

Grupo de trabajo sobre

**PROCEDIMIENTOS RECOMENDADOS
PARA LA DOSIMETRÍA DE RAYOS X
DE ENERGÍAS ENTRE 20Y 150 KEV
EN RADIODIAGNÓSTICO**

Coordinador / Editor
PEDRO RUIZ MANZANO

Miembros del comité editorial
MANUEL ALONSO DÍAZ
EVA CORREDOIRA SILVA
MERCÉ GINJAUME EGIDO
JAUME MOLERO I SAVALL
MANUEL FRANCISCO RODRÍGUEZ CASTILLO
JUAN CARLOS RUIZ RODRÍGUEZ



SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FÍSICA MÉDICA

Asociación de la EFOMP y de la OMF

Empresas Colaboradoras

Toshiba Medical Systems

Siemens España



© Ramírez de Arellano Editores, S.L., 2005

Reservados todos los derechos. Ninguna parte de esta publicación podrá ser reproducida, almacenada o transmitida en cualquier forma ni por cualquier procedimiento electrónico, mecánico, de fotocopia, de registro o de otro tipo, sin el permiso previo de los editores.

Ramírez de Arellano Editores S.L.

Avda. de América, 4 1º. 28028 Madrid

Tel. 91.724 11 13 Fax. 91.7242552

rda@rdaeditores.com

ISBN: 84-934448-0-4

Depósito Legal: M-27771-2005

Impresión: dgB

Impreso en España

ÍNDICE DE AUTORES

Pedro Ruiz Manzano

Licenciado en Ciencias Físicas. Especialista en Radiofísica Hospitalaria.

Servicio de Física y Protección Radiología.

Hospital Clínico Universitario "Lozano Blesa" de Zaragoza.

Manuel Alonso Díaz

Doctor en Ciencias Físicas. Especialista en Radiofísica Hospitalaria.

Servicio de Física y Protección Radiología.

Hospital Universitario Marqués de Valdecilla de Santander.

Eva Corredoira Silva

Licenciada en Ciencias Físicas. Especialista en Radiofísica Hospitalaria.

Servicio de Física y Protección Radiología.

Hospital Universitario La Paz de Madrid.

Mercé Ginjaume Egido

Doctora en Ciencias Físicas. Instituto de Técnicas Energéticas.

Universitat Politècnica de Catalunya.

Jaume Molero i Savall

Doctor en Ciencias Físicas. Especialista en Radiofísica Hospitalaria.

Servei d'Oncologia radioteràpica Institut Català d'Oncologia.

Hospital Germans Triás i Pujol de Badalona (Barcelona).

Manuel Francisco Rodríguez Castillo

Licenciado en Ciencias Físicas. Especialista en Radiofísica Hospitalaria.

Servicio de Física y Protección Radiología.

Hospital Universitario Virgen de Valme de Sevilla.

Juan Carlos Ruiz Rodríguez

Licenciado en Ciencias Físicas. Especialista en Radiofísica Hospitalaria.

Servicio de Radiofísica.

Hospital Provincial de Castellón.

ÍNDICE GENERAL

Prólogo	11
Conceptos generales	15
Necesidad de la determinación de la dosis impartida al paciente en Radiodiagnóstico	15
Los niveles de referencia para diagnóstico en las exposiciones médicas	17
<i>Directivas europeas</i>	
<i>Los Niveles de Referencia para Diagnóstico</i>	
<i>Ambito de aplicación de los Niveles de Referencia</i>	
<i>Establecimiento de los niveles de referencia</i>	
Directrices europeas de calidad de imagen y dosimetría en Radiodiagnóstico	23
Los niveles de referencia en la legislación Española	26
Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico	29
Bibliografía	32
Magnitudes y unidades dosimétricas	35
Introducción	35
Magnitudes relacionadas con la dosimetría	35
<i>Exposición</i>	
<i>Energía transferida y kerma</i>	
<i>Dosis absorbida</i>	
Magnitudes relacionadas con la protección radiológica	40
<i>Dosis absorbida en un órgano o tejido, D_T</i>	
<i>Dosis equivalente en un tejido u órgano, H_T</i>	
<i>Dosis efectiva, E</i>	
Magnitudes de interés en la dosimetría al paciente	42
<i>Radiodiagnóstico convencional</i>	
<i>Mamografía</i>	
<i>Tomografía</i>	
Bibliografía	48

Procedimientos de calibración	49
Introducción	49
Conceptos básicos y definiciones (Vocabulario internacional de metrología)	50
Instrumentación	51
<i>Patrones primarios</i>	
<i>Patrones secundarios o de referencia</i>	
<i>Equipos de campo</i>	
Procedimientos de calibración	58
<i>Calibración de patrones – método de sustitución con cámara monitora</i>	
<i>Calibración de equipos de campo - método de calibración en un campo conocido con cámara monitora</i>	
Calibración de dosímetros pasivos	
Calibración de cámaras de transmisión	
Calibración de equipos compactos de control de calidad en radiodiagnóstico	
Determinación del factor de calibración	66
<i>Calibración, mediante cámara monitora, de equipos que miden la tasa de kerma en aire, el kerma en aire u otra magnitud derivada</i>	
<i>Calibración de equipos que miden la tensión del tubo de rayos x a partir de la medida de la calidad del haz, sistemas no invasivos</i>	
<i>Cálculo de incertidumbre</i>	
Bibliografía	78
Anexo 1	80
Anexo 2	93
Dosimetría en Radiología Convencional. Exploraciones Simples	97
Introducción	97
Resumen histórico	98
Situación actual	100
Procedimientos de dosimetría en radiografía convencional	103
<i>Condiciones de la evaluación dosimétrica</i>	
<i>Dosimetría TL para la determinación de la DSE</i>	

<i>Estimación de la DSE a partir del rendimiento del equipo</i>	
<i>Medida directa del PDA</i>	
Aplicaciones informáticas. Cálculo de dosis en órganos y dosis efectivas en radiología simple	111
<i>EffDose</i>	
<i>PCXMC</i>	
<i>FetDose</i>	
<i>ODS-60</i>	
<i>XDose y ChilDose</i>	
Bibliografía	118
Dosimetría en Radiología Dental	121
Introducción	121
Resumen histórico	122
Situación actual	122
Tipos de Procedimientos en radiología dental	123
<i>Radiografía intraoral</i>	
<i>Radiografía panorámica o pantomografía de rotación</i>	
<i>Radiografía tele lateral de cráneo</i>	
<i>TC dental</i>	
Procedimientos de dosimetría en radiología dental	128
Generalidades	
<i>Características de la radiología dental</i>	
<i>Dosimetría en radiografía intraoral</i>	
<i>Dosimetría en ortopantomografía</i>	
<i>Dosimetría en teleradiología lateral de cráneo</i>	
<i>Dosimetría en TC para estudios de implantes</i>	
<i>Dosimetría en radiología dental digital</i>	
Comentarios	140
Bibliografía	141
Dosimetría en exploraciones complejas	145
Introducción	145
Resumen histórico	145

Situación actual	152
Procedimientos de dosimetría en estudios complejos	153
<i>Medida del producto dosis-área (PDA)</i>	
<i>Medida de la dosis superficie a la entrada</i>	
<i>Cálculo de dosis en órganos</i>	
<i>Cálculo de la dosis efectiva</i>	
Aplicaciones informáticas	157
Bibliografía	158
Dosimetría en mamografía	161
Introducción	162
Resumen histórico	163
Situación actual	167
Procedimientos de dosimetría en mamografía	174
<i>Medidas en pacientes: Determinación del KASE</i>	
Mediante TLD's de un laboratorio	
Mediante calibración del rendimiento	
<i>Medidas en maniquí estándar: Determinación del KASE</i>	
Mediante TLD's de un laboratorio	
Mediante calibración del rendimiento	
<i>Determinación de la Dosis Glandular Media</i>	
Mediante maniquí estándar	
Mediante medidas en pacientes	
Bibliografía	184
Anexo 1	186
Anexo 2	188
Anexo 3	191
Anexo 4	194
Dosimetría en Tomografía Computarizada (TC)	197
Introducción	197
Resumen histórico	198
Situación actual	199
Procedimientos de dosimetría en Tomografía Computarizada	201

<i>Magnitudes dosimétricas: Definiciones y métodos de medida o cálculo</i>	
Índice de Dosis en Tomografía Computarizada (CTDI)	
Dosis promedio en cortes múltiples (MSAD)	
Producto Dosis Longitud (DLP)	
Dosis efectiva (E)	
Aplicaciones informáticas. Cálculo de dosis en órganos y dosis efectivas en Tomografía Computarizada	213
CTDOSE	
CT Dosimetry	
CT Dose v1.0.1	
CT-EXPO v1.0	
TC-Dvox	
Estimación de dosis en tomografía computarizada mediante simulación	216
<i>Introducción a la simulación</i>	
<i>Método de Monte Carlo. Sistema EGS4</i>	
<i>Simulación de los procesos físicos</i>	
<i>Procesos físicos simulados en el EGS4</i>	
<i>Código de usuario</i>	
Bibliografía	226
Anexo I	228
Dosimetría en Radiología Intervencionista	233
Introducción	233
Resumen histórico	234
Situación actual	234
Procedimientos de dosimetría en radiología intervencionista	237
<i>Determinación de la dosis en órganos y dosis efectiva</i>	
<i>Medida del producto dosis-área (PDA)</i>	
<i>Determinación de la dosis superficie a la entrada</i>	
Dosimetría termoluminiscente	
Cálculo por rendimiento	
Dosimetría fotográfica	
Bibliografía	246

“Tras un año de investigación, uno cae en la cuenta de que podría haberse hecho en una semana.”
Sir William Henry Bragg. (1862-1942).

“Un experto es aquel que ya ha cometido todos los errores posibles en una materia muy concreta.”
Niels Henrik Davis Bohr. (1885-1926).

Prólogo

La legislación Española actual indica que la verificación de las dosis impartidas a los pacientes en Radiodiagnóstico se realizará con una periodicidad mínima anual y se llevará a cabo por los Especialistas en Radiofísica Hospitalaria. Estos Especialistas también realizarán la estimación de dosis en órganos del paciente cuando sea preciso.

Es decir, por un lado, los Especialistas en Radiofísica Hospitalaria deberán evaluar los indicadores de dosis en pacientes en las prácticas más frecuentes. Esta evaluación se realizará estimando las dosis impartidas para muestras de pacientes en las diferentes exploraciones. En este caso, no se trata de estimar la dosis recibida por un paciente individual sino de comparar los indicadores de dosis con los valores de referencia. De este modo, podremos detectar anomalías en el funcionamiento o utilización de los equipos de Radiodiagnóstico y plantear su corrección.

Y por el otro, los Especialista en Radiofísica Hospitalaria realizarán la estimación de las dosis recibidas en órganos de pacientes individuales. Los valores de dichas dosis pasarían a formar parte de la Historia Clínica del paciente y podrían ser tenidas en cuenta por el médico para juzgar la relación riesgo-beneficio antes de someter al paciente a nuevos exámenes radiológicos.

Normalmente, para la verificación de las dosis impartidas a los pacientes en Radiodiagnóstico y para la estimación de las dosis en órganos del paciente se necesita evaluar la dosis incidente en la su-

perficie de entrada del paciente, que definimos comola dosis absorbida en aire en la intersección del eje de haz de rayos X con la superficie del paciente y en ausencia del mismo, es decir excluyendo la retrodispersión producida por el paciente. Este dato es el que se utiliza como parámetro de entrada en distintos programas de Monte Carlo para la evaluación de las dosis en distintos órganos o de la Dosis Efectiva.

El mayor problema de la dosimetría a pacientes en Radiodiagnóstico, consiste en la toma de datos y en que éstos sean suficientes para la evaluación de las dosis recibidas en distintos órganos y de la dosis efectiva como mejor índice global para evaluar el riesgo radiológico. El número de datos que deben tomarse para cada paciente, depende de la exactitud con la que se requieran los resultados. En algunos casos, es suficiente, con tomar valores por defecto para ciertos parámetros, tales como peso, grosor del paciente, rendimiento del tubo de rayos X etc... La exactitud requerida depende en general del tipo de exploración y de las circunstancias particulares de cada paciente. Sin embargo es recomendable que, en cualquier caso, se pueda estimar la incertidumbre asociada a la estimación de la dosis, y ésta debe estar en concordancia con los requisitos de la exploración correspondiente.

Para facilitar la labor de los radiofísicos en el ámbito del radiodiagnóstico e impulsar una armonización entre los procedimientos utilizados en este ámbito, se creó un grupo de trabajo dependiente de la Sociedad Española de Física Médica que unificase y recogiese la información disponible relacionada con los procedimientos de dosimetría a pacientes en Radiodiagnóstico para energías entre 20 y 150 keV.

El material que se presenta aquí es una recopilación de dicha documentación e incluye normativa vigente en este ámbito (tanto Europea como Española), así como referencias sobre algunas aplicaciones informáticas que pueden resultar de ayuda a la hora de realizar las diferentes estimaciones de dosis a pacientes en Radiodiagnóstico. El

documento contiene capítulos sobre magnitudes y unidades dosimétricas, sobre procedimientos de calibración de los equipos de medida y sobre los principales procedimientos de medida de cada tipo de exploración con sus particularidades.

P. Ruiz Manzano
Zaragoza, 2005

CAPÍTULO I

CONCEPTOS GENERALES

Jaume Molero i Savall

NECESIDAD DE LA DETERMINACIÓN DE LA DOSIS IMPARTIDA AL PACIENTE EN RADIODIAGNÓSTICO

Las aplicaciones médicas de las radiaciones ionizantes representan la fuente más importante de exposición del hombre a la radiación de origen artificial. Entre éstas, las exploraciones médicas con rayos X para diagnóstico constituyen, con mucho, la mayor contribución a la dosis media de origen artificial recibida por la población en los países desarrollados. Esta contribución es alrededor de 1.000 veces superior a la causada por las descargas ambientales de la industria nuclear.

Las técnicas y equipos modernos permiten pensar que es posible reducir sustancialmente estas exposiciones sin comprometer la asistencia al paciente. Estudios realizados sobre la dosis impartida al paciente durante los exámenes radiográficos revelan un amplio margen de variación, en factores de hasta 100, de un centro sanitario a otro, incluso dentro de un mismo país. Respecto a las dosis recibidas por los pacientes, la normativa vigente enfatiza que éstas deben ser tan bajas como razonablemente sea posible de acuerdo con el propósito diagnóstico requerido y, en todo caso, de conformidad con las prácticas radiodiagnósticas de aceptación general. De igual modo, los profesionales involucrados en estas exposiciones médicas deben estar familiarizados con las dosis típicas de los

distintos exámenes y los métodos de reducción de dosis. Actualmente, existe entre los profesionales del Radiodiagnóstico la concienciación acerca de la necesidad de establecer una estrategia de reducción de dosis.

La garantía de la calidad del servicio ofrecido al paciente y a los facultativos solicitantes de la prueba diagnóstica, requiere la optimización de la dosis impartida en los exámenes radiográficos. Un parámetro esencial para juzgar la calidad de un servicio de Radiodiagnóstico es la dosis impartida al paciente. Sin un control periódico de la dosis impartida al paciente careceríamos de datos fidedignos que permitieran tomar decisiones encaminadas a la mejora de las técnicas. Es responsabilidad de los titulares de los departamentos radiológicos ofrecer las mejores prácticas y el primer paso para juzgar su acierto es determinar la dosis impartida al paciente, criterio primordial para comparar, analizar y actuar. Es misión del especialista en Radiofísica Hospitalaria la elaboración de recomendaciones y procedimientos para obtener esta información.

La Comisión Internacional de Protección Radiológica, en sus recomendaciones de 1990, establece que para las exposiciones médicas debería considerarse el uso de restricciones de dosis, o niveles de investigación, seleccionados por la autoridad profesional o reguladora apropiada, para su aplicación a los procedimientos diagnósticos comunes. Estas restricciones se deberían aplicar con cierta flexibilidad, con el fin de permitir dosis más elevadas cuando así lo indique una fundada valoración clínica. La aplicación práctica de esta recomendación requiere el establecimiento de unos niveles de referencia de dosis impartida a paciente en el ámbito nacional e internacional tal como ha formulado también la Comisión Internacional de Protección Radiológica en su publicación número 73 de 1996. Contra estos estándares deberán refrendarse los valores de dosis obtenidos en cada centro de Radiodiagnóstico particular.

LOS NIVELES DE REFERENCIA PARA DIAGNÓSTICO EN LAS EXPOSICIONES MÉDICAS

Directivas europeas

Las actuaciones de la Comisión Europea en el ámbito de la protección radiológica se rigen por el tratado Euratom y por las directivas adoptadas por el Consejo en aplicación del mismo. La Directiva marco es la Directiva sobre normas básicas de seguridad relativas a la protección sanitaria de los trabajadores y de la población (NBS: 80/836/EURATOM), revisada en 1996 (96/29/EURATOM). En 1984, el Consejo adoptó otra Directiva, que complementa la anterior, relativa a la protección de las personas sometidas a exposiciones médicas (DEM: 84/466/EURATOM). Su revisión de 1997 (97/43/EURATOM), se incorporó a la legislación Española con anterioridad al 13 de mayo de 2000.

La Directiva NBS 96/29/EURATOM dispone que en las exposiciones médicas no se aplican límites de dosis, sin embargo, se deben adoptar medidas de protección radiológica a fin de prevenir dosis innecesariamente altas durante las exposiciones médicas. Una adecuada práctica, excluye cualquier forma de exposición innecesaria o improductiva a la radiación. Los principales instrumentos para lograr este objetivo son la justificación de las prácticas, la optimización de los procedimientos y el uso de límites de dosis. Puesto que los límites de dosis no se aplican en las exposiciones médicas, la justificación individual (indicación clínica adecuada) y la optimización son aún más importantes que en otras prácticas que utilizan radiaciones ionizantes. Por optimización se entiende el hecho de mantener la dosis tan baja como sea razonablemente posible, teniendo en cuenta factores económicos y sociales (ICRP 60). En las exposiciones médicas de diagnóstico, se interpreta que se cumple este objetivo administrando la dosis más baja posible que permita obtener la calidad de imagen requerida y la información diagnóstica deseada.

