calidad de imagen (o información de diagnóstico) que resulta necesaria para una técnica de imágenes médica	36
2.3. Acciones que afectan la dosis al paciente	38
2.4. Asesoramiento práctico para la gestión de dosis al paciente y calidad de imagen	
2.5. Necesidades de capacitación de radiólogos y técnicos radiólogos	48
3. ASPECTOS REGULATORIOS Y GESTIÓN DE LA CALIDAD	49
3.1. Principios de protección radiológica	
3.2. Control de la calidad y gestión de imágenes	51
3.3. Inspección de seguridad eléctrica	53
3.4. Niveles de referencia para diagnóstico	
3.5. Auditoría de niveles de dosis en imágenes digitales	
3.6. Lesiones determinísticas	54
3.7. El estándar DICOM	

4. RECOMENDACIONES DEL ICRP PARA RADIOLOGÍA DIGITAL	55
APÉNDICE A. LOS PRINCIPIOS Y VENTAJAS DE SISTEMAS DIGITALES	56
A.1. Introducción	
A.2. Terminología básica	58
A.3. Cadena de imágenes en sistemas digitales de rayos x	
A.4. Procesamiento de la imagen	60
A.5. Calidad de imagen y representación de la imagen	68
A.6. Herramientas de dosimetría integrada	69
APÉNDICE B. DOSIMETRÍA DEL PACIENTE: CANTIDADES Y UNIDADES	70
B.1. Dosis absorbida	
B.2. Kerma	
B.3. Dosis media en órgano	
B.4. Dosis equivalente	
B.5. Dosis efectiva	71
B.6. Producto dosis-área	
B.7. Factor de retrodispersión	
B.8. Dosis en piel	72
APÉNDICE C LINEAMIENTOS PARA LOS ASPECTOS DE EDUCACIÓN GENERAL Y ENTRENAMIENTO EN RADIOLOGÍA DIGITAL	73
5. REFERENCIAS	75



RESUMEN

Las técnicas digitales tienen el potencial para mejorar la práctica de la radiología, pero conllevan el riesgo de abusar de la radiación. Las principales ventajas de la imagen digital, es decir, amplio rango dinámico, post procesamiento, múltiples opciones de observación, y posibilidades electrónicas de transferencia y almacenamiento, están a la vista, pero pueden ocurrir sobreexposiciones sin un impacto adverso en la calidad de la imagen. En la radiografía convencional, la exposición excesiva produce una "película negra". En los sistemas digitales, se obtienen imágenes de buena calidad para un amplio rango de dosis. Es muy sencillo obtener (y borrar) imágenes con sistemas de fluoroscopia digital, y puede existir una tendencia a obtener más imágenes que las necesarias.

En la radiología digital, la mayor dosis al paciente significa usualmente una mejor calidad de la imagen, por lo que puede haber una tendencia a darle al paciente dosis superiores que las necesarias. Las diferentes prácticas de diferentes pruebas de diagnóstico por imagen requieren diferentes niveles de calidad de imagen y deberían evitarse dosis que no tengan beneficios adicionales con propósitos clínicos.

La calidad de imagen puede verse comprometida por niveles inapropiados de compresión de datos y/o técnicas de post procesamiento. Todos estos nuevos desafíos deberían ser parte del proceso de optimización y deberían incluirse en los protocolos técnicos y clínicos.

Los niveles de referencia para diagnóstico locales deberían ser reevaluados para el caso de imágenes digitales, y los parámetros de la dosis al paciente deberían ser mostrados en la consola del operador. Cuando se introducen las técnicas digitales deberían realizarse frecuentes auditorías de las dosis al paciente.

En radiología digital, es necesario brindar capacitación en la gestión de la calidad de la imagen y de la dosis al paciente. La radiología digital incluirá nuevas normas y presentará nuevos desafíos para los médicos. Dado que las imágenes digitales son más sencillas de obtener y transmitir, deberían reforzarse los criterios de justificación.

La puesta en servicio de sistemas digitales debería involucrar especialistas clínicos, físicos médicos y técnicos radiólogos para asegurar que la capacidad de imagen y la gestión de las dosis de radiación, estén integradas. El control de calidad requiere nuevos procedimientos y protocolos (visualización, transmisión y almacenamiento de las imágenes).

©2004 ICRP. Publicado por Elsevier Ltd. Todos los derechos reservados.

Palabras clave: gestión de la dosis al paciente en radiología digital; registros de dosis; reducción de la dosis al paciente; post procesamiento; comprensión de la imagen.

EDITORIAL

Gestión de dosis al paciente en radiología digital

Es probable que, durante la década anterior, la radiología digital haya representado el mayor avance tecnológico en el área de diagnóstico por imágenes. No obstante, aun muchas personas desconocen su existencia. A raíz del advenimiento de computadoras más veloces, mayores capacidades de almacenamiento y nuevos sistemas de detección radiográficos, las películas para la radiografías se han vuelto obsoletas. A modo de analogía, cabe mencionar, que, para la mayoría de las personas, es sencillo comprender el reemplazo de las cámaras de película por las digitales. Se pueden obtener imágenes, examinarlas inmediatamente, borrarlas, corregirlas y recortarlas para luego enviarlas a una red de computadoras.

En diversos departamentos de radiología de países desarrollados, se dejó de utilizar la película en la producción de radiografías. Los beneficios son numerosos. El médico de referencia puede a menudo visualizar la imagen solicitada en una computadora, usualmente acompañada por el diagnóstico, apenas unos minutos después de haberse hecho el estudio. Las imágenes ya no quedan más en un solo lugar: distintos médicos a kilómetros de distancia pueden verla simultáneamente. Además el paciente puede tener todas sus radiografías en un CD y puede llevarse las a otro médico u hospital.

La tecnología digital tiene el potencial de reducir las dosis a los pacientes, hecho que resulta importante dado que los usos médicos de la radiación ionizante representan ahora más del 95% de todas las exposiciones por radiación causadas por el hombre y es la mayor fuente de radiación después de la radiación natural de fondo. Cabe preguntarse entonces cuál es el problema y por qué el Comité 3 del ICRP solicita un Grupo de Tareas para escribir este documento.

Mientras que las técnicas digitales tienen el potencial de reducir las dosis al paciente, también tienen el potencial de aumentarlas considerablemente. La experiencia ha demostrado que, dado que diversos departamentos de radiología cambiaron a equipos digitales, no se redujeron las dosis a los pacientes sino que se incrementaron significativamente. Las razones de esto son numerosas. Los técnicos radiólogos saben que una imagen sobreexpuesta puede corregirse en la computadora, pero que una imagen subexpuesta tendrá que repetirse. Como resultado, hay una tendencia a dar una dosis mayor a la necesaria. La mayoría de los sistemas no rastrea con facilidad las imágenes insatisfactorias que hayan sido eliminadas del sistema y a pesar de que la información esté presente, son pocos los sistemas que muestran la dosis o los factores de exposición para el registro del paciente. Estudios recientes también muestran que incluso cuando las exposiciones se realizan correctamente, existe un aumento en el número de estudios solicitados por los médicos, probablemente debido a la facilidad y conveniencia de obtener las imágenes y los resultados.

Estos son sólo algunos de los temas tratados en este informe. Queda en claro que es necesario prestarle atención a varios factores cuando se cambia a sistemas digitales. Algunos ejemplos incluyen estandarización de los equipos, capacitación, temas de privacidad y seguridad, control de la calidad, niveles de referencia para diagnóstico, archivos, algoritmos de compresión y criterios de referencia.

En términos generales, esta tecnología avanza rápidamente y, en el corto plazo, se aplicará a cientos de millones de pacientes. Si no se presta la debida atención a la protección radiológica en radiología digital, aumentará considerablemente la exposición médica de los pacientes y no habrá un beneficio consecuente. Por el contrario, si la protección radiológica se aborda adecuadamente, podrán disminuirse las exposiciones médicas sin reducir el beneficio del diagnóstico del paciente.

Fred Mettler
Hans Ringertz
Eliseo Vañó

PREFACIO

A lo largo de los años, la ICRP, mencionada de ahora en más como “la Comisión”, publicó diversos informes que brindan asesoramiento en temas de seguridad y protección radiológica en medicina. La Publicación 73 del ICRP es un documento que aporta una perspectiva general del área. Estos informes resumen los principios generales de protección radiológica y brindan asesoramiento sobre la aplicación de estos principios a los usos de la radiación ionizante en medicina e investigación biomédica.

La mayoría de estos informes son generales, y la Comisión desea abordar algunas situaciones específicas en las que se hayan observado estas dificultades. Los informes sobre estas áreas problemáticas deberían escribirse en un estilo llano para aquellos directamente vinculados con el tema en su trabajo cotidiano y todo esfuerzo debería hacerse para asegurar la amplia difusión de dichos informes.

Se comenzó con una serie de dichos informes en el encuentro de la Comisión de Oxford, Gran Bretaña, en septiembre de 1997. Con respecto a la recomendación del Comité 3 de ICRP, la Comisión estableció un conjunto de Grupos de Tareas para producir informes sobre temas de protección radiológica en medicina.

Se publicaron algunos de los informes como las Publicaciones 84, 85, 86 y 87 del ICRP. El presente informe continúa esta serie de documentos concisos y específicos y se están preparando varios informes de asesoramiento.

El Grupo de Tareas de Gestión de Dosis en Radiología Digital comenzó a trabajar en la reunión de la Comisión en La Haya, Holanda, en septiembre de 2001. Sus términos de referencia consistían en revisar los métodos específicos de la radiografía digital que podrían conducir a un incremento de la dosis de radiación. Asimismo, se solicitó que el Grupo de Tareas diera recomendaciones a los fabricantes y usuarios para reducir las dosis potenciales innecesarias.

Los miembros del Grupo de Tareas fueron:

- E. Vañó (Presidente)
- B. Archer
- K. Faulkner
- B. Geiger
- R. Loose

Los miembros corresponsales son:

- B. Bergh
- H.P. Busch
- J.M. Fernández
- R. Gagne
- M. Rosenstein
- C. Sharp
- M. Wucherer

Los miembros del Comité 3 durante el período de preparación del informe fueron:

F.A. Mettler, Jr. (Presidente)

J.-M. Cosset

C. Cousins

M.J. Guiberteau

I. Gusev

L.K. Harding (Secretaria)

M. Hiraoka

J. Liniecki (Vice Presidente)

S. Mattsson

P. Ortiz-Lopez

L. V. Pinillos-Ashton

M.M. Rehani

H. Ringertz

M. Rosentein

C. Sharp

E. Vañó

W. Yin

Este informe está destinado a cumplir los propósitos descritos anteriormente. Con el fin de ser de utilidad para dichos propósitos, este estilo difiere en algunos aspectos del estilo usual de los Anales del ICRP.

El informe fue aprobado por la Comisión para ser publicado en noviembre de 2003.

En noviembre de 2003, la Comisión aprobó el informe para su publicación.

PUNTOS PRINCIPALES

- *En radiología digital, generalmente una mayor dosis al paciente por imagen produce una mejor calidad de imagen. Esto puede desembocar en una tendencia a utilizar, en los sistemas digitales, mayores dosis al paciente de las que son necesarias, hecho que debería evitarse.*
- *Existen distintas pruebas del diagnóstico por imágenes que requieren diferentes niveles de calidad de imagen. De hecho, deben establecerse criterios de calidad para todas las pruebas de diagnóstico por imágenes. El objetivo es evitar dosis al paciente innecesarias, es decir, dosis que no tengan beneficios adicionales para el propósito clínico esperado.*
- *Es muy sencillo obtener (y borrar) imágenes en los sistemas de fluoroscopia digital, por lo que puede existir una tendencia a sacar más imágenes de las que son necesarias. A raíz de esto, el paciente se irradiaría más de lo clínicamente necesario. Se debería acordar cómo resolver este problema en los protocolos de procedimiento.*
- *Los niveles de referencia de diagnóstico locales son herramientas útiles para gestionar las dosis al paciente en los casos de diagnóstico por imágenes. Los niveles de referencia de diagnóstico para las radiografías no digitales no son necesariamente aplicables a los procedimientos de imágenes digitales similares y específicas.*
- *Los parámetros de dosis al paciente deberían aparecer en la consola del operador (además de figurar adentro de la sala de rayos para procedimientos intervencionistas) para asistir a los, médicos especialistas y a los técnicos radiólogos en la gestión de dosis. En un futuro cercano, muchas instalaciones médicas no utilizarán películas y se recurrirá mayormente a la visualización de imágenes digitales. El cambio de paradigma incluirá nuevas directrices y regulaciones e invocará nuevos desafíos para los médicos y trabajadores del área radiológica en el área de gestión de la calidad.*
- *La capacitación básica en la gestión de la calidad de imagen y la dosis al paciente en radiología digital es necesaria para radiólogos, físicos médicos, y técnicos radiólogos involucrados en el uso de nuevas técnicas.*
- *Los criterios de justificación deberían ser uno de los factores fundamentales para tener en cuenta a la hora de actualizar el programa de garantía de calidad en el caso de que una instalación comience a utilizar radiología digital. Podría incrementarse el número de estudios debido a la relativa facilidad con que se logra obtener y archivar las radiografías con sistemas digitales.*

GLOSARIO Y ACRÓNIMOS

Diccionarios de términos digitales en idioma inglés

http://www4.gartner.com/6_help/glossary/GlossaryR.jsp

<http://www.highend3d.com/rosetta/>

<http://www.learn.digital.net/glossary.htm>

ACR = American College of Radiology (Colegio Americano de Radiología) www.acr.org

Aliasing El criterio de Nyquist (véase “límite de resolución espacial”) no se cumple en caso de que el espaciado de píxel sea demasiado grande en relación con el contenido de frecuencias espaciales de la imagen. Los componentes de alta frecuencia que excedan el límite de resolución espacial aparecerán como componentes de baja frecuencia artificial (“artefactos aliasing”) en la imagen. El significado práctico es que los objetos más pequeños aparecerán artificialmente agrandados. No hay manera de distinguir entre un detalle verdaderamente grande y un detalle pequeño “aliased” en la imagen final.

Apertura del píxel La estructura física de un detector de rayos x, que consiste en todos los medios para convertir la exposición local de rayos x en una señal eléctrica, es también es conocida como “píxel”. Según la tecnología del detector, estos píxeles pueden tener diferentes formas y tamaños, o representar un tamaño de spot láser como en sistemas de almacenamiento de fósforo. El área sensible que forma la señal de la imagen es de importancia en la conversión a una señal eléctrica, y a esta área se la llama apertura de píxel.

CAD = Convertidor Analógico Digital. La conversión de señales analógicas a información digital: normalmente para el posterior uso de una máquina digital.

CAE = Control Automático de Exposición.

Clases de velocidad Dosis relativa necesaria para obtener imágenes con la densidad óptica apropiada (es decir, oscurecimiento “blackening”). Cuanto mayor sea la velocidad, menor es la “dosis” necesaria para obtener la densidad óptica dada (es decir, la imagen).

Colimación virtual Permite el ajuste personalizado de las dimensiones de haz de rayos x que utilizan métodos numéricos sin necesidad de exponer a un paciente o un fantoma. Esta opción está disponible para algunos sistemas digitales fluoroscópicos.

Compresión sin pérdida Método de compresión y almacenamiento de la imagen digital hecho de manera tal que la imagen original pueda ser completamente reconstruida sin ninguna pérdida de información.

Criterio de Nyquist (véase Límite de Resolución Espacial).

Cuantificación La conversión de la cantidad continua y análoga en un código numérico (digital) discreto. La diferencia entre el valor análogo (real) y el discreto se llama error de cuantificación y limita la resolución alcanzable de contraste bajo. Este error de cuantificación debería ser siempre considerablemente más bajo que la variación de la señal debido al ruido cuántico.

Curva característica (curva de gradación) Describe la relación matemática entre la dosis absorbida a la entrada del detector y la señal de salida del detector. En comparación con la curva en “S” del sistema de películas, la mayoría de los detectores digitales muestran una relación lineal.

Curva de gradación (véase la curva característica).

DCA = Dispositivo de Carga Acoplada (CCD = charge-coupled device). Dispositivo fotoelectrónico que convierte la información luminosa en información electrónica. CCDs es comúnmente utilizado en las cámaras de televisión y en escáneres de imágenes, y consisten en un arreglo de sensores que colectan y almacenan luz como acumulación de carga eléctrica. La señal eléctrica resultante puede ser convertida en código computacional y reconstruida para formar una imagen (ver las normas ACR, disponibles en acr.org/dyna/?doc=departments/stand_accred/standards/standards.html).

DICOM = Digital Imaging and Communications in Medicine (Imagen Digital y Comunicación en Medicina). Una serie de protocolos describe la manera en que se identifican y formatean las imágenes. DICOM es una empresa fabricante independiente que fue creada por el American College of Radiology y la National Electronic Manufacturers' Association. El estándar enfatiza la conexión punto a punto de dispositivos de imágenes médicas digitales. DICOM 3.0 es la versión actual. <http://medical.nema.org/>

DIMOND = Dosis y Calidad de Imágenes en Imágenes Digitales y Radiología Intervencionista. Consorcio Europeo de Investigación: a cargo de investigar las medidas para optimizar información digital y dosis de radiología intervencionista. Véase además http://dbs.cordis.lu/fep/FP5/FP5_PROJI_search.html

Dosis Término general que hace referencia a la dosis de radiación (por ejemplo: dosis de radiación al paciente o al dispositivo de imágenes). El término dosis se utilizará en el documento siempre que el contexto no se refiera específicamente a una cantidad dosimétrica particular. Cuando el contexto sea específico, se utiliza el nombre o símbolo de la cantidad (por ejemplo: dosis absorbida en un punto (D), dosis absorbida media en órgano o tejido (DT), producto dosis-área (DAP), Kerma en aire (Ka), etc.). Véase Apéndice B para definiciones más completas de cantidades producto dosis-área utilizadas en este documento.

DQE = Eficiencia de Detección Cuántica. Enfoque físico para la descripción general del rendimiento de las imágenes que compara la SNR (Relación Señal/Ruido) en la imagen con la SNR en el campo de radiación. El valor de unidad DQE describe un detector ideal. El valor DQE de 50% significa que el detector de interés requiere el doble de la dosis absorbida para generar una imagen con la misma fidelidad de SNR que el detector ideal. Generalmente la unidad DQE se suele tomar como función de la frecuencia espacial. La DQE de un detector real también depende de la calidad del haz y del nivel de dosis absorbida.

Escala de grises Tonos de valores de brillo percibido que son generados por la pantalla. Para un mapeo óptimo de valores de píxel en tonos de grises percibidos, la conversión debería utilizar el concepto de “la función de visualización estándar de escala de grises” según se describe en el estándar DICOM.

Espaciado de píxel Distancia entre los centros de apertura de píxel. El espaciado de píxel determina el límite de resolución espacial del dispositivo.

Exposición Término general que hace referencia a la irradiación al paciente con fines clínicos o la irradiación de un dispositivo que convierta la exposición de la radiación en imágenes clínicas de utilidad.

Fantoma CDRAD Utilizado para la evaluación de sistemas digitales. Es posible testear la calidad de la imagen y la percepción del observador. El fantoma consiste en placas de plexiglás con agujeros cilíndricos.

FDA = Food and Drug Administration (en los Estados Unidos de América).

Filtro espacial Una función de procesamiento de imagen para el mejoramiento (o supresión) de estructuras anatómicas que dependen de la frecuencia espacial (por ejemplo, el tamaño) de la estructura. La aplicación más común es el mejoramiento de detalles pequeños al incrementar la impresión de la nitidez (denominado realce de bordes). A menudo, la función está controlada por dos parámetros: (i) El tamaño del kernel en píxeles (para controlar el tamaño de realce) y (ii) la cantidad (por ejemplo, el porcentaje) (para controlar el realce). Otras aplicaciones de filtros espaciales son la compresión de rango dinámico o la supresión del ruido (suavizado).

Frecuencia espacial Toda señal puede estar compuesta de una serie de ondas armónicas (seno y coseno). Una imagen puede interpretarse como la composición de un número infinito de ondas de seno y coseno periódico. La longitud de onda corta (equivalente a la frecuencia espacial alta) corresponde al detalle menor, mientras que la longitud de onda larga (equivalente a la frecuencia espacial baja) corresponde a objetos amplios dentro de la imagen. La relación entre frecuencia espacial y tamaño del detalle es inversamente proporcional. Para evitar confusiones con los términos "frecuencia temporal", se utiliza "frecuencia espacial". La unidad comúnmente aplicada es pares de líneas por milímetro (pl/mm).

Ganancia del sistema Capacidad del intensificador de la imagen para producir una imagen de colores brillantes. En los sistemas digitales, la Ganancia es uno de los factores que debe optimizarse para producir una calidad de imagen óptima con una dosis de radiación aceptable.

Granulosidad Vinculado con la percepción del ruido. La impresión heterogénea de un área aparentemente (o esperada) homogénea debido a las fuentes de ruido (sonido cuántico, ruido electrónico, estructuras fijas, fluctuaciones anatómicas estocásticas, etc.).

Hacer un zoom in/zoom out Debido a las limitaciones técnicas, muchas pantallas no muestran la matriz de la imagen completa generada por el detector de rayos x. El software de visualización de la imagen suministra algoritmos de zoom que manejan la situación. Debe tenerse en cuenta que el descartado de píxeles puede causar artefactos de aliasing cuando se encaja la imagen en el área de visualización y que deben ser suprimidos por procesamiento de la imagen (filtrado espacial controlado que limita el contenido de frecuencia de la submatriz visualizada). La mayoría de las estaciones de trabajo (workstations) proporcionan un modo de "resolución full" que muestra exactamente un píxel de imagen por un píxel de visualización sin ninguna interpolación ("escala 1:1").

ICRU = Comisión Internacional de Unidades y Medidas Radiológicas www.icru.org

IEC = Comisión Internacional Electrotécnica <http://www.iec.ch>

Imagen original La imagen obtenida (señal de salida del detector de pantalla plana o del sistema de almacenamiento de fósforo) después de las correcciones específicas del dispositivo.

Índice de dosis (véase índice de exposición).

Índice de exposición Término utilizado en relación con la dosis absorbida en la placa de fósforo. Después de leer la imagen con el sistema de laser, se computariza el histograma de la señal y el nivel de dosis o índice de exposición está determinado por los valores de píxeles que utilizan una relación logarítmica. (Huda et ál., 1997).

JPEG = Joint Photography Experts Group, Grupo Conjunto de Expertos en Fotografía. Estándar de compresión de información. Ofrece la compresión de información de entre dos y cien veces. <http://www.highend3d.com/rosetta/?cat=j>

Kernel Parámetro utilizado en algoritmos de procesamiento de imágenes que define el impacto de los píxeles que rodean al píxel de interés. El kernel puede interpretarse como un esquema de cálculo usualmente escrito en forma de matriz, en el que el píxel actualmente en proceso está en el centro (por ejemplo, un kernel de 3 x 3 especifica que solo la información de los ocho píxeles adyacentes se utiliza para recalcularse el contenido del píxel del centro).

LAN = Red de Área Local. Red compuesta de un pequeño número de computadoras de alcance limitado (a menudo dentro de un edificio o campus). Las computadoras están vinculadas para que los usuarios permitan el acceso y compartan información y recursos informáticos.