En el contexto de la optimización, la Directiva DEM 97/43/EURATOM introduce los niveles de referencia para diagnóstico (NRD) a raíz de la recomendación que la Comisión Internacional de Protección Radiológica formuló en su publicación número 73. La letra a) del apartado 2 del artículo 4 de la Directiva DEM 97/43/EURATOM establece que los Estados miembros deberán promover el establecimiento y la utilización de este tipo de niveles y la disponibilidad de guías al efecto, mientras que el apartado 3 del artículo 4 exige que se establezcan programas de garantía de calidad.

Los Niveles de Referencia para Diagnóstico

Los NRD contribuyen a la optimización de la protección de los pacientes procurando evitar que sean expuestos a dosis innecesariamente altas. El establecimiento de NRD incluye la dosimetría del paciente en el marco de un programa regular de garantía de calidad.

De acuerdo con las recomendaciones de la ICRP 73, se entiende por nivel de referencia para diagnóstico, un nivel establecido para exámenes tipo de grupos de pacientes de talla estándar o maniqués estándar. Se recomienda firmemente revisar el procedimiento y el equipo utilizados cuando se supere sistemáticamente dicho nivel en los procedimientos estándar y, en caso necesario, adoptar las medidas correctoras (párrafo 100). Los NRD complementan el juicio profesional y no representan una línea divisoria entre prácticas médicas aceptables e inaceptables (párrafo 101).

La Directiva DEM incorpora estas recomendaciones, definiendo los NRD en los siguientes términos:

“Niveles de referencia para diagnóstico: niveles de dosis en las prácticas de Radiodiagnóstico médico y niveles de actividad en el caso de radiofármacos, para exámenes tipo de grupos de pacientes de talla estándar, o maniqués estándar para tipos de equipos definidos de manera general. Estos niveles se supone que no se sobrepasarán en el

caso de procedimientos estándar cuando se aplica una buena práctica con vistas al diagnóstico y al funcionamiento técnico. En caso de superación sistemática los NRD, se deberán realizar revisiones locales. Los Estados miembros tomarán medidas para asegurar que se realizan las revisiones locales adecuadas siempre que se superen sistemáticamente los niveles de referencia para diagnóstico, y que se tomen medidas correctoras cuando sea necesario.”

Un NRD es un nivel establecido para exámenes tipo de grupos de pacientes de talla estándar o maniqués estándar y no para exposiciones o pacientes individuales. Teniendo presente esta premisa, si se supera sistemáticamente el nivel deberá procederse a la revisión de los procedimientos y/o del equipo y se deberán adoptar, en su caso, medidas correctoras. Sin embargo, el hecho de superar el nivel no significa automáticamente que el examen sea inadecuado, al igual que el cumplimiento del mismo no necesariamente implica una práctica correcta, pues la calidad de la imagen podría no ser la adecuada. Puesto que los procedimientos de examen no son idénticos, cada procedimiento requiere un NRD propio.

Ambito de aplicación de los Niveles de Referencia

En principio, los NRD se aplican a los procedimientos tipo en todas las áreas de la radiología de diagnóstico. Son, sin embargo, particularmente útiles en aquellas áreas en las que puede lograrse una considerable reducción de las dosis individuales o colectivas, o en las que una disminución de la dosis absorbida significa una reducción relativamente elevada del riesgo:

- a) Exámenes frecuentes, incluido el cribado sanitario.
- b) Exámenes que exigen dosis elevadas, como la tomografía computarizada (TC), y procedimientos que exigen tiempos prolongados de fluoroscopia como, por ejemplo, en radiología intervencionista.

c) Exámenes con pacientes especialmente sensibles a las radiaciones, como los niños.

Sin embargo, debe tenerse en cuenta que es bastante más difícil establecer NRD para TC, radiología intervencionista y grupos de niños que para exposiciones más frecuentes y menos complejas. Conviene por lo tanto, dar prioridad a los exámenes más simples y frecuentes y a los que puedan implicar dosis elevadas, como por ejemplo:

- Tórax postero anterior (PA) y lateral (LAT), radiografía dental, columna lumbar antero posterior (AP), lateral (LAT) y articulación lumbosacra (ALS), que se llevan a cabo con relativa frecuencia.
- Mamografía: la mama es, en términos relativos, un órgano muy sensible a las radiaciones y en los programas de cribado la mamografía se aplica a personas sanas.
- Enema de bario, que es un examen complejo que requiere varias imágenes y la aplicación de técnicas de fluoroscopia.
- Angiografía coronaria y algunas prácticas radiológicas intervencionistas, como la angioplastia coronaria transluminal percutánea (ACTP), que requieren tiempos prolongados de fluoroscopia y, por lo tanto, implican dosis elevadas.
- Tipos de exámenes de TC que implican dosis elevadas como, por ejemplo, simple de cráneo, cara y senos paranasales, general de tórax, general de abdomen y general de columna lumbar y pelvis.

Al realizar un procedimiento fluoroscópico, es preciso tener en cuenta que el sistema de control automático de intensidad puede haber sido ajustado a un nivel más elevado debido al deterioro de la cadena de imagen, lo que puede suponer que las dosis administradas a los pacientes sean anormalmente elevadas. Al fijar NRD para procedimientos realizados con sistemas digitales, es importante recordar que el nivel de calidad de imagen puede ser seleccionado por el usuario o

establecido de forma automática por el sistema de rayos X. En cualquier caso, el nivel de calidad de imagen seleccionado debe estar justificado por exigencias clínicas, pues de otro modo aumentaría la dosis administrada al paciente sin justificación clínica. El sistema de rayos X y los programas informáticos de tratamiento de imagen deben optimizarse, pues de otro modo aumentaría la dosis administrada al paciente sin que mejoren los resultados.

Establecimiento de los niveles de referencia

Los NRD deben ser fijados por los Estados miembros tomando en consideración circunstancias nacionales o regionales específicas tales como la disponibilidad de equipos y la formación. Sin embargo, puesto que estas circunstancias no difieren radicalmente entre los Estados miembros de la Unión Europea, es posible y preferible fijar niveles armonizados. Los valores deberán ser seleccionados por organismos profesionales, y revisados a intervalos que representen un compromiso entre la necesaria exigencia de estabilidad y los cambios observados a largo plazo en la distribución de dosis. Además, deberán adaptarse adecuadamente a las nuevas técnicas o métodos.

En primera instancia, la Comisión Europea propone que se utilicen los niveles de referencia propuestos en el documento "Directrices europeas sobre criterios de calidad de la imagen en Radiodiagnóstico" (EUR-16260), que expondremos en un apartado posterior. Si cada Estado desea establecer sus propios niveles nacionales, deberá proceder a la realización de un amplio muestreo de dosimetrías, basado en dosis medidas en diversos tipos de hospitales, clínicas y prácticas y no sólo en hospitales bien equipados.

Una vez fijados los NRD, deberá evaluarse periódicamente la dosis administrada al paciente, ya sea por medio de maniqués estándar o de grupos de pacientes de tamaño estándar, en todas las salas de radiología, con el objetivo a largo plazo de llevar a cabo evaluaciones, como mínimo

anuales, así como tras cada cambio o reparación importantes. Estas dosis deberán compararse con los NRD establecidos previamente.

La aplicación de los NRD puede llevarse a cabo con maniquíes o con pacientes. El uso de maniquíes ofrece algunas ventajas, pues, en condiciones normales, bastan una o dos exposiciones para cada radiografía, para cada tipo de examen y para cada componente del equipo radiológico. Además, para algunos exámenes, el número de pacientes disponibles en un período relativamente breve puede ser insuficiente. Por otra parte, es posible que la talla y la constitución de los pacientes difieran ampliamente, de modo que, de hecho, existan sólo unos pocos "pacientes de talla estándar". La publicación EUR-16260 cita como ejemplo NRD definidos para pacientes de talla estándar con un grosor AP de tórax de 20 cm. y un peso de 70 kg. Dada la escasez de pacientes de talla estándar, se puede tomar en consideración a todos los pacientes disponibles durante el período de medición y calcular la media de los resultados como si se tratara de un paciente de talla estándar. Este método permite hacerse una idea razonable de la dosis apropiada, siempre que el número de pacientes no sea demasiado reducido (al menos 10).

En Radiodiagnóstico, los NRD deberían ser superiores al valor medio de las dosis medidas en pacientes o de las dosis en un maniquí. Dado que el histograma de dosis administradas es, por lo general, asimétrico y alargado, parece apropiado proponer el nivel del percentil 75. El uso de este percentil, constituye un primer planteamiento pragmático para detectar las situaciones que han de investigarse con mayor urgencia. Los NRD constituyen un instrumento útil de auditoría clínica, que puede proporcionar una base para la evaluación retrospectiva y para la formulación de recomendaciones para mejorar los procedimientos. Sin embargo, el hecho de respetar un NRD no significa siempre que se sigan principios de buena práctica. Deberá mantenerse la garantía de calidad, incluido el control de calidad, aún cuando no se supere el NRD y, especialmente, cuando las dosis se sitúen muy por debajo del NRD previsto.

Para la evaluación de los NRD pueden utilizarse las dosis aire en la superficie de entrada (DSE) medidas con un dosímetro de termoluminis-

cencia (TLD) fijado al cuerpo del paciente o el producto dosis área (PDA). Para la TC, el índice de dosis ponderado (CTDI_w) y el producto dosis longitud (DLP) constituyen parámetros adecuados para su uso como NRD.

DIRECTRICES EUROPEAS DE CALIDAD DE IMAGEN Y DOSIMETRÍA EN RADIODIAGNÓSTICO

La Comisión Europea, a través de las directivas emanadas del tratado Euratom, ha establecido entre los estados miembros de la Unión Europea la filosofía de la calidad y seguridad en el uso de las radiaciones ionizantes en medicina, tanto en el diagnóstico como en el tratamiento. Radiólogos, Radiofísicos, expertos en protección radiológica, técnicos en radiología, organizaciones profesionales nacionales e internacionales y administraciones sanitarias, han unido esfuerzos para elaborar los criterios de calidad que definan el nivel de aceptabilidad de las imágenes radiológicas necesario para responder óptimamente a una indicación clínica determinada.

La Dirección General número XII de la Comisión Europea (Ciencia, Investigación y Desarrollo) ha recopilado los estudios y discusiones llevados a cabo por diferentes grupos de trabajo europeos. Esta recopilación a dado lugar a las siguientes publicaciones:

- Directrices europeas sobre criterios de calidad de la imagen en Radiodiagnóstico (EUR-16260).
- Directrices europeas sobre criterios de calidad de la imagen en Radiodiagnóstico pediátrico (EUR-16261).
- Directrices europeas sobre criterios de calidad en tomografía computarizada (EUR-16262).
- Protocolo europeo de dosimetría en mamografía (EUR-16263).
- Guía Europea para la garantía de calidad en el cribado mamográfico. CE 1996.

- Guía Europea de protección radiológica en radiografía dental. Radiation Protection 136. CE 2004.

En estos documentos se definen los requisitos diagnósticos de la imagen, especificando los criterios anatómicos y los detalles relevantes a observar. Importante para el tema que nos ocupa es la indicación de la dosis impartida al paciente que debe tomarse como criterio para una buena práctica radiodiagnóstica. Finalmente, proporcionan los parámetros básicos a tomar como ejemplo de una buena técnica radiológica, en el sentido de los requisitos de imagen y de las dosis a paciente que pueden conseguirse.

Con respecto a los exámenes radiológicos, la ICRP no recomienda la aplicación de límites para la irradiación del paciente, pero destaca la utilidad de establecer niveles de referencia de dosis para conseguir la optimización de los procedimientos en las exposiciones médicas. Estando el examen diagnóstico clínicamente justificado, el proceso posterior de obtención de la imagen debe optimizarse, lo cual implica la interrelación de los siguientes aspectos:

- la calidad de la imagen radiográfica,
- la dosis de radiación impartida al paciente, y
- la selección de una determinada técnica radiográfica.

Abarcando estos tres aspectos, las directrices europeas de calidad de imagen en Radiodiagnóstico persiguen el establecimiento de una adecuada calidad de imagen y unos niveles de dosis impartida a paciente razonablemente bajos, comparables en todos los estados de la Unión Europea.

Los criterios para los niveles de dosis impartida al paciente se expresan en términos de un valor de dosis de referencia para cada tipo de exploración, basado en el tercer cuartil (percentil 75) de los resultados obtenidos en diversos estudios realizados por numerosas instituciones en el ámbito europeo. La superación de este valor de referencia en la práctica habitual debe dar lugar al inicio de un estudio para señalar las causas que llevan a una mayor dosis impartida al paciente en las técnicas utilizadas y, si fuera el caso, poder tomar las medidas correctoras oportu-

nas. Al mismo tiempo, estos niveles de referencia deben considerarse como un máximo y, mejorando procedimientos, deben perseguirse niveles aún más bajos de dosis cuando sea posible (criterio ALARA).

Los métodos de medida de dosis para cada técnica radiodiagnóstica concreta serán objeto de capítulos posteriores. También la manera de expresar estos valores de referencia, es decir, las magnitudes y unidades implicadas en cada procedimiento serán objeto del capítulo siguiente. Relacionaremos en este capítulo los valores de dosis de referencia que aparecen en las Directrices Europeas de Calidad de Imagen en Radiodiagnóstico, compendiando los diferentes documentos.

TABLA I. Niveles de referencia de dosis impartida al paciente para exploraciones radiográficas simples de acuerdo con las Directrices Europeas de Criterios de Calidad en Radiodiagnóstico.

Radiografía simple en adultos (70±3 kg.)

Exploración	Proyección	DSE (mGy)
Tórax	PA	0.3
	LAT	1.5
Cráneo	PA	5
	LAT	3
Columna Lumbar	AP/PA	10
	LAT	30
Columna Lumbo-Sacra	LAT	40
Pelvis	AP	10
Tracto urinario	AP	10
Mamografía	Medio Lateral	10
	Oblicua	
	Cráneo Caudal	10

Radiografía simple en pediatría

Exploración	Proyección	DSE (mGy)	
		Neonatos	Niños
Tórax	PA/AP	0.08	0.1
	LAT		0.2
Cráneo	PA/AP		1.5
	LAT		1.0
Abdomen	AP/PA		1.0
Pelvis	AP	0.2	0.9

TABLA II. Niveles de referencia de dosis impartida al paciente para tomografía computarizada de acuerdo con las Directrices Europeas de Criterios de Calidad en Radiodiagnóstico.

Tomografía computarizada

Exploración	Criterio de dosis impartida al paciente	
	CTDI _w (mGy)	DLP (mGy cm)
Cerebral	60	1050
Base del cráneo	60	1050
Cara y senos	35	360
Órbitas	60	1050
Silla Turca e Hipófisis	60	1050
Glándulas salivares (parótidas y submaxilares)	60	1050
Faringe	60	1050
Laringe	60	1050
Estructuras vertebrales y paravertebrales	70	460
Columna lumbar	35	800
Tórax	30	650
Adbomen	35	780
Hígado y bazo	35	900
Riñones	35	800
Páncreas	35	800
Pelvis, general	35	570
Pelvis (ósea)	25	520

LOS NIVELES DE REFERENCIA EN LA LEGISLACIÓN ESPAÑOLA

La legislación española incorpora las Directivas de la Unión Europea que ya se han comentado en un apartado anterior. Así, en el ámbito específico del Radiodiagnóstico se han elaborado diferentes normativas que atienden a la justificación y optimización de las exploraciones médicas y a la calidad de las mismas.

Cabe destacar los siguientes decretos:

- Real Decreto 1132/1990, de 14 de septiembre, por el que se establecen medidas fundamentales de protección radiológica

de las personas sometidas a exámenes y tratamientos médicos.

- Real Decreto 1976/1999, de 23 de diciembre, por el que se establecen los criterios de calidad en Radiodiagnóstico.
- Real Decreto 815/2001, de 13 de julio, sobre justificación del uso de las radiaciones ionizantes para la protección radiológica de las personas con ocasión de exposiciones médicas.

El primero de los decretos dispone que toda exposición a radiaciones ionizantes en un acto médico, deberá realizarse al nivel más bajo posible y su utilización exigirá que esté médicamente justificada y llevada a cabo bajo la responsabilidad de Médicos u Odontólogos. Por lo tanto, la dosis impartida al paciente debe optimizarse: la más baja posible compatible con la calidad de imagen requerida. También se dispone que las instalaciones de Radiodiagnóstico, cuando el número de equipos o las técnicas empleadas lo aconsejen, dispondrán de un especialista en Radiofísica Hospitalaria, titulación que se crea y regula mediante el Real Decreto 220/1997, de 14 de febrero.

El decreto 1976/1999 define los contenidos del Programa de Garantía de Calidad a desarrollar en todas las unidades asistenciales de Radiodiagnóstico. El artículo 2, establece que deberá contener procedimientos para la evaluación, con una periodicidad mínima anual, de los indicadores de dosis en pacientes en las prácticas más frecuentes y la evaluación de la calidad de la imagen clínica obtenida. El mismo artículo relata que los valores medios de los indicadores de dosis a los pacientes se compararán con los valores de referencia (que figuran explícitamente en un anexo del decreto), para decidir las medidas correctoras si los valores obtenidos fueran superados. En las exploraciones para las cuales no exista indicación de los valores de referencia, éstos deberán fijarse particularmente en el programa de garantía de calidad. El artículo 7 dispone que el médico especialista, el odontólogo o el podólogo en el ámbito de sus competencias, se responsabilizarán de que la exposición a los pacientes sea la mínima compatible con el

fin que se persigue, y de que se pongan los medios necesarios para evitar la repetición de la exposición, por falta de calidad diagnóstica o por otras causas. También define que la verificación de las dosis impartidas a los pacientes se llevará a cabo por los especialistas en Radiofísica Hospitalaria. Cuando el tipo de exploración o las características del paciente así lo requieran, se deberá evaluar con carácter individual los indicadores de dosis pertinentes. En el caso de mujeres gestantes será preceptivo la estimación de la dosis recibida en el útero.