LIH = (Last Image Hold) Última Imagen Almacenada. Características de los sistemas fluoroscópicos que permiten la visualización continua de la última imagen tomada posteriormente a la finalización del período de exposición.

Límite de resolución espacial Tras el teorema de muestreo (Beutel et ál., 2000), son necesarios al menos dos períodos de muestreo para detectar la frecuencia de una señal de manera apropiada. Esto implica que la frecuencia de muestreo sea al menos el doble del mayor componente de frecuencia espacial de la imagen de la radiografía (véase condición de Nyquist). La frecuencia de muestreo del dispositivo está determinada por el espaciado del píxel.

Matriz de imagen Representa el set completo de píxeles que forman una imagen. El tamaño de la matriz es el número de filas y columnas en una imagen digital (por ejemplo, 1024 x 1024). El tamaño de la matriz de la imagen no puede ser idéntico al tamaño de matriz del detector de rayos x.

Modalidad (o modalidad de imagen) Término genérico utilizado para describir un dispositivo de imágenes, tal como la resonancia magnética, tomografía computada, ultrasonido, radiografía digital, radiografía computarizada, mamografía, etc.

MTF = Función de Transferencia de Modulación.

Describe qué tan bien el contraste de un objeto de tamaño definido se preserva en la imagen. Un valor de unidad de MTF significa que el contraste no se degradó. Un valor MTF de cero significa que no hay más detalles presentes en la imagen. La MTF está dada como función de frecuencia espacial (véase ICRU, 1986).

Muestreo Proceso físico que asigna un valor individual a un píxel a través de la integración de la señal capturada por la apertura del píxel. Debido al tamaño finito de la apertura de píxel, los detalles menores a la apertura del píxel son borrosos.

Nitidez (sharpness) Impresión visual de la calidad de reproducción de pequeños detalles.

Normalización de la señal Escala de señal de la imagen referida a la dosis absorbida del detector al realizar el procesamiento digital de manera tal que el brillo de la imagen visualizada queda almacenada en un nivel definido constante, independiente de la exposición.

Nyquist (frecuencia) La frecuencia mínima que va a muestrear fielmente una señal analógica. Esto es el doble de la frecuencia máxima de la señal a muestrear. En la práctica, frecuencias de muestreo considerablemente mayores se utilizan para estar bien por encima de la frecuencia de Nyquist y por lo tanto evitar la posibilidad de producir artefactos no deseados.

PACS = Sistema de Archivado y Comunicación de Imagen. Sistema capaz de adquirir, transmitir, almacenar, recuperar y visualizar imágenes digitales e información relevante del paciente de diversas fuentes de imágenes y de comunicar la información sobre una red.

Píxel (elemento de imagen) La imagen digital se forma por píxeles individuales. Cada píxel representa la señal de imagen en una ubicación definida de la imagen. Dado que las imágenes son a menudo rectangulares, las coordenadas de ubicación del píxel están representadas por una columna y una fila.

Profundidad de Bits El número máximo de diferentes valores de píxeles se expresa a menudo en potencia de base 2, que es igual al número de bits necesarios para guardar los valores de píxel (sistema de código binario), por ejemplo: los diferentes valores de píxel 4096 requieren de una profundidad de bits por píxel de 12 que corresponde a $2^{12} = 4096$. Nota: Los bits por píxel determinan la resolución de contraste en relación con el rango dinámico.

RAID = Arreglo Redundante de Discos Independientes. Conjunto de unidades de discos estándares con controlador, para crear el almacenamiento que actúa como un disco que brinda más desempeño que el disponible en discos individuales.

Rango dinámico (de un detector de rayos x). Proporción de la dosis mínima y máxima que puede ser aceptada por un dispositivo de imágenes sin deteriorar ni distorsionar la imagen. A veces, este rango dinámico se expresa como la proporción de los niveles máximos y mínimos de píxeles (solo válido para una relación lineal entre la dosis absorbida a la entrada del detector y el valor de píxeles). Los detectores de pantalla plana tienen un rango dinámico de 104 (de 1 a 10.000) y los sistemas de películas tienen un rango dinámico de aproximadamente 101.5 (de 1 a 30) (Hennings et ál., 2001).

Rango dinámico (de una imagen u objeto). Proporción de las dosis absorbidas máximas y mínimas del campo de radiación proyectada al plano de entrada del detector de rayos x. El rango dinámico de una imagen depende principalmente de las propiedades de la región anatómica, pero puede estar influenciada además por los factores de la técnica utilizada (por ejemplo: calidad del haz de rayos x).

RAW image (RAW, Read After Write) imagen cruda. Señal de salida del detector de pantalla plana o del sistema de almacenamiento de fósforo. El término “raw data” se refiere a la información sin procesar y se utiliza para enfatizar que no está procesada.

RC = Radiografía computarizada Es un sistema para crear imágenes radiográficas digitales que utiliza una placa de almacenamiento de fósforo (en vez de una película) en un casete. Una vez que la placa está expuesta, un haz de láser la escanea para producir la información digital que se traduce en una imagen.

REP = Registro Electrónico de Pacientes. Registro del cuidado de la salud almacenado en formato electrónico.

RIS = Sistema de Información Radiológica. Sistema que respalda el procesamiento de información y requerimientos empresariales de los departamentos de radiología y centros de imágenes independientes.

SCAR = Society for Computer Applications in Radiology (Sociedad para Aplicaciones Computarizadas en Radiología) <http://www.scarnet.org>

SIH = Sistema de Información de Hospital. Sistema utilizado para almacenar y recuperar la información del paciente. El SIH es un sistema computarizado integrado que puede incluir o estar vinculado con Sistemas de Información de Radiología y Laboratorio (indicados como SIL y SIR, respectivamente).

SNR = Relación Señal/Ruido La relación de la información de la señal del ruido a la imagen.

SPIE = The International Society for Optical Engineering. <http://www.spie.org/>

TRC = Tubo de Rayos Catódicos.

Valor del píxel Código numérico asignado a un píxel. Representa la dosis absorbida del detector de rayos x en una escala arbitraria.

1. INTRODUCCIÓN

Puntos principales

- *El diagnóstico por imágenes está en pleno proceso de una considerable transformación debido a la transición de la película analógica a técnicas digitales.*
- *La información diagnóstica provista por los detectores digitales modernos pueden ser iguales o superiores a los sistemas de películas, con dosis al paciente comparables.*
- *En comparación con las tecnologías de películas, el diagnóstico por imágenes digital tiene ventajas técnicas prácticas, a saber: amplio rango dinámico de contraste, funcionalidad post procesamiento, opciones de visualización de imágenes múltiples y transferencia electrónica y posibilidades de archivado.*
- *En los sistemas digitales, puede darse una sobreexposición sin el impacto adverso en la calidad de imagen. Puede que el médico o el técnico radiólogo no reconozcan la sobreexposición. En las radiografías convencionales, la exposición excesiva produce una radiografía “negra” y una exposición inadecuada produce una radiografía “blanca”, ambas con el contraste reducido. En los sistemas digitales, el brillo de la imagen puede ajustarse en el post procesado independientemente del nivel de exposición.*
- *Actualmente el diagnóstico por imagen realizado con radiología digital es más costoso que la radiología convencional (de película). Si se administra apropiadamente, el costo adicional puede justificarse a través de una considerable mejora en la calidad de la imagen con dosis menores a los pacientes, un mejor flujo de trabajo gracias a períodos más cortos en los que se realiza el estudio con mayor confort para el paciente, menores requisitos de archivos, el potencial para teleradiología y para realizar consultas a distancia a los expertos.*
- *Existen actualmente dos enfoques técnicos principales para los sistemas de diagnóstico por radiografía digital: placas de almacenamiento de fósforo ubicadas en los casetes de sistemas convencionales de rayos x y detectores de pantalla plana de sistemas digitales.*
- *Los sistemas de fluoroscopia digital están basados a menudo en el uso de intensificadores de imagen. El resultado del intensificador de imagen se proyecta en una cámara de video, chip o Dispositivo de Carga Acoplada Digital (DCA) que convierte la señal en una imagen digital. Algunos sistemas más nuevos utilizan un detector de pantalla plana dinámica en vez del intensificador de imagen y cámara de video.*
- *En la radiología digital (radiografía y fluoroscopia) se produce la representación matricial de los píxeles de la imagen. Cada píxel se utiliza para almacenar un valor numérico específico vinculado con un nivel de gris individual en la imagen.*

1.1. Propósito de este documento

(1) El presente documento está dirigido a radiólogos, técnicos radiólogos, físicos médicos y todo individuo familiarizado con la radiografía convencional y la fluoroscopia. No resultan necesarios conocimientos de física, electrónica o informática para comprender los principios básicos de la radiografía digital y la fluoroscopia o sus aplicaciones clínicas. Este documento aborda las ventajas y desventajas de la imagen digital, los aspectos de la dosis de radiación, los elementos de la calidad de imagen, los costos de los equipos y las nuevas regulaciones y estándares. No se abordarán en este documento otras técnicas digitales, como por ejemplo la Tomografía Computada (TC) y la Angiografía con Sustracción Digital (DSA).

1.2. Introducción

(2) Durante la última década, el reemplazo del equipo de radiografía y fluoroscopia convencional por los sistemas de imágenes digitales se incrementó rápidamente en países desarrollados. La conversión del diagnóstico por imágenes convencional al digital necesita de equipamiento adicional. El procesamiento, la lectura, el almacenamiento y la distribución de imágenes digitales requieren computadoras, redes de

trabajo digitales y sensores de imágenes láser o sistemas de comunicación (PACS) o archivado de imagen. El amplio rango dinámico de detectores digitales evita el requisito de repetición de estudios debido a imágenes sobreexpuestas y subexpuestas. Sin embargo, estos rangos dinámicos y el post-procesamiento dificultan aún más reconocer la sobreexposición o la subexposición, dado que en cada caso las imágenes pueden ser de calidad diagnóstica. El rango dinámico de los detectores de pantalla plana puede lograr una reducción de dosis del 30 al 40% sin ninguna disminución en el resultado del diagnóstico. Además, el rango dinámico brinda una oportunidad de adaptar la dosis del paciente y la calidad de imagen a una tarea específica de imágenes médicas, por ejemplo estudios pediátricos. Adicionalmente las técnicas digitales permiten diagnósticos remotos y consultas a un experto por teleradiología.

(3) No puede recomendarse la radiología digital a todos los países. Se necesita un nivel mínimo de pericia ingenieril mecánica e infraestructura para respaldar dichos sistemas. La radiología convencional, con procesamiento húmedo de las imágenes, es simple, estable y, actualmente, menos costosa.

1.3. Historia

(4) Durante más de 100 años, se utilizaron películas radiográficas para diagnóstico por imágenes. Durante la última década, hubo nuevos desarrollos en las aplicaciones tecnológicas que fomentaron nuevas técnicas que han ampliado considerablemente el espectro del diagnóstico radiográfico. A pesar del acelerado progreso de la radiología en el área de imágenes por resonancia magnética y tomografía computada, las radiografías simples torácicas, óseas y gastrointestinales aún representan hasta un 80% de todos los estudios realizados y la mayor parte de las radiografías que se sacan a diario.

(5) Tras la introducción del DSA junto con los sistemas fluoroscópicos a comienzos de 1980, los intensificadores de imágenes digitales se introdujeron en el campo de la radiografía de proyección. Este método nuevo fue utilizado primeramente para investigar el tracto gastrointestinal y otros estudios fluoroscópicos. En los próximos años, las ventajas obvias (alta calidad de imagen, potencial para dosis más reducidas al paciente, disponibilidad directa de imágenes, manejo simple y otras ventajas de formato de información de imagen digital) desembocaron en un reemplazo casi total de la técnica de película-pantalla en sistemas de intensificadores de imágenes.

(6) A mediados de los ochenta, la placa de almacenamiento de fósforo comenzó como nueva técnica digital para los soportes de Bucky mural con grilla antidifusora y estudios en la cama del paciente. Los importantes desafíos técnicos iniciales, los costos financieros y la limitada calidad de imagen retrasaron la amplia aplicación clínica de esta técnica hasta el inicio de los noventa. Actualmente los sistemas de almacenamiento de fósforo desempeñan un papel fundamental en el área de imagen digital en radiografía de proyección.

(7) Recientemente, se desarrollaron los detectores de pantalla plana que permiten un registro digital directo de la información de la imagen en el detector. Desde el año 2000, estos detectores comenzaron a estar disponibles para su comercialización y se están introduciendo de a poco en la rutina clínica. Los detectores dinámicos de pantalla plana reemplazan actualmente a los intensificadores de imágenes en la práctica de clínica de rutina.

(8) Existe un área en expansión de aplicaciones de investigación y clínica en la mamografía digital. La resolución espacial de estos sistemas necesita ser mayor que aquella utilizada en los demás sistemas digitales. Los detectores iniciales de pantalla plana o sistemas de almacenamiento de fósforo desarrollados para mamografía producen una resolución espacial de 5 a 8 pares de líneas por milímetros (pl/mm). Esta resolución es aún 50% menor que aquella de los sistemas convencionales de película.

(9) Si bien la resolución espacial es de importante consideración en la evaluación de la calidad de imagen basada en la información obtenida, el impacto del ruido necesita de atención y es de particular importancia cuando toma en cuenta la limitación del ruido, la formación de imágenes de bajo contraste, por ejemplo:

detección de microcalcificaciones y masas en mamografía. La evaluación completa de la calidad de imagen basada en la información adquirida requiere una apreciación de la tarea de tomar imágenes y la medición de algunos de los parámetros fundamentales como la transferencia de la escala de grises, resolución, ruido e incidencia de la exposición a la radiación.

1.4. ¿Qué es la radiología digital?

(10) Las imágenes obtenidas en radiografías convencionales se basan en la exposición y el procesamiento de películas. Por ende, la resolución espacial y los niveles de grises son valores análogos. El rango dinámico o latitud de la película está limitada por la máxima densidad óptica que la película puede producir. La radiografía digital y la fluoroscopia, que no tienen esta limitación, utilizan una matriz discreta de valores numéricos para representar una imagen.

(11) La matriz es un área rectangular o cuadrada dividida en filas y columnas como un tablero de ajedrez. Al elemento más pequeño de una matriz se lo llama píxel (derivado de “picture element”, elemento de la imagen). La ubicación de cada píxel en una matriz está codificada por su fila y número de columna (x, y). Cada píxel de la matriz se utiliza para almacenar un número binario con un rango de 8-16 bits (bit es menor en el caso del dígito binario). Ocho bits permiten el almacenamiento de valores enteros entre 0 y 255; 16 bits permiten valores entre 0 y 65.535. Los rangos pequeños de nivel de gris de 8 bits se utilizan para ultrasonido o impresión de película con sensores de imágenes láser, y se utilizan de 10 a 14 bits para fluoroscopia o radiografía digital. Estos valores numéricos están vinculados con los niveles individuales de gris de una imagen. El contraste de una imagen digital está representado por la diferencia en los valores de píxel numéricos en diferentes áreas de la imagen.

1.5. Diferencias entre las modalidades digitales intrínsecas y la radiología digital

(12) La radiografía digital y la fluoroscopia son nuevas técnicas capaces de reemplazar la adquisición de imágenes basadas en películas. En comparación, las modalidades como la TC, MRI, DSA, Tomografía por Emisión de Fotón Simple (SPECT) y la Tomografía por Emisión de Positrones (PET) no tienen una adquisición análoga precedente. Fueron necesarias las computadoras para obtener imágenes digitales a partir de la información de proyección de rayos x o de señales de radiofrecuencia. La conversión de los métodos convencionales (con película) en imágenes digitales por medio de digitalizadores es la radiología pseudo digital.

1.6. Películas convencionales digitalizadas

(13) Las películas convencionales pueden convertirse a formato de imagen digital y almacenarse electrónicamente por medio de un digitalizador. Los digitalizadores modernos proporcionan suficiente resolución espacial y niveles de gris sin prácticamente presentar pérdidas de información en la conversión. Sin embargo, no puede recomendarse el uso de un digitalizador para la conversión con almacenamiento de todas las imágenes digitales en un departamento de radiología. La digitalización de alta calidad y la creación de un correcto encabezamiento digital del estudio y del paciente llevan mucho tiempo y tienen un costo extra. Por ende, la digitalización de películas solo puede recomendarse en casos particulares como la integración de estudios digitales previos al archivo digital (es decir, PACS). Otras razones pueden incluir el almacenamiento de copias de la película convencional (si el paciente abandona el hospital para ir a otro centro de tratamiento externo) y la digitalización de mamografías para un procesamiento posterior. El uso de digitalizadores de película resultó de utilidad en mamografía. En esta aplicación particular, la información digitalizada sirve de complemento importante para el médico.

(14) La digitalización de las radiografías en los departamentos no digitales para la creación de archivos de enseñanza es una importante aplicación, al igual que la adquisición de imágenes basada en un digitalizador

o en una cámara de video para teleradiología. No tuvieron éxito los distintos intentos comerciales de introducir sistemas de rayos x para radiografías a base de película con digitalizadores integrados.

1.7. Radiografía convencional

(15) Los sistemas de pantalla de película a base de casete resultó ser una técnica estable. Mientras que las ventajas son las siguientes: tener una buena calidad de imagen, técnica de adquisición simple y costos moderados, las desventajas consisten en el rango dinámico pequeño, la falta de procesamiento posterior, los requisitos de exposición y la disponibilidad de la radiografía en una sola ubicación.

(16) La mayor diferencia que existe entre todos los sistemas de radiografía digital es el enfoque técnico de la imagen, es decir, cómo está realizado el proceso físico de detección de rayos x. Están a disposición las siguientes técnicas:

- Técnica de almacenamiento de fósforo;
- Detector cilíndrico de selenio;
- CCD y
- Detectores de pantalla plana con conversión directa o indirecta.

(17) El almacenamiento en placas de fósforo fue la primera técnica disponible para la radiografía digital. Las placas de almacenamiento están expuestas en cassettes con dimensiones estándar. Por ende, no resultan necesarios ni el cambio de generador, ni del tubo de rayos x ni de la grilla antidifusora Bucky. Incluso es posible realizar exámenes al pie de la cama y en otras proyecciones especiales.

(18) En 1994, la técnica de cilindros de selenio fue la primera introducción de un detector de estado sólido para radiografía de tórax. Tiene alta eficiencia de detección de rayos x que se compara con los detectores modernos de pantalla plana. La aplicación está limitada a estudios hechos al paciente en posición vertical (es decir, tórax, abdomen y columna vertebral).

(19) Los sistemas CCD representan un sector muy pequeño del mercado. La imagen luminiscente de la pantalla está grabada con cámaras CCD u otros dispositivos y convertida en imágenes digitales.

(20) Las últimas creaciones de radiografía digital son los detectores de pantalla plana con conversión directa o indirecta de rayos x en señales eléctricas. Estos detectores proporcionan la mayor eficiencia cuántica una calidad de imagen excelente y permiten una reducción sustancial de dosis al paciente (con el programa apropiado de garantía de calidad QA, por su sigla en inglés). Las unidades portátiles de radiografía digital de pantalla plana fueron evaluadas para radiografías neonatales; gracias a la rápida disponibilidad de imágenes para la oportuna toma de decisiones clínicas, se descubrió una reducción sustancial de dosis, que consistía en un cuarto de la dosis al paciente comparada con la radiografía convencional (Samei et ál., 2003).

1.8. Fluoroscopia digital

(21) Ambos sistemas de fluoroscopia, el digital y el convencional, están basados en el uso de intensificadores de imágenes (con excepción de los nuevos sistemas de pantalla plana). En los sistemas convencionales, la pantalla de salida del intensificador de imágenes está proyectada en un sistema de cámara de video o una cámara de CCD. Además de la adquisición digital, algunos sistemas proporcionan caseteras para la exposición de películas convencionales o placas de almacenamiento de fósforo. La dosis al paciente puede reducirse por funciones digitales, por ejemplo: última imagen almacenada, colimación virtual, fluoroscopia pulsada, procesamiento de imágenes, etc.

1.9. Comparación de técnicas digitales y no digitales

(22) En comparación con la radiología convencional, la radiología digital requiere nuevos componentes tales como: detector digital, computadoras, redes de trabajo, sensores de imágenes láser, estaciones de trabajo

(workstations) y archivos digitales. Cuando se introduce la radiología digital a un departamento de radiología, deberán cambiarse algunos aspectos del flujo de trabajo. Otra diferencia principal es la relación entre la exposición y la presentación de una imagen. En la radiografía convencional a base de película, existe una relación muy conocida entre la exposición de la película y el resultado de las imágenes (blancas o grises). Tanto la subexposición como la sobreexposición traen aparejados cambios, con reducción del contraste. Esto puede estar simplificado por lo siguiente: “la exposición excesiva es de color negro, la exposición inadecuada es de color blanco”. En la radiología digital, los niveles de grises de una imagen están normalizados y el brillo de la imagen es independiente de la dosis media absorbida por el dispositivo de imagen. Los niveles normales de dosis absorbida producen imágenes normales o de buena calidad, y las reducciones sustanciales en la dosis absorbida incrementan el ruido del píxel de la imagen. Otras ventajas de la radiología digital pasan por las características del ajuste del brillo con “ventana/nivel”, magnificación, post procesamiento y varios tipos de comunicación digital. El tema crítico es la sobreexposición que puede no haber sido percibida por el radiólogo o el técnico radiólogo debido a que las imágenes son aún de buena calidad.

1.10. Calidad de imagen y niveles de exposición en radiología digital

(23) En diversos estudios, se compararon los niveles de exposición y la calidad con la imagen de la radiografía convencional y digital. Concluyeron en que la información diagnóstica de la radiografía digital es superior a la radiografía convencional si los parámetros de exposición utilizados son equivalentes (o para calidad de imagen equivalente, la radiografía digital requiere menor exposición). Todas las técnicas digitales están caracterizadas por un rango dinámico mucho mayor, que previene a gran escala la sub o sobreexposición. La resolución espacial de todos los sistemas digitales es alrededor de la mitad de aquella de los sistemas convencionales de pantalla de película. A pesar de esto, una calidad de imagen diagnóstica buena puede obtenerse por métodos de post-procesamiento.

1.11. Otros aspectos de la radiología digital

(24) A lo largo de la última década, aumentó considerablemente el número de sistemas de radiología digital instalados a nivel mundial, reemplazando muchos sistemas convencionales a base de película, especialmente en hospitales. Solo la radiología digital permite el cambio de los procesos químicos en húmedo a las técnicas de imágenes por laser.

(25) Para usar equipos de radiología digital es necesario que los radiólogos, técnicos radiólogos y físicos médicos reciban una capacitación especial. A pesar de las ventajas de los sistemas digitales, existen riesgos adicionales de patologías no detectadas en pacientes y artefactos digitales específicos. Algunos de estos artefactos pueden malinterpretarse como una patología en el paciente.

(26) Los principios físicos de la generación y procesamiento de imágenes digitales requieren nuevos enfoques, como el uso de “fantomas digitales” específicos y parámetros derivados como “índice de exposición”. Los algoritmos de procesamiento posterior de distintos fabricantes deberían armonizarse. Resulta necesario el acceso a la imagen original para controlar la calidad física del detector.

(27) La decisión de seleccionar una técnica específica depende del ambiente clínico. Para institutos u hospitales chicos que tienen frecuencias de estudio moderadas o bajas, los sistemas de almacenamiento de fósforo son herramientas bien diseñadas, flexibles, de variados propósitos. Los detectores de pantalla plana son más costosos, por lo que resultan más apropiados si hay numerosas radiografías de tórax o estudios hechos con la grilla antidifusora Bucky.

(28) Los avances de la industria han desembocado en detectores más económicos de pantalla plana con tasas de adquisición de imágenes que pueden utilizarse en fluoroscopia. Existe la posibilidad de que surjan detectores nuevos de almacenamiento de fósforo con una estructura de cristal alineada y, por tanto, que tengan mayor eficiencia cuántica.

(29) Actualmente la radiología digital es más costosa que la radiología convencional. Dichos costos están justificados si todas las siguientes ventajas de la nueva técnica digital se tienen en cuenta y se incorporan a la rutina diaria: calidad superior de imagen o menor dosis al paciente; mayor velocidad y flujo de trabajo mejorado; teleradiología y consultas a los expertos; reducción del espacio de almacenamiento; y estudios que duran menor tiempo y brindan mayor confort a los pacientes.

2.DOSIS AL PACIENTE Y CALIDAD DE IMAGEN EN LA RADIOLOGÍA DIGITAL

- En la radiología digital, el hecho de que un paciente reciba una dosis mayor por imagen a menudo significa una mejor calidad de imagen. Sin embargo, existe una tendencia a utilizar dosis mayores a las necesarias y este es un hecho que debería evitarse.
- Las distintas técnicas de producción de imágenes implican distintos niveles de calidad de imagen. Deberán establecerse criterios de calidad para todas las técnicas. El objetivo es evitar las dosis innecesarias al paciente, es decir, dosis que no agreguen beneficios al propósito clínico esperado.
- La calidad de imagen puede verse comprometida por niveles inapropiados de compresión de información y/o por técnicas de post procesamiento, que depende de la modalidad. Los requisitos de compresión de información y post procesamiento deberían definirse a través de la modalidad y de la técnica de diagnóstico por imágenes.
- La información sin procesar obtenida por radiología digital debería quedar a disposición del usuario.
- En el caso de los sistemas digitales de fluoroscopia, resulta sencillo obtener (así como eliminar) las imágenes. Puede haber una tendencia a obtener más imágenes de las necesarias, que irradiarían al paciente más de lo que es necesario en términos clínicos. Resulta necesario llegar a un acuerdo sobre los protocolos de procedimiento para afrontar este problema.
- Los niveles de referencia para diagnóstico locales (NRD) son herramientas útiles que permiten administrar las dosis al paciente en las técnicas de diagnóstico por imágenes. Los niveles de referencia para diagnóstico para técnicas no digitales no resultan necesariamente aplicables a los procedimientos específicos similares de imagen digital.
- Los parámetros de dosis al paciente deberían mostrarse en la consola del operador (así como dentro de la sala de rayos en procesos intervencionistas) para asistir a los radiólogos y médicos especialistas en la gestión de la dosis.
- Es necesario que los radiólogos, físicos médicos y técnicos radiólogos involucrados en el uso de las nuevas técnicas reciban una capacitación básica de gestión de calidad de imagen y de dosis al paciente en radiología digital.

2.1. Relación entre calidad de imagen (o información diagnóstica) y dosis al paciente en radiología digital

(30) En el ámbito de la radiología digital, algunos parámetros que a menudo identifican la calidad de imagen (por ej., ruido) se correlacionan bien con la dosis (es decir, dosis absorbida en el paciente o en el dispositivo de imagen). Para los detectores digitales, las mayores dosis dan como resultado una mejor calidad de imagen (es decir, una imagen menos “ruidosa”) sobre un cierto rango de dosis. Cuando se aumenta la dosis, se mejora la relación señal/ruido, SNR, (el ruido solo también se incrementa con la dosis). Por lo tanto, existe una tendencia a incrementar las dosis, especialmente en aquellos estudios en los que el control automático de exposición (CAE) no está disponible (por ejemplo, aplicaciones sobre la camilla). La calidad de imagen depende de la resolución espacial y de la SNR. Esta depende principalmente de los niveles de exposición. En una imagen digital, el ruido hace borrosa la imagen, difuminando la resolución espacial y reduce el contraste (Hermann et ál., 2002)

(31) Las dosis menores claramente tendrían un efecto adverso sobre la calidad de imagen en lo relativo al ruido y probablemente se notaría. Sin embargo, si las dosis se incrementan, la sobreexposición no se percibirá dado que no habrá un efecto adverso en la calidad de imagen (FDA, 2001).

2.1.1. Radiografía digital

(32) En el sistema de diagnóstico por imágenes digitales, el aumento del rango dinámico dificulta reconocer una sub o sobreexposición. Por tanto, la instalación inicial de dichos sistemas pueden resultar más problemáticos y, por ende, es importante tener protocolos de prueba para el CAE, equipos para hacer pruebas (incluidos los fantasmas) y recomendaciones sobre los cambios hechos a la instalación inicial del generador de rayos x y programas de garantía de la calidad. El sistema de diagnóstico por imágenes digitales puede tener una sensibilidad distinta en función de la energía de rayos x del sistema reemplazado de radiología convencional. Si este es el caso, el CAE debería reprogramarse. Esto aplica ya sea cuando se actualiza un sistema no digital con un receptor de imágenes digitales o cuando se instala un sistema completo de imágenes digitales, con generador de rayos x.

(33) Las Figuras 2.1 y 2.2 muestran imágenes clínicas similares con niveles de ruido y dosis muy diferentes. La Figura 2.3 muestra imágenes de un objeto de prueba obtenido con dos niveles de dosis distintas.

(34) El rango dinámico amplio de detectores digitales permite un rango amplio de dosis del detector o del sitio de entrada en el paciente sin efectos adversos en la calidad de imagen. Este no es el caso con las imágenes convencionales de pantalla, en las que un incremento en la dosis resulta en una imagen “demasiado negra/oscura”. Los sistemas de radiografía computarizada (CR) tienen una respuesta lineal a la exposición de radiación de cuatro órdenes de magnitud (Huda et ál., 1997).

(35) Incluso para los detectores digitales, la dosis excesiva puede causar saturación de la señal y pérdida de calidad (información de diagnóstico) en algunas áreas de la imagen (véase Fig. 2.4). Esto se observa fácilmente en el área de los pulmones de radiografías de tórax en las que son usadas dichas dosis excesivas para obtener las imágenes (Fig. 2.5). En estos casos, la disponibilidad de la información de la imagen original podría evitar la necesidad de repetir la exposición.

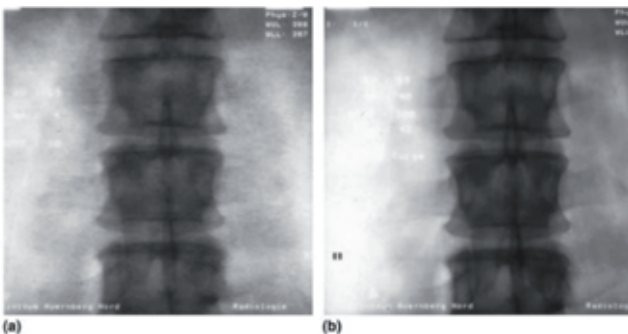


Fig. 2.1. Radiografía digital de vértebras lumbares. Sistema fluoroscópico: a) 10% de dosis y b) 100% de dosis. Valores relativos de dosis. Los números en este informe son proporcionados por R. Loose, E. Vañó, J.M. Fernández y B. Geiger.

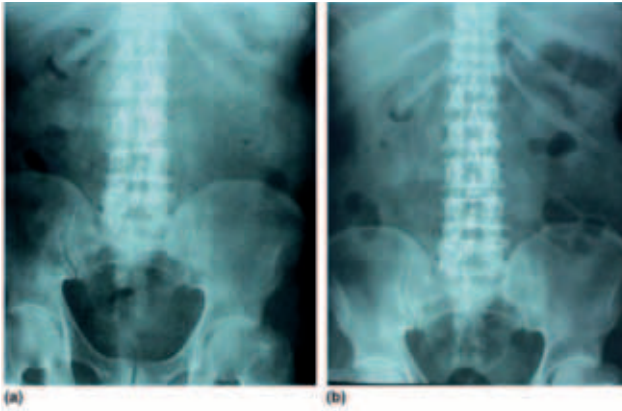


Fig. 2.2. (a) Índice de exposición relativa 1.15, imagen muy ruidosa. (b) Índice de exposición relativa 1.87, imagen con calidad aceptable.

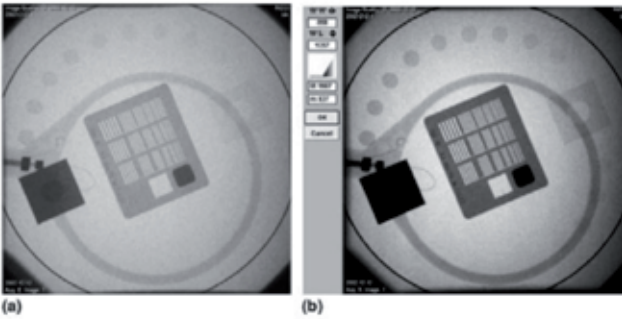


Fig. 2.3. Siemens Axiom Artis. (a) Modo de fluoroscopia de baja dosis, 20 cm de PMMA (polimetilmetacrilato), 13 $\mu\text{Gy}/\text{fr}$ (PMMA de entrada). (b) Modo normal cine, 20 cm PMMA, 177 $\mu\text{Gy}/\text{fr}$ (PMMA de entrada).

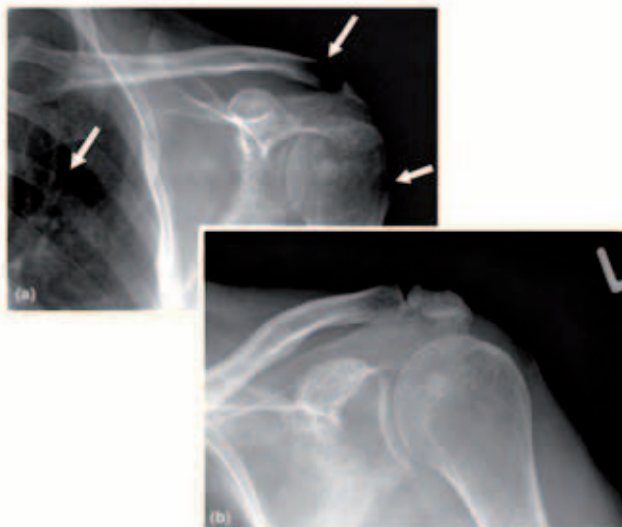


Fig. 2.4. Diagnóstico: dolor de hombro. (a) Imagen sobreexpuesta con pseudo osteólisis y agujero negro en el pulmón. (b) Exposición correcta. Almacenamiento de fósforo, Agfa: ADC70.

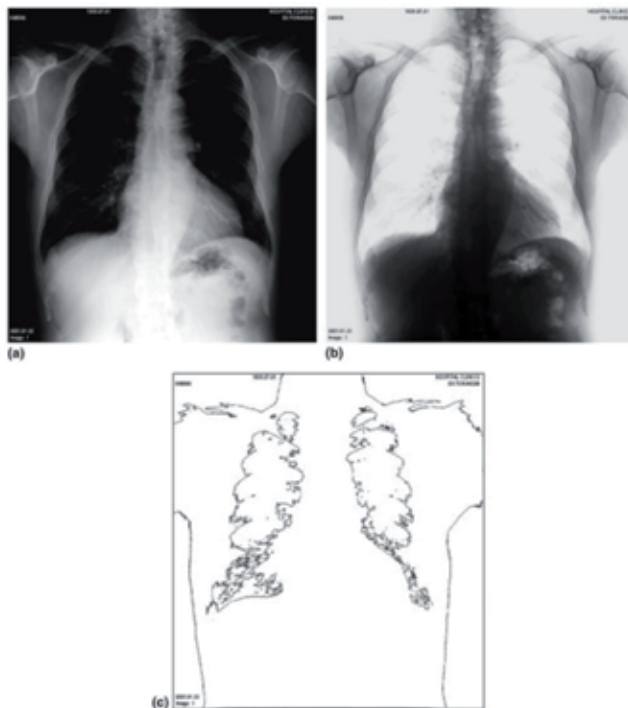


Fig. 2.5. (a) Posteroanterior (PA) de tórax obtenido como lateral izquierdo (LI) de tórax (detector de pantalla plana), 125 kV, 3,2 mAs 0,54 mGy (dosis de entrada al paciente cuatro veces mayor de lo necesario). Célula del centro CAE utilizada. Imagen saturada en el área de pulmón. (b) La misma imagen desplegada con escala de gris invertida. (c) Misma imagen. Isocontorno 99% de contenido de píxel. Algunas áreas del pulmón están saturadas sin información diagnóstica. Se repitió la imagen.

(36) Esta saturación evidente puede ocurrir en las dosis que son cuatro o cinco veces más altas que la dosis típica (por ejemplo, como resultado del mal uso del CAE en estudios de tórax). Esto se debe probablemente a criterios de post procesamiento establecidos de fábrica. Esto reafirma la necesidad de almacenar radiografías originales durante un período limitado que permita un ulterior post procesamiento definido del usuario y que, por lo tanto, potencialmente evite la repetición de estudios innecesarios.

2.1.2 Fluoroscopia digital

(37) En los estudios de fluoroscopia digital, es sencillo obtener un gran número de imágenes, debido a que no es necesario usar cassetes o cambiadores de película como en los sistemas convencionales. Además, un gran número de exposiciones por estudio permite una mayor selección de imágenes, con el potencial necesario para mejorar el diagnóstico clínico. Todas estas prácticas desembocan en una mayor dosis absorbida para el paciente. Existe una relación directa entre la información de diagnóstico (número de imágenes y calidad de imagen) y la dosis al paciente.

(38) Axelsson et ál. (2000) demostró que en los estudios gastrointestinales del tracto digestivo superior, algunos centros de fluoroscopia digitales utilizan un número promedio de 68 exposiciones por estudio. Los centros que utilizan sistemas convencionales utilizan un número promedio de 16 exposiciones por estudio.

(39) La disponibilidad inmediata de la información de la imagen y la facilidad con que se pueden generar las nuevas imágenes pueden resultar en un aumento en el número total de imágenes y quedar asociada a la exposición a la radiación para un examen radiológico particular. Esta consecuencia de la facilidad del uso de sistemas digitales necesita ser consignada en los materiales de capacitación, capacitación en el lugar (on-site) y educación continua.

(40) Deberían desarrollarse criterios de calidad de imagen para técnicas digitales que incluyen un número razonable de imágenes que se obtendrán por estudio. Los niveles de referencia para diagnóstico serían una herramienta útil para optimizar la dosis de radiación si se registrara una cantidad de dosis apropiada al paciente y el número de exposiciones por estudio.

(41) Asimismo, en la fluoroscopia digital, es sencillo eliminar imágenes que no son de utilidad antes de enviar el estudio al PACS, pero es difícil realizar un análisis y auditar la dosis al paciente. Incluso si estas imágenes se envían al PACS, no es sencillo auditar rutinariamente el número de imágenes que no son de utilidad y, si se realiza, lleva un determinado tiempo.

2.2. Tipo de calidad de imagen (o información de diagnóstico) que resulta necesaria para una técnica de imágenes médica

2.2.1. Radiografía convencional de proyección

(42) No todas las técnicas requieren el mismo nivel de calidad de imagen o información diagnóstica. Se deberían establecer criterios para las distintas técnicas de diagnóstico por imágenes para evitar dosis excesivas en las que no hay un beneficio neto claro en el diagnóstico o en la calidad de imagen. Por ejemplo, el seguimiento de una fractura no requiere del mismo nivel de calidad de imagen que se requiere para su diagnóstico. Para las tareas tales como estudios de seguimiento de rutina, la evaluación de inestabilidad, o mediciones ortopédicas, se ha demostrado una reducción de dosis de radiación de hasta el 75% con técnicas digitales en comparación con las técnicas de películas convencionales (velocidad de 400) (Strotzer et ál., 1998).

(43) Algunos lineamientos para los criterios de calidad sobre la radiología convencional (CEC, 1996) podrían aplicarse inicialmente a los estudios digitales, a pesar de que algunos de los criterios pueden no ser relevantes para los estudios digitales (especialmente los criterios relacionados con el nivel de contraste en las imágenes). En estos lineamientos, se da alguna indicación de la combinación de velocidad y película-pantalla adicionalmente a los criterios anatómicos. Estos criterios podrían utilizarse para la selección inicial de la dosis al paciente en sistemas digitales (pero los criterios deberían optimizarse subsecuentemente para los estudios digitales).

(44) Se ha desarrollado una clasificación en tres niveles de calidad de imagen (por ejemplo, alta, media y baja) en el proyecto DIMOND (véase Glosario y Sección 3.7) para la calidad de imagen y gestión de dosis al paciente en radiología digital (Busch, 2003; Busch et ál., 2003). Los valores de “dosis” relativas (equivalente a las clases de velocidad 400, 800 y 1600 en radiografías convencionales) están asignados a niveles de calidad de imagen para el método de imagen específico. Cuanto mayor es el valor numérico, menor es la dosis al paciente.

(45) Los ejemplos de imágenes clínicas que requieren una calidad de imagen alta, media o baja (Busch, 2003) están listadas en la Tabla 2.1.

(46) Un ejemplo de los resultados de clasificación de calidad de imagen y asignación de “dosis” en un estudio comparativo entre métodos de imágenes convencionales, de pantalla plana y almacenamiento de fósforo (es decir, CR) y film pantalla, se muestra en la Tabla 2.2.

Problema clínico	Calidad de imagen	Comentario
Tumor óseo primario	Alta	La imagen puede caracterizar la lesión
Dolor de espalda crónico sin indicadores de infección ni neoplasma	Media	Los cambios degenerativos son comunes y no específicos. Principalmente utilizados para pacientes más jóvenes (por ej., en menores de 20 años, espondilolistesis, etc.) o en pacientes mayores (por ej., mayores de 55 años)
Adultos con neumonía: seguimiento	Baja	Confirmar descongestión, etc. No sirve para volver a estudiar al paciente en intervalos menores de 10 días dado que la descongestión puede ser lenta (especialmente en los pacientes mayores)

Tabla 2.1. Imágenes clínicas que requieren calidad de imagen alta, media o baja (Busch, 2003).

Alta	Media	Baja
Pantalla plana (400) Almacenamiento de fósforo (200/400) Película-pantalla (200)	Pantalla plana (800) Almacenamiento de fósforo (400) Película-pantalla (400)	Pantalla plana (1600) Almacenamiento de fósforo (400) Película-pantalla (800)

Tabla 2.2. Niveles de calidad de imagen (el valor entre paréntesis es la clase de velocidad)

2.2.2. Fluoroscopia digital

(47) Durante los estudios complejos que utilizan tanto la fluoroscopia como las radiografías adquiridas, los requisitos de calidad de imagen no son los mismos durante todo el procedimiento. Están disponibles diversos modos de fluoroscopia y niveles distintos de magnificación. Cada modalidad entrega un nivel diferente de dosis al paciente. La magnificación o los modos de dosis altas pueden ser necesarios solamente durante parte del procedimiento (a saber, por ejemplo, durante la cuantificación de la estenosis).

(48) El usuario puede seleccionar una serie de opciones de calidad de imagen y dosis por imagen durante la obtención de una serie de imágenes. La dosis por imagen puede ser variada hasta en un factor de 10 (dependiendo de la calidad de imagen requerida). En consecuencia, los protocolos y lineamientos para la gestión de la dosis de radiación son de suma importancia. Los protocolos deberían incluir el requisito para una serie programada de imágenes que deberá terminarse una vez obtenida la información de diagnóstico requerida.

(49) Los niveles de referencia para diagnóstico se recomendaron como herramienta útil y práctica para gestionar la dosis al paciente (ICRP, 1996, 2001b). En caso de los estudios con fluoroscopia, es útil tener en cuenta el número de imágenes y el tiempo de fluoroscopia al establecer los NRD (Vañó y González, 2001; Vañó et ál., 2001).

2.2.3. Procedimientos de evaluación de calidad de imagen

(50) El primer paso en la evaluación de la calidad de imagen se realiza con fantasmas de prueba y un software asociado. Los principales parámetros físicos para la evaluación de la calidad de imagen (resolución espacial, umbral de contraste, ruido, eficiencia de detección cuántica, etc.) pueden evaluarse con fantasmas especiales de prueba.

(51) La evaluación de parámetros físicos no basta para optimizar las condiciones necesarias para obtener imágenes clínicas. Los estudios de características operativas del detector son una manera más sustancial de alcanzar condiciones óptimas (Launders et ál., 2001).

(52) La calidad de las imágenes clínicas a menudo se evalúan utilizando los criterios de puntuación anatómico que aplican los radiólogos con experiencia. Esto resulta necesario dado que existen diversos factores que contribuyen a la calidad de imagen en la radiología digital (por ejemplo, tipo de monitor, aptitudes de manipulación de las imágenes, etc.). En consecuencia, la evaluación de la calidad de imagen debería abordarse con anterioridad a que se apliquen sistemas y/o software nuevos en la práctica clínica.

2.3. Acciones que afectan la dosis al paciente

(53) La Tabla 2.3. resume las acciones que pueden influenciar la calidad de imagen y la dosis al paciente e incluye una evaluación del impacto de cada acción. A continuación de la tabla figuran ejemplos específicos de las reducciones de dosis o mejoras en la calidad de imagen.

(54) Los siguientes son ejemplos específicos de la reducción de dosis o mejora de la imagen.

- Strotzer et ál. (2002) demostró una reducción de dosis del 33% en las radiografías de tórax que utiliza un detector de pantalla plana.
- Fink et ál. (2002) informó una reducción de dosis del 50% de imágenes de tórax con un detector de pantalla plana en comparación con un sistema de imágenes de pantalla-película a una velocidad de 200.
- Herrmann et ál. (2002) demostró que hubo una reducción de dosis del 50% en el caso de las radiografías de tórax que utilizan un detector de pantalla plana.
- Hennings et ál. (2001) comparó un sistema de radiografía de tórax digital que utiliza un detector de pantalla plana de área grande de silicio con la radiografía convencional para visualizar regiones anatómicas del tórax. Para la proyección posteroanterior, el sistema digital funcionó considerablemente mejor en la apreciación general y en todas las regiones anatómicas, con excepción de la vasculatura pulmonar periférica y los hilios, donde no se encuentran diferencias significativas. Para las imágenes digitales en proyección de perfil, la tráquea, el receso costodiafragmático, y las regiones anatómicas del hilio se calificaron como significativamente peores. Las regiones pulmonares retroesternal y retrocardíaca se calificaron como significativamente mejores.

(55) A menudo, no es posible comparar directamente valores para la reducción de dosis debido a las diferencias en las tecnologías de los detectores y los sistemas de referencia entre las instalaciones.