Un indicador básico de calidad es la verificación de dosis impartidas a pacientes. Así, se medirán magnitudes relacionadas con la dosis que reciben los pacientes basadas en exploraciones radiológicas realizadas en el equipo objeto de control. Se tomarán como proyecciones estándar para el control de dosis y la calidad de la imagen las de cráneo, tórax, columna lumbar, pelvis, abdomen y mama, con los siguientes valores de referencia que figuran en el Anexo I del Real Decreto 1976/1999:

TABLA III. Valores de referencia en grafía para adultos.

Tipo de exploración	DSE (mGy)
Abdomen AP	10.0
Columna lumbar AP/PA	10.0
Columna lumbar LAT	30.0
Columna lumbo-sacra LAT	40.0
Cráneo AP/PA	5.0
Cráneo LAT	3.0
Pelvis AP	10.0
Tórax PA	0.3
Tórax LAT	1.5
Mamografía	10.0
Dental intraoral periapical	7.0

Finalmente, el decreto 815/2001 obliga a justificar todas las exposiciones médicas con objeto de proteger la salud frente a los riesgos derivados de las radiaciones ionizantes. Esta disposición incorpora los preceptos de las nuevas directivas europeas no contempladas en

las anteriores normas. El artículo 10 de este decreto establece que la administración competente adoptará medidas para que los Médicos prescriptores dispongan de recomendaciones sobre criterios clínicos de referencia en exposiciones médicas, que incluyan las dosis de referencia para los distintos tipos de procedimientos.

PROTOCOLO ESPAÑOL DE CONTROL DE CALIDAD EN RADIODIAGNÓSTICO

A nivel nacional, el Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico (SEFM-SEPR, 2002 Revisión 1) recoge los valores de referencia de dosis presentados en la tabla anterior como indicadores de dosis al paciente dentro de los indicadores globales de calidad en Radiodiagnóstico.

Recogiendo las disposiciones del Real Decreto 1976/1999 que incluye la determinación sistemática de la dosis de referencia, para la medida de los parámetros relacionados con las dosis que reciben los pacientes, podrán practicarse uno o varios de los siguientes métodos:

- Con dosímetros de termoluminiscencia colocados a la entrada del haz de rayos X en el paciente.
- A partir de valores de rendimiento medidos con detectores de radiación (sin paciente) aplicando las condiciones particulares de las exploraciones de que se trate, con los datos de pacientes y técnicas radiográficas utilizadas.
- Mediante cámaras de ionización de transmisión, utilizadas en el curso de la exploración radiológica del paciente.

Si las determinaciones tienen lugar sobre pacientes deberán realizarse eligiendo individuos sin patologías deformantes, normalmente constituidos y de talla y peso intermedios. Los controles de dosimetría a los pacientes se efectuarán con una periodicidad mínima

anual y después de las modificaciones o reparaciones que puedan afectar al funcionamiento del equipo de rayos X.

En salas dedicadas a exploraciones simples (sin escopia y con un reducido número de proyecciones por paciente), se determinará el porcentaje de imágenes desechadas y la dosis a la entrada del paciente en una de las proyecciones estándar. De entre ellas, se elegirá la realizada con mayor frecuencia en esa sala, para una muestra mínima de diez estimaciones. Si la dispersión fuera muy importante, conviene incrementar el tamaño de la muestra. En todos los casos se detallarán las condiciones técnicas de la exposición (valores seleccionados de tensión, intensidad y tiempo o su producto, distancia foco-película, tamaño de campo, espesor de paciente y sensibilidad de la combinación película-hoja de refuerzo o del sistema de imagen que se utilice) de cada proyección controlada.

En salas dedicadas a exploraciones complejas convencionales (digestivo, urografía, etc.) en las que se obtienen varias imágenes por exploración y se usa frecuentemente la escopia, se medirán, como mínimo, la dosis a la entrada al paciente en grafía, en una de las proyecciones estándar precisando el número de imágenes por exploración, y el tiempo de escopia (si se utiliza) para el tipo de exploración más usual en la sala. De los antedichos controles se llevarán a efecto, al menos, cinco determinaciones. En todos los casos, se detallarán las condiciones de operación del equipo de rayos X (valores seleccionados en el generador de tensión, corriente y tiempo o su producto, la distancia foco-película y las características de la combinación película-pantalla) para las distintas imágenes de la exploración. Además, se medirá la tasa de dosis a la entrada en escopia, bien sobre pacientes o sobre un maniquí que simule al paciente, reproduciendo en la irradiación las condiciones de la escopia (tanto en técnica como en tamaño de campo) empleadas en un estudio real. Alternativamente, se medirá el producto dosis área en el tipo de exploración escogido para el control, además del número de imágenes y del tiempo de escopia, si procede, llevando a cabo como mínimo determinaciones sobre datos de cinco pacientes.

En salas en las que se realicen exploraciones especiales (vascular, hemodinámica, intervencionista, etc.) se medirán la dosis a la entrada del paciente en una de las proyecciones estándar (si se llevan a cabo en el estudio) con arreglo a lo indicado anteriormente y la dosis en la superficie, medida durante todo el estudio en la zona de mayor frecuencia de incidencia del haz directo o el producto dosis área. Se registrarán también el número de imágenes y el tiempo de escopia. Igualmente, se llevarán a efecto, al menos, determinaciones en cinco pacientes. Además, se medirá la tasa de dosis a la entrada. De acuerdo con el Real Decreto 1976/1999, de 23 de diciembre, por el que se establecen los criterios de calidad en Radiodiagnóstico, los equipos de rayos X que se utilicen en procedimientos intervencionistas deberán tener disponible un sistema de medida y registro de las dosis que se imparten a los pacientes.

En salas de tomografía computarizada, se podrá medir la dosis en la superficie del paciente en la zona central de la región barrida por el equipo en el curso de una exploración típica frecuentemente realizada. Se registrarán los detalles técnicos de kV, mAs, número, espesor de los cortes y distancia entre los mismos. Se recomienda realizar esta medida mediante una batería formada por varios dosímetros de termoluminiscencia. Los dosímetros han de unirse de manera que el conjunto detecte radiación en una longitud de un centímetro, aproximadamente, sobre la superficie de la zona del paciente a explorar (de modo similar a las aplicaciones en que se desea obtener la curva de perfil de dosis), alineando dicha batería en la dirección de progresión de los cortes tomográficos y posicionándola en el centro de la longitud a cubrir por los distintos cortes. Puede medirse también el índice de dosis normalizado ponderado ($nCTDI_w$), empleando un maniquí apropiado, o el índice de dosis en TC en aire, documentando adecuadamente la metodología seguida. Se calculará el índice de dosis ponderado ($CTDI_w$) para el espesor o espesores utilizados en la exploración, y el producto dosis longitud para una exploración completa. También en cualquiera de estos procedimientos de estimación se llevarán a efecto cinco determinaciones, como mínimo.

BIBLIOGRAFIA

1. Recomendaciones de la Comisión Internacional de Protección Radiológica. Publicación ICRP número 60. (1991).
2. Protección Radiológica y Seguridad en Medicina. Comisión Internacional de Protección Radiológica. Publicación ICRP número 73. (1996).
3. Directiva 80/836/EURATOM) del Consejo por la que se establecen las normas básicas relativas a la protección sanitaria de los trabajadores y de la población contra los riesgos que resultan de las radiaciones ionizantes. (1980).
4. Directiva 96/29/EURATOM del Consejo de 13 de mayo de 1996 por la que se establecen las normas básicas relativas a la protección sanitaria de los trabajadores y de la población contra los riesgos que resultan de las radiaciones ionizantes. DOCE número L159. (1996).
5. Directiva 84/466/EURATOM) del Consejo (1984) de 5 de octubre de 1984 sobre Protección Sanitaria de los Individuos sometidos a exposiciones médicas de radiaciones ionizantes. DOCE número 265. (1984).
6. Directiva 97/43/EURATOM del Consejo (1997) de 30 de junio de 1997 sobre Protección Sanitaria de los Individuos sometidos a exposiciones médicas de radiaciones ionizantes. DOCE número L180. (1997).
7. Directrices europeas sobre criterios de calidad de la imagen en Radiodiagnóstico. Comisión Europea. Publicación EUR-16260. (1996).
8. Directrices europeas sobre criterios de calidad de la imagen en Radiodiagnóstico pediátrico Comisión Europea. Publicación EUR-16261. (1996).
9. Directrices europeas sobre criterios de calidad en tomografía computarizada. Comisión Europea. Publicación EUR-16262. (1998).
10. Protocolo europeo de dosimetría en mamografía. Comisión Europea. Publicación EUR-16263.
11. Guía Europea para la garantía de calidad en el cribado mamográfico. CE 1996.
12. Guía Europea de protección radiológica en radiografía dental. Radiation Protection 136. CE 2004.

13. Real Decreto 1132/1990, de 14 de septiembre, por el que se establecen medidas fundamentales de protección radiológica de las personas sometidas a exámenes y tratamientos médicos. BOE número 224 de 18-09-1990.
14. Real Decreto 1976/1999, de 23 de diciembre, por el que se establecen los criterios de calidad en Radiodiagnóstico. BOE número 311 de 29-12-1999.
15. Real Decreto 815/2001, de 13 de julio, sobre justificación del uso de las radiaciones ionizantes para la protección radiológica de las personas con ocasión de exposiciones médicas. BOE número 168 de 14-07-2001.
16. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico (SEFM-SEPR 2002).

CAPÍTULO 2

MAGNITUDES Y UNIDADES DOSIMÉTRICAS

Pedro Ruiz Manzano

INTRODUCCIÓN

Por radiaciones ionizantes se entienden aquellas que son capaces de ionizar o excitar átomos por medio de las interacciones por todos ya conocidas. Para tratar de explicar los efectos de dichas radiaciones sobre los tejidos y en general sobre los seres vivos, aparte de conocer los mecanismos de interacción, es necesario conocer la energía absorbida en cada punto, pues de ello dependerá en primera instancia su respuesta biológica. Determinar esta cantidad de energía y su distribución es de lo que se ocupa la **dosimetría de la radiación**. Necesitamos pues no sólo conocer cómo se producen las interacciones sino también que efectos producen en cada punto. Desde el punto de vista de un material biológico, conocer la deposición de energía a través de la dosis permite evaluar los efectos sobre los componentes de dicho material.

En este tema se recogen las principales magnitudes dosimétricas utilizadas en radiodiagnóstico.

MAGNITUDES RELACIONADAS CON LA DOSIMETRÍA

Están relacionadas con las magnitudes del campo de radiación a través de los coeficientes de interacción[1].

Exposición

La exposición (X) fue la primera magnitud definida con el objetivo de cuantificar los efectos de la radiación en la materia. Sólo está definida **para fotones y en aire**.

Se define como:

$$X = \frac{dQ}{dm}$$

donde dQ es el valor absoluto de la carga total de los iones de un signo producidos en aire cuando todos los electrones liberados por fotones en un elemento de aire dm han sido detenidos en aire. No incluye la ionización producida por los fotones de frenado (Bremsstrahlung) liberados por electrones.

Se mide, de acuerdo con el Sistema Internacional (SI), en Ckg^{-1} . Históricamente, se utilizó como unidad de exposición el Röentgen (R), unidad hoy en día obsoleta, cuya equivalencia con la unidad del SI es:

$$1 R = 2.58 \cdot 10^{-4} Ckg^{-1}$$

La tasa de exposición se define como:

$$\dot{X} = \frac{dX}{dt} \quad (Ckg^{-1}s^{-1} \text{ (SI)}) \text{ o } (Rs^{-1})$$

La definición de exposición implica, para su medida, una situación ideal en la cual hay establecido un equilibrio de partículas cargadas (EPC) en el volumen de medida. Este equilibrio consiste en, suponer que por cada electrón que porta una determinada cantidad de energía y que sale del volumen de colección sin depositarla, hay un electrón secundario que entra en el volumen y

aporta exactamente la misma cantidad de energía. Si no hay EPC la medida de la exposición no cumple las condiciones exigidas. Por ello, es una magnitud difícilmente medible fuera de un rango de energías típico (en torno a los keV). Por otra parte, su definición se restringe para un medio concreto (el aire), exclusivamente para fotones. Estos elementos han favorecido la pérdida de interés por esta magnitud a favor de otras magnitudes como el kerma y la dosis absorbida.

Energía transferida y kerma

Se define la energía transferida en un volumen V como:

$$\epsilon_{tr} = (R_{in})_{pnc} - (R_{out})_{pnc}^{nor} + \sum Q$$

donde:

- $(R_{in})_{pnc}$ es la suma de la energía cinética de las partículas **no cargadas** que entran en el volumen.
- $(R_{out})_{pnc}^{nor}$ es la suma de la energía cinética de las partículas **no cargadas** que salen del volumen sin incluir los fotones de radiación de frenado.
- $\sum Q$ tiene en cuenta cambios en la masa en reposo de las partículas involucradas en la interacción (Si la masa se convierte en energía el signo es positivo, si la energía se convierte en masa el signo es negativo).

Hay que hacer notar que esta cantidad no tiene en cuenta si la energía que se transfiere queda depositada o no en el elemento de volumen. Es importante señalar que la energía transferida se refiere a partículas no cargadas (neutrones y fotones).

Tomamos elementos diferenciales de volumen en torno a un punto P para poder definir una magnitud que tenga en cuenta la energía depositada en un punto y no en un volumen finito y en este

sentido se define el **kerma** (Kinetic Energy Released per unit Mass) como:

$$K = \frac{d\bar{\epsilon}_tr}{dm}$$

El kerma es el valor esperado de la energía transferida a las partículas cargadas por unidad de masa en un punto de interés, incluyendo pérdidas radiativas de energía pero excluyendo la energía que pasa de unas partículas cargadas a otras.

La unidad para medir el kerma es el Gray (Gy) (S.I.), que es 1 Jkg^{-1} .

Antiguamente, se había utilizado la unidad rad cuya equivalencia es:

$$1 \text{ Gy} = 1 \text{ Jkg}^{-1} = 10^2 \text{ rad.}$$

La relación entre kerma en aire y exposición es la siguiente:

$$K_{air} \cong X \cdot W/e$$

donde K_{air} es el kerma en aire, X es la exposición y W/e es la energía disipada por la radiación por unidad de carga eléctrica producida en la ionización del aire seco y cuyo valor es de 33.97 Jc^{-1} . Así se obtienen las siguientes relaciones:

$$K_{air} (\text{Gy}) \cong X(R) \cdot 0.0087642$$

$$1 \text{ Gy} \cong 114.1 \text{ R}$$

La Tasa de kerma se define como: $\dot{K} = \frac{dK}{dt} \text{ (Jkg}^{-1}\text{s}^{-1}\text{)} (\text{S.I.})$

Dosis absorbida

La dosis absorbida es la magnitud dosimétrica que cuantifica de manera más directa los efectos de la radiación y que está definido para todos los tipos de radiación ionizante. Previamente hay que definir lo que es la **energía impartida** en un volumen V finito:

$$\epsilon = (R_{in})_{pnc} - (R_{out})_{pnc} + (R_{in})_{pc} - (R_{out})_{pc} + \sum Q$$

- $(R_{in})_{pnc}$ es la suma de la energía cinética de las partículas **no cargadas** que entran en el volumen.
- $(R_{out})_{pnc}$ es la suma de la energía cinética de las partículas **no cargadas** que salen del volumen.
- $(R_{in})_{pc}$ es la suma de la energía cinética de las partículas **cargadas** que entran en el volumen.
- $(R_{out})_{pc}$ es la suma de la energía cinética de las partículas **cargadas** que salen del volumen.
- $\sum Q$ tiene en cuenta cambios en la masa en reposo de las partículas involucradas en la interacción (Si la masa se convierte en energía el signo es positivo, si la energía se convierte en masa el signo es negativo).

Se define la **dosis absorbida** en un punto P rodeado de un elemento infinitesimal de volumen dV (y masa dm) como:

$$D = \frac{d\epsilon}{dm}$$

Es el valor esperado de la energía impartida a la materia por unidad de masa en el punto P . Sus unidades también son el Gray (Gy) y, antiguamente, el rad.

La tasa de dosis absorbida será por tanto:

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt} \text{ (Jkg}^{-1}\text{s}^{-1}\text{)} (\text{S.I.})$$

A partir de la exposición en el seno de aire, X , se puede obtener por cálculo la dosis absorbida, D , en ese mismo punto espacial, en una pequeña porción de material, m , siempre que el material m que rodea a ese punto sea de espesor suficiente de modo que se cumplan las condiciones de equilibrio y el campo de radiación no se altere significativamente por la presencia de material.

En Radiodiagnóstico la dosis absorbida en un medio es prácticamente igual al kerma en ese medio. Para el aire se obtiene la siguiente relación:

$$D_{air} (Gy) \cong K_{air} (Gy) \cong X(R) \cdot 0.0087642$$

MAGNITUDES RELACIONADAS CON LA PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

Dosis absorbida en un órgano o tejido, D_T

Es la dosis absorbida promediada sobre el volumen de un órgano o tejido. Es igual al cociente de la energía impartida, ϵ_T , al órgano o tejido, y la masa, m_T , del tejido u órgano.