2.4. Asesoramiento práctico para la gestión de dosis al paciente y calidad de imagen

2.4.1. Ajuste inicial

(56) Cuando se introduce un sistema digital nuevo en la práctica clínica, el sistema debería establecerse para alcanzar el mejor balance entre la calidad de imagen y la dosis al paciente. Launders et ál. (2001)

publicó los ejemplos de metodología para seleccionar el rango óptimo de potencial del tubo para estudios de tórax. Algunos sistemas amorfos de rayos basados en selenio están optimizados para las radiografías de tórax a un rango de potencial¹ de tubo (90-110) que es menor que el potencial de tubo normalmente recomendado (150) para otros tipos de sistema.

Acción	Influencia en la dosis al paciente	Influencia en la calidad de imagen o información de diagnóstico
<p>General (para radiografía de proyección y fluoroscopia)</p> <ul style="list-style-type: none"> ■ Reducción de la percepción del ruido en la imagen (a saber, la percepción de la relación señal/ruido). ■ Reducción considerable de ruido con saturación del detector en algunas áreas (por ejemplo, para los pulmones en las imágenes de tórax). ■ Eliminación de archivos de imágenes en la estación de visualización o estación de trabajo de imágenes que en apariencia no son de utilidad¹. 	<p>Incremento</p> <p>Incremento</p> <p>Incremento</p>	<p>Mejora</p> <p>Deterioro, nuevas tomas</p> <p>Posible pérdida de alguna información útil. Dificultad para controlar exposiciones repetidas</p>
<ul style="list-style-type: none"> ■ Se permiten condiciones pobres en el uso del monitor de visualización (Kunz y Busch, 2000) (por ej., brillo o contraste insuficiente, resolución espacial pobre, etc.). ■ Mejora en el uso de las capacidades de la estación de trabajo para visualizar imágenes (ventana y nivel, inversión, magnificación, etc.). 	<p>Incremento</p> <p>Reducción</p>	<p>Pérdida de información</p> <p>Permite que se obtenga más información de la misma imagen</p>



<ul style="list-style-type: none"> ■ Problemas de post-procesamiento, problemas en el digitalizador, impresora, disco duro local (véase Figuras 2.6-2.13), fallas en el suministro de energía eléctrica, problemas en la red de trabajo, etc. durante el archivado de imágenes ■ Pérdida de imágenes en la red de trabajo o los PACS a causa de identificación incorrecta u otras razones (Smith y Berlin, 2001). ■ Lesiones o patologías falsas debido a artefactos introducidos por post procesamiento digital incorrecto (Hennings et ál., 2001) (Véase Fig. 2.4). 	<p>Incremento</p> <p>Incremento</p> <p>Sin efecto</p>	<p>Pérdida esporádica de imágenes o nuevas tomas</p> <p>Nuevas tomas</p> <p>Pérdida de información y necesidad de nuevas tomas</p>
<ul style="list-style-type: none"> ■ (En algunas ocasiones) Las imágenes almacenadas en los PACS no pueden ser post procesadas. 	<p>Incremento</p>	<p>No se permite un segundo análisis de imágenes</p> <p>Posibles tomas nuevas</p>
<ul style="list-style-type: none"> ■ El uso de postprocesamiento diferente (a veces podría evitar las repeticiones) (Herrmann et ál., 2002). 	<p>Reducción al evitar nuevas tomas</p>	<p>Mejora</p>
<ul style="list-style-type: none"> ■ Se permite el fácil acceso a los PACS y a la teleradiología para mirar imágenes previas (Bergh et ál., 2000). ■ Uso de radiología digital para obtener un aumento injustificado en el número de procedimientos (Reiner et ál., 2000). ■ Se implementa la indicación de dosis en la consola del sistema de rayos x (Faulkner, 2001; Zoetelief y Faulkner, 2001) 	<p>Reducción</p> <p>Incremento</p> <p>Reducción³</p>	<p>Mejora</p> <p>Información que no es siempre necesaria</p> <p>Sin efecto</p>



<p>Específico para la radiografía de proyección</p> <ul style="list-style-type: none"> ■ Permitir la calibración incorrecta o mal uso o falta de uso del sistema de exposición automática ■ Uso de placas de almacenamiento de fósforo deterioradas (véase Fig. 2.14-2.17) 	<p>Incremento</p> <p>Incremento debido a las nuevas tomas</p>	<p>Degradación, Nuevas tomas</p> <p>Pérdida de calidad, Nuevas tomas</p>
<ul style="list-style-type: none"> ■ Reducir el número de imágenes por procedimiento (por ej., evitar la imagen de la columna vertebral lumbosacra) . ■ Utilizar el potencial del tubo apropiado (véase Launders et ál., 2001). En general, establecer las técnicas correctas de radiografía para sistemas digitales). ■ Disponibilidad de estación de trabajo para post procesamiento (además para técnicos radiólogos) para evitar algunas tomas nuevas. 	<p>Reducción</p> <p>Reducción</p> <p>Reducción</p>	<p>Permanece inalterado</p> <p>Deterioro o mejora leve</p> <p>Mejora</p>



Específico para la fluoroscopia digital ■ Aumentar el número de imágenes por estudio con fluoroscopia digital (Partan et ál., 2001). ■ Utilizar la magnificación (el uso de tamaños de campo pequeños con el intensificador de imágenes o detector de pantalla plana) para mejorar la resolución espacial. ■ Utilizar fluoroscopia de dosis alta o el modo de dosis alta en la adquisición digital. ■ Uso de radiografías seriadas digitales (26 cuadros/s) en vez de fluoroscopia. ■ Uso de colimación virtual ■ Uso de fluoroscopia pulsada	Incremento	Mejora
	Puede incrementar la dosis en piel	Mejora
	Incremento	Mejora
	Podría incrementarse	Posible mejora
	Reducción	Sin efectos
	Puede reducirse	A veces deterioro leve

PACS: Sistema de archivado y comunicación de imágenes

Tabla 2.3. Acciones que pueden incrementar o reducir la dosis al paciente

1 Si existe un registro de dosis en el sistema de rayos x o en el sistema de información radiológica, se podría saber qué imágenes se eliminaron y se tendría alguna información dosimétrica básica.

2 El uso del post procesamiento que favorece la visibilidad de algunas estructuras puede desembocar en un incremento de diagnósticos falsos-positivos (Hennings et ál., 2001).

3 Puede evitar repeticiones y contribuir a optimizar las técnicas radiográficas.

4 Al utilizar un post procesamiento adecuado, es posible obtener mayor información de imágenes previas que permiten evitar proyecciones extra que podrían ser usuales en la radiología convencional (por ej., la proyección de unión lumbosacra en los estudios columna lumbar) (Weatherburn y Bryan, 1999)

(57) Para la radiografía computarizada, los fabricantes ofrecen índices de exposición (véase “índice de dosis” en el Glosario) como seguro contra la sobreexposición, pero la base para los valores recomendados no es clara. Peters y Brennan (2002) establecieron un índice de exposición óptimo que se utilizará como lineamiento para un sistema de radiografía computarizada específica que minimiza las exposiciones de radiación para la radiografía de tórax móvil computarizada y lo comparó con los lineamientos de los fabricantes y la práctica habitual. Rill et ál. (2003) comparó los resultados de tres sistemas de RC comercialmente disponibles, con el objetivo de implementar los hallazgos a nivel clínico.

2.4.2. Operación de sistemas digitales

(58) El número de exposiciones (es decir, de imágenes adquiridas) por estudio y el nivel de calidad de imagen debería limitarse al número exigido para tomar imágenes clínicas (y no más). La ventaja del post procesamiento es que se puede extraer mayor información de la modificación de la ventana y el nivel, uso de magnificación numérica, inversión de escala de grises, etc. El post procesamiento puede evitar las proyecciones extra requeridas en alguna radiología de pantalla-película.

2.4.3. La ventaja de visualizar los parámetros vinculados a la dosis

(59) Si los parámetros de dosis al paciente figuran en la consola del operador (y, además, en la sala de rayos x en el caso de procedimientos intervencionistas médicos), los técnicos radiólogos, médicos radiólogos y físicos médicos que son especialistas en la gestión de dosis al paciente tendrán la ayuda necesaria para cumplir con los protocolos establecidos.

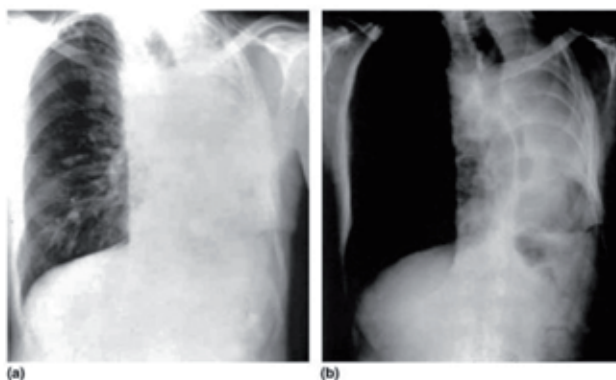


Fig. 2.6. Dos pos procesamientos de un paciente tras una neumonectomía de la imagen en (crudo). (a) Tejido pulmonar, (b) mediastino.

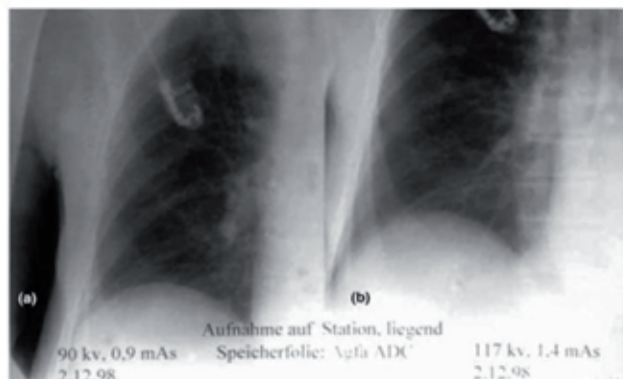


Fig. 2.7. Radiografía digital portátil (ADC70) (a) sin rejilla, 90 kv, 0,9 mAs y postprocesamiento especial y (b) con rejilla, 117 kv, 1,4 mAs y postprocesamiento estándar. La reducción de la dosis relativa es mayor al 50%.



Fig. 2.8. Problema de disco duro durante el archivado en el PACS. Distintas partes de las imágenes están combinadas y la imagen clínica resultante está incompleta (imagen izquierda).



Fig. 2.9. Problema del digitalizador. Artefactos en dirección horizontal (imagen derecha).

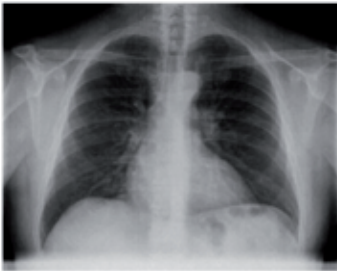


Fig. 2.10. Problema del digitalizador. Artefactos en dirección horizontal. (Imagen izquierda).



Fig. 2.11. Problema del digitalizador. Artefactos en dirección horizontal. (Imagen derecha).



Fig. 2.12. Problema del digitalizador. Saturación en la parte inferior de la imagen. (Imagen izquierda).

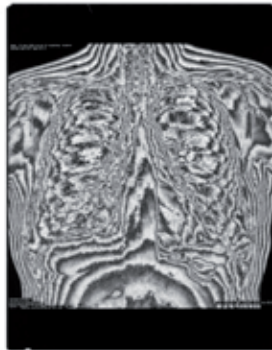


Fig. 2.13. Imagen de tórax con error de impresión. (Imagen derecha).

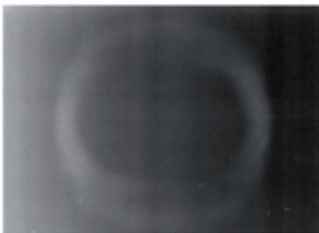


Fig. 2.14. Artefacto de placa de fósforo. (Imagen izquierda).

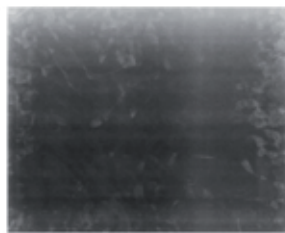


Fig. 2.15. Placa de fósforo utilizada erróneamente. Imposible de limpiar. (Imagen derecha).



Fig. 2.16. Placa de fósforo deteriorada.

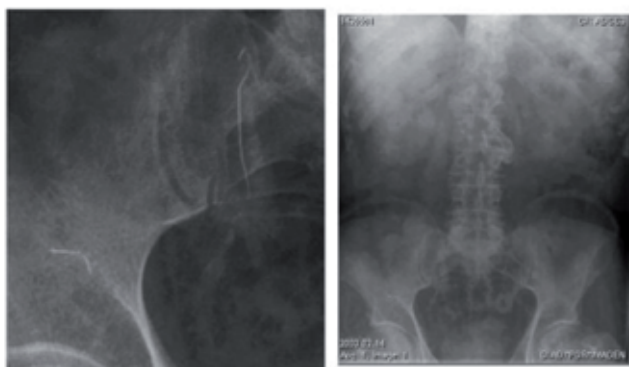


Fig. 2.17. Placa de fósforo deteriorada.

(60) Algunos sistemas digitales ofrecen un índice de exposición (véase el Glosario) (por ej., visualizado como código de color en el monitor de previsualización). El índice de exposición le indica al operador si la dosis absorbida por el detector está dentro del rango normal (por ej., color verde o azul) o si es muy alto (por ej., color rojo). Esta es una herramienta útil de capacitación y de control de la calidad (CC), pero el índice de exposición no está directamente relacionado con la dosis al paciente. Actualmente distintos fabricantes calculan el índice de exposición de distintas maneras y sería beneficioso si se pudiera acordar un enfoque estandarizado.

61) La recopilación de información de dosis en tiempo real, es decir una indicación fácilmente visible sobre el panel de control, permitiría una comparación con los NRD, facilitaría la gestión de la dosis y ayudaría a prevenir las dosis excesivas al paciente (Vaño et ál., 2002). Además facilitaría la compilación automática de cualquier registro de dosis individual al paciente y proporcionaría información para las auditorías retrospectivas de las dosis al paciente en una instalación particular (Mosser et ál., 2002).

(62) La Tabla 2.4 describe la presente situación y la situación futura deseada para las tecnologías diferentes para la información sobre las dosis a los pacientes.

Tecnología digital	Disponible ahora	Esperada a futuro
Radiografía computarizada	Tasa de dosis o índice de exposición	Relacionado con la técnica de radiografía, estimación de dosis al paciente y Archivo de información del paciente en el SIR.
Radiografía digital	Técnica de radiografía, información del paciente y estimación de la dosis al paciente.	Obtención automática de información del encabezamiento de DICOM . Archivo en el SIR.
Fluoroscopia	Técnica de radiografía, geometría del campo de radiación y parámetros de dosis por serie.	Información de fluoroscopia. Mapeo en línea (on line) de dosis en piel y obtención automática de información del encabezamiento de DICOM. Archivo en el SIR (sistema de información radiológica).

Tabla 2.4. Situaciones presentes y deseadas a futuro para las tecnologías diferentes para la información de dosis al paciente

2.4.4. Consideraciones especiales para los sistemas de fluoroscopia digital

(63) Para los sistemas de fluoroscopia digital, están disponibles diversos tamaños de campo en el detector de la imagen y diversos modos operativos para la fluoroscopia (usualmente para modos bajos, medios y altos de dosis) y obtención de imágenes (a veces hasta cuatro niveles de calidad de imagen y dosis). Los modos operativos a veces están combinados con algoritmos de postprocesamiento de fábrica (o de comisionamiento) así como la instalación geométrica (orientaciones de brazo C, colimación, distancias foco detector y foco piel etc.). Asimismo los ingenieros de mantenimiento pueden ajustar estos modos operacionales a distintos usuarios, combinando diversos tipos de filtros, modos de tasa de pulso, dosis por pulso, etc. Los radiólogos deberían informarse sobre las configuraciones que les permitan optimizar los procedimientos.

(64) Las técnicas para reducir la dosis al paciente incluyen: 1) colimación previa a la irradiación (colimación virtual); 2) alta filtración del haz con filtros de cobre o de tantalio, 3) filtros semitransparentes para compensar la absorción diferencial en áreas particulares de estudio y 4) técnicas de la región de interés para la fluoroscopia.

(65) La fluoroscopia pulsada tiene el potencial de reducir la dosis al paciente. Sin embargo, requiere un ingeniero de mantenimiento para adaptar la dosis por pulso, ancho de pulso y pulsos por segundo y configurar el uso de información anterior para completar los espacios entre los pulsos. Esto ofrecerá una calidad de imagen adecuada para diferentes estudios y, con mayor importancia, además reducirá la dosis. En algunos sistemas, los modos de exposición disponibles pueden ser programados según se lo requiera por cada tipo de estudio.

(66) Con todas las opciones disponibles en condiciones operativas, es fundamental obtener la asistencia de físicos médicos y técnicos de mantenimiento que seleccionen las condiciones operativas óptimas en una instalación.

(67) Algunos sistemas digitales se utilizarán para procesos intervencionistas médicos. Los efectos determinísticos serán más importantes en estas intervenciones, por ej., daño de piel. Los lineamientos de la

administración al paciente de la dosis en piel no se tratan exhaustivamente en el presente informe. La Publicación 85 (ICRP, 2001b) brinda asesoramiento sobre las intervenciones quirúrgicas en las que se utiliza fluoroscopia.

(68) La protección radiológica para el personal de trabajo es asimismo importante durante la operación “dentro de la sala” de los sistemas de fluoroscopia digital. Las tasas de dosis de radiación dispersa son mayores durante la adquisición de imágenes que durante la fluoroscopia. Si existe una tendencia de que aumente el número de imágenes obtenidas, es probable que se incrementen las dosis al personal.

2.4.5. Impacto de la compresión de imagen

(69) La compresión de imagen puede ser un aspecto importante que influye en la calidad de las imágenes archivadas en los PACS y que modifique el tiempo necesario para tener disponibles las imágenes (velocidad de transmisión a través de las redes de trabajo) (Bergh y Felix, 1999). Puede perderse calidad de imagen si el nivel de compresión es demasiado alto. En consecuencia, algunos estudios pueden tener que repetirse, por lo que el paciente recibirá una dosis extra de radiación (Tuinenburg et ál., 2000).

(70) El nivel de compresión compatible con la calidad de imagen necesaria depende en gran medida de la modalidad (RC, pantalla plana, fluoroscopia digital, etc.) y el tipo de estudio. Por lo tanto, el nivel apropiado de compresión debería establecerse para cada modalidad en cada centro teniendo en cuenta la infraestructura de red del centro y el hardware disponible a través del mismo.

(71) Slone et ál. (2003) estudió si las imágenes de tórax digitales podían comprimirse para la interpretación primaria sin la pérdida percibida de fidelidad (a saber, debajo del umbral sin pérdida visual) que utiliza una película transiluminada o exposición de tubo de rayos catódicos (TRC). Los autores concluyeron que a la distancia de lectura para una interpretación primaria, las radiografías de tórax digitales de tamaño completo, que utilizan la compresión de 10:1 y 20:1 (JPEG, Grupo Conjunto de Expertos en Fotografía) y reconstruido, no tiene pérdida visual con la exposición del TRC o la película. Las imágenes comprimidas a 10:1 permanecen visualmente sin pérdida en una inspección realizada más de cerca.

(72) Si las imágenes son distribuidas a servicios de diferentes hospitales para ser revisadas en monitores de computadoras convencionales, se podría utilizar un nivel alto de compresión. Esto aumentaría la velocidad de transmisión de manera sustancial. Las imágenes altamente comprimidas deberían distribuirse solamente a otros hospitales para obtener una segunda opinión o información y no para diagnóstico. Es necesario que se implementen programas de garantía de calidad especial si se busca lograr esto. Debería apreciarse que si el nivel de compresión es demasiado alto (por ejemplo, para ver imágenes en el monitor de una computadora), las imágenes pueden no retener toda la información original.

2.4.6. Niveles de referencia para diagnóstico

(73) En la radiología digital, es relativamente sencillo mejorar la calidad de la imagen con el aumento de la dosis al paciente. En consecuencia, puede existir una tendencia de aumento de las dosis al paciente a niveles mayores de los necesarios, por lo que la evaluación de las dosis al paciente como parte de los programas de garantía de calidad deberían abordarse con mayor frecuencia que en la radiología de sistema de pantalla-película.

(74) La reevaluación de los NRD locales debería abordarse cuando las técnicas digitales reemplazan las técnicas de pantalla-película, dado que los NRD para las imágenes no digitales no son necesariamente aplicables a los procedimientos de las imágenes digitales.

2.4.7. Lista de control de la práctica

(75) A continuación Figura una lista de control de asesoramiento útil para la gestión de dosis al paciente en la práctica de radiología digital.

- Cuando se introduce un sistema digital nuevo a la práctica clínica, el sistema debería instalarse para alcanzar el mejor balance entre la calidad de imagen y la dosis al paciente.
- Evitar eliminar imágenes que carecen de utilidad en la central de trabajo y desarrollar periódicamente el análisis de una tasa estadística de rechazo.
- Familiarizarse con las capacidades de la estación de trabajo (capacidad de post procesamiento, opciones en el monitor para visualizar las imágenes, etc.).
- Identificar todas las imágenes correctamente para evitar la pérdida en los PACS.
- Solicitar una calibración del CAE que sea apropiada al rango de sensibilidad del sistema digital y del post procesamiento seleccionado.
- Evitar las exposiciones manuales si el CAE está disponible. Sin embargo, asegurar que se utiliza correctamente, dado que no todos los errores son corregibles a través del post procesamiento (por ejemplo, un error posible puede ser causado al obtener imágenes de tórax de PA al utilizar el sensor central en vez de los sensores laterales, lo que podría requerir otra exposición).
- Controlar el número de imágenes por estudio para mantenerlo en un número similar al de la radiología convencional, o menor a este.
- Evitar obtener imágenes digitales en serie en vez de utilizar la fluoroscopia (la dosis al paciente a menudo será mucho mayor en el caso de las series digitales).
- Establecer una estación de trabajo disponible para los técnicos radiólogos donde puedan guardar las imágenes de post procesamiento y así evitar nuevas tomas.
- Prestar atención a la indicación de la dosis en el panel del sistema de rayos x o en los monitores de las salas y utilizar esa información para la gestión de las dosis al paciente.
- Generar un acceso sencillo a los PACS para revisar las imágenes previas y así evitar nuevas tomas.
- Prestar atención a la colimación apropiada para el área anatómica deseada. Una vez que se obtiene la imagen, los métodos numéricos (es decir, software) pueden cortar automáticamente parte de la imagen y cuando el radiólogo recibe la imagen para su lectura, no habrá sido advertido de que se irradió un área anatómica aún mayor de la necesaria.
- Seleccionar la técnica preprogramada correcta; ya que, por ejemplo, utilizar una técnica abdominal (70-80 kV) para las imágenes de tórax (120-130 kV) resultará en una dosis de superficie de entrada mayor.

2.5. Necesidades de capacitación de radiólogos y técnicos radiólogos

(76) La capacitación específica en materia de radiología digital es necesaria para radiólogos, físicos médicos y técnicos radiólogos que trabajan con técnicas digitales. Esta capacitación debería incluir aspectos básicos de la protección radiológica para pacientes y el personal, detalles de la operación de los sistemas de rayos x instalados, uso de unidades de visualización, capacidades de post procesamiento y la operación de los PACS, si se instala alguno (Bergh et ál., 2000; Busch, 1997).

(77) El Consorcio Europeo DIMOND (Dosis y Calidad de Imagen en las Imágenes Digitales y la Radiología Intervencionista) inspeccionó los recursos de entrenamiento disponibles y temas de capacitación relevantes para radiólogos, físicos médicos y técnicos radiólogos en siete hospitales europeos. Uno de los principales hallazgos de la inspección fue la falta de recursos educativos ofrecidos por instituciones nacionales e internacionales para la radiología digital. La inspección indicó además que en el proceso de transición a la radiología digital, entre el 30% y el 35% de los profesionales fueron capacitados en su lugar de trabajo y del 23 al 28% fueron capacitados en el trabajo con ayuda de los fabricantes de los equipos digitales. DIMOND está produciendo una guía con los objetivos de capacitación específicos para la radiografía digital y computarizada, la fluoroscopia digital, la mamografía digital y los aspectos vinculados con la visualización digital e informes. Más aún, se ha propuesto incluir horas de capacitación (Peer et ál., 2003).

(78) A continuación, se dan los temas sugeridos para la capacitación en radiología digital. Una lista más detallada del programa de capacitación se presenta en el Apéndice C.

- Sistemas de rayos x para imágenes digitales.
- Obtención de la imagen.
- Post procesamiento de la imagen.
- Transferencia de imagen.
- Análisis de la imagen.
- Control de calidad (CC).
- Aspectos en materia de visualización digital e informe.
- Estaciones de trabajo.
- Presentación de imágenes.
- Transferencia de imagen y almacenamiento.
- Gestión de la dosis al paciente.

(79) Los sistemas de fluoroscopia digital a veces son utilizados por médicos que no están capacitados en el área de protección radiológica y esto podría influenciar la gestión de la dosis al paciente (Archer y Wagner, 2000). La capacitación de estos individuos debería incluir los aspectos básicos de la protección radiológica de los pacientes y el equipo de trabajo.

3. ASPECTOS REGULATORIOS Y GESTIÓN DE LA CALIDAD

Puntos principales

- En un futuro cercano, las instalaciones médicas no utilizarán film, confiando cada vez más en los sistemas de visualización y análisis de imágenes digitales. Este cambio de paradigma incluirá nuevos lineamientos y regulaciones e impondrán nuevos desafíos de gestión de calidad a médicos y empleados en el área de la radiología.
- La puesta en marcha de sistemas digitales, o la introducción de nuevas técnicas, debería incluir la participación de especialistas clínicos, físicos médicos y técnicos radiólogos. El objetivo de esta colaboración consiste en asegurar que la capacidad de tomar imágenes y la gestión de la dosis de radiación estén integradas para obtener una producción de imágenes clínicas aceptables que utilizan dosis apropiadas para el paciente. La producción de protocolos de procedimiento acordados (incluidos los principios de justificación y optimización) serán una parte esencial del proceso.
- El criterio de justificación debería ser uno de los componentes principales tenidos en cuenta en la actualización del programa de garantía de calidad cuando una instalación decide implementar un sistema de generación de imágenes digitales ya que podría darse un incremento en el número de estudios, debido a la relativa facilidad que existe al sacar y conservar imágenes con un sistema digital.
- Una vez que los sistemas digitales están en uso, se requiere que los programas abarcativos de control de la calidad sean amplios para asegurar que se mantiene la calidad de imagen y la gestión de la dosis al paciente. Los programas de control de calidad deberían detectar todo cambio significativo en la calidad de la imagen o en la gestión de dosis al paciente y por lo tanto prevenir un sentido alcista en las dosis sin beneficios clínicos adicionales.
- Los niveles de referencia para diagnóstico en radiología digital pueden actuar como comparadores efectivos para la gestión de dosis al paciente, que ayude a evitar dosis innecesariamente altas al paciente.

3.1. Principios de protección radiológica

3.1.1. Justificación

(80) Al igual que con las radiografías convencionales, la decisión de sacar una placa con el sistema de radiología digital debe estar justificada. El concepto y la aplicación de los principios fundamentales de justificación de exposiciones de radiación médica se describieron en otros documentos (OIEA, 1996; ICRP, 1977, 1991).

(81) Con frecuencia, médicos y radiólogos deben tomar decisiones con respecto a los procedimientos radiológicos que van a utilizar. Al hacerlo, deberían:

- Evaluar el valor potencial del procedimiento en relación con la gestión al paciente y los riesgos como beneficios que surgen del procedimiento (por ej., existe una buena oportunidad de obtener la información clínica necesaria que dé la posibilidad de manejar la enfermedad);
- Determinar el mejor procedimiento que contribuya en el diagnóstico y;
- Considerar la disponibilidad de resultados de estudios previos.

(82) La justificación implica que el médico prescriptor y el radiólogo toman la decisión de recurrir a un procedimiento radiológico teniendo en cuenta los siguientes criterios:

- La historia del caso, el estudio clínico del paciente y los resultados de laboratorio clínicos.
- La disponibilidad de técnicas de estudio radiológico o técnicas alternativas.

(83) Se aconseja que los lectores recurran a otras publicaciones que brinden ejemplos de una buena práctica radiológica (OMS, 1983, 1987; RCR, 1993; CEC, 1996, 2000).

(84) Reiner et ál. (2000) informó un aumento sustancial en el número de radiografías sacadas en algunos centros tras la conversión de radiografía convencional a radiología digital. El estudio se realizó en distintos hospitales de Estados Unidos y demostró que su “utilización en pacientes hospitalizados” aumentó a un 82% (de 0,265 a 0,483 estudios por día por paciente) tras una transición a las radiografías sin película. Esto es substancialmente superior al aumento del 11% (de 0,190 a 0,211 exámenes por paciente día) en hospitales basados en film a nivel nacional. El empleo en pacientes ambulatorios (es decir los exámenes por visita) aumentó en un 21% (de 0,108 a 0,131 exámenes por visita) comparado con una disminución neta del 19% (de 0,148 a 0,120 exámenes por visita) en hospitales basados en film a nivel nacional.

(85) Estos incrementos son probablemente resultado de la facilidad relativa de obtener y almacenar imágenes con sistemas digitales. Por lo tanto, los criterios de justificación deberían ser uno de los componentes principales considerados en la actualización de un programa de garantía de calidad cuando se pasa al sistema de adquisición de imágenes digitales.

3.1.2. Optimización

(86) La optimización de procedimientos de radiología digital (con fines de protección radiológica) significa la gestión de las dosis absorbidas por los tejidos en la región de interés del cuerpo, a la que le sacaron la radiografía, a un nivel compatible con la obtención de la información clínica necesaria para el paciente en particular (ICRP, 1991). Este concepto es particularmente importante en materia de radiología digital debido a que estos estudios pueden realizarse sobre un amplio rango de dosis. Las mejores imágenes (con menos ruido) se obtienen con dosis más altas. Sin embargo, en la mayoría de los casos, una imagen con una calidad de diagnóstico aceptable puede obtenerse con una dosis de radiación menor. Por tanto, los estudios radiológicos deberían realizarse con una dosis al paciente que sea tan baja como sea razonablemente alcanzable (ALARA, por su sigla en inglés). Y aún conmensurada para el propósito de obtener la imagen médica requerida.

(87) Existen varios aspectos en la optimización de la protección radiológica en la radiología digital. Algunos se aplican a las consideraciones de diseño de equipos y los métodos técnicos para reducir la dosis al paciente. Otros son enfoques operativos para reducir dosis innecesarias al paciente mediante una selección adecuada del estudio radiológico y los parámetros técnicos. Por ejemplo, con los sistemas de fluoroscopia digital, la producción de imágenes, relativamente sin esfuerzo, aumenta la tendencia para sacar más imágenes de las que son clínicamente necesarias. Por lo tanto, la optimización de la protección radiológica en las técnicas de radiología digital y sus protocolos son una parte crítica del programa general de garantía de calidad para dichos procedimientos.

3.2. Control de la calidad y gestión de imágenes

3.2.1. Control de calidad

(88) El control de la calidad es un proceso por medio del que una serie de distintos procedimientos técnicos proporcionados por el equipo de imágenes ayudarán a que las imágenes digitales de cada unidad tengan consistentemente la calidad más alta. La gestión de imágenes contribuye a asegurar que el sistema se mantiene con el menor tiempo de inactividad y máxima eficiencia.

(89) Un radiólogo, seleccionado a menudo por la persona a cargo de control de calidad, realiza las pruebas de control de calidad prescritas, generalmente con la asistencia de un físico médico. El físico médico también realiza pruebas para asegurar la optimización de las imágenes digitales con respecto a la dosis requerida para generar la imagen. Un especialista en gestión de imágenes también debería estar disponible para evaluar y corregir problemas, iniciar reparaciones y coordinar el mantenimiento del procesamiento de imágenes y sistema de redes de trabajo.

(90) El médico a cargo debería entender la necesidad del programa y asumir la responsabilidad final de su implementación y control. En resumen, se requiere un programa amplio de control de calidad que asegure la optimización de la calidad de imagen, que asegure que las dosis de radiación a los pacientes están gestionadas de manera adecuada y que los problemas del sistema son corregidos en tiempo y forma. Las tareas específicas están realizadas por cada miembro del equipo de control de calidad.

3.2.2. Evaluación de rendimiento del equipo

(91) Antes de que pueda emplearse un sistema de radiología digital para usos clínicos, se debe aprobar una prueba de aceptación. Las pruebas realizadas están diseñadas para evaluar la capacidad de imágenes total del sistema y de la dosis al paciente que resulte necesaria para alcanzar una imagen clínica aceptable. El informe de aceptación debería arrojar los resultados de cada una de las pruebas realizadas, incluidas todas aquellas especificadas por el fabricante. Si existen puntos que no cumplen con los requisitos o sugerencias para la mejora, estos ítems deberían corregirse con anterioridad al uso clínico del equipo. Las acciones correctivas deberían incluir la reparación necesaria del equipo de rayos x y además incluir recomendaciones que mejorarán la calidad de la imagen (por ejemplo, cambios en los factores técnicos y condiciones de visualización).

(92) Tras la evaluación de aceptación inicial, la unidad debería inspeccionarse anualmente o tras la reparación o reemplazo de un componente principal como el tubo de rayos x, CAE o detectores digitales. Las pruebas específicas requeridas para la evaluación de desempeño variarán con el tipo de sistema digital. Por ejemplo, las pruebas de desempeño requeridas para un sistema de mamografía digital de campo completo serán diferentes de aquellas requeridas por una unidad de radiografía computada (RC). La siguiente lista da algunas de las pruebas de aceptación recomendadas para la mayoría de los sistemas de radiografía digitales.

- Evaluación de la colimación.
- Evaluación de artefactos.
- Uniformidad de detector digital.
- Evaluación de calidad del haz (medición de la capa hemirreductora).
- Reproducibilidad de la exposición.
- Reproducibilidad y precisión del potencial de tubo
- Calidad de imagen.
- Ganancia del sistema monitor.
- Radiación emitida y dosis de entrada.

(93) La medición más importante hecha por el físico médico es la evaluación de dosis de radiación al paciente. La dosis necesaria para alcanzar una imagen clínica aceptable está directamente afectada por

otros varios parámetros que se abordan en el Capítulo 2. Las recomendaciones para los NRD para distintos tipos de estudios médicos de radiación están tratadas en la Sección 3.4.

(94) La ganancia del sistema se refiere a la habilidad del intensificador de imagen para producir una imagen luminosa. En los sistemas digitales, la ganancia es uno de los factores que necesita optimizarse para producir una calidad de imagen óptima con una dosis de radiación aceptable. Es importante monitorear la ganancia de un sistema ya que debido al envejecimiento los sistemas configurados incorrectamente resultarán en valores inapropiados de ganancia. En la fluoroscopia, una ganancia impropia puede detectarse a través de la tasa de dosis de entrada al intensificador de imagen. En el caso de la radiografía de proyección, cada aparato tiene una ganancia particular que se diseña para producir si la ganancia es muy alta, el resultado es ruido electrónico amplificado. Si la ganancia es excesivamente baja, se obtiene una relación señal/ruido pobre (SNR). A medida que la SNR para un sistema de imagen aumenta, mejora la habilidad del sistema de distinguir lesiones sutiles de bajo contraste (véase Sección 2). Es particularmente importante controlar la ganancia en "RC" y otros sistemas digitales para consistencia y optimización.

3.2.3. Pruebas de control de calidad

(95) El control de la calidad en un sistema de radiografía digital resulta sumamente necesario para asegurar que la ejecución de imágenes no se degrade con el paso del tiempo. Las pruebas específicas del control de calidad realizadas por una persona calificada y autorizada variará con el tipo de equipo del que se trate. Por ejemplo, un sistema digital de tórax tendrá un set de protocolos de control de calidad diferente de aquellos utilizados en un sistema de mamografía digital de campo completo. Típicamente los protocolos y procedimientos son especificados por el fabricante o por la autoridad local. Se programa que ciertas pruebas se realicen en intervalos diarios, semanales, mensuales o trimestrales. Estas pruebas están diseñadas para asegurar que el sistema continúa operando en los estándares más altos. Los resultados de las pruebas deberían documentarse y revisarse periódicamente.

(96) La siguiente lista aporta algunas pruebas de control de calidad sugeridas para que se realicen en un sistema de radiografía digital. Los procedimientos específicos y frecuencias recomendadas variarán según el tipo de sistema digital.

- Limpieza del monitor.
- Uniformidad de pantalla plana.
- Calidad de imagen de fantoma.
- Relación contraste/ruido.
- Análisis de repetición.
- Sistema, monitor y filming checks (cuadros de filmación).
- Respuesta del casete a la exposición, uniformidad y artefactos (para un sistema de RC).

(97) Asimismo, una imagen de prueba, como el patrón de prueba de la Asociación de Ingenieros de Imágenes en Movimiento y Televisión (SMPTE, por su sigla en inglés) (Gray et ál., 1985), debería utilizarse para probar la visualización del sistema bajo las condiciones que simulan una operación normal. La apariencia de la imagen total de SMPTE debería inspeccionarse para asegurar la ausencia de artefactos relevantes (por ejemplo, borronamiento de áreas brillantes de visualización en áreas oscuras o aliasing de patrones de resolución espacial). Los monitores de visualización para la interpretación principal deberían evaluarse por lo menos mensualmente.

3.2.4. Monitoreo y documentación

(98) Toda instalación que utiliza un sistema de gestión de imágenes digitales debería tener documentados protocolos para monitorear y evaluar cada una de las áreas listadas en la Sección 3.2. El equipo de control de calidad es responsable de evaluar y documentar el desempeño en la adquisición, digitalización, compresión, transmisión, visualización así como archivado y funciones de recuperación del sistema.

(99) Se recomienda además un asistente capacitado en computación que esté calificado para operar y mantener el sistema de gestión de información y para asegurar la sustentabilidad de una calidad alta y funcionamiento del sistema.

3.3. Inspección de seguridad eléctrica

(100) Los equipos eléctricos y las instalaciones tienen que inspeccionarse antes de ser utilizados por primera vez, después de cualquier modificación importante y subsecuentemente en intervalos apropiados. Antes de entrar en servicio, las inspecciones deberían ser realizadas por aquellos responsables de la instalación y operación de los equipos eléctricos. Estas inspecciones necesitan documentarse. Los usuarios son responsables de realizar y registrar inspecciones regulares.

3.4. Niveles de referencia para diagnóstico

(101) Los *niveles de referencia* para diagnóstico fueron introducidos por el ICRP (ICRP, 1991, 1996) como herramienta práctica para la gestión para dosis al paciente en radiología. “Estos niveles, que son una forma de nivel de investigación, se aplican a una cantidad fácilmente medida, a menudo a la dosis absorbida en aire o en un material equivalente al tejido en la superficie de un fantoma estándar simple o paciente representativo” (ICRP, 1996). El asesoramiento adicional sobre la aplicación de los NRD está dado en el ICRP (2001b). Un valor menor al NRD para una tarea de imágenes médicas particulares puede no ser necesariamente un valor óptimo, pero indica que el procedimiento utiliza una dosis al paciente dentro de la usual para la práctica local. Un valor sistemáticamente mayor al NRD puede requerir una revisión para determinar si el protocolo para el procedimiento de imágenes necesita revisarse con respecto a los aspectos que importa en las dosis al paciente. En Vañó y González (2001) y Vañó et ál. (2001), se puede encontrar el ejemplo de un enfoque a los NRD para un procedimiento complejo de imágenes. Los resultados de la implementación de los NRD para las proyecciones de rayos x de diagnóstico convencional (es decir, no digital) en Gran Bretaña mostró un 30% de disminución en las dosis al paciente (Hart et ál., 2002).

(102) Es de particular importancia que los NRD deben aplicarse a la adquisición de imágenes digitales debido a la posibilidad de producir imágenes de alta calidad que producen niveles excesivos de exposición al paciente. Asimismo, la facilidad de almacenar digitalmente múltiples tomas de cine en estudios cardíacos e imágenes digitales de *photospot* en las radiografías hace que estas facilidades sean susceptibles a un uso excesivo.

(103) La dosis o tasa de dosis de entrada al paciente se mide directamente en el sistema digital. Mediciones similares se realizan como parte del programa de control de calidad para los equipos digitales. Estos ensayos permitirán identificar cuando el equipo fue instalado o calibrado de manera poco satisfactoria o cuando se deterioró el intensificador de imagen a lo largo de un período de tiempo. Sin embargo, no existe actualmente consenso internacional establecido sobre los valores de NRD que deberían aplicarse a estudios digitales específicos. Sin embargo, las personas a cargo de instalaciones que sacan imágenes médicas deberían continuar revisando la información pertinente en la literatura sobre los NRD para emplear en la instalación.

3.5. Auditoría de niveles de dosis en imágenes digitales

(104) Existen diversos enfoques para auditar niveles de dosis en el área de imágenes digitales; algunos autores recomiendan la medición de la dosis incidente o de la dosis absorbida en la superficie de entrada del paciente ($D_{a,i}$ o $D_{a,e}$ en el plano del paciente) y otros recomiendan la dosis incidente o la dosis absorbida en la superficie de entrada del detector digital ($D_{a,i}$ o $D_{a,e}$ en el plano del detector). Existe una diferencia sustancial entre los valores numéricos medidos y la filosofía detrás de las dos estrategias de medición.

(105) La ventaja de medir la dosis absorbida en el plano del detector es que puede incorporarse fácilmente en un programa de garantía de calidad. El valor real medido dependerá del protocolo de medición utilizado

(a saber, el tipo y espesor de cualquier atenuador). Puede utilizarse para comparar distintos tipos de equipos y para predecir el equipo en que se puede anticipar dosis más altas. La principal desventaja es que no refleja la dosis absorbida real recibida por el paciente; que está influenciada por el tamaño y composición del paciente y el protocolo clínico utilizado (Vañó et ál., 2002).

(106) Habrá diferencias en los valores numéricos de las dos cantidades (es decir, la dosis absorbida en el plano del paciente o el plano del detector). Estas surgen de la ley de la inversa del cuadrado, la atenuación en el paciente y el protocolo clínico. Toda diferencia será particularmente dependiente del potencial del tubo y de la filtración utilizada.

3.6. Lesiones determinísticas

(107) Existen diversos informes de lesiones determinísticas que se han dado en pacientes que fueron sometidos a determinados procedimientos intervencionistas con períodos largos de fluoroscopia (Geise y O'Dea, 1999; ICRP, 2001b; Vañó et ál., 1998; Wagner et ál., 2000). Las lesiones determinísticas en procedimientos intervencionistas pueden ocurrir como resultado de una combinación de factores tanto en el uso de fluoroscopia digital como de fluoroscopia convencional. Se observó a partir de un análisis de incidentes previos que el factor principal que más contribuye es el uso de equipos que utilizan tasas de dosis altas (Faulkner y Vañó, 2001). Otro factor observado fue la falta de capacitación en la gestión radiológica de los médicos intervencionistas (Archer y Wagner, 2000). Un extenso tratamiento sobre evitar la ocurrencia de lesiones por radiación en las intervenciones quirúrgicas médicas que utilizan fluoroscopia se encuentra en el documento ICRP (2001a).

3.7. El estándar DICOM

(108) DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) es el estándar industrial para la transferencia de imágenes de radiología digital y demás información médica entre computadoras (NEMA, 1996). El estándar DICOM permite la comunicación digital entre el equipo de imágenes médicas y los sistemas de distintos fabricantes. Dicha conectividad es importante para la efectividad y el costo en la salud y permite que los usuarios brinden servicios de radiología dentro de las instalaciones así como el acceso remoto. Por ejemplo, entre estaciones de trabajo, equipos de imágenes digitales, digitalizadores de películas, archivos compartidos, impresoras láser, servidor y computadoras centrales que producidos por distintos fabricantes y están ubicadas en uno o más sitios puedan “hablarse entre sí” a través del estándar DICOM. En consecuencia, las imágenes pueden capturarse y comunicarse con mayor eficiencia y, por lo tanto, los médicos pueden hacer diagnósticos y tomar decisiones sobre los tratamientos rápidamente. Véase <http://medical.nema.org/> para mayor información.

(109) Sin embargo, puede haber problemas si no se logra conformidad con el estándar DICOM y los sistemas no se comunican apropiadamente. Las imágenes extraviadas o perdidas pueden derivar en la repetición de estudios debido a la no conformidad, que a su vez dará lugar a dosis adicionales al paciente.

(110) Asimismo, organizaciones como la Real Universidad de Radiólogos del Reino Unido y la Universidad Americana de Radiología produjeron estándares para teleradiología (ACR, 1998a; RCR, 1999; SCAR, 1994) y gestión de imágenes digitales (ACR, 1998b; RCR, 1999).

3.7.2. Temas de seguridad de la información

(111) El estándar DICOM no aborda los temas de seguridad como la privacidad y la confidencialidad de toda la información del paciente. Las nuevas regulaciones destacan la importancia de la responsabilidad estricta en muchas áreas como la seguridad, la integridad de la información y la confidencialidad del paciente. Algunas de estas regulaciones son: la Ley de responsabilidad por la portabilidad y responsabilidad de seguro de salud en los Estados Unidos (HIPPA, 2000). Este requerimiento de asegurar la privacidad y calidad de las imágenes se extiende a las imágenes por el sistema intranet del hospital o prácticas como

asimismo a la teleradiología. Puede ser necesario que las instalaciones implementen distintos niveles de seguridad de sistema, incluido el control de acceso y el cifrado. La protección de la infraestructura es importante para todas las empresas que manejan información de asistencia médica identificable con el paciente. Esto puede lograrse a través de:

- la prevención del acceso no autorizado a la red de trabajo o los elementos de la red de trabajo;
- establecimiento de controles de acceso y medidas de autenticación que protegen el acceso a la información y;
- garantía de la integridad de la información y la confidencialidad del paciente (a saber, eliminar factores de identificación de la misma información, para asegurar que la información original está protegida y no está comprometida por cambios, compresión, etc.).