En el caso de irradiaciones de fuentes externas, la dosis media absorbida en un tejido u órgano específico depende del campo de radiación y del tamaño y orientación del cuerpo en este campo.

Dosis equivalente en un tejido u órgano, H_T

Se define por la expresión:

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

donde D_{TR} es la dosis absorbida media en el tejido u órgano T debida a la radiación R y w_R son los factores de peso de la radiación, que tienen en cuenta la efectividad biológica relativa de esa radiación para producir efec-

tos estocásticos para dosis bajas. El valor de w_R para fotones y electrones es 1. Su unidad en el S.I. es el Jkg^{-1} y su nombre especial es el Sievert (Sv).

Antiguamente, se utilizaba también la unidad, rem, que se define como:

$$1 \text{ rem.} = 0.01 \text{ Sv.}$$

La unidad de la tasa de dosis equivalente es el $Sv \cdot s^{-1}$.

Dosis efectiva, E

Es la suma ponderada de las dosis equivalentes en todos los tejidos u órganos del cuerpo. Se define por la expresión:

$$E = \sum_T w_T H_T \quad \text{con} \quad \sum_T w_T = 1$$

donde H_T es la dosis equivalente en el tejido u órgano T y w_T es el correspondiente factor de peso, que representa la contribución relativa de ese órgano o tejido al detrimento total, debido a efectos estocásticos, resultante de una irradiación uniforme de todo el cuerpo. En la tabla I se dan los valores de w_T .

Tabla I. Factores de peso de los tejidos w_T (ICRP 60).

Tejido u órgano	w_T
Gónadas	0.20
Médula ósea	0.12
Colon	0.12
Pulmón	0.12
Estómago	0.12
Mama	0.05
Esófago	0.05
Hígado	0.05
Tiroides	0.05
Vejiga	0.05
Hueso cortical	0.01
Piel	0.01
Resto del organismo	0.05

La unidad de la dosis efectiva en el S.I. es el Jkg^{-1} y su nombre especial es el Sievert (Sv).

En la Tabla II se muestra un resumen de las magnitudes y unidades más representativas.

TABLA II. Resumen de las magnitudes y unidades.

Kerma	$K = \frac{d\bar{\epsilon}_v}{dm}$	$\text{Jkg}^{-1} = \text{Gy}$	$1 \text{ rad} = 0.01 \text{ Gy} = 1 \text{ cGy}$
Tasa de kerma	$\dot{K} = \frac{dK}{dt}$	$\text{Jkg}^{-1}\text{s}^{-1}$	
Dosis absorbida	$D = \frac{d\epsilon}{dm}$	$\text{Jkg}^{-1} = \text{Gy}$	
Tasa de dosis absorbida	$\dot{D} = \frac{dD}{dt}$	Js^{-1}	
Exposición	$X = \frac{dQ}{dm}$	Ckg^{-1}	$1 \text{ R} = 2.58 \cdot 10^{-4} \text{ Ckg}^{-1}$ $1 \text{ R} \cong 1 \text{ rad en tejido}$
Tasa de exposición	$\dot{X} = \frac{dX}{dt}$	$\text{Ckg}^{-1}\text{s}^{-1}$	
Dosis equivalente en un tejido u órgano	$H_T = \sum_R w_R D_{TR}$	$\text{Jkg}^{-1} = \text{Sv}$	$1 \text{ rem} = 0.01 \text{ Sv} = 1 \text{ cSv}$
Dosis efectiva	$E = \sum_T w_T H_T \text{ con } \sum_T w_T = 1$	$\text{Jkg}^{-1} = \text{Sv}$	

MAGNITUDES DE INTERÉS EN LA DOSIMETRÍA AL PACIENTE

Radiodiagnóstico convencional

En Radiodiagnóstico, se utiliza el kerma a la entrada definido como el kerma en aire en el eje del haz de radiación a la distancia del foco a la piel (DFP) sin estar presente el paciente (no incluye la radiación retrodispersada por el paciente).

Las referencias de dosis en Radiodiagnóstico se toman como **dosis absorbida en aire en la superficie de entrada del paciente (DSE)** que está siendo sometido a una exploración radio-

lógica incluyendo el factor de retrodispersión (FRD) ($DSE = FRD \cdot \text{kerma a la entrada}$). Para las calidades de haz utilizadas en Radiodiagnóstico (excepto para mamografía), los factores de retrodispersión varían entre 1.3 y 1.4 de forma que en la mayoría de los casos puede utilizarse sin error apreciable un valor único medio de 1.35. Por lo tanto, la DSE se puede expresar del modo siguiente:

$$DSE (\text{Gy}) \cong 1.35 \cdot K_{\text{air}} (\text{Gy})$$

Otra magnitud que suele utilizarse, principalmente en exploraciones complejas, para definir valores de referencia es el **producto dosis área (PDA)**. Este se define como el producto de la dosis absorbida y el área del campo de rayos X. Puede determinarse a cualquier posición entre la fuente de rayos X y el paciente. La unidad más habitual para el PDA es el $\text{Gy} \times \text{cm}^2$.

Por otro lado, la dosis en un medio diferente al aire (D_m) se relaciona con la dosis en aire del modo siguiente:

$$D_m \equiv D_{\text{air}} \cdot \left[\frac{\mu_{en}}{\rho} \right]_{\text{air}}^m$$

donde $\left[\frac{\mu_{en}}{\rho} \right]_{\text{air}}^m$ es la relación entre los coeficientes de absorción

del medio y del aire para una energía dada. En Radiodiagnóstico, esta relación para el músculo o tejido blando se puede asumir como una constante igual a 1.06 (que introduce un error inferior al 1% en ese rango energético)[2]. De modo que podemos definir la dosis absorbida por el músculo en la superficie de entrada del paciente (D_{musSE}) según la siguiente relación:

$$D_{mus} SE (Gy) \cong 1.06 \cdot 1.35 \cdot K_{air} (Gy)$$

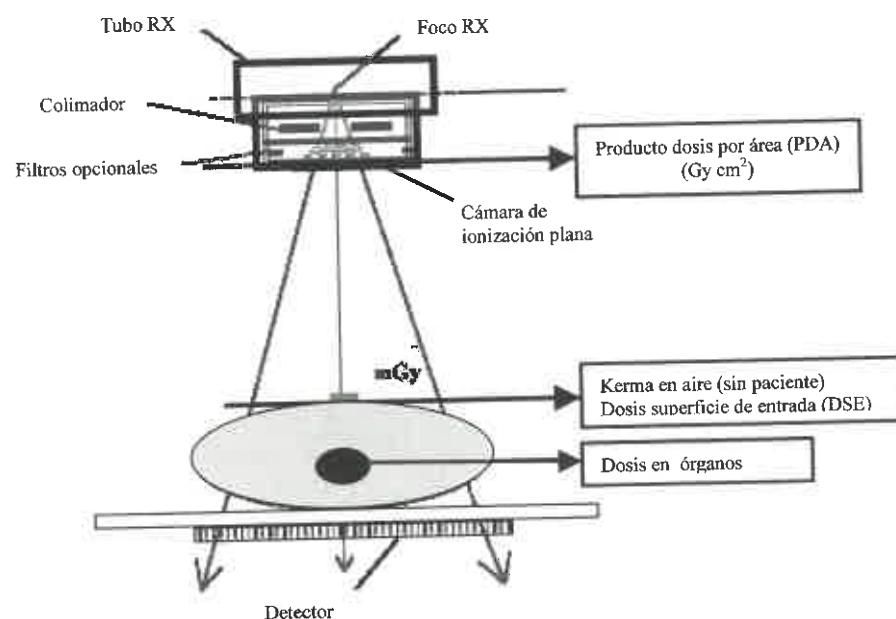


Figura 1.
Esquema de las magnitudes definidas para un tubo de rayos X convencional.

En la figura 1 se muestra un esquema de las magnitudes definidas para un tubo de rayos X convencional.

Mamografía

En mamografía las magnitudes dosimétricas utilizadas son el **kerma en aire a la superficie de entrada sin retrodispersión (KASE)**, la **dosis absorbada en aire a la superficie de entrada**

de la mama con retrodispersión (DSE) y la dosis glandular media en la mama (D_{GM}). Las dos primeras magnitudes se diferencian únicamente en el factor de retrodispersión (FRD), cuyo valor promedio en mamografía es 1.09.

$$DSE(Gy) = FRD \cdot KASE(Gy)$$

La dosis glandular media es el mejor estimador del riesgo de carcinogénesis y, por tanto, es el principal indicador en la dosimetría de la mama. Se obtiene a partir de la corrección del kerma de entrada en aire en la mama mediante unos factores adimensionales que dependen tanto de la calidad del haz (tensión, filtración y material constitutivo del ánodo), como de factores propios de la mama (espesor y composición).

Tomografía

La dosimetría en Tomografía Computarizada (TC) requiere de la definición de magnitudes especiales. Los descriptores de dosis recomendados para TC se describen en el documento "Quality criteria for Computed Tomography. EUR 16262.", y son:

- **Índice de dosis TC ponderado ($CTDI_w$)**, el cual representa aproximadamente la dosis media por corte en un maniquí TC de cabeza o cuerpo, expresada como dosis absorbada en aire.
- **Producto dosis por longitud (DLP)**, que caracteriza la exposición para un examen completo, integrando linealmente la dosis al maniquí estándar de TC, expresado en términos de dosis absorbada en aire por unidad de longitud.

Para calcular esas dos magnitudes, es preciso determinar antes el índice de dosis TC normalizado ponderado en cada uno de los maniqués estándar de cabeza (cilindro de 16 cm. de diámetro y 15 cm.

de altura) o cuerpo (cilindro de 32 cm. de diámetro y 15 cm. de altura), según la ecuación:

$${}_nCTDI_w = \frac{1}{Q} \left(\frac{1}{3}CTDI_{10cm,c} + \frac{2}{3}CTDI_{10cm,p} \right)$$

donde Q es la carga en mAs por corte, $CTDI_{10cm,c}$ representa el $CTDI_{10cm}$ evaluado por una cámara de lápiz de 10 cm. de longitud ubicada en el centro del maniquí correspondiente y $CTDI_{10cm,p}$ es la misma magnitud medida en la periferia del mismo maniquí (a 1 cm. de profundidad).

La expresión que define el $CTDI_{10cm}$ es la siguiente:

$$CTDI_{10cm} = \frac{1}{e} \int_{-5cm}^{+5cm} D(z) dz$$

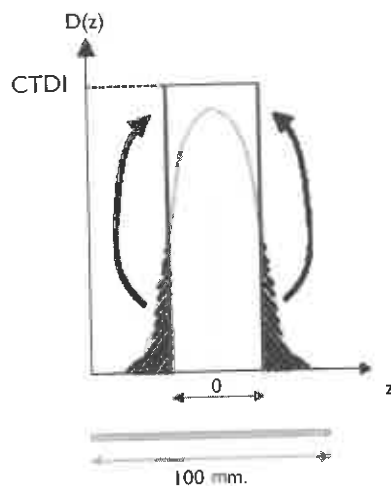


Figura 2.
Definición del $CTDI_{10cm}$.

donde e es el espesor de corte nominal en cm., D(z) es la dosis absorbida en aire en la posición z del eje de la cámara (figura 2).

Así, los dos indicadores dosimétricos antes mencionados vendrán definidos por las ecuaciones:

$$CTDI_w = {}_nCTDI_w \cdot Q$$

para el índice de dosis TC ponderado por corte en los maniqués estándar de cabeza o cuerpo, mientras que el producto dosis por longitud será:

$$DLP = \sum_i {}_nCTDI_w \cdot e \cdot N \cdot Q$$

donde i representa cada secuencia de cortes, siendo N el número de cortes, de espesor nominal e y carga Q (mAs), de una secuencia no helicoidal. Cuando la exploración se realiza con una secuencia helicoidal, esta última magnitud debe calcularse mediante la fórmula:

$$DLP = \sum_i {}_nCTDI_w \cdot e \cdot I \cdot t$$

donde I es la intensidad de corriente (mA) y t (s) el tiempo de adquisición de toda la secuencia.

Una vez obtenido el DLP, puede derivarse una estimación grosera de la dosis efectiva de la exploración considerada, utilizando los coeficientes normalizados (E_{DLP}) que se proponen en el documento europeo de referencia, según la ecuación:

$$E = E_{DLP} \cdot DLP$$

Por otro lado, la dosis efectiva y la dosis en diferentes órganos se pueden estimar a través del $CTDI_{10cm-aire}$ medido en el centro del gantry sin maniquí y de los datos de la exploración realizada. Para ello se pueden utilizar algunas aplicaciones informáticas (hoja excel de IMPACTSCAN, programa CT dose) que usan para estas estimaciones las tablas de NRPB SR250.

Otra magnitud utilizada habitualmente en TC es la **dosis promedio en cortes múltiples** (MSAD), que nos da información sobre la dosis media, en la dirección paralela al eje z, debida a una serie o secuencia de cortes sobre el paciente. La medida de esta magnitud se suele llevar a cabo utilizando dosímetros de termoluminiscencia (TLD), que se colocan en la superficie del paciente ($MSAD_{piel}$). También se puede realizar con una cámara lápiz, a condición de que el intervalo barrido en la secuencia cubra la cámara en toda su longitud. La dosis en órganos se puede estimar a partir de los valores de $MSAD_w$, que equivale al cociente entre $CTDI_w$ y el Pitch (P =desplazamiento del paciente en la dirección z entre cortes consecutivos o por rotación dividido por el espesor nominal de colimación del haz).

$$MSAD_w = CTDI_w / P$$

BIBLIOGRAFÍA

1. Brosed A., García-Toraño E. "Magnitudes y unidades usadas en las distintas áreas de la Radiofísica". Tema 3 de Brosed A., González A. (2003) "Metrología y calibración en radiaciones ionizantes y en el área de la radiofísica hospitalaria". Curso de formación continuada 2004, Código C05-SEFM/04.
2. Morán P., Vañó E., González L., Calzado A., Delgado V. Estudio de la dosis en útero en exploraciones radiológicas abdominales. Estimación de riesgos durante el embarazo. Radiología. 1989;31(7):527-537.

CAPÍTULO 3

PROCEDIMIENTOS DE CALIBRACIÓN

Mercè Ginjaume Egado

INTRODUCCIÓN

El presente capítulo, está dedicado a la presentación de los principales conceptos relacionados con la calibración de la instrumentación utilizada en el ámbito del radiodiagnóstico. A pesar de la amplia utilización de los rayos X para finalidades diagnósticas, el desarrollo de los procedimientos de calibración y de medida de la dosis impartida a pacientes, para esta práctica médica, ha sido más tardío que en otras prácticas con radiaciones.

En España, el interés de medir las dosis a la entrada y/o a la salida del paciente en las exploraciones diagnósticas con rayos X se generaliza a partir de la aprobación del Real Decreto 1976/1999, en el que se establece la necesidad de desarrollar programas de control de calidad en radiodiagnóstico para asegurar la optimización en la obtención de las imágenes y la protección radiológica del paciente en las unidades asistenciales de radiodiagnóstico.

El capítulo se ha estructurado en cinco apartados. En primer lugar se recuerdan algunas definiciones y conceptos básicos del campo de la metrología. Seguidamente, se presentan los patrones y otros sistemas de medida de la dosis del ámbito del diagnóstico médico con rayos X. El apartado 4 describe los principales procedimientos de calibración en radiodiagnóstico y, finalmente el último apartado detalla la metodología de cálculo para determinar el factor de calibración y la correspondiente incertidumbre.

CONCEPTOS BÁSICOS Y DEFINICIONES (Vocabulario internacional de metrología)

La **calibración** de un instrumento de medida es el conjunto de operaciones que permiten establecer la relación existente, para unas condiciones especificadas, entre los valores indicados por el equipo y los valores convencionalmente verdaderos del **mensurando** (valor de la magnitud que se quiere medir aceptada como referencia). Dicho proceso debe garantizar que todas las unidades de medida tengan el mismo valor en todo tiempo y lugar y que ese valor sea consistente con el nivel de incertidumbre que se le asigne. Es decir, debe poder relacionarse, a través de una cadena de comparaciones, el resultado de una medición respecto a un patrón nacional o internacional. Se denomina **trazabilidad** a la propiedad que asegura dicha relación.

Los patrones pueden clasificarse en función de su grado de reconocimiento y tipo de utilización como:

- **Internacional:** patrón reconocido, por acuerdo internacional, para servir como referencia internacional para la asignación de valores a otros patrones. Suelen compararse entre ellos a nivel internacional.
- **Nacional:** patrón reconocido, por decisión oficial de un país, para servir de referencia.
- **de referencia:** patrón de mayor calidad disponible en un lugar dado.
- **de trabajo:** patrón utilizado normalmente en los procesos de calibración.

También pueden clasificarse de acuerdo con su clase metrológica (calidad):

- **Patrón primario:** patrón poseedor de las más altas cualidades metrológicas.
- **Patrón secundario:** patrón cuyo valor se establece por comparación con un patrón primario.
- **Patrón de transferencia:** patrón utilizado como intermedio para comparar patrones.

En todo proceso de medida, existen un conjunto de magnitudes que no son objeto directo de la medida pero que pueden influenciar en el resultado de la misma. En este sentido, previo a la realización de una medida, es necesario establecer unas **condiciones ambientales y geométricas de referencia** que definan perfectamente las condiciones en las que se ha llevado la calibración. En el ámbito del radiodiagnóstico, las condiciones ambientales de referencia suelen fijarse en 293.15 K de temperatura, 1013 mbar de presión y 50 % de humedad relativa. Las condiciones geométricas pueden ser variables en función del tipo de equipo, pero como mínimo deberán señalar: la calidad de la radiación (tensión y filtración), tasa de kerma en aire, distancia foco-punto de medida, tamaño del campo de radiación. Una de las principales magnitudes de influencia en la medida del kerma en aire u otra magnitud radiológica derivada es la distribución energética del haz de rayos X utilizado en la calibración. Por ello, para garantizar una buena armonización en los procesos de calibración, los organismos internacionales de normalización definen unas **calidades de referencia** que se reproducen en los laboratorios de calibración (anexo I).