(112) Los fabricantes de PACS están bajo un aumento de presión para proporcionar un alto nivel de seguridad de la información, tolerancia al error y privacidad del paciente sin comprometer la ventaja principal de un PACS, es decir, la facilidad de acceso a las imágenes e información al paciente. Los compradores de sistemas digitales deberían estar al tanto de estos desafíos de seguridad.

(113) En ocasiones, si las imágenes no están fácilmente a disposición ni son transmitidas a otra instalación médica, puede repetirse algún procedimiento innecesariamente.

4. RECOMENDACIONES DEL ICRP PARA LA RADIOLOGÍA DIGITAL

- Los radiólogos, físicos médicos y técnicos radiólogos deberían tomar cursos de capacitación adecuada, particularmente en los aspectos de la gestión de dosis al paciente antes de hacer uso clínico de las técnicas digitales.
- Los NRD deberían revisarse cuando se introducen sistemas digitales nuevos en una instalación operativa.
- Las auditorías de dosis al paciente deberían ocurrir frecuentemente cuando se introducen técnicas digitales en una instalación operativa.
- La información de la imagen original debería estar disponible para el usuario, no solo para la prueba objetiva en un programa de garantía de calidad riguroso sino además para otras pruebas independientes de la ejecución de sistemas de imágenes digitales.
- Cuando se introduce un sistema nuevo o software nuevo de post procesamiento, debería llevarse a cabo en paralelo un programa de optimización (para dosis de radiación) y uno de capacitación.
- El control de la calidad en el área de la radiología digital requiere nuevos procedimientos y protocolos. La aceptación y las pruebas de constancia deberían incluir aspectos vinculados con la visualización, transmisión y almacenamiento de imágenes. Deberían haber a disposición especialistas dedicados a mantener la red de trabajo y los PACS.
- Dado que las imágenes de radiología digital son más sencillas de obtener y transmitir en redes de trabajo de comunicación moderna, los médicos prescriptores deberían estar totalmente familiarizados con los criterios de justificación para requerir procedimientos de imágenes médicas de rayos x.
- La industria debería promover herramientas para informar a radiólogos, técnicos radiólogos y físicos médicos sobre los parámetros de exposición y las dosis resultantes al paciente. Los parámetros de exposición y las dosis resultantes al paciente deberían estandarizarse, visualizarse y almacenarse.

APÉNDICE A. PRINCIPIOS FUNDAMENTALES Y VENTAJAS DE SISTEMAS DIGITALES

Puntos principales

- Es característico para todo equipo de radiografía digital que la etapa de detección de rayos x, el almacenamiento final de información digital y los medios para visualizar la imagen (por ejemplo: la estación de trabajo con un software de visualización adecuado conectado a un monitor que proporcione calidad diagnóstica) sean componentes físicamente separados.
- En el área de comunicación de imágenes médicas, se establecieron los protocolos en el estándar DICOM. Sin embargo, debido al desarrollo veloz de nuevas tecnologías y métodos, la compatibilidad y conectividad de sistemas de distintos fabricantes continúa siendo un gran desafío.
- Los sistemas de almacenamiento de fósforo utilizan una placa que registra imágenes de la exposición de rayos x como información latente. Los sistemas están hechos a base de cassettes, de esta manera los equipos de rayos x existentes pueden utilizarse sin modificaciones. Sin embargo, los parámetros de exposición no pueden almacenarse automáticamente junto con la información de imagen.
- El detector de pantalla plana es el desarrollo más reciente. La detección de rayos x y la lectura de salida de la imagen se realizan en un solo paso. Una característica común de estos detectores es que el convertidor de rayos x y la electrónica de lectura de salida constituyen un conjunto integrado. El equipo de rayos x con detectores de pantalla plana pueden almacenar parámetros de exposición junto con la información de la imagen.
- Una de las ventajas de digitalizar la información de la imagen es la aplicación del procesamiento de imagen para mejorar la visualización. Como consecuencia de estas capacidades de procesamiento, ya no existe una correlación estricta entre la luminosidad (o ennegrecimiento) de la imagen y la exposición.
- Una función disponible en todas las estaciones de trabajo es el “windowing”; esto permite la especificación de un subconjunto de rango completo de valores de píxeles para visualizar. Toda la información de la imagen fuera del rango de ventana deja de ser visible. El centro y el ancho de la ventana están transferidos a menudo como parte del encabezado DICOM de una imagen. Un marco de ventana incorrecto puede interpretarse además erróneamente como sub o sobreexposición.
- Un insatisfactorio desempeño del equipo de visualización de imagen puede comprometer la calidad de la información adquirida. El usuario debería tener información completa con respecto al conjunto mínimo de requisitos para el equipo de visualización de imagen, ya sea por especificación física de parámetros de visualización o por referencia de modelos específicos de equipos de visualización de imagen.

A.1. Introducción

(A1) A diferencia de las técnicas inherentemente digitales como la TC o las modalidades de RMN, todas las técnicas de radiografía de proyección digital son el resultado del desarrollo continuo de las técnicas convencionales (es decir, analógicas). Existen distintas aplicaciones de técnicas digitales en el área de radiología y cada aplicación tiene requisitos específicos para el equipo de rayos x. El rango existente de aplicaciones de sistemas de radiología convencional puede dividirse en dos grupos principales, a saber: la radiografía y la fluoroscopia.

(A2) Esta subdivisión puede ser además aplicada a equipos de rayos x digitales. Sin embargo, algunas partes del equipo combinan la radiografía y la fluoroscopia. Cabe señalar que el proceso de desarrollo de sistemas digitales era sumamente distinto en cada uno de los dos grupos.

(A3) Los sistemas de fluoroscopia con intensificador de imágenes fueron suplementados con los medios para almacenamiento de imágenes intermedias, como, por ejemplo, LIH y la grabación en disco duro (“series de adquisición digital”). El componente principal de detección de rayos x en fluoroscopia,

que se da en el sistema de televisión con intensificador de imagen, apenas ha cambiado. Las mejoras recientes tuvieron lugar en el sistema televisivo a través de una integración gradual de componentes adicionales para la digitalización, el procesamiento de la señal y la grabación de la serie de imágenes adquiridas. La introducción del procesamiento de imágenes digitales en tiempo real mejoró la calidad de imagen. Además de las oportunidades disponibles, debido al procesamiento de imágenes de la imagen digital, la operación básica de los sistemas televisivos con intensificadores de imágenes no cambió totalmente. Los sistemas nuevos de fluoroscopia con detectores de pantalla plana dan lugar a todas las funciones de los detectores digitales.

(A4) Esto no resulta cierto en unidades de radiografías directas, como en el caso del Bucky mural o soportes de pared. El detector de rayos x convencional a menudo es un cassette suministrado con una combinación pantalla-película. La pantalla luminiscente actúa como el primer paso de detección. Convierte la imagen de rayos x en luz y esta luz producida por la pantalla fluorescente es la que expone la película fotográfica en la segunda etapa de detección. Tras el procesamiento químico en húmedo, la película incluye la imagen y es el dispositivo de almacenamiento final.

(A5) Es característico de todo equipo de radiografía digital que la etapa de detección de rayos x, el almacenamiento final y los medios para visualizar la imagen sean componentes físicamente separados. Esto resulta de importancia para un entendimiento definitivo de las diferencias entre los sistemas de radiología digital y el sistema analógico para aplicaciones prácticas. En consecuencia, existen pocos requisitos que deberían cumplirse en el ambiente clínico cuando se emplean sistemas de rayos x digitales.

(A6) En principio, el ambiente técnico mínimo para el área digital consiste en un dispositivo de rayos x conectado directamente a una impresora. Para un uso mejorado de las capacidades digitales, se recomienda que, por lo menos, los siguientes componentes se conecten dentro de una red de trabajo de área local.

- Equipo de visualización conectado a un monitor que proporcione calidad diagnóstica (por ejemplo, una estación de trabajo con un software de visualización adecuada), que permita el procesamiento de la imagen.
- Dispositivo de archivo/almacenamiento, por ejemplo: soporte de disco rígido, sistema redundante de discos independientes, magneto-óptico, disco compacto, disco versátil digital o, por lo menos, una impresora con calidad diagnóstica. Se puede obtener información exhaustiva de una imagen digital que, combinada con el amplio número de imágenes adquiridas en un departamento de radiología digital, genera numerosas exigencias con respecto al almacenamiento de información digital. El dispositivo de archivo/almacenamiento se conoce como "sistema de archivado y comunicación de imagen" (PACS).

(A7) A partir de la amplia introducción de computadoras personales, los procesos administrativos de los hospitales cambiaron significativamente. Los sistemas de información de los hospitales y los sistemas de información de radiología constituyen una parte integral de una red de información integrada. Con el fin de beneficiarse de la gestión de la información existente, el dispositivo de rayos x digital debería formar parte de la planificación de las operaciones. La información demográfica obtenida durante la admisión de un paciente, el nombre del médico y el procedimiento utilizado podrían estar accesibles en un equipo de rayos x, lo que facilitaría el trabajo considerablemente y reduciría el número de errores (por ejemplo, debido a la entrada duplicada de información).

(A8) Por ejemplo, para un intercambio de información seguro sin equivocaciones, debe estar disponible un proceso de estandarización de alto nivel, como se utiliza en la telecomunicación y radiodifusión. En el campo de la comunicación médica, se estableció el estándar DICOM. Sin embargo, debido al desarrollo veloz de tecnologías y métodos nuevos, la compatibilidad y conectividad de sistemas de distintos fabricantes continúa siendo un gran desafío.

A.2. Terminología básica

(A9) Desde un punto de vista práctico, la diferencia principal entre sistemas digitales y analógicos es el almacenamiento de la imagen final como conjunto de números finitos. Esta transformación del medio físico a una descripción matemática ofrece la oportunidad de beneficiarse de un progreso reciente en la tecnología informática y en el procesamiento de información. Es importante conocer los términos seleccionados para mantener la calidad de este procesamiento (véase el apartado “Glosario”).

A.3. Cadena de imágenes de sistemas digitales de rayos x

A.3.1. Conversión de rayos x

(A10) La primera etapa para convertir la información del haz de rayos x transmitidos a través del paciente es la detección de los rayos x y la conversión del quantum en una señal. En la fluoroscopia, esto se hace a menudo a través de intensificadores de imágenes, que es una tecnología bien establecida. En un intensificador de imágenes, los rayos x se absorben en una placa de fósforo y se convierten en fotones de luz que inciden en un fotocátodo que emite electrones en proporción al número de rayos x incidentes. Estos fotoelectrones se aceleran a través del vacío en un intensificador de imágenes que produce una imagen de luz amplificada. La luz es convertida por medio de una cámara de televisión y finalmente digitalizada.

(A11) En el caso de los sistemas de fluoroscopia digital, básicamente no existen diferencias significativas. En el Apéndice A.3.3., se presenta una breve descripción de detectores de pantalla plana.

(A12) El conversor de rayos x cambió fundamentalmente para aplicaciones radiográficas. Además de la digitalización de las películas convencionales, todos los detectores digitales modernos están basados en el reemplazo total de la combinación de pantalla-película. La investigación intensiva a lo largo de los últimos 20 años desembocó en soluciones técnicas distintas que fueron desarrolladas y comercializadas.

(A13) Desde un punto de vista físico, los detectores a menudo están subdivididos en el principio de conversión “directo” e “indirecto”:

- Principio directo: los rayos x son convertidos directamente en cargas eléctricas a través de un material semiconductor (por ejemplo, selenio amorfo) sin pasos intermedios y;
- Principio indirecto: los rayos x primero se convierten en fotones de luz a través de un material centellador (por ejemplo, yoduro de cesio); los fotones de luz son convertidos en cargas eléctricas a través de un sensor (por ejemplo, placa de silicón amorfo con fotodiodos).

(A14) Desde un punto de vista práctico, los detectores digitales pueden estar subdivididos además según sus capacidades para los distintos campos de aplicación. Las dimensiones físicas, la velocidad de lectura de imagen, la resolución espacial y el rango de dosis de radiación útil son los principales factores que los permiten.

A.3.2. Los sistemas de almacenamiento de fósforo

(A15) Los sistemas de radiografía digital que se utilizan con mayor frecuencia están basados en las placas de almacenamiento de fósforo. Esta tecnología se introdujo con el nombre de sistemas de radiografía computarizada (RC). Con la introducción de otras tecnologías, este nombre resulta confuso y, en este documento, se los llama “sistemas de almacenamiento de fósforo”, que es el término comúnmente utilizado en el material bibliográfico de referencia. En la placa de almacenamiento de fósforo, la imagen de la exposición de rayos x está mantenida como información latente, representada por electrones excitados. La información de la imagen se lee a través del escaneo de la placa de fósforo con un láser. Los electrones excitados están forzados a liberar energía en forma de luz visible que está detectada sincrónicamente por un sensor. Luego, la placa se borra con una lámpara de alta intensidad que permite que vuelva a utilizarse. La vida útil de las placas de almacenamiento de fósforo está limitada por la fatiga del fósforo y el daño mecánico como ralladuras.

(A16) Los sistemas de almacenamiento de fósforo están basados en cassettes, por lo que el aparato de rayos x existente se puede utilizar sin modificaciones. Asimismo, se necesita un equipo de lectura de pie que habitualmente proporciona las características básicas de procesamiento de imagen y conectividad con redes de trabajo. Dado que ni el aparato de rayos x ni el dispositivo de lectura están conectados, los parámetros de exposición (kVp, mAs, producto dosis-área) no pueden estar almacenados automáticamente como parte de la información de la descripción de las imágenes (por ejemplo, en el encabezado DICOM).

A.3.3. Detectores de estado sólido (pantalla plana)

(A17) El desarrollo más actual es el detector de estado sólido o de “pantalla plana”, en el que la detección de rayos x y la lectura de la imagen se realizan en un solo paso, y la imagen final se presenta unos segundos más tarde en una pantalla.

(A18) El diseño más común es un ensamblado sandwich que consiste en una capa con un convertidor de rayos x depositado en una placa de silicio amorfo. La placa de silicio amorfo forma la matriz de la imagen con píxeles cuadrados que oscilan entre 130 y 200 μm de tamaño. Típicamente el 70% del área pixelada está asociada a un fotodiodo que convierte la luz del centellador en una carga eléctrica. El circuito eléctrico, estructurado por columna y fila, transfiere las cargas acumuladas en los píxeles (a saber, por columna y por fila) a amplificadores y convertidores analógico-digital en un área detrás de la placa de silicio amorfo que está protegida de la radiación.

(A19) La tecnología de estado sólido también produjo detectores dinámicos que proporcionan velocidades de hasta 30 cuadros/s. A partir de un rango útil de dosis absorbida que disminuye hasta unos nGy por imagen, esta clase de detectores dinámicos se aplica a la fluoroscopia de baja dosis, a la angiografía intervencionista y a la radiografía de alta resolución (Tabla A.1).

Aplicaciones Tecnología de detectores	Impacto estimado en		
	Fluoroscopia	Radiografía	Mamografía
Intensificador de imagen - cámara de televisión	+	0	-
Sistema de almacenamiento de fósforo (RC)	-	+	0
Pantalla intensificadora: cámara óptica	-	-	-
Detector de estado sólido CsI/a-Si ("indirecto")	+	+	+
Tambor de selenio	-	0	-
Detector de estado sólido a-Se/a-Si ("directo")	0	+	+

a-Si, silicio amorfo; a-Se, selenio amorfo; RC, radiografía computarizada; CsI, yoduro de cesio. Significado de indicadores: alto (+), medio (0), bajo o ninguno (-).

Tabla A.1. Aplicación e impacto de las tecnologías de detectores debatidas en la Sección A.3.

A.4. Procesamiento de imagen

(A20) Una de las motivaciones para digitalizar la información de las imágenes es la aplicación de procesamiento de imágenes que mejoren la calidad de imagen y que permitan nuevas aplicaciones médicas (por ejemplo, fusión de la imagen). El procesamiento de imagen digital tiene los siguientes aspectos u objetivos:

- condicionamiento de imagen (por ejemplo, correcciones básicas del conjunto de datos de la imagen cruda—sin modificaciones—según las propiedades físicas del dispositivo);
- mejoramiento de la calidad de la imagen (por ejemplo, latitud, mejora de contraste local, resolución espacial, supresión de ruido);
- cuantificación de la imagen (por ejemplo, mediciones de longitud y ángulos—por ejemplo, escoliosis, en la evaluación de planeamiento de neurocirugía—); y
- documentación de las imágenes (a saber, conectar la imagen con información demográfica del paciente, información de procedimiento, anotaciones gráficas y textuales, parámetros de exposición—kV, mAs, ms, producto dosis-área—e informes).

(A21) Las secciones A.4.1-A.4.4 dan una descripción generalizada del procesamiento de imagen en los sistemas de rayos x digitales al concentrarse en aspectos comunes.

En cada tecnología, existen diferencias en los detalles, y algunos aspectos que están mencionados podrían no aplicarse en absoluto.

(A22) Durante el procesamiento de la señal, la imagen se transforma y se manipula para lograr un determinado nivel de fidelidad con respecto al objetivo. Con el fin de controlar y optimizar el resultado del procesamiento, la imagen está disponible en pasos intermedios. Básicamente se distinguen tres tipos de imagen:

- imagen cruda (señal de lectura de detector de pantalla plana o sistema de almacenamiento de fósforo);
- imagen original (tras todas las correcciones específicas del dispositivo) e
- imagen procesada (para visualización).

A.4.1. Acondicionamiento de la imagen

(A23) El acondicionamiento de la imagen consiste de todos los pasos de procesamiento que transforman la imagen cruda en la imagen original tal como se define previamente.

En todos los tipos de receptores de imágenes, la sensibilidad física a menudo varía a nivel local (por ej., debido a la granulación del polvo de fósforo utilizado en las pantallas intensificadoras). En los sistemas analógicos de rayos x, esto desemboca en variaciones locales en densidad óptica, incluso si no existe variación local en la exposición de rayos x. En los sistemas digitales, los algoritmos específicos pueden compensar estas variaciones locales.

(A24) Debería destacarse que todos los procedimientos de acondicionamiento tienen un fuerte impacto en la representación de la imagen final del sistema receptor de la imagen digital.

(A25) La mayoría de los detectores digitales muestran una curva de gradación lineal (véase Fig. A.1) que no proporciona la impresión visual común de radiografías experimentadas con películas convencionales. La adaptación se hace a través del procesamiento digital; es decir, separada del proceso de detección. En un sistema digital, la curva final de gradación es un cálculo matemático y no una propiedad física como en el caso de las películas convencionales. Esto proporciona una flexibilidad mucho mayor, debido a que, en principio, toda forma arbitraria puede generarse por la gradación.

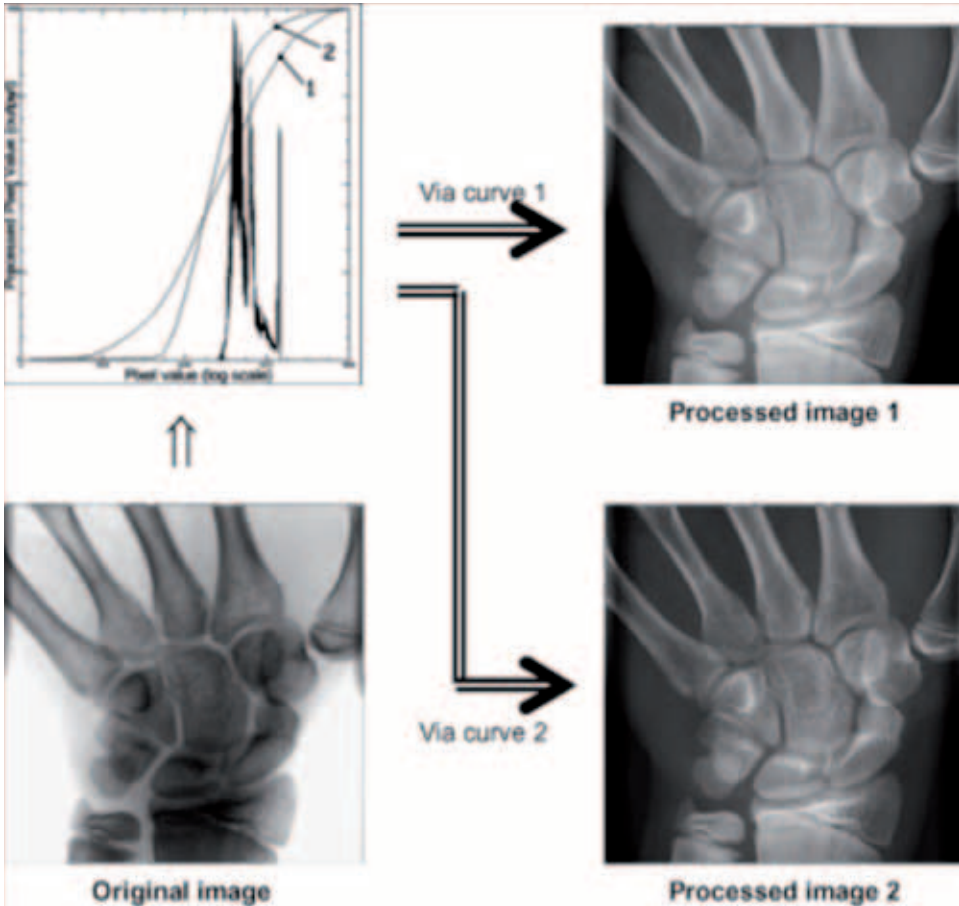


Fig. A.1. Procesamiento de imagen que muestra la curva de gradación, windowing e inversión de escala de grises.

(A26) A modo de consecuencia a partir de estas capacidades de procesamiento, no existe una correlación entre la luminosidad (o ennegrecimiento) de la imagen y la exposición a la radiación. Esto significa que la luminosidad de la imagen no puede continuar utilizándose como indicador de una falta de exposición inicial correcta. Por lo tanto, en vez de eso, es necesario utilizar la exposición recomendada que se haya proporcionado en las instrucciones del sistema (por ej., el “índice de exposición”).

A.4.2. Mejora de la imagen

Introducción

(A27) Actualmente, los algoritmos de procesamiento de imágenes digitales proporcionan una amplia capacidad de manipulación de las imágenes. No todos estos algoritmos se aplican o son útiles para el área de imágenes médicas. Todos los algoritmos deben validarse para no corromper o distorsionar la información diagnóstica. Por lo tanto, solo resulta aplicable en la práctica clínica un subconjunto de los algoritmos.

(A28) Sin embargo, los resultados finales del procesamiento de imagen deberían chequearse con cuidado a través del control de calidad, los algoritmos deberían validarse y controlarse a través de un grupo de parámetros de configuración y los resultados de procesamiento deberían adaptarse a una aplicación de imágenes médicas dada o a la impresión de la imagen preferida por el usuario. Debería hacerse una configuración cuidadosa durante la fase de instalación en estrecha cooperación con el fabricante. Los valores de configuración incorrectos pueden resultar en el procesamiento impropio lo que desembocaría en la necesidad de repetir adquisiciones.

Funciones de procesamiento estándar

(A29) Una vez que se realice el preajuste de la luminosidad de la imagen y el contraste utilizando la curva de gradación (por ej., el acondicionamiento de la imagen), a menudo está disponible una función adicional en la mayoría de las estaciones de trabajo de radiología y software de visualización. Esta función se llama *windowing* (véase Fig., A.2) y permite la especificación de un subgrupo del rango total de los valores de píxel para la visualización o impresión. Este rango de subgrupo (es decir, “ancho de ventana”) luego se mapea para la escala de luminancia de la visualización o el dispositivo de impresión. La posición de la “ventana” está definida por un segundo parámetro llamado “centro de ventana”. El centro y el ancho de la ventana son transferidos a menudo como parte del encabezado DICOM de una imagen.

(A30) Este tipo de procesamiento es utilizado para mejorar la visibilidad de ciertos detalles en la imagen. Sin embargo, toda la información de la imagen fuera del rango de la ventana no se encuentra visible. Una selección incorrecta de ventana puede interpretarse erróneamente como subexposición o sobreexposición.

(A31) En una combinación de pantalla-película convencional, la densidad óptica es proporcional a la exposición y la película fotográfica muestra más ennegrecimiento en las áreas más expuestas. En un dispositivo de rayos x digital, no existe a menudo una inversión intrínseca de la señal de la imagen. Esto se realiza como paso de procesamiento y, por lo tanto, es una opción de selección.

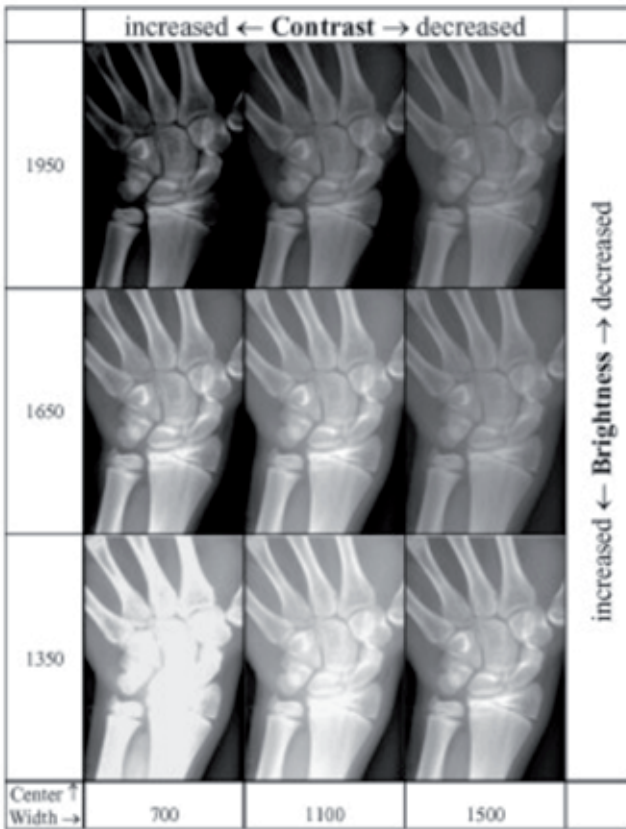


Fig. A.2. Ilustración de la función de windowing para una imagen de 12-bits (rango de valor de píxel de 0 a 4095). Se visualiza cada imagen con una combinación de centro y ancho de ventana. Las imágenes en una fila tienen el mismo valor de centro; las imágenes en una columna tienen el mismo valor de ancho de ventana.

Funciones procesamiento avanzadas

(A32) Un problema general es que el contraste de los pequeños detalles necesita mejorarse sin aumentar en exceso el contraste total de toda la imagen. Esto no es posible con las funciones estándar de procesamiento descritas anteriormente.

(A33) Están a disposición funciones avanzadas de procesamiento que demuestran soluciones prometedoras para este problema, pero la mayoría de estas son específicas del fabricante y generalmente no están disponibles las descripciones que acompañan los algoritmos implementados. En este documento la descripción de estas funciones se enfoca en conceptos que comúnmente se utilizan. Para una discusión más detallada, deberían consultarse Beutel et ál. (2000) y Stahl et ál. (2000).

(A34) La diferencia principal entre las funciones de procesamiento estándar y las avanzadas es que el resultado del procesamiento de un píxel individual no sigue siendo independiente de los píxeles vecinos. Se analiza y separa temporalmente el contenido de frecuencia espacial de la imagen. Estas subimágenes están procesadas de manera diferente y los resultados son combinados para obtener la imagen final mejorada. El esquema de procesamiento y la cantidad de mejora están controlados por un grupo de parámetros; estos parámetros necesitan ajustarse cuidadosamente, de lo contrario, pueden aparecer artefactos en la imagen final. Algunos de estos artefactos pueden malinterpretarse como patología en un paciente.

(A35) Debería destacarse que las imágenes con implantes metálicos (por ej., articulaciones protésicas) son los ejemplos más desafiantes debido al alto contraste en el borde del implante. Los parámetros incorrectamente ajustados pueden desembocar en los llamados artefactos *overshoot* que pueden interpretarse erróneamente como aflojamiento del implante (véase Fig. A.3).

Funciones de procesamiento para fluoroscopia

(A36) El procesamiento de imágenes digitales le brinda además oportunidades para reducir la dosis al paciente en fluoroscopia. Incluso al visualizar la última imagen de la serie si la fluoroscopia se detuvo (es decir, LIH) o si se utilizan ayudas gráficas que simulan láminas del colimador y movimiento de filtro semitransparente sin la necesidad de radiación, se reducen considerablemente los tiempos de fluoroscopia necesarios.

(A37) Además de las funciones que se aplican a imágenes únicas, el procesamiento de fluoroscopia digital ocurre además en el dominio del tiempo (se combinan imágenes adquiridas en diferentes períodos). En el caso de aplicaciones de fluoroscopia de baja dosis, la supresión del ruido puede realizarse al promediar un número predefinido de imágenes anteriores. Los algoritmos dedicados a la detección de movimiento se utilizan para optimizar la compensación entre la supresión del ruido y la imagen borrosa.

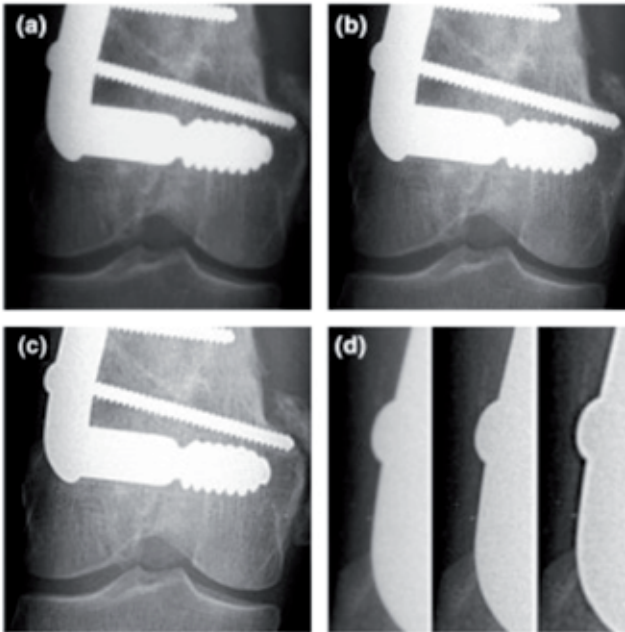


Fig. A.3. Ilustración de artefactos overshoot en los bordes del implante de alto contraste. (a) Sin realce de bordes, (b) tamaño del kernel 7 x 7 píxeles, (c) tamaño del kernel 15 x 15 píxeles, (d) visualización con zoom de bordes críticos que muestran halos blancos y negros para (c).

(A38) El procesamiento digital es además un prerrequisito para la fluoroscopia pulsada. Permite adquirir imágenes radiológicas a una frecuencia menor, pero posibilita visualizarlas en una velocidad de cuadro normal sin oscilar.

A.4.3. Documentación de la imagen (hardcopy)

(A39) La revisión de la imagen, la documentación y el archivado pueden además realizarse de manera similar a la que se hace en una radiografía convencional (es decir, al imprimir en una película y utilizar un negastocopio). Está a disposición una variedad de productos diferentes desde hace varios años y pueden clasificarse como sistema “seco” o de productos químicos “húmedos”. La diferencia técnica está en el proceso de desarrollar los medios de impresión. Los sistemas en “húmedo” exponen la película fotográfica con un escáner de haz láser y la película está desarrollada en un proceso químico húmedo. Los sistemas en “seco” ennegrecen los medios a través de técnicas de termo-transferencia, requieren menor mantenimiento y solo tienen restricciones menores en la calidad de imagen.

(A40) En el pasado, los sistemas de copia impresa (hardcopy) estaban conectados directamente al equipo de rayos x. Esto cambió recientemente a las conexiones de redes de trabajo tras el estándar DICOM. El proceso para imprimir imágenes digitales consiste de tres pasos:

- recuperar la información de imagen e identificar la modalidad de envío;
- aplicar el procesamiento específico de la modalidad (diseño, anotación, gradación o correcciones de densidad, etc.) y
- transferir la información de la imagen final a los medios de impresión.

(A41) Cada uno de estos pasos puede influenciar la calidad de imagen del resultado de impresión final. Por lo tanto, los procedimientos de control de calidad necesitan cubrir todo el proceso desde la modalidad de envío a la visualización en el negatoscopio. Las pruebas técnicas específicas para imágenes deberían proporcionarse para la modalidad de envío o la estación de trabajo así como por la cámara de hardcopy.

(A42) Los criterios de calidad y procedimientos para pruebas de constancia están descritos en estándares nacionales e internacionales (IEC, 1993, 1994a,b).

A.4.4. Visualización de la imagen (softcopy)

(A43) En muchas aplicaciones radiográficas, la generación de las imágenes y la revisión no ocurren ni al mismo tiempo ni en el mismo lugar. En el pasado, esto requería transportar la película original o una copia. La introducción de un PACS permite la transmisión de las imágenes digitales a través de la conexión de red de trabajo. Las estaciones de trabajo que hacen uso de software de visualización se utilizan para visualizar y revisar con el fin de llegar a un diagnóstico.

(A44) Según la tarea, el equipo de visualización debe cumplir ciertos requisitos básicos que proporcionen la presentación de la imagen con calidad diagnóstica. Primero, las condiciones de luminosidad del cuarto no deberían deteriorar el contraste de la imagen al deslumbrar o al crear destellos. La visualización debería proporcionar una relación de contraste mínimo y la presentación de la escala de grises debería calibrarse de manera definida. La información específica es parte del estándar DICOM y se describe en detalle como "función de visualización de la escala de grises estandarizada". El objetivo es mantener el mismo nivel de calidad de imagen en todos los dispositivos de visualización conectados en un ambiente de red de trabajo (cuando se utilizaba para el mismo propósito). Los procedimientos para el control de la calidad se describen en los estándares nacionales e internacionales (por ejemplo, IEC, 1994b).

(A45) Finalmente, la presentación de la imagen a través del software de la estación de trabajo también debe tenerse en cuenta. Debido a las limitaciones técnicas, muchos dispositivos de visualización no son capaces de mostrar la matriz de la imagen total generada en el detector de rayos x. El software de visualización de imagen proporciona algoritmos de zoom para manejar la situación. Debería tenerse en cuenta que el descarte de píxeles puede causar artefactos de aliasing cuando se ajusta la imagen al área de visualización. Esto debería suprimirse por medio de procesamiento de imágenes (filtro espacial controlado para limitar el contenido de frecuencia de la submatriz representada). La mayoría de las estaciones de trabajo proporcionan un modo específico de resolución total, visualizan exactamente un píxel de imagen por cada píxel de visualización sin ninguna interpolación ("escala 1:1").

(A46) Un equipo de visualización de imágenes que se desempeña precariamente puede comprometer la calidad de datos adquiridos. El usuario debería tener información completa con respecto a un grupo mínimo de requisitos para el equipo de visualización de la imagen, ya sea por especificación física de parámetros de visualización importantes o por referencia de modelos específicos de equipos de visualización de imágenes.

A.5. Calidad de imagen y representación de la imagen

A.5.1. Introducción

(A47) Esta sección proporciona una breve introducción y algunos comentarios generales sobre la calidad de imagen vinculada con la representación de la imagen de un detector digital.

El término calidad de imagen se utiliza estrictamente para describir la calidad de una imagen determinada.

(A48) La calidad de imagen está determinada no solo por la representación del detector sino además por las condiciones de exposición (por ejemplo, la dosis de receptor de imagen, la calidad del haz, el tamaño de campo de irradiación), propiedades del objeto (por ej., fantasmas de prueba) y procesamiento de imagen. Por lo tanto, es importante distinguir claramente entre la “representación de la imagen” física de un dispositivo y la “calidad de imagen” clínica de la imagen final.

A.5.2. Calidad de imagen

(A49) A continuación se proporciona un resumen de factores típicos de mérito que describen la calidad de imagen:

- límite de resolución espacial,
- contraste de estructuras gruesas,
- contraste de estructuras detalladas (nitidez),
- percepción del ruido (granulado, fluctuaciones de señal de área pequeña),
- homogeneidad (fluctuaciones de señal de área grande) y
- artefactos (debido a defectos o ralladuras, eliminación de píxel, etc.).

(A50) La mayoría de estos factores de mérito son significativos tanto para los sistemas digitales como para los convencionales y están a disposición una variedad de fantasmas técnicos. En particular, el beneficio del límite de resolución espacial determinado con patrones de barra de plomo se aborda en la Sección A.5.3. En presencia de aliasing, los resultados con patrones de barra de plomo en general no tienen correlación con los resultados clínicos, ya que los objetos reales presentan un contraste primario significativamente más bajo. Se logran resultados más convenientes a partir de fantasmas de bajo contraste que simulan de mejor manera las condiciones prácticas. La evaluación de la resolución de bajo contraste cubre la combinación de resolución espacial y propiedades de ruido que dan en conjunto una buena estimación de representación clínica.

(A51) Debería tenerse en cuenta que la mayoría de los resultados dependen de las condiciones de exposición y características de procesamiento de imagen (véase Fig. A.4). La comparación de resultados requieren procedimientos estandarizados y un control detallado de todos los parámetros relevantes.

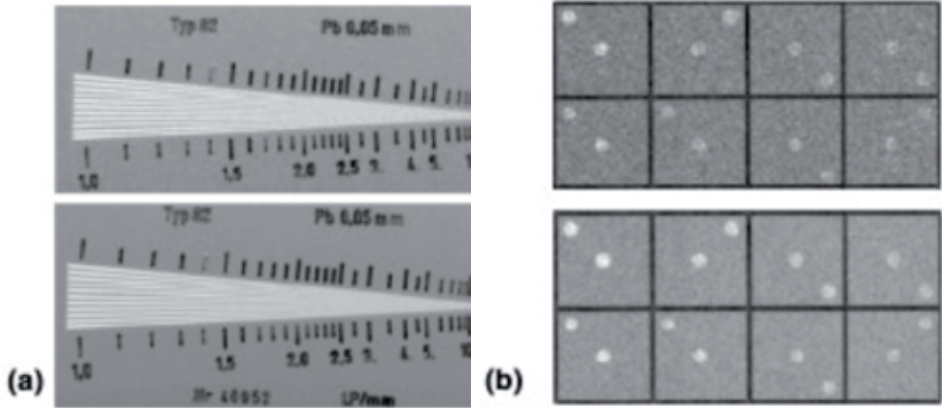


Fig. A.4. Comparación entre fantoma de alto contraste y fantoma de bajo contraste. Fila superior: dosis relativa al 100%, fila inferior: dosis relativa al 400% (mejora teórica de relación señal/ruido por un factor de dos). (a) No se observa cambio significativo de resolución espacial debido al alto contraste del objeto. Por lo que el nivel de ruido incrementado no afecta la visibilidad. Esto no corresponde con la calidad de imagen clínica. (b) Se observa un cambio significativo de resolución de bajo contraste, que además se esperaría en la práctica clínica.

A.5.3. Representación de la imagen

(A52) La representación de imágenes debería evaluarse continuamente durante la aplicación clínica y especialmente durante el proceso de desarrollo de detectores. Las capacidades de las tecnologías del detector nuevo necesitan compararse con el equipo existente en un objetivo, de manera física. El concepto de función de transferencia de modulación (MTF) se utiliza para describir cuán bien el contraste de un objeto con tamaño definido es preservado en la imagen (ICRU, 1986). Cuando el valor del MTF es la unidad, el contraste no se degrada. Cuando el valor de MTF es cero, el detalle no está presente en la imagen. El MTF a menudo está dado como función de frecuencia espacial.

(A53) En los sistemas con procesamiento de imagen digital, el MTF no puede considerarse como criterio único. Con el procesamiento de gradación, la mejora del contraste por windowing y el filtro espacial aplicado a la imagen (según se describió en secciones anteriores), el contraste puede cambiar drásticamente. Por otra parte, la amplificación del contraste además ampliará la percepción del ruido, por lo que, en principio, la detectabilidad no se ha incrementado. Un concepto más general es la percepción del ruido, por ejemplo, expresado como SNR (relación señal/ruido).

(A54) En la radiografía, el ruido de acuerdo con la fluctuación estadística del cuanto es una parte natural de toda imagen. La cantidad de ruido cuántico está determinado por el número total de cuantos de rayos x y puede describirse como la fluctuación media del número promedio de cuantos. Los modelos estadísticos predicen la fluctuación (es decir, ruido) que será proporcional a la raíz cuadrada del número promedio (es decir, señal). El cálculo del SNR debido al ruido cuántico muestra que la SNR es proporcional a la raíz cuadrada del número promedio de cuantos de rayos x.

(A55) Para la calidad de haz fija, el número de cuantos de rayos x es directamente proporcional a la dosis absorbida en el detector (es decir, para mejorar el ruido cuántico vinculado con el SNR por un factor de dos, la dosis absorbida en el detector necesita incrementarse por un factor de cuatro).

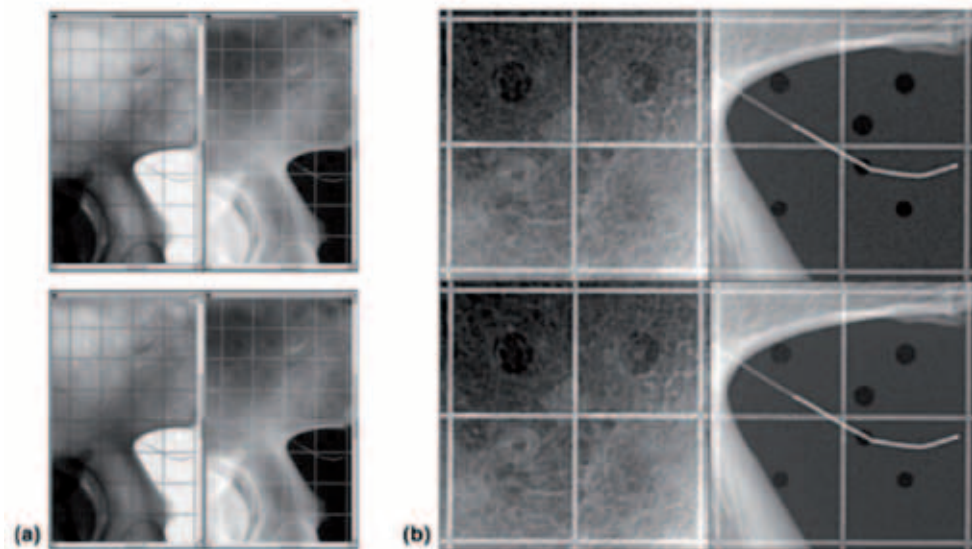


Fig. A.5. Perspectiva general y área con zoom. El par de imágenes procesadas y originales con dosis diferentes. (a) Ejemplos de exposiciones realizadas con un detector de pantalla plana. Las imágenes en la fila inferior se tomaron con el doble de exposición. El fantoma consiste de partes óseas de la pelvis dispuestas en el fantoma CDRAD (Universidad de Nijmegen) que proporciona algunas estructuras de bajo contraste definidas. Un detalle fino de alto contraste está simulado por la guía del catéter. (b) Fila superior: dosis relativa del 100%, fila inferior: dosis relativa del 200%. Solo hubo degradación mínima en la percepción del ruido, que incluso resulta dificultosa de verlo en la impresión. No presenta degradación en la resolución espacial.

(A56) Un detector de rayos x ideal no puede suministrar una mejor SNR en la imagen que aquel que ya está en el campo de radiación debido a la SNR cuántica. Un enfoque físico para una descripción general de la representación de la imagen es comparar la SNR en la imagen con la del campo de radiación. Esta figura de mérito se llama “eficiencia cuántica de detección” (DQE). Un valor de unidad de DQE describe un detector ideal. Un valor de DQE del 50% significa que el detector considerado necesita el doble de la dosis que genera una imagen con la misma fidelidad de SNR como detector ideal. La DQE a menudo está dada como función de frecuencia espacial. La DQE de un detector real depende también de la calidad de haz y la dosis absorbida en el detector.

(A57) La DQE es una figura de mérito muy valiosa pero compleja y los procedimientos de medición pueden afectar los resultados de manera significativa. Recientemente, un grupo de trabajo de IEC propuso un estándar preliminar para medir la DQE (disponible en <http://www.iec.ch/>).

(A58) La DQE, como función de dosis absorbida en el receptor de la imagen, suministrará un valor relacionado físicamente para el rango de dosis absorbida útil de un detector de rayos x. Sin embargo, los valores de “sensibilidad” publicados, tras las categorías de pantalla-película convencionales, no consideran la temática del ruido.

(A59) Fig. A.5. muestra ejemplos de pares de imágenes (originales y procesadas), con cada par obtenido a dos dosis diferentes (la Fig. A.5(a) muestra la imagen general (perspectiva general) y Fig. A.5(b) muestra un área magnificada de la imagen (área con zoom)).

A.6. Herramientas de dosimetría integrada

(A60) En la fluoroscopia y especialmente en el campo de la angiografía intervencionista, es común grabar el producto dosis-área (DAP) (en algunos países, es obligatorio) como medida de la exposición de radiación total a un paciente. Si la geometría de rayos x es conocida, la dosis de entrada al paciente en un punto de referencia definido (véase Apéndice B) puede calcularse adicionalmente (ICRP, 2001b). Técnicamente, una cámara de dosimetría está integrada en el colimador del tubo de rayos x.

(A61) En la radiografía, solo un número limitado de sistemas de rayos x están suministrados con dicha cámara de dosimetría. Asimismo, solo los sistemas integrados (por ejemplo, con detectores de pantalla plana) proporcionan el grabado automático y el almacenamiento del DAP junto con la información de la imagen. Los valores de DAP grabados deberían ser parte de la información de descripción de imagen (por ejemplo, en el encabezado DICOM). Tras completar un procedimiento, el DAP para todas las imágenes podría acumularse e informarse (por ejemplo, al sistema de información de radiología o PACS). La estandarización del intercambio de información continúa siendo un proceso y parte de las actividades DICOM.

(A62) Tal como se mencionó previamente, en la radiografía digital, no existe una correlación fija entre la luminosidad (o ennegrecimiento de la película) y la dosis absorbida en el receptor de imagen. Por lo tanto, se recomienda (en algunos países, es obligatorio) que los sistemas de radiografía digital proporcionen un llamado "índice de exposición". El índice de exposición le da al radiólogo una indicación expresa de la dosis absorbida en un receptor de imágenes para prevenir errores sistemáticos como la sobre o subexposición.