INSTRUMENTACIÓN

Patrones primarios

En el ámbito del radiodiagnóstico, los instrumentos utilizados como patrones primarios son cámaras de ionización de paredes de aire, especialmente diseñadas para tal fin por los grandes laboratorios nacionales, PTB, NPL, NIST. Periódicamente, la oficina Internacional de Pesas y Medidas (BIPM) organiza la comparación mutua de los instrumentos de esta clase.

En la figura I, se muestra un ejemplo de cámara de ionización de paredes de aire, con electrodos plano paralelos que es la configuración más habitual, aunque existen cámaras con distintas geometrías. El haz de irradiación incide por el diafragma de entrada, situado equidistante de las dos placas. El volumen de aire situado sobre la placa

colectora y de anchura igual al diafragma, permite realizar experimentalmente la definición de la magnitud exposición, una vez conocidos los valores de las condiciones ambientales. Las dimensiones de la cámara y las placas de guarda aseguran que el instrumento esté en condiciones de equilibrio electrónico dentro del rango energético de interés. Así, dichas cámaras se utilizan como patrones primarios para rayos X generados a tensiones inferiores a 300 kV, siempre y cuando su volumen sensible sea perfectamente conocido por construcción.

Los laboratorios nacionales que disponen de patrones primarios, suelen utilizar instrumentos de transferencia para la diseminación de las unidades a dichos patrones secundarios. En dichos procesos, se emplean como instrumentos de transferencia cámaras de ionización de distinta geometría, cuyo tamaño para este rango suele estar comprendido entre 5 cm^3 y 100 cm^3 , en función de la energía y del rango de tasa de kerma en aire medido.

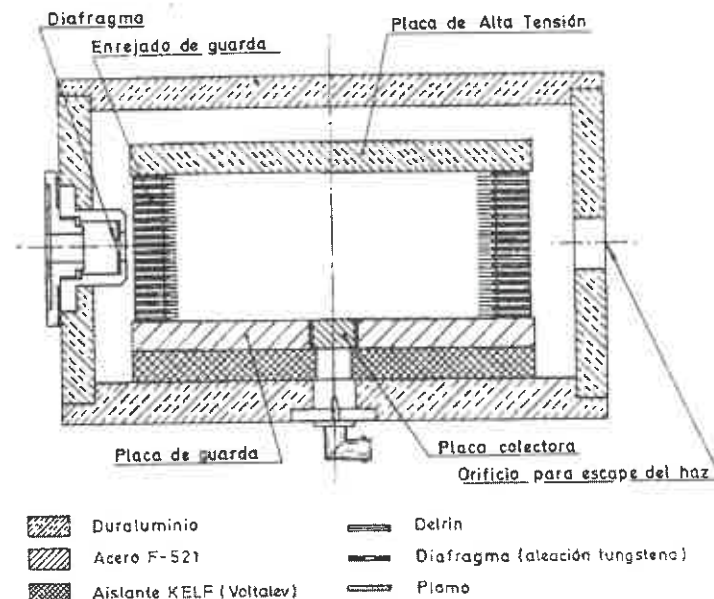


Figura 1. Esquema de una cámara de ionización de paredes de aire (MIE, 1985).

Patrones secundarios o de referencia

Los patrones secundarios o de referencia de los laboratorios de calibración en este ámbito suelen ser instrumentos de calidad análoga a la de los patrones de transferencia indicados en el apartado anterior, y están comparados respecto a dichos patrones de transferencia o excepcionalmente respecto a los patrones primarios. Dichas cámaras deben conectarse a electrómetros de gran estabilidad y bajo ruido de fondo para poder medir las débiles corrientes eléctricas que suministran los patrones como consecuencia de las ionizaciones producidas por la radiación en el volumen sensible del equipo. Entre las principales características que se requieren a las cámara patrón, figura la estabilidad de su volumen y las propiedades de su material de construcción, en particular debe asegurarse que su interacción con los fo-

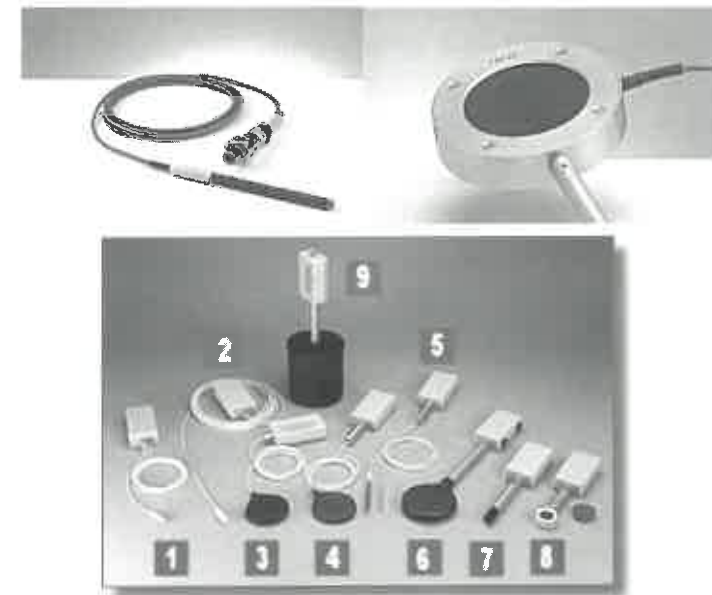


Figura 2. Ejemplo de cámaras de ionización de paredes equivalentes al aire.

tones de interés sea lo más parecida posible a las propiedades del aire, de tal modo que la respuesta energética no varíe en más de un 2 %. Las formas geométricas más habituales son las cámaras cilíndricas con electrodo central y las cámaras planas (figura 2).

Equipos de campo

Los equipos de campo utilizados en este ámbito pueden clasificarse en cuatro grandes categorías:

1. En primer lugar pueden citarse los equipos patrón disponibles en los hospitales o en las unidades técnicas de protección radiológica, son **cámaras de ionización de paredes equivalentes al aire**, similares a los patrones secundarios citados en el apartado *Conceptos básicos y definiciones* y que, al igual que esos, suelen estar calibrados en unidades de kerma en aire o tasa de kerma en aire. La única diferencia que puede señalarse para ambos tipos de equipos es que, a menudo, cuando estos instrumentos se utilizan para medidas de campo, están conectados a electrómetros portátiles que son mucho más manejables que los utilizados en los patrones secundarios de los laboratorios de calibración pero que pueden resultar algo más inestables.
2. Otra categoría de equipos está constituida por **medidores de radiación pasivos**, en particular **dosímetros termoluminiscentes**, pero también **películas fotográficas**. Dichos sistemas dosimétricos suelen utilizarse para determinar la dosis absorbida en tejido en la superficie de entrada de los pacientes durante las exploraciones diagnósticas, pero también pueden aplicarse como sustitutos de los patrones de trabajo en los centros médicos para la caracterización de un haz de radiación o una práctica radiológica.
Se calibran por comparación de la señal de los mismos, curva de luminiscencia o densidad óptica, tras el correspon-

diente procesado en laboratorio, respecto a un valor de kerma en aire impartido en un laboratorio secundario. Si la instalación dispone de patrones propios, pueden realizarse procesos de calibración interna por comparación con dichos patrones.

3. El tercer grupo de equipos está constituido por las **cámaras de transmisión o cámaras monitoras** situadas a la entrada del diafragma de rayos X para la medida del producto dosis área durante las exploraciones a pacientes (figura 3). Dichas cámaras se interponen a la salida del haz primario para extraer información del estado instantáneo del haz con la menor perturbación posible del mismo. Son cámaras planas, llenas de aire, de poco espesor y construidas de materiales ligeros para disminuir su interacción con el haz. Su superficie debe ser superior a la del haz para poder estimar el producto dosis área. En el ámbito del diagnóstico, su principal aplicación suele ser la evaluación de la dosis de entrada al paciente, a partir del producto dosis área medido. Suele calibrarse por el propio servicio de radiofísica del Centro Sanitario, por comparación con las medidas obtenidas con el patrón de medida de kerma en aire.



Figura 3. Ejemplo de cámara de transmisión para medidas del producto dosis-área y unidad de lectura.

4. Finalmente deben considerarse los **equipos compactos de control de calidad** (figura 4) que suelen incluir distintos instrumentos y programas informáticos para poder llevar a cabo la verificación de varios parámetros de interés, en particular, la tasa de kerma en aire y el kerma en aire, de manera análoga a los patrones terciarios, y la tensión de aceleración de los electrones, forma de onda de dicha tensión, valor máximo, valor medio y valor efectivo. Se puede determinar, así mismo, el tiempo de exposición, la capa de hemi-reducción y la linealidad de la tasa de kerma en aire con la intensidad de corriente del tubo.

En algunos equipos las medidas dosimétricas, tasa de kerma en aire y kerma en aire, se llevan a cabo mediante cámaras de ionización, pero en otros casos el sistema de detección es un detector de semiconductor. Aunque en general, los equipos con cámara presentan una mejor respuesta energética, los equipos con detector de semiconductor pueden ofrecer un comportamiento análogo gracias a la incorporación de programas de cálculo que corrigen el factor de calibración en función de la energía de la radiación detectada.

En relación a las medidas de la tensión del tubo de rayos X, aunque se trata de una magnitud eléctrica y por tanto no corresponde al ámbito intrínseco de las radiaciones ionizantes, en los equipos de control de calidad, la medida de la tensión se efectúa de manera indirecta a partir de la comparación de las señales registradas en dos detectores de semiconductor con filtración distinta. Basándose en la medida de la atenuación del haz, el instrumento determina la tensión del tubo, de tal modo que la calibración de estos equipos también puede efectuarse en un laboratorio de metrología de las radiaciones ionizantes que disponga de un divisor de tensión para medir di-

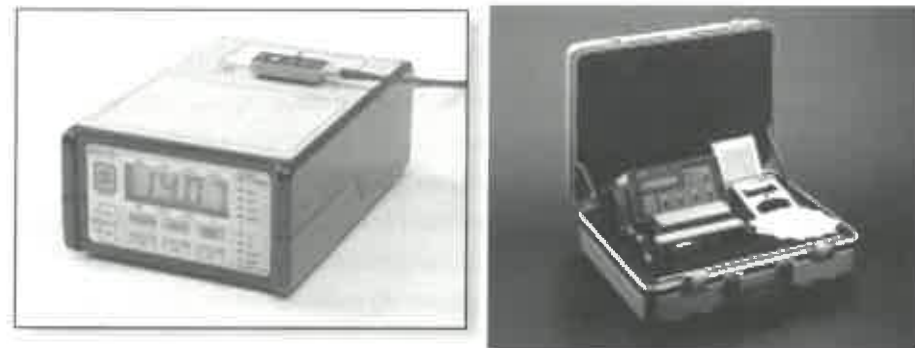


Figura 4. Ejemplo de equipos de control de calidad para radiodiagnóstico.

rectamente la tensión del tubo, y asegurar la trazabilidad para esta magnitud. En función de la calidad del haz de radiación, forma de onda, filtración, distancia punto focal-detector, la respuesta del equipo puede variar. Preferentemente las calibraciones se realizarán seleccionando una calidad de radiación próxima a la de referencia del fabricante.

La medida de tiempo de exposición en general, no puede calibrarse en los laboratorios de metrología del ámbito de radiaciones ionizantes. El resto de funciones disponibles en estos equipos como son la medida de la capa de hemi-reducción y la verificación de la linealidad de la respuesta del equipo, se efectúan mediante la cámara de ionización del mismo y por tanto, su calibración se efectúa en unidades de kerma en aire y de tasa de kerma en aire. Sin embargo, los laboratorios de calibración al disponer de haces de radiación perfectamente caracterizados y por tanto con un valor de la primera capa de hemi-reducción y tasa de fluencia de radiación bien definidas, pueden llevar a cabo una verificación de las mismas.

PROCEDIMIENTOS DE CALIBRACIÓN

Los procedimientos de calibración en radiodiagnóstico se basan, habitualmente, en la comparación entre la indicación del equipo que se está calibrando, en un punto del haz de radiación, con el valor convencionalmente verdadero determinado mediante el patrón del Laboratorio. La magnitud utilizada en la calibración, suele ser el kerma en aire o tasa de kerma en aire. En general, cuando se calibran equipos patrones formados por una cámara de ionización y un electrómetro las unidades lectoras indican valores de corriente o carga, por lo que, en el proceso de calibración, se obtiene un factor de calibración⁽¹⁾ que permite relacionar dicha magnitud eléctrica con la magnitud radiológica. En otros casos y en particular en los equipos de campo, las unidades lectoras indican directamente el valor de la magnitud radiológica por lo que el factor de calibración obtenido es un valor próximo a la unidad sin unidades.

Algunas excepciones al caso general, son los equipos calibrados en unidades de dosis absorbida en aire o de dosis absorbida en tejido. En condiciones de equilibrio, la conversión entre la dosis absorbida en aire y el kerma en aire es inmediata mientras que para determinar el valor de la dosis absorbida en tejido debe estimarse el cociente del factor de absorción en los dos materiales teniendo en cuenta que los haces empleados son haces continuos.

Otro caso particular corresponde a la calibración de los dosímetros pasivos, puesto que estos equipos no suministran ninguna señal durante la irradiación por lo que el proceso de calibración no per-

(1) El factor de calibración es el factor por el cual debe multiplicarse la medida obtenida con el equipo que se está calibrando, una vez corregida por todos los factores de corrección que sean pertinentes, para obtener el valor convencionalmente verdadero. Cuando las unidades de las medidas del equipo y las del mensurando no son las mismas se utiliza el término coeficiente de calibración en lugar de factor de calibración. Este es el caso de las cámaras de ionización conectadas a un electrómetro y que miden en unidades de carga.

mite al laboratorio de calibración determinar un factor de calibración. En este caso, el laboratorio debe emitir un certificado de asignación de kerma en aire y es el propio usuario del dosímetro el que posteriormente empleará como señal de referencia de su sistema dosimétrico, la lectura de los dosímetros una vez sometidos al correspondiente tratamiento de calentamiento o revelado.

Finalmente, cabe señalar la singularidad de las calibraciones de los medidores no invasivos de tensión de tubo. En dichas calibraciones el laboratorio debe especificar perfectamente la disposición experimental en la que se han efectuado las medidas, así como el tipo de generador empleado y la filtración del mismo.

Las calibraciones se efectúan utilizando las **calidades de radiación** descritas en el anexo I de este capítulo. Los laboratorios de calibración deben disponer de equipos patrón calibrados que aseguren su **trazabilidad** respecto a patrones internacionales, y llevar a cabo las experiencias de caracterización de los haces de rayos X para asegurar que cumplen las especificaciones señaladas.

Así mismo, es necesario comprobar la linealidad de la tasa de kerma en aire con respecto a la intensidad de corriente del tubo, verificar el tamaño del campo en los planos de referencia y su homogeneidad, y cuando se utiliza una cámara monitora calibrar dicha cámara respecto al patrón del laboratorio para las distintas situaciones experimentales disponibles.

El laboratorio de calibración dispondrá de sistemas de control y medida de las **condiciones ambientales** para asegurar que las mismas se mantienen dentro del rango especificado en la Tabla I.

De acuerdo con la descripción de las calidades de referencia, para la mayoría de calidades, el laboratorio de calibración puede establecer la distancia de calibración que considere oportuna, sin embargo en la práctica, los laboratorios suelen trabajar a distancias fijas entre 60 cm. y 150 cm.

Las medidas se llevan a cabo situando el punto de referencia del equipo en el punto de calibración. En general, el fabricante del equipo debe indicar la posición exacta del punto de referencia así como la dirección de incidencia del haz de radiación. Se define como **distancia de calibración**, la distancia existente entre el punto focal del haz de rayos X y el punto de referencia del equipo. Si no se dispone de esta información, el laboratorio deberá establecer sus propios criterios que se especificarán en el certificado de calibración para conocimiento del usuario del equipo.

Antes de iniciar cualquier medida, el laboratorio comprueba el buen estado de funcionamiento del equipo. Dicha verificación preliminar suele incluir:

TABLA 1. Condiciones de referencia y de calibración para diversas magnitudes de influencia.

Magnitudes de influencia	Condiciones de referencia	Condiciones de ensayo (salvo otra indicación)
Temperatura ambiental	20°C	18°C a 22°C ⁽¹⁾
Humedad relativa	65%	50% a 75% ⁽¹⁾
Presión atmosférica	101.3 kPa	86 kPa a 106 kPa ⁽¹⁾
Tiempo de estabilización	15 min.	> 15 min.
Tensión de alimentación	Tensión nominal	Tensión nominal ±3 %
Frecuencia ⁽²⁾	Frecuencia nominal	Frecuencia nominal ±1 % ⁽²⁾
Alimentación A.C.	Senoidal	Senoidal con distorsión de la onda armónica inferior al 5% ⁽²⁾
Campo electromagnético de origen externo	Despreciable	Inferior al menor valor que causa interferencia
Campo magnético de origen externo	Despreciable	Inferior al doble del valor de inducción debido al campo magnético terrestre
Controles de operación	Operación normal	Operación normal

⁽¹⁾ Hay que comprobar los valores reales de estas magnitudes durante el tiempo del ensayo.

⁽²⁾ Sólo para equipos que se alimentan desde la red.

- Integridad visual del equipo y de los conectores.
- Buen estado de la batería.
- Ajuste del cero.
- Estabilización ambiental del equipo a las condiciones del laboratorio y, si procede, control del estado del desecante del equipo para control de humedad.
- Precalentamiento o irradiación previa.

Las calibraciones deben efectuarse en condiciones de **equilibrio electrónico** (equilibrio de partículas cargadas).

Calibración de patrones – método de sustitución con cámara monitora

El método de calibración utilizado habitualmente en la calibración de equipos patrón del ámbito del diagnóstico, es el denominado método de sustitución con cámara monitora. Los laboratorios de calibración con instalaciones de rayos X suelen estar provistos de una cámara monitora, que permite llevar a cabo un control de estabilidad del haz de rayos X durante el proceso de calibración. La cámara monitora se sitúa en una posición adecuada, fija, en el eje del haz. Dicha cámara presenta una estabilidad igual o mejor que el generador de rayos X, y dispone de una respuesta en energía comparable a la de la cámara de referencia, su utilización permite controlar y corregir las pequeñas variaciones de la tasa de fluencia de fotones del haz primario.

Los equipos patrón de un Centro sanitario suelen estar compuestos por una unidad de lectura y una cámara de ionización. Generalmente, pueden medir tasas y magnitudes integradas pero para la calibración se trabaja en modo integración. A continuación se enumeran las principales etapas que se llevan a cabo en su calibración por el método de sustitución con cámara monitora.

1. Precalentamiento del tubo de rayos X con obturador abierto y sin diafragmas de campo, para que la cámara monitora esté homogéneamente irradiada. Puede aprovecharse este proceso para llevar a cabo una irradiación previa del equipo patrón.

2. Selección de un punto de calibración de interés. Colocación de la cámara en su posición de calibración. Selección y colocación de los diafragmas de campo teniendo en cuenta las dimensiones del equipo.
3. Selección de la calidad de radiación según solicitud del usuario: tensión, filtro, intensidad de corriente, escalas de medida de los electrómetros del equipo que se calibra y de la cámara monitora.
4. Toma de medidas con la cámara que se está calibrando: lectura, condiciones ambientales y tiempo de irradiación. Se tomarán entre 5 y 10 medidas para tener una buena significación estadística. Simultáneamente, se registran las lecturas de la cámara monitora y las condiciones ambientales en el plano de referencia de la misma. Los tiempos de duración de la exposición suelen controlarse con el obturador del haz de rayos X, para que los tiempos de integración entre ambos sistemas de medida coincidan.
5. Repetición de los puntos 3 y 4 para cada una de las calidades de radiación solicitadas.
6. Colocación del patrón de referencia del laboratorio en el mismo punto de referencia. Toma de medidas con el mismo: lectura, condiciones ambientales y tiempo de irradiación, lecturas de fugas y fondo. Se toman entre 5 y 10 medidas para tener una buena significación estadística de la lectura del equipo. Al igual que en el punto 4, simultáneamente se toman medidas con la cámara monitora. El proceso se repite para las distintas calidades de interés.

La calibración puede completarse, dentro de las capacidades de medida del laboratorio, con un estudio de la linealidad de respuesta del equipo, verificando la respuesta de las distintas escalas del mismo. Cuando el equipo dispone de una fuente de control de estabilidad, se lleva a cabo un conjunto de lecturas con dicha fuente para que el usuario pueda verificar la estabilidad de su equipo en relación a la fecha en la que llevó a cabo su calibración.

Calibración de equipos de campo - método de calibración en un campo conocido con cámara monitora

Los equipos de campo, normalmente, no requieren el mismo nivel de exactitud que los patrones por lo que habitualmente se calibran siguiendo el denominado, método de **calibración en un campo conocido**. La calibración consiste en la comparación de la lectura de los equipos de campo con el valor de la magnitud radiológica en el punto de calibración. Dicha magnitud se ha determinado con anterioridad, en la operación que se denomina calibración del haz a partir de las medidas del kerma en aire con el patrón de referencia del laboratorio de calibración. Al igual que en el caso anterior, cuando se usan haces de rayos X, habitualmente las lecturas del equipo patrón de referencia del laboratorio, en el proceso de calibración del haz, y las lecturas del equipo que se está calibrando se acompañan de la lectura de la cámara monitora.

La incertidumbre asignada a este método de calibración es ligeramente superior a la del método de sustitución, porque en este caso la componente de incertidumbre debido a la falta de estabilidad en el proceso de calibración es algo mayor.

Los pasos a seguir en este proceso son los puntos 1 a 5 del apartado anterior.

Calibración de dosímetros pasivos

La calibración de los dosímetros pasivos se efectúa de modo análogo a los equipos de lectura directa, pero en estos equipos no pueden obtenerse series de lecturas. Normalmente, se lleva a cabo la irradiación de un conjunto de dosímetros de mismas características, a fin que el usuario pueda estimar la distribución estadística de las lecturas de los mismos después de proceder a su tratamiento en el laboratorio propio.

El certificado de calibración que se elabora en este caso, informa del valor del kerma en aire asignado, su incertidumbre y las condiciones ambientales en las que se ha efectuado la calibración.

Calibración de cámaras de transmisión

La calibración de estos equipos debe llevarse a cabo en el propio centro hospitalario, la cámara de transmisión se sitúa en su posición normal de trabajo. Suelen definirse como puntos de calibración, las condiciones experimentales en las que se efectúan las exploraciones que se controlarán posteriormente con la cámara de transmisión.

1. Se sitúa la cámara patrón del centro sanitario en el plano de referencia de interés, en general las calibraciones se llevarán a cabo para condiciones de tamaño de campo y distancia similares a las utilizadas con pacientes.
2. Se efectúa una serie de exposiciones con el tamaño de campo máximo para que la cámara de transmisión esté homogéneamente irradiada. Puede aprovecharse este proceso para llevar a cabo la irradiación previa del equipo patrón.
3. Selección de un punto de calibración de interés. Ajuste del tamaño de campo y del posicionado del patrón.
4. Selección de las condiciones de irradiación: tensión e intensidad de corriente. Previamente debe de haberse determinado el valor de la primera capa de hemi-reducción para poder corregir de manera adecuada la lectura del equipo patrón por su factor de calibración, interpolando respecto a las calidades de radiación utilizadas en el laboratorio de calibración y las disponibles en el Centro.
5. Toma de medidas simultáneas con el equipo patrón y la cámara de transmisión (lectura, condiciones ambientales y tiempo de irradiación). Se tomarán entre 5 y 10 medidas para tener una buena significación estadística. Se efectuará así mismo una lectura de fugas y fondo, aunque habitualmente la corrección por este concepto es insignificante.
6. Repetición de los puntos 3 a 5 para cada uno de los tipos de exploraciones seleccionados.
7. Puede resultar útil verificar en una de las calidades la linealidad de la respuesta de la cámara de transmisión con el tamaño del campo y con la intensidad de corriente.

Calibración de equipos compactos de control de calidad en radiodiagnóstico

La calibración del medidor de kerma en aire y tasa de kerma en aire u otra magnitud radiológica derivada incorporado al equipo de control de calidad, se efectúa según se ha descrito al principio de este apartado.

Algunos equipos permiten realizar también una medida del tiempo de irradiación, pero esta magnitud no podrá verificarse generalmente en los laboratorios de calibración de metrología de radiaciones ionizantes.

La calibración del módulo de medida de la tensión de polarización del tubo de rayos X por métodos no invasivos, puede efectuarse por comparación directa con la lectura de un divisor de tensión conectado en paralelo con los conectores del tubo de rayos X. Se lleva a cabo la medida simultánea del mensurando con el divisor de tensión y la lectura del equipo que se está calibrando.

Cuando no se requiere tanta precisión, suele compararse la lectura del equipo con el valor de referencia determinado por el laboratorio sobre la base de un proceso previo de calibración eléctrica de los haces. En general, en dicho proceso de caracterización de los haces, los valores de alta tensión se contrastan a partir de medidas eléctricas con divisor de tensión y con medidas espectrométricas. El procedimiento seguido en este caso es el siguiente:

1. Selección de los puntos de calibración de interés: tensión dentro del rango de medida en intervalos de 10 ó 20 kV. Se intentará ajustar la filtración del tubo para el valor de referencia indicado por el fabricante, en general de 2.0 mm. a 3.0 mm. de aluminio para los equipos de diagnóstico convencional y de 0.5 mm. para los equipos de radiografía dental o mamografía. En el rango de mamografía, deberá utilizarse un ánodo adecuado al algoritmo de cálculo introducido en el equipo de medida. Algunos sistemas pueden usarse con tubos y filtraciones diversas, pero otros son específicos para tubos

- de rayos X de molibdeno. La intensidad de corriente se seleccionará de modo que la sensibilidad del equipo sea óptima.
2. Conexión del equipo ensayado y verificaciones previas según el apartado anterior.
 3. Colocación del equipo en posición. Se sitúa el punto de referencia del equipo a la distancia recomendada por el fabricante, en general entre 60 cm. y 100 cm. El punto de referencia puede ser distinto para las medidas de tensión y las medidas dosimétricas. Cuando el equipo dispone de selectores externos para caracterizar el haz empleado, deben seleccionarse de acuerdo con los parámetros de los haces disponibles, material del ánodo y del filtro, tipo de generador, potencial constante, trifásico o monofásico. Otros equipos requieren correcciones manuales en función de los parámetros del haz y los valores nominales incorporados en los programas de cálculo del equipo y en otros casos el equipo no puede usarse si las condiciones experimentales no son las adecuadas.
 4. La mayoría de equipos pueden trabajar en modo grafía y escopía. Se selecciona uno de los dos modos de funcionamiento, en general escopía, en función del rango útil de trabajo del equipo y del rango de medida del laboratorio. Para el otro modo de trabajo, puede ser suficiente efectuar medidas para algunas de las calidades seleccionadas.
 5. Se toman series de 3 a 5 lecturas para cada valor de tensión seleccionado. En la mayoría de los equipos las medidas son muy repetitivas.

DETERMINACIÓN DEL FACTOR DE CALIBRACIÓN

El proceso de calibración se completa calculando el factor de calibración para el instrumento objeto de la calibración. Éste se define

como el cociente del mensurando cuyo valor numérico se ha determinado con el patrón de referencia del laboratorio y por tanto se considera el valor convencionalmente verdadero del mismo, y la indicación del equipo que se está calibrando. Debe exceptuarse el caso de los dosímetros pasivos (*ver apartado Calibración de dosímetros pasivos*).

La expresión empleada para el cálculo del factor de calibración varía ligeramente en función del modo de funcionamiento del equipo: medida de tasa o de magnitud integrada y del uso o no de una cámara monitora para controlar la estabilidad de los haces. Las expresiones analíticas que se utilizan son análogas si se ha utilizado el método de sustitución o el método de calibración en campo conocido, fundamentalmente variará únicamente la incertidumbre asociada al factor de calibración.

Calibración, mediante cámara monitora, de equipos que miden la tasa de kerma en aire, el kerma en aire u otra magnitud derivada

Según se ha descrito en el apartado anterior, se efectúan medidas simultáneas con la cámara monitora y el patrón del laboratorio, así como con el equipo que se está calibrando. El coeficiente de calibración se determina a partir de las expresiones (1) y (2).

a) Magnitudes integradas

El factor de calibración de un instrumento de medida de kerma en aire, en modo integración, se calcula de acuerdo con la expresión (1).

$$N_k = \frac{K_{\text{air,ref}}}{M_c^*} \frac{m_{\text{equi}}}{m_{\text{ref}}} \quad (1)$$

Donde $K_{\text{air,ref}}$ es el valor convencionalmente verdadero del kerma en aire, m_{ref} es la lectura de la cámara monitora, corregida por

presión y temperatura y por fugas del equipo, durante la determinación del valor convencionalmente verdadero. El tiempo de integración de ambos equipos es el mismo por lo que no aparece en la expresión.

M_c^* es la lectura indicada por el equipo una vez corregida por el valor del fondo radiológico ambiental y por las condiciones ambientales si el equipo está abierto a la atmósfera, y por tanto requiere corrección por diferencias en la densidad de aire de la cámara, m_{equi} es la lectura de la cámara monitora durante la calibración del equipo. Aquí también el tiempo de integración en el equipo calibrado y en la cámara monitora son los mismos por lo tanto no deben considerarse en la expresión (1).

Se observa que no es necesario que los tiempos de exposición en las experiencias de calibración del equipo y en la determinación del valor de referencia sean los mismos. Sin embargo, deberán tenerse en cuenta para la estimación de las incertidumbres de las lecturas.

b) Tasas

Cuando las lecturas del equipo que se está calibrando son tasas, no es posible simultanear exactamente la lectura de la cámara monitora que habitualmente siempre opera en modo integración y las lecturas del mismo. En este caso, se obtiene una única lectura con la cámara monitora correspondiente al periodo de tiempo durante el que se han tomado las lecturas del equipo que se está calibrando, y se determina un valor medio de la señal de la cámara monitora de tal modo que el factor de calibración se obtiene aplicando la expresión (2).

$$N_K = \frac{K_{\text{air,ref}}}{M_c^*} \frac{m_{\text{equi}}}{m_{\text{ref}}} t_{\text{equi}} \quad (2)$$

Donde M_c^* es la lectura, en unidades de tasa, indicada por el equipo, una vez corregida por el valor del fondo radiológico ambiental y por las condiciones ambientales si el equipo está abierto a la

atmósfera y por tanto, requiere corrección por diferencias en la densidad de aire de la cámara; m_{equi} es la lectura de la cámara monitora durante la calibración del equipo; t_{equi} es el tiempo efectivo que ha durado la experiencia y durante el cual la cámara monitora ha estado integrando. El resto de parámetros coinciden con los de la expresión (1).

En algunos laboratorios, cuando se efectúa la calibración de los haces de rayos X, se obtienen factores de calibración para la cámara monitora de tal modo, que el factor de calibración del equipo externo que se está calibrando se obtiene directamente a partir del cociente entre la lectura de la cámara monitora, expresada en unidades radiológicas, y la lectura del equipo. Este procedimiento puede simplificar ligeramente las expresiones utilizadas en la fase de calibración, pero en realidad el cálculo efectuado es exactamente el mismo.

Calibración de equipos que miden la tensión del tubo de rayos X a partir de la medida de la calidad del haz, sistemas no invasivos

La calibración de los sistemas no invasivos para la medida de la tensión del tubo de rayos X constituye un caso particular, porque el equipo de medida no mide directamente el mesurando, si no que este se calcula internamente a partir de la medida de las dosis registradas en dos sistemas de medida de radiación.

En estas calibraciones, suele determinarse la desviación, ε , entre el valor de tensión convencionalmente verdadero y el valor de tensión medido.

$$\varepsilon = kV_{\text{ref}} - M_{\text{kV}} \quad (3)$$

Donde kV_{ref} es el valor convencionalmente verdadero de la tensión del tubo y M_{kV} es el valor de tensión indicado por el equipo.

Se recomienda corregir las lecturas del instrumento por el valor de ε siempre y cuando dicha corrección sea superior a la incertidumbre asociada al mismo. En muchos equipos utilizados en diagnóstico se observa que los valores indicados suelen sobrestimar el valor de la tensión para valores próximos al rango superior del instrumento (140 kV), mientras que el ajuste es mucho mejor para valores inferiores.

En algunos casos el instrumento indica un valor de tensión medio, tensión máxima y tensión efectiva, dichos valores deberían ser prácticamente coincidentes en la calibración puesto que se usan generadores de potencial constante. A pesar de ello, debe revisarse la definición de los mismos que presenta el fabricante y considerar el que resulte más adecuado, en general el valor medio.

Cálculo de incertidumbre

El resultado de la calibración debe completarse mediante el cálculo de incertidumbre asociado al factor de calibración o a la desviación determinados en el proceso de calibración. El procedimiento habitual para estimar la incertidumbre de las medidas consiste en aplicar las normas generales de cálculo de incertidumbre descritas en ISO (1995). Las principales etapas se resumen a continuación:

1. Analizar el procedimiento experimental seguido y el cálculo utilizado para determinar la magnitud certificada, factor de calibración, kerma en aire asignado o tensión.
2. Determinar el conjunto de magnitudes que afectan la medida.
3. Estimar la incertidumbre típica asociada a cada una de ellas.
4. Determinar la incertidumbre típica combinada asociada al resultado y la correspondiente incertidumbre expandida.

A modo de ejemplo, se presentan las principales componentes de incertidumbre que deben considerarse en este ámbito de actuación tanto a nivel de laboratorio de calibración, como a nivel del usuario que posteriormente deberá utilizar el equipo calibrado y su correspondiente certificado de calibración, y se indica un orden de magnitud orientativo de las mismas.

Incetidumbre en la magnitud de referencia

En el ámbito del radiodiagnóstico, la magnitud de referencia es habitualmente el kerma en aire o tasa de kerma en aire.

Cuando se calibran equipos patrones, el laboratorio estima la tasa de kerma en aire a partir de una serie de n lecturas según la expresión siguiente:

$$\dot{K}_{\text{air,ref}} = N_{k,LP} \left[\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \left(\frac{M_i}{t_i} - \bar{F} \right) \varphi(P_i, T_i) \right] f_e = N_{k,LP} M_{c,ref}^* f_e \quad (4)$$

Donde:

- $\dot{K}_{\text{air,ref}}$ es el valor de referencia de la tasa de kerma en aire, que como puede observarse se calcula como promedio del conjunto de n lecturas efectuadas con la cámara patrón.
- $N_{k,LP}$ es el factor de calibración que figura en el certificado de calibración del laboratorio primario o nacional, referido a unas condiciones ambientales de T_0 y P_0 .
- M_i es la lectura i ésima.
- t_i es el tiempo efectivo de la lectura M_i .
- \bar{F} es el valor medio del valor de las fugas del equipo.
- $\varphi(P_i, T_i)$ es el factor de corrección por presión y temperatura, respecto a las condiciones ambientales de referencia T_0 y P_0 .
- $M_{c,ref}^*$ es el valor medio de las n lecturas corregidas por fugas y referidas a unas condiciones ambientales.
- f_e es el factor de escala, dicho factor corrige por desviaciones de linealidad entre las escalas del equipo de lectura respecto a la escala en la que se ha determinado el factor de calibración.