(A63) Debería tenerse en cuenta que el índice de exposición es una herramienta de control de calidad (QC) que proporciona información indirecta sobre la dosis al paciente. No reemplaza ni la dosis a la entrada del paciente ni al DAP.

APÉNDICE B. DOSIMETRÍA AL PACIENTE: CANTIDADES Y UNIDADES

(B1) La medición de la dosis del paciente está considerada como una característica esencial de garantía de calidad (QA) por diversas entidades regulatorias. Las dosis al paciente en un centro pueden evaluarse y compararse con los NRD. Los centros con altos niveles de dosis estarían luego sujetos a los estudios de optimización (para la gestión de dosis de radiación). Estos estudios incluirán las mediciones de dosimetría al paciente. Por lo tanto, resulta importante que las mediciones y las cantidades utilizadas sean consistentes. Las dosis al paciente pueden evaluarse a partir de una serie de métodos y expresarse como cantidades diversas.

B.1. Dosis absorbida

(B2) La dosis absorbida (D) es la cantidad de energía depositada en un punto en un medio (dē por unidad de masa (dm) (es decir, $D = \frac{dē}{dm}$) (ICRU, 1993). El medio particular por el que se obtiene D debería especificarse (por ejemplo: aire, piel u otro órgano o tejido específico). La dosis absorbida tiene unidades de joules por kilogramo (J/kg) con el nombre especial "Gray" (Gy).

(B3) La dosis absorbida en un punto (D) es una cantidad útil y esencial para la dosimetría al paciente.

(B4) Deberían especificarse tanto el punto en que se mide la dosis absorbida como las condiciones de irradiación, por ejemplo:

- dosis absorbida en aire sin retrodispersión (libre en aire) ($D_{a,i}$);
- dosis absorbida en aire con retrodispersión ($D_{a,e}$) y
- dosis absorbida en un punto dado en tejidos (con dispersión de tejido) ($D_{t,i}$).

En el que a es aire, i es incidente (excluye retrodispersión), e es superficie de entrada (incluye retrodispersión) y t es tejido blando.

(B5) A menudo, se utilizan otros términos en la radiología convencional y digital como "dosis de entrada", "dosis incidente", "dosis de entrada en superficie" y "dosis de entrada al detector". Generalmente, se refieren a las dosis absorbidas en aire u otro medio en el punto en que el eje del haz de rayos x ingresa al paciente o al detector, pero no siempre está especificado si la cantidad está medida o calculada en aire o algún otro medio, o si la retrodispersión está incluida. Esta información debería estar siempre especificada, debido a que las diferencias en el valor numérico de la dosis absorbida puede ser del 35 al 40%.

(B6) Debido a que el valor numérico de la dosis absorbida depende del medio en que se expresó, el factor de conversión para la dosis absorbida en aire a la dosis absorbida en un medio diferente depende de la energía de los fotones y la composición atómica del medio. Por ejemplo, el factor de conversión en hueso es mayor que el del tejido blando o agua.

B.2. Kerma

(B7) Kerma es la energía cinética liberada por unidad de masa (unidades J/kg, Gy). Para los fotones, la energía cinética liberada es la energía cinética transferida a los electrones en el material. La cantidad está definida con respecto al material específico en el que ocurren las interacciones (por ejemplo, kerma en aire, kerma en agua, etc.).

B.3. Dosis media en órgano

(B8) La dosis media absorbida (D_T) en un tejido u órgano específico (T) está dada por:

$$(D_T) = \int m_T D_{dm}$$

donde m_T que es la masa del tejido o del órgano, y D es la dosis absorbida en el elemento de masa, dm.

B.4. Dosis equivalente

(B9) La dosis equivalente (H_T) está dada por la fórmula (ICRP, 1991):

$$H_T = \sum_R w_R D_{TR}$$

donde w_R es el factor de ponderación de la radiación, y $D_{T,R}$ es la dosis media absorbida en el tejido T del tipo de radiación R. Los fotones y electrones tienen un w_R de 1.

B.5. Dosis efectiva

(B10) La dosis efectiva (E) está dada por la fórmula (ICRP, 1991):

$$E = \sum_T w_T H_T$$

donde w_T es el factor de ponderación de tejido T determinado (véase Tabla B.1). La dosis efectiva es útil en los estudios de dosimetría al paciente para fines comparativos. No resulta apropiado utilizar dosis efectivas para la estimación del riesgo en la dosimetría al paciente como la caracterización de un determinado paciente (por ejemplo, la edad) puede diferir de aquel que pertenece a la población general o activa en la que se basan los valores de w_T en la Tabla B.1. La unidad de dosis efectiva es J/kg, con el nombre especial “Sievert” (Sv).

Órgano/Tejido	w_T
Médula ósea	0,12
Pulmón	0,12
Vejiga	0,05
Esófago	0,05
Superficie ósea	0,01
Piel	0,01
Mama	0,05
Estómago	0,12
Colon	0,12
Tiroides	0,05
Gónadas	0,20
Hígado	0,05
Restantes	0,05

Tabla B.1. Valores de factor de ponderación de tejido (w_T)

B.6. Producto dosis-área

(B11) El DAP es el producto de la dosis absorbida en aire sin retrodispersión y el área del campo de rayos x medidos a la misma distancia del foco y se expresa en $Gycm^2$. Puede estar determinada en cualquier ubicación conveniente en el eje del haz entre la fuente de rayos x y el paciente.

(B12) El DAP resulta de utilidad en el control de la dosis para efectos estocásticos a los pacientes y operadores, pero no es un método práctico para estimar la dosis máxima absorbida acumulada en piel o para predecir efectos determinísticos.

(B13) El DAP puede ser medido al utilizar una cámara de ionización de área amplia ubicada en la salida del tubo de rayos x, o si la unidad de rayos x es un sistema digital moderno, el DAP puede calcularse al utilizar información del generador y la grabación digital de las posiciones del colimador. El DAP puede determinarse de manera rutinaria sin interferir con el procedimiento de la imagen si los dispositivos de monitoreo adecuados se han instalado en el equipo de rayos x.

(B14) Algunos autores puede utilizar la cantidad “producto kerma en aire-área” si la calibración del dispositivo de medición es para kerma en aire en vez de dosis absorbida en aire.

B.7. Factor de retrodispersión

(B15) El factor de retrodispersión es la relación de la dosis en la superficie de entrada en aire en la posición correspondiente a la superficie del paciente, cuando el paciente está presente y aquella para el

mismo punto cuando el paciente está ausente. El factor de retrodispersión depende del tamaño del campo de rayos x y el espectro de energía de rayos x (es decir, usualmente especificado por la capa hemirreductora, el potencial de tubo de rayos x y filtración del tubo de rayos x). Los factores de retrodispersión típicos están comprendidos dentro del rango de 1.2-1.4.

B.8. Dosis en piel

(B16) La dosis en piel es la dosis absorbida media en un área específica de la piel y es una cantidad importante en la evaluación de radiografías o para procedimientos intervencionistas en el que existe el riesgo de efectos determinísticos (ICRP, 2001b). La dosis acumulativa máxima en piel (o “dosis máxima en piel”) (es decir, la mayor dosis absorbida, incluida la retrodispersión, recibida por un área específica de la piel) es la cantidad que debería evaluarse si existe riesgo de lesiones determinísticas.

APÉNDICE C. LINEAMIENTOS PARA LOS ASPECTOS DE EDUCACIÓN GENERAL Y ENTRENAMIENTO EN RADIOLOGÍA DIGITAL

Los lineamientos que se presentan a continuación fueron propuestos por el Consorcio Europeo DIMOND (Peer et ál., 2003).

- Sistemas de rayos x para imágenes digitales
 - Capacidad de transferencia de radiografía (kV, mAs) y parámetros geométricos (distancias, tamaño registrado, orientación del haz de rayos x, etc.) en formato digital.
 - Detector digital que captura la imagen y sus propiedades.
 - Rango de sensibilidad.
 - Fluoroscopia: operación de modos de fluoroscopia continua y pulsada, LIH, filtración alta, tamaños de intensificador de imagen diferente, modos de fluoroscopia diferentes, filtros semitransparentes, etc.

- Adquisición de las imágenes
 - Proceso de adquisición de las imágenes.
 - Nivel de exposición (equivalente de clase de exposición).
 - Fluoroscopia: influencia de variaciones en la distancia de la imagen del objeto al intensificador sobre la dosis absorbida y la calidad de imagen, influencia de modos de magnificación sobre dosis absorbida, modos de adquisición de imágenes y fluoroscopia diferentes, etc.

- Post procesamiento de imagen
 - Técnicas relacionadas con el post procesamiento y su influencia en la imagen: realce de bordes, máscara de desenfoque, reducción del rango dinámico, procesamiento multiescala, reducción de ruido, selección de ventanas, tabla de consulta, etc.
 - Posibilidades de herramientas de manipulación de imagen, tales como obturación, magnificación, colimación electrónica, etc.
 - Fluoroscopia: sustracción de imagen, cambio de píxel, reenmascaramiento, mapeo de rutas (road mapping), etc.

- Transferencia de las imágenes
 - Proceso de identificación de imágenes.
 - Fuentes de error en la identificación y sus consecuencias en un PACS.
 - Velocidad de transferencia.

- Análisis de imagen
 - Diferencias observables en modalidades de imágenes diferentes.
 - Posibilidades de otro post procesamiento en una estación de trabajo diagnóstica.
 - Artefactos posibles en imágenes digitales.
 - Fluoroscopia: aplicación de modo cine, diferencia en imágenes sustraídas y no sustraídas, etc.

- Control de calidad (QC)
 - Control de calidad recomendada y frecuencia.
 - Sistema de rayos x.
 - Monitores de visualización.
 - Herramientas de post procesamiento.
 - Transmisión y archivo de imágenes.
 - Aspectos de seguridad.

- Incidentes y sus consecuencias (interrupción de transmisión en la red de trabajo, falla de suministro de energía eléctrica, etc.).
- Aspectos de visualización digital e informes.
- Estaciones de trabajo
 - Diferencias entre estaciones de trabajo para informes, visualización y post procesamiento.
- Presentación de imágenes
 - Modos de visualización diferentes y su utilidad para informes de archivos digitales (softcopy).
 - Resolución de imagen y resolución de visualización e influencia de magnificación en la resolución de visualización.
 - Niveles de compresión diferentes.
- Transferencia de imágenes y archivado
 - Diferencias entre compresión de imagen sin pérdida y compresión de imagen con pérdida.
 - Conceptos de volumen de trabajo en ambientes digitales (HIS-RIS-PACS).
 - Diferencias en archivo a corto y largo plazo.
 - Temas legales con relación al archivo electrónico de imágenes médicas.
 - Métodos disponibles para transferencia de imagen en teleradiología.
 - Temas legales con relación a las aplicaciones de la teleradiología.
 - Temas legales y seguridad importantes en PACS y teleradiología.
- Gestión de dosis al paciente
 - Relación entre calidad de imagen y dosis al paciente.
 - Nivel de calidad de imagen necesaria para el propósito clínico.
 - Acciones que pueden influenciar la calidad de imagen y la dosis al paciente.
 - Optimización (de la dosis de radiación) en radiología digital.
 - Visualización y ventaja de parámetros relacionados con las dosis.
 - Dosimetría al paciente y NRD.

5. REFERENCIAS

- ACR Standard for Teleradiology (Res 21) (1994). The American College of Radiology, Revised 1996 (Res. 26) and 1998a (Res. 35). Effective 1/1/99 ACR, Annapolis Junction, MD.
- ACR Standard for Digital Image Data Management (Res. 15) (1998b). The American College of Radiology. Effective 1/1/99 ACR, Annapolis Junction, MD.
- Archer, B.R., Wagner, L.K. (2000). Protecting patients by training physicians in fluoroscopic radiation Management. *J. Appl. Clin. Med. Phys.* 1, 32–37.
- Axelsson, B., Boden, K., Fransson, S.G., Hansson, I.B., Persliden, J., Witt, H.H. (2000). A comparison of analogue and digital techniques in upper gastrointestinal examinations: absorbed dose and diagnostic quality of the images. *Eur. Radiol.* 10, 1351–1354.
- Bergh, B., Felix, R. (1999). WWW-based access to radiological patient data: two years of experience. *Stud. Health Technol. Inform.* 64, 217–229.
- Bergh, B., Pietsch, M., Vogl, T.J. (2000). Internet technology for clinical applications in a digital radiography department. *Radiologe* 40, 371–387.
- Beutel, J., Kundel, H., Van Metter, R. (Eds.), 2000. *Handbook of Medical Imaging, Volumes I, II and III.* SPIE – The International Society for Optical Engineering, Bellingham.
- Busch, H.P. (1997). Digital radiography for clinical applications. *Eur. Radiol.* 7, 66–72.
- Busch, H.P. (2003). Management of dose and quality in digital radiography. *Fortschr. Röntgenstr.* 175, 17–19.
- Busch, H.P., Busch, S., Decker, C., Schilz, C. (2003). Image quality and exposure dose in digital projection radiography. *Fortschr. Röntgenstr.* 175, 32–37.
- CEC (1996). European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images. EUR 16260.
- Commission of the European Communities, Luxembourg.
- CEC (2000). Referral Criteria for Imaging Radiation. Radiation Protection 118. Adapted by experts representing European Radiology and Nuclear Medicine. In conjunction with the UK Royal College of Radiologists. Co-ordinated by the European Commission, Directorate General for the Environment, Luxembourg. Available at: http://europa.eu.int/comm/energy/nuclear/radioprotection/publication/118_en.htm.
- Faulkner, K. (2001). Dose displays and record keeping. *Radiat. Prot. Dosimetry* 94, 143–145.
- Faulkner, K., Vañó, E. (2001). Deterministic effects in interventional radiology. *Radiat. Prot. Dosimetry* 94, 95–98.
- FDA (2001). Technical Electronic Product Radiation Safety Standards Committee, 28th Meeting. Food and Drug Administration, Department of Health and Human Services, Center for Devices and Radiological Health, Rockville, MD.
- Fink, C., Hallscheidt, P.J., Noeldge, G., et ál. (2002). Clinical comparative study with a large-area amorphous silicon flat-panel detector: image quality and visibility of anatomic structures on chest radiography. *AJR Am. J. Roentgenol.* 178, 481–486.
- Geise, R.A., O’Dea, T.J. (1999). Radiation dose in interventional fluoroscopic procedures. *Appl. Radiat. Isot.* 50, 173–184.
- Gray, J.E., Lisk, K.G., Haddick, D.H., et ál. (1985). SMPTE test pattern for video displays and hard copy cameras. *Radiology* 154, 519–527.
- Hart, D., Hillier, M.C., Wall, B.F. (2002). Doses to Patients from Medical X-ray Examinations in the UK – 2000 Review. NRPB W14. National Radiological Protection Board, Chilton, UK.
- Hennigs, S.P., Garmer, M., Jaeger, H.J., et ál. (2001). Digital chest radiography with a large-area flat-panel silicon X-ray detector: clinical comparison with conventional radiography. *Eur. Radiol.* 11, 1688–1696.

- Herrmann, A., Bonel, H., Stabler, A., et ál. (2002). Chest imaging with flat-panel detector at low and standard doses: comparison with storage phosphor technology in normal patients. *Eur. Radiol.* 12, 385–390.
- HIPAA (2000). Health Insurance Portability and Accountability Act of 1996. US Public Law 104–191, 104th Congress. Final Rule published in the Federal Register (65 FR 82462) US Dept of Health and Human Services, Washington, D.C.
- Huda, W., Rill, L.N., Bruner, A.P. (1997). Relative speeds of Kodak computed radiography phosphors and screen-film systems. *Med. Phys.* 24, 1621–1628.
- IEC/TR2 61223-1 (1993). Ed. 1.0. Evaluation and Routine Testing in Medical Imaging Departments – Part 1: General Aspects. <http://www.iec.ch>.
- IEC 61223-2-4 (1994a). Ed. 1.0. Evaluation and Routine Testing in Medical Imaging Departments – Part 2–4: Constancy Tests – Hard Copy Cameras. <http://www.iec.ch>.
- IEC 61223-2-5 (1994b). Ed. 1.0. Evaluation and Routine Testing in Medical Imaging Departments – Part 2–5: Constancy Tests – Image Display Devices. <http://www.iec.ch/>.
- IAEA (1996). Basic Safety Standards. International Atomic Energy Agency, Vienna.
- ICRP (1977). Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 26, Ann. ICRP.
- ICRP (1991). 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60, Ann. ICRP 21(1–3).
- ICRP (1996). Radiological protection and safety in medicine. ICRP Publication 73, Ann. ICRP 26(2).
- ICRP (2001a). Radiation and your patient: a guide for medical practitioners. Also includes: Diagnostic reference levels in medical imaging – review and additional advice. Supporting Guidance 2, Ann. ICRP 31(4).
- ICRP (2001b). Avoidance of radiation injuries from medical interventional procedures. ICRP Publication 85, Ann. ICRP 30(2).
- ICRU (1986). Modulation Transfer Function of Screen-film Systems. ICRU Report 41. Nuclear Technology Publishing, UK.
- ICRU (1993). Quantities and Units in Radiation Protection Dosimetry. ICRU Report 51. Nuclear Technology Publishing, UK.
- Kunz, G., Busch, H.P. (2000). Examination of the image quality from digital fluoroscopy equipment with 1k- and 2k-image matrix. *Rofo. Fortschr. Geb. Rontgenstr. Neuen. Bildgeb. Verfahr.* 172, 707–713.
- Launders, J.H., Cowen, A.R., Bury, R.F., Hawkrigde, P. (2001). Towards image quality, beam energy and effective dose optimisation in digital thoracic radiography. *Eur. Radiol.* 11, 870–875.
- Mildemberger, P., Eichelberg, M., Martin, E. (2002). Introduction to the DICOM standard. *Eur. Radiol.* 12, 920–927.
- Mosser, H.M., Pärtan, G., Maltsidis, A., Hruby, W. (2002). Integration of healthcare information: quality assurance of exam optimisation with automatic transfer of exposure dose parameters into the electronic patient record. European Congress of Radiology, B-0501 ECR, Vienna, Austria.
- NEMA (1996). Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM). National Electrical Manufacturers' Association, Rosslyn, VA, pp. 3.1-1996–3.13-1996.
- Partan, G., Mayrhofer, R., Mosser, H., Mahdi, T., Hruby, W. (2001). Radiation dose of digital vs conventional fluororadiography of the upper GI tract. *Eur. Radiol.* 11, 2109–2111.
- Peer, S., Faulkner, K., Torbica, P., et ál. (2003). Relevant Training Issues for Introduction of Digital Radiology: Results of a Survey. DIMOND Report. http://www.dimond3.org/index_2.htm.
- Peters, S.E., Brennan, P.C. (2002). Digital radiography: are the manufacturers' settings too high.
- Optimisation of the Kodak digital radiography system with aid of the computed radiography dose index. *Eur. Radiol.* 12, 2381–2387.
- Reiner, B.I., Siegel, E.L., Flagle, C., Hooper, F.J., Cox, R.E., Scanlon, M. (2000). Effect of filmless imaging on the utilization of radiologic services. *Radiology* 215, 163–167.

- Rill, L.N., Brateman, L., Arreola, M. (2003). Evaluating radiographic parameters for mobile chest computed radiography: phantoms, image quality and effective dose. *Med. Phys.* 30, 2727–2735.
- RCR (1993). Making the Best Use of a Department of Radiology. Royal College of Radiologists, London.
- RCR (1999). Guide to Information Technology in Radiology: Teleradiology and PACS. Board of Faculty of Clinical Radiology, Royal College of Radiologists, London.
- Samei, E., Hill, J.G., Frey, G.D., Southgate, W.M., Mah, E., DeLong, D. (2003). Evaluation of a flat panel digital radiographic system for low-dose portable imaging of neonates. *Med. Phys.* 30, 601–607.
- Slone, R.M., Muka, E., Pilgram, T.K. (2003). Irreversible JPEG compression of digital chest radiographs for primary interpretation: assessment of visually lossless threshold. *Radiology* 228, 425–429.
- Smith, J.J., Berlin, L. (2001). Picture archiving and communication systems (PACS) and the loss of patient examination records. *AJR Am. J. Roentgenol.* 176, 1381–1384.
- SCAR (1994). Understanding Teleradiology. Technology Forum. Society for Computer Applications in Radiology. <http://www.scarnet.org/>.
- Stahl, M., Aach, T., Dippel, S. (2000). Digital radiography enhancement by nonlinear multiscale processing. *Med. Phys.* 27, 56–65.
- Strotzer, M., Gmeinwieser, J., Volk, M., et ál. (1998). Clinical application of a flat-panel X-ray detector based on amorphous silicon technology: image quality and potential for radiation dose reduction in skeletal radiography. *AJR Am. J. Roentgenol.* 171, 23–27.
- Strotzer, M., Volk, M., Frund, R., Hamer, O., Zorger, N., Feuerbach, S. (2002). Routine chest radiography using a flat-panel detector: image quality at standard detector dose and 33% dose reduction. *AJR Am. J. Roentgenol.* 178, 169–171.
- Tuinenburg, J.C., Koning, G., Hekking, E., et ál. (2000). American College of Cardiology/European Society of Cardiology international study of angiographic data compression phase II. The effects of varying JPEG data compression levels on the quantitative assessment of the degree of stenosis in digital coronary angiography. *Eur. Heart J.* 21, 679–686.
- Vañó, E., Arranz, L., Sastre, J.M., et ál. (1998). Dosimetric and radiation protection considerations based on some cases of patient skin injuries in interventional cardiology. *Br. J. Radiol.* 71, 510–516.
- Vañó, E., González, L. (2001). Approaches to establishing reference levels in interventional radiology. *Radiat. Prot. Dosimetry* 94, 109–112.
- Vañó, E., Faulkner, K., Padovani, R., Zoetelief, J., Toivonen, M., Neofostistou, V. (2001). DIMOND. European approach to establish and use reference levels in fluoroscopy-guided procedures. *Int. Conf. on the Radiol. Protec. of Patients*, Malaga, 26–30 March 2001, IAEA-CN-85-194, pp. 444–448.
- Vañó, E., Fernández, J.M., Ten, J.I., Guibelalde, E., Gonzalez, L., Pedrosa, C.S. (2002). Real-time and measurement and audit of radiation dose to patients undergoing computed radiography. *Radiology* 225, 283–288.
- Wagner, L.K., Archer, B.R., Cohen, A.M. (2000). Management of patient skin dose in fluoroscopically guided interventional procedures. *J. Vasc. Interv. Radiol.* 11, 25–33.
- Weatherburn, G.C., Bryan, S. (1999). The effect of a picture archiving and communication system (PACS) on patient radiation doses for examination of the lateral lumbar spine. *Br. J. Radiol.* 72, 534–545.
- WHO (1983). Effective Choices for Diagnostic Imaging in Clinical Practice. WHO Technical Report 898. World Health Organisation, Geneva.
- WHO (1987). Rational Use of Diagnostic Imaging in Paediatrics. Technical Report 757. World Health Organisation, Geneva.
- Zoetelief, J., Faulkner, K. (2001). Equipment requirements and specification for digital and interventional radiology. *Radiat. Prot. Dosimetry* 94, 43–48.



S.A.R.

Sociedad Argentina
de Radioprotección