Las principales componentes de incertidumbre ($k=1$) de las magnitudes que intervienen en el cálculo de la tasa de kerma en aire son las siguientes:

- 1) **Incetidumbre en el factor de calibración N_k** según certificado de calibración externa aproximadamente 0.85%.

- 2) **Incertidumbre en la lectura:** Se calcula a partir de la desviación típica de las lecturas y de la sensibilidad del equipo (resolución de la escala de medida) suele ser del orden de 0.01%.
- 3) **Incertidumbre en la presión:** Se calcula a partir de la incertidumbre del certificado de calibración externa y de la sensibilidad del equipo (resolución de la escala de medida) suele ser del orden de 0.01%.
- 4) **Incertidumbre en la temperatura:** Se calcula a partir de la incertidumbre del certificado de calibración externa y de la sensibilidad del equipo (resolución de la escala de medida) suele ser del orden de 0.04%.
- 5) **Incertidumbre asociada con la humedad relativa,** en general es despreciable, aproximadamente 0.01 %.
- 6) **Incertidumbre asociada con la orientación de la cámara y posicionado en la dirección perpendicular al haz.** Su valor depende de la geometría de la cámara y de la homogeneidad del haz en el volumen sensible. Consideraremos un valor del orden de 0.1%.
- 7) **Incertidumbre asociada con el posicionado** de la cámara sobre el haz de radiación, teniendo en cuenta que la tasa de kerma en aire varía según el cuadrado del inverso de la distancia. Depende de la distancia de calibración, pero para una distancia de 100 cm. es del orden de 0.17%.
- 8) **Incertidumbre asociada al tiempo efectivo de irradiación,** fundamentalmente depende del tiempo de sincronización entre el sistema de cronómetro y el equipo de medida. Actualmente, la mayoría de equipos disponen de un sistema automatizado, por lo que la incertidumbre asociada suele ser inferior al 0.05%. Cuando se utiliza una cámara monitora debe tenerse en cuenta únicamente la incertidumbre asociada con el tiempo de sincronización de ambos equipos que es despreciable.

- 9) **Incertidumbre asociada con la estabilidad a medio plazo,** desde la última calibración. Se obtiene a partir del estudio de la estabilidad con la fuente patrón de verificación de estabilidad, su valor numérico puede considerarse del orden de 0.1%.
- 10) **Otras componentes de incertidumbre** debido a la influencia de la humedad, la corrección por saturación y el efecto de tallo pueden considerarse inferiores a 0.1%.

La incertidumbre asociada a las lecturas repetidas, tanto en el punto de calibración como en la medida de fondo, cuando se efectúan series de más de 10 lecturas puede estimarse mediante técnicas estadísticas, las demás componentes deben estimarse por otros métodos (Brosed y González, 2003).

Cuando el valor de referencia del kerma en aire se utiliza para calibrar equipos de campo, es decir corresponde a una medida anterior en el tiempo, y no se corrige mediante la lectura de una cámara monitora, debe incluirse una componente de incertidumbre adicional debido a la falta de estabilidad del sistema generador de rayos X. Así mismo, en algunas ocasiones los haces están caracterizados para una intensidad de corriente determinada y el valor de referencia se interpola para distintas intensidades. En estas circunstancias, debe considerarse una incertidumbre adicional por falta de linealidad entre la tasa de kerma en aire y la intensidad de corriente del tubo.

- 11) **Falta de estabilidad del generador de rayos X a medio plazo.** Depende de los equipos pero puede considerarse una variación máxima del 2 %, de tal modo que la incertidumbre asociada es de 0.6 %.
- 12) **Falta de linealidad entre la tasa de kerma en aire y la intensidad de corriente del tubo.** Depende de la calidad y de la diferencia entre la intensidad de referencia y la de calibración, puede considerarse una contribución máxima de 1% por este concepto y por tanto se estima una componente de incertidumbre de 0.3 %.

Cuando el valor de referencia del kerma en aire se utiliza para calibrar equipos de campo, es decir corresponde a una medida anterior en el tiempo, pero ésta se corrige mediante la lectura de una cámara monitora, debe incluirse una componente de incertidumbre asociada a dichas lecturas. En este caso, la influencia de la falta de linealidad contemplada en el punto 11 queda compensada por las lecturas de la cámara monitora.

13) **Cociente entre las lecturas de la cámara monitora** en la calibración del haz y en la calibración del equipo externo. Es del orden de 0.3 %.

Cuando la magnitud de referencia es el **kerma en aire** en lugar de la tasa de kerma en aire la incertidumbre asociada se considera idéntica, porque la incertidumbre asociada al tiempo efectivo de irradiación es prácticamente despreciable respecto al resto de componentes.

En el cuadro siguiente se presenta un resumen de la estimación de la incertidumbre asociada a la tasa de kerma en aire medida con el equipo patrón, a partir de los valores orientativos indicados:

Determinación experimental de $\dot{K}_{air,ref}$	Incertidumbre u'_{x_i} (%)
1 Incertidumbre N_K (Lab. primario)	0.85
2 Lectura (n=20)	0.01
3 Presión	0.01
4 Temperatura	0.04
5 Humedad	0.01
6 Orientación de la cámara	0.10
7 Posicionado	0.17
8 Tiempo efectivo	0.05
9 Estabilidad del equipo de medida	0.10
10 Otras componentes de incertidumbre	0.10
Incertidumbre $U'_K = 0.89\%$	
Incertidumbre expandida (k=2) $U'_K = 1.8\%$	

En función del procedimiento de calibración seguido el cuadro anterior debe completarse con la componente de incertidumbre aso-

ciada a la falta de estabilidad del generador de rayos X. En el cuadro siguiente, se detalla la incertidumbre combinada asociada al valor de referencia de la tasa de kerma en aire impartida en un laboratorio de calibración secundario según el procedimiento de calibración empleado.

Procedimiento de calibración	Incertidumbre típica combinada (k=2)
Método de sustitución con cámara monitora para patrones terciarios	1.8 %
Calibración en un campo conocido, con cámara monitora. Equipos de campo	2.0 %

Incertidumbre del factor de calibración

De manera genérica, el factor de calibración de los distintos procedimientos de calibración puede obtenerse como el cociente entre el valor de referencia del laboratorio (corregido mediante el cociente de las lecturas de la cámara monitora por las variaciones en la fluencia del haz) y la indicación del equipo que se está calibrando:

$$N_M = \frac{M_{ref}}{M_c^*} \quad (5)$$

Donde M_{ref} es una de las magnitudes de referencia presentadas en el apartado anterior y M_c^* es la lectura del equipo que se está calibrando, corregida por la señal de fugas y fondo radiológico ambiental y, si procede, por la variación de las condiciones ambientales respecto a las de referencia.

Por lo tanto, en el cálculo de la incertidumbre del factor de calibración deberán tenerse en cuenta las siguientes componentes de incertidumbre:

1) Incertidumbre en **la magnitud de referencia** según apartado anterior, dependerá del procedimiento de calibración seguido.

- 2) Incertidumbre en **la lectura**: Se calcula a partir de la desviación típica de las lecturas y de la sensibilidad del equipo (resolución de la escala de medida).
- 3) Incertidumbre en **la corrección por variación de las condiciones ambientales** (si procede): En general, se emplea para determinar esta corrección los mismos equipos que se utilizan en la determinación de la magnitud de referencia, por lo que únicamente debe tenerse en cuenta la componente de incertidumbre debido a la lectura del equipo.
- 4) Incertidumbre en el **posicionado del equipo** a calibrar.
- 5) Incertidumbre debido a la **variación de la fluencia de fotones en el plano de referencia**. Depende de las dimensiones del equipo calibrado respecto al equipo patrón.

Según señalado anteriormente, en la calibración de los medidores no invasivos de tensión, se determina la desviación de la lectura, ϵ . Las principales componentes de incertidumbre son las siguientes:

- 1) Incertidumbre en **la magnitud de referencia**. En el laboratorio de la UPC se estima del orden de 2.0 %.
- 2) Incertidumbre en **la lectura**: Se calcula a partir de la desviación típica de las lecturas y de la sensibilidad del equipo (resolución de la escala de medida). Depende del equipo calibrado pero suele ser del orden de 0.2%.
- 3) Incertidumbre en **la estabilidad del equipo de rayos X**. A medio plazo esta componente de incertidumbre es inferior a 0.2%.

Componentes de incertidumbre adicionales a tener en cuenta por el radiofísico en el uso de los equipos calibrados

En algunos centros hospitalarios se dispone de una instalación para efectuar calibraciones internas, es decir calibrar otros equipos de campo disponibles utilizando patrones propios calibrados en un laboratorio secundario. En particular, este proceso de calibración interna

debe efectuarse para la calibración de las cámaras de ionización en la determinación del producto dosis-área.

En estas circunstancias, el radiofísico debe disponer de un equipo patrón con una buena respuesta en energía en el rango energético de interés. En la estimación de las incertidumbres procederá de modo análogo a lo descrito para los laboratorios secundarios, con la única diferencia que la incertidumbre de partida es algo mayor por estar en un eslabón inferior de la cadena metrológica.

Cuando el radiofísico es usuario finalista de los equipos, circunstancia habitual en los equipos de campo deberán tenerse en cuenta las componentes de incertidumbre siguientes:

- 1) **Incertidumbre en el factor de calibración** emitido por el laboratorio secundario (apartado 5).
- 2) **Incertidumbre en la lectura**: Se determina a partir de la resolución de la escala y de la desviación típica de una serie de lecturas.
- 3) **Incertidumbre en la corrección por variación de las condiciones ambientales**, si procede.
- 4) **Incertidumbre en la respuesta en función de la calidad de la radiación**. En los equipos de medida de las magnitudes radiológicas, debe tenerse en cuenta la variación de la respuesta energética del equipo entre la calidad de radiación utilizada en la calibración y en el punto de medida. En los medidores de tensión, debe valorarse la influencia de la filtración y del tipo de generador en la estimación de la tensión. Algunos fabricantes proporcionan tablas con factores de corrección.
- 5) **Incertidumbre en la respuesta angular del equipo**. Debe valorarse la variación de la respuesta del equipo en función de la distribución angular del campo de radiación en el punto de medida, y compararla con su respuesta para una incidencia normal del haz (en general, es una componente despreciable porque suelen efectuarse las medidas con una incidencia normal).

- 6) **Incertidumbre debido a falta de inmunidad** respecto a señales no radiológicas, como por ejemplo señales electromagnéticas de telefonía móvil.
- 7) **Incertidumbre por falta de estabilidad** entre calibraciones externas.

BIBLIOGRAFIA

1. Brosed A., González A. (2003) "Metrología y calibración en radiaciones ionizantes y en el área de la radiofísica hospitalaria". Curso de formación continuada 2004, Código C05-SEFM/04.
2. Ginjaume M. (2003) "Radiodiagnóstico". Tema 9 "Metrología y calibración en radiaciones ionizantes y en el área de la radiofísica hospitalaria". Curso de formación continuada 2004, Código C05-SEFM/04.
3. EA (1997) Expression of the uncertainty of measurement in calibration. Documento EAL-R2 (1997).
4. ISO (1995) Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement, primera edición, 1993, revisada y reeditada en 1995, International Standardization Organization. Ginebra, Suiza. (1995).
5. ISO International vocabulary of metrology.
6. ISO (1996). ISO 4037-1. "X and gamma reference radiation for calibrating dosimeters and dose rate meters and for determining their response as a function of photon energy". Part 1 : Radiation characteristics and production methods. (International Organization for Standardization, Geneva).
7. IEC (2001). International Electrotechnical Commission. "Medical diagnostic x-ray equipment – Radiation conditions for use in the determination of characteristics" IEC-61267:2001 edition 2. (International Electrotechnical Commission, Geneva).
8. MIE (1986) "Clasificación de instrumentos de metrología de radiaciones ionizantes", (Ministerio de Industria y Energía, Sistema de calibración Industrial, Madrid).

9. Van Dijk E., de Vries W. (2000). "Results of the comparison of primary air-kerma standards for x-ray qualities used in diagnostic radiology". Report S-TS-2000-10 (Nmi Van Swinden Laboratorium, Utrecht).
10. Witzani J. (2001). "Calibration of dosimeters used in mammography with different x-ray qualities (tube voltages from 20 kV to 50 kV)- Description of the project EUROMET 526", Euromet 526 final draft. (Bundesamt für Eich-und Vermessungswesen, Vienna).

Nota:

Las figuras de instrumentos comerciales que aparecen en el texto se han obtenido de las páginas WEB de los fabricantes. Su inclusión es únicamente a modo ilustrativo y no debe interpretarse como una recomendación de los mismos.

El texto de este capítulo recopila en gran medida el contenido de la referencia [2].

La referencia [10] puede encontrarse también en: Radiat. Prot. Dosim, 2004; 108(1):33-45.

ANEXO I

Calidades de rayos X de referencia

La Organización Internacional de Normalización (ISO) todavía no ha publicado una norma para la definición de los haces de radiación fotónica que deben usarse en la calibración de instrumentos de medida de radiación en el rango del diagnóstico. Por ello, en este rango, existen algunos laboratorios nacionales como el laboratorio alemán, PTB, y el austriaco, BEV, que han definido sus propias calidades de referencia desde hace más de 10 años, y el resto de laboratorios nacionales que han adoptado las recomendaciones de la Comisión Internacional de Electrotecnia (IEC) establecidas en la norma IEC 1267 (IEC, 1994).

En este anexo se describen brevemente las calidades definidas por la norma IEC 1267 por ser las calidades que en estos momentos tienen una mayor aceptación internacional. En otras calidades de referencia de interés, se presentan las calidades de diagnóstico definidas por los laboratorios PTB y BEV, porque corresponden a las calidades adoptadas por los laboratorios de calibración españoles acreditados.

En el ámbito del radiodiagnóstico en general, las calidades de radiación de referencia se clasifican en dos categorías:

- la radiografía convencional con tubo de rayos X de tungsteno y distintos filtros, que incluye con pequeños cambios los equipos de tomografía computerizada y de fluoroscopia.
- la mamografía.

En relación a este segundo tipo de calidades, todavía no existe consenso sobre cuales deberían ser las calidades de referencia, en particular sobre el tipo de ánodo del tubo utilizado. En el texto se indicarán algunas de las propuestas, aunque en estos momentos se está desarrollando otra comparación en el marco de Euromet para intentar aunar posiciones (Witzani, 2001).

Calidades de referencia definidas por IEC

La norma IEC 1267 tiene como objeto definir un conjunto de calidades de rayos X para la caracterización de los equipos de rayos X utilizados en el diagnóstico médico. En particular pretende establecer una serie de calidades de referencia para su uso internacional que permitan armonizar los patrones utilizados en este ámbito por los fabricantes de equipos, los usuarios, los laboratorios de calibración y las autoridades competentes. Sin embargo la norma señala que los haces especificados deben ser reproducidos por los laboratorios de calibración y por las fábricas pero no por los usuarios de los equipos en los centros sanitarios.

Léxicamente, la norma distingue el término "calidades de radiación" para diferenciar las situaciones en las que la contribución del haz disperso no tiene un papel importante respecto a aquellas en las que sí lo tiene, empleando entonces la denominación "condiciones de radiación". En este texto no se hará esta distinción y se hablará indistintamente de calidades de radiación de referencia o calidades de referencia.

Radiodiagnóstico convencional

En el ámbito del radiodiagnóstico convencional, la norma establece siete series distintas, orientadas a la caracterización de los equipos para distintas aplicaciones. En la Tabla II se presentan sus características principales.

Cada una de las series se simboliza mediante las tres letras que figuran en la columna I de la Tabla II. La calidad dentro de cada serie se especifica añadiendo a dichas siglas un número entre 2 y 10 que caracteriza la tensión aproximada aplicada al tubo y la filtración añadida al mismo.

De manera general, las calidades de radiación definidas en la norma vendrán descritas a partir de:

- el material del ánodo.
- la tensión de aceleración del tubo de rayos X, que el usuario podrá ajustar para generar los valores nominales de la primera

Tabla II. Relación de series de calidades de referencia contempladas en la norma IEC 1267 (2001), para radiodiagnóstico general.

Series de calidades de referencia	Origen	Maniquí simulando paciente	Posible aplicación
RQR	Haz de radiación primario		Determinación de propiedades generales del equipo a la salida del mismo
RQA	Haz de radiación con filtro añadido	Capas de aluminio	Medidas en el plano del receptor de imagen de radiación x
RQF	Haz de radiación con filtro añadido	Capas de aluminio	Medidas en el plano del receptor de imagen de radiación x
RQC	Haz de radiación con filtro añadido	Capa de cobre	Ajuste de los tubos intensificadores de imagen Control automático de exposición
RQT	Haz de radiación con filtro añadido	Capa de cobre	Estudios de TC
RQN	Haz de radiación con maniquí pequeño de agua	Cilindro de PMMA lleno de agua	RQN y RQB combinadas: test diferencial de rejillas para radiación dispersa
RQB	Haz de radiación con maniquí grande de agua	Caja de PMMA llena de agua	

capa de hemi-reducción (I^a CHR) definidos en la norma. Dicho ajuste, no debe representar una variación superior al 5% respecto al valor propuesto, de lo contrario se requieren cambios en el dispositivo experimental.

- la filtración total del conjunto, que el usuario deberá ajustar para generar los valores de I^a CHR de la serie RQR definidos en la norma y completarla por una filtración añadida según la calidad.
- el valor nominal de la I^a CHR según se muestra en las tablas siguientes.
- las distancias de calibración para las calidades que comprenden un campo de radiación dispersa.

Los valores para la I^a CHR son nominales, por lo tanto no presentan tolerancias, el único criterio exigido en la norma es que la tasa de kerma en aire con y sin un filtro equivalente a la primera capa de hemi-reducción esté entre 0.485 y 0.515 y propone valores para el coeficiente de homogeneidad que se calcula como cociente entre la primera y la segunda CHR.

Para poder generar y caracterizar convenientemente las calidades descritas en la norma IEC 1267, es necesario disponer de:

- un generador de potencial constante (rizado máximo 10%). Preferentemente dicho generador deberá disponer de un divisor de tensión conectado en paralelo al tubo de rayos X para medir los valores de tensión generados, dentro de $\pm 2\%$.
- una cámara de ionización que presente una dependencia en su respuesta dentro de $\pm 10\%$ para el rango energético de interés (en general esta condición se cumplirá si el factor de calibración de la cámara para la serie de calidades IEC RQR, se mantiene dentro de $\pm 3\%$). Las dimensiones de la cámara deben ser adecuadas al tamaño del campo de radiación y su sensibilidad suficiente para medir con y sin filtración.
- conjunto de filtros de aluminio y cobre, para algunas calidades, de pureza superior al 99.9% y espesor conocido dentro de ± 0.01 mm. Las dimensiones de los filtros deberán ser suficientes para cubrir todo el tamaño del campo de radiación.

La serie RQR se define de acuerdo con las características indicadas en la Tabla III. El laboratorio de calibración debe ajustar la filtración total del tubo de rayos X para obtener valores de la I^a CHR próximos a los señalados en la tercera columna de la citada tabla. En general, en función de la filtración inherente del tubo, es necesario incorporar un filtro de aluminio de espesor comprendido entre 1.8 y 3.5 mm. Al. Para cada calidad, se utilizará el filtro que le corresponda, excepto en aquellos casos en los que las diferencias entre calidades resulten inferiores a 0.5 mm., en los que se podrá utilizar el mismo filtro.

Tabla III. Características de las calidades de radiación de la serie RQR.

Calidad de la radiación	Tensión nominal del tubo (kV)	Valor nominal de 1° CHR en aluminio(mm)	Valor nominal del coeficiente de homogeneidad
RQR 2	40	1.42	0.81
RQR 3	50	1.78	0.76
RQR 4	60	2.11	0.72
RQR 5	70	2.46	0.70
RQR 6	80	2.81	0.67
RQR 7	90	3.20	0.65
RQR 8	100	3.59	0.64
RQR 9	120	4.37	0.64
RQR 10	150	5.62	0.66

En la figura 5 se esquematiza el dispositivo experimental para la caracterización de las distintas calidades. El filtro de aluminio necesario para ajustar la calidad de radiación, se sitúa muy próximo a la ventana del tubo, en la figura se indica como "filtro auxiliar". Los filtros empleados para determinar la capa de hemi-reducción se sitúan entre 200 y 300 mm. y la cámara se sitúa como mínimo a una distancia doble que la distancia foco-filtros. Se recomienda, así mismo, una distancia mínima posterior a la cámara para reducir la contribución de radiación dispersa.

La serie RQA se basa en la serie RQR completada mediante un filtro adicional de aluminio para simular la atenuación de un paciente. En la Tabla IV se presentan sus características. El montaje experimental es similar al mostrado en la figura 5, situando el filtro adicional aproximadamente a una distancia entre 200 y 300 mm. del foco de radiación, después del diafragma de campo, en general el sistema se completa con un segundo diafragma para limitar la penumbra, que se sitúa a la salida de dicho filtro.

Las demás series de diagnóstico convencional se generan a partir de las calidades RQA, sustituyendo la filtración adicional señalada en la tercera columna de la Tabla IV por otra filtración, variable en

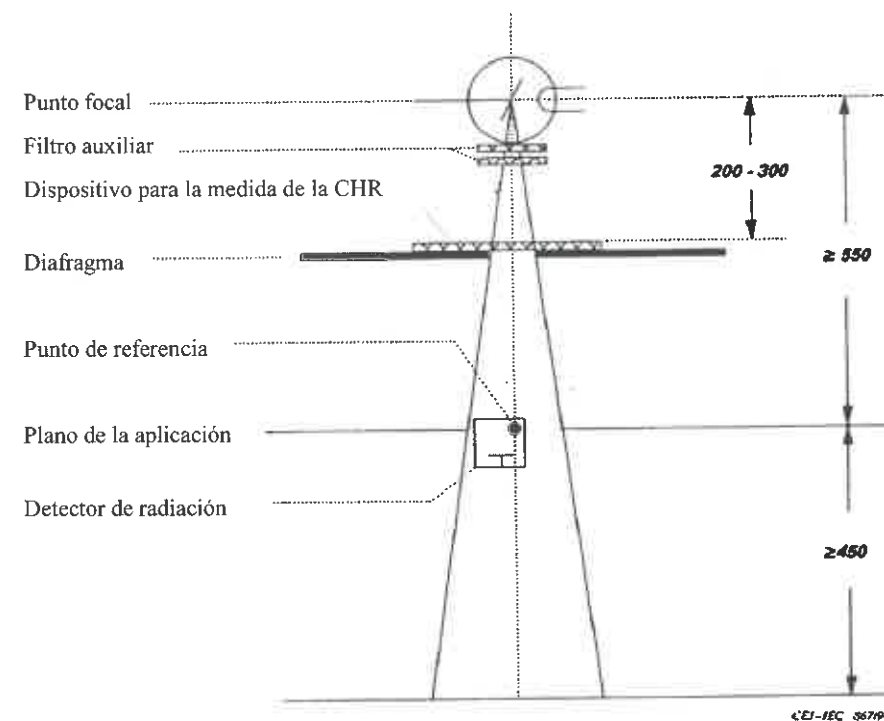


Figura 5. Dispositivo experimental para la caracterización de las calidades de la serie RQR. (Figura 2, IEC 2001).

función de la calidad, a modo de ejemplo se presentan las Tablas V y VI correspondientes respectivamente a las series RQT y RQF.

Mamografía

En el ámbito de la mamografía la norma establece cuatro series distintas, orientadas a la caracterización de los equipos para distintas aplicaciones. En la Tabla VII se presentan las series descritas en la norma. Como puede observarse en la primera columna de la Tabla VII, las series correspondientes a mamografía se identifican por tres letras seguidas de un guión y una M. Al igual que en diagnóstico la calidad dentro de cada serie se identifica con un número entre 1 y 4, que caracteriza la tensión del tubo de rayos X y la filtración del haz.

Tabla IV. Características de las calidades de radiación de la serie RQA.

Calidad de la radiación	Tensión del tubo (kV)	Filtro añadido para RQA de aluminio(mm)	Valor nominal de I [°] CHR en aluminio(mm)	Coefficiente de homogeneidad
RQA 2	40	4	2.24	0.90
RQA 3	50	10	3.78	0.91
RQA 4	60	16	5.38	0.92
RQA 5	70	21	6.81	0.93
RQA 6	80	26	8.16	0.94
RQA 7	90	30	9.22	0.94
RQA 8	100	34	10.13	0.95
RQA 9	120	40	11.63	0.95
RQA 10	150	45	13.28	0.95

Tabla V. Características de las calidades de radiación de la serie RQT.

Calidad de la radiación	Tensión del tubo (kV)	Filtro añadido para RQT de cobre (mm)	Valor nominal de I [°] CHR en aluminio (mm)
RQT 8	100	1.0	10.2
RQT 9	120	2.0	12.7
RQT 10	150	3.0	15.0

Las cuatro series IEC para mamografía requieren un tubo de rayos X con ánodo de molibdeno y generador de potencial constante con un rizado inferior a 4 %.

Corresponden a calidades con tensión del tubo inferior a 40 kV. La filtración total del tubo debe estar ajustada a 0.03 mm. \pm 0.002 mm. de molibdeno. Al igual que en las calidades de diagnóstico convencional cuando se añadan filtros al haz se utilizarán diafragmas de campo y de penumbra para reducir la contribución de radiación dispersa.

En las series RQR-M, RQA-M y RQN-M que corresponden a geometrías de haz estrecho, el tamaño del campo de radiación en el

Tabla VI. Características de las calidades de radiación de la serie RQF.

Calidad de la radiación	Tensión del tubo (kV)	Filtro añadido para RQF de aluminio (mm)	Valor nominal de I [°] CHR en aluminio (mm)
RQF 3	50	21	4.65
RQF 4	60	21	5.78
RQF 5	70	21	6.78
RQF 6	80	21	7.69
RQF 7	90	21	8.49
RQF 8	100	21	9.13
RQF 9	120	21	10.23
RQF 10	150	21	11.61

Tabla VII. Relación de series de calidades de referencia contempladas en la norma IEC 1267 (2001), para mamografía.

Serie de calidades de referencia	Origen	Maniquí simulando paciente	Geometría del haz
RQR-M	Haz de radiación primario		Condiciones de haz estrecho
RQA-M	Haz de radiación con filtro añadido	Filtros de aluminio	Condiciones de haz estrecho
RQN-M	Haz de radiación con maniquí	Material equivalente al tejido glandular	Condiciones de haz estrecho
RQB-M	Haz de radiación con maniquí	Material equivalente al tejido glandular	Condiciones de haz ancho

punto de medida debe tener un diámetro de 20 mm. para una distancia foco-plano de referencia de 1.00 m.

Las Tablas VIII, IX, X y XI presentan las características de las distintas calidades clasificadas por series.

Las series RQN-M y RQB-M requieren el uso de un maniquí de material de composición equivalente a 50% de tejido glandular y 50% de tejido adiposo de 120 mm. de altura, 80 mm. de anchura y 45 mm. de espe-

Tabla VIII. Características de las calidades de radiación de la serie RQR-M.

Calidad de la radiación	Tensión del tubo (kV)	Valor nominal de I ^a CHR en aluminio (mm)
RQR-M 1	25	0.28
RQR-M 2	28	0.31
RQR-M 3	30	0.33
RQR-M 4	35	0.36

Tabla IX. Características de las calidades de radiación de la serie RQA-M.

Calidad de la radiación	Tensión del tubo (kV)	Filtro añadido para RQA-M de aluminio (mm)	Valor nominal de I ^a CHR en aluminio (mm)
RQA-M 1	25	2	0.56
RQA-M 2	28	2	0.60
RQA-M 3	30	2	0.62
RQA-M 4	35	2	0.68

Tabla X. Características de las calidades de radiación de la serie RQN-M.

Calidad de la radiación	Tensión del tubo (kV)	Valor nominal de I ^a CHR en aluminio (mm)
RQN-M 1	25	0.37
RQN-M 2	28	0.61
RQN-M 3	30	0.63
RQN-M 4	35	0.70

sor. Dicho maniquí, puede sustituirse por un maniquí de agua con paredes de 10.5 mm. de polietileno de mismas dimensiones externas. En las calidades de la serie RQN-M, el maniquí se sitúa entre diafragmas a una distancia de 200-300 mm. del foco, mientras que en la serie RQB-M el maniquí se encuentra a una distancia inferior a 10 mm. del plano de referencia. En ambas series, la distancia foco-plano de referencia está fijada a 600 mm.

Tabla XI. Características de las calidades de radiación de la serie RQB-M.

Calidad de la radiación	Tensión del tubo (kV)
RQB-M 1	25
RQB-M 2	28
RQB-M 3	30
RQB-M 4	35

Otras calidades de referencia de interés

En este apartado se incluyen otras calidades de referencia del ámbito del radiodiagnóstico que ofrecen diversos laboratorios nacionales, y por tanto para las cuales puede obtenerse trazabilidad.

Radiodiagnóstico convencional

Diversos laboratorios nacionales y en particular el laboratorio alemán PTB han definido dos series de calidades de referencia, la serie DV, para haces atenuados, y la serie DN, para haces sin atenuar, para el rango de diagnóstico convencional. La definición de estas calidades se efectúa especificando el valor de la tensión del tubo (generador de potencial constante) y la filtración añadida. A partir de estos parámetros debe comprobarse el valor de la I^aCHR, aunque los distintos laboratorios no obtienen valores idénticos.

Para la mayoría de equipos patrón con una adecuada respuesta energética en el rango de interés, una calibración efectuada con haces de la serie DV es análoga a la calibración correspondiente a la misma tensión de polarización de la serie RQR y la calibración para calidades de la serie DN es asimilable a las calidades de la serie RQA.

Dichas equivalencias se han podido comprobar en el transcurso del proyecto Euromet 364 (Van Dijk y de Vries, 2000), en el que se calibraron una cámara de 15 cm³ y una cámara de 150 cm³.

En las Tablas XII y XIII se presentan las calidades definidas en el PTB para ambas series, correspondientes a un tubo con ánodo de tungsteno.

Tabla XII. Características de las calidades de radiación de la serie DV.

Calidad de la radiación	Tensión del tubo (kV)	Filtro añadido para DV de aluminio (mm)	Valor nominal de I ^a CHR en aluminio (mm)
DV-40	40	2.5	1.44
DV-50	50	2.5	1.81
DV-60	60	2.5	2.13
DV-70	70	2.5	2.45
DV-80	80	2.5	2.78
DV-90	90	2.5	3.10
DV-100	100	2.5	3.48
DV-120	120	2.5	4.15
DV-150	150	2.5	5.36

Tabla XIII. Características de las calidades de radiación de la serie DN.

Calidad de la radiación	Tensión del tubo (kV)	Filtro añadido para DN de aluminio (mm)	Valor nominal de I ^a CHR en aluminio (mm)
DN-40	40	6.5	2.2
DN-50	50	12.5	3.7
DN-60	60	18.5	5.2
DN-70	70	23.5	6.8
DN-80	80	28.5	8.0
DN-90	90	32.5	9.3
DN-100	100	36.5	
DN-120	120	42.5	11.7
DN-150	150	47.5	13.4

Mamografía

En el rango de la mamografía se observa poca implantación de las calidades propuestas por IEC y una gran diversidad de calidades definidas en los distintos laboratorios nacionales. En algunos casos, se ha optado por aprovechar el mismo tubo de rayos

X con ánodo de tungsteno empleado para calidades de diagnóstico convencional sustituyendo el filtro de aluminio por un filtro de molibdeno o de rodio, otros laboratorios utilizan tubos con ánodo de rodio con filtros de rodio que también se está usando mucho en los equipos de mamografía. Aunque mayoritariamente se opta por el uso de generadores de potencial constante, en algunos casos se emplean generadores de alta frecuencia o equipos médicos que, por tanto, sólo pueden generar exposiciones cortas.

Tabla XIV. Características de las calidades de mamografía del laboratorio nacional austriaco BEV.

Denominación calidad	Filtro adicional	Tensión del tubo	I ^a CHR (mm Al)	Rango de tasa de kerma en aire (mGys-1)
W25Mo60	60 µm Mo	25 kV	0.34	0.1 - 2
W28Mo60	60 µm Mo	28 kV	0.36	0.1 - 2
W30Mo60	60 µm Mo	30 kV	0.365	0.1 - 2
W35Mo60	60 µm Mo	35 kV	0.39	0.1 - 2
W25Mo60Al2	60 µm Mo +2 mm Al	25 kV	0.58	0.01 - 0.1
W28Mo60Al2	60 µm Mo +2 mm Al	28 kV	0.63	0.01 - 0.1
W30Mo60Al2	60 µm Mo +2 mm Al	30 kV	0.69	0.01 - 0.1
W35Mo60Al2	60 µm Mo +2 mm Al	35 kV	0.90	0.01 - 0.1
W30Rh50	50 µm Rh	30 kV	0.50	0.1 - 2
W30Rh50Al2	50 µm Rh +2 mm Al	30 kV	0.82	0.01 - 0.1
W30Pd40	40 µm Pd	30 kV	0.47	0.1 - 2
W30Pd40Al2	40 µm Pd +2 mm Al	30 kV	0.87	0.01 - 0.1

Ánodo de tungsteno, generador de potencial constante, filtración inherente: 1.5 mm. Be, distancia de calibración: 60 cm.

Tabla XV. Características de las calidades de mamografía del laboratorio nacional alemán PTB.

Denominación calidad	Filtro total	Tensión del tubo	I°CHR (mm Al)	Rango tasa kerma aire (mGys-l)
MV25	1.0 mm Be + 0.03 mm Mo	25 kV	0.282	0.07 - 2.0
MV28	1.0 mm Be+ 0.03 mm Mo	28 kV	0.317	0.1 - 2.9
MV30	1.0 mm Be+ 0.03 mm Mo	30 kV	0.337	0.11 - 3.4
MV35	1.0 mm Be+ 0.03 mm Mo	35 kV	0.374	0.17 - 4.3
MV40	1.0 mm Be+ 0.03 mm Mo	40 kV	0.403	0.22 - 5
MH25	1.0 mm Be + 0.03 mm Mo+ 2 mm Al	25 kV	0.580	0.003 - 0.08
MH30	1.0 mm + 0.03 mm Mo+ 2 mm Al	30 kV	0.670	0.006 - 0.17
MH35	1.0 mm Be+ 0.03 mm Mo+ 2 Al	35 kV	0.749	0.01 - 0.31
MH40	1.0 mm Be+ 0.03 mm Mo+ 2 mm Al	40 kV	0.825	0.016 - 0.37

Ánodo de molibdeno, generador de potencial constante, distancia de calibración: 100 cm.

Los resultados preliminares de la intercomparación de Euromet parecen indicar que las distintas propuestas pueden intercambiarse si el equipo calibrado es una cámara de ionización con una respuesta energética de $\pm 5\%$ para las calidades RQR-M y RQA-M, mientras que las diferencias son considerables si el equipo calibrado es un instrumento de campo con detector de semi-conductor.

A modo de ejemplo, en las Tablas XIV y XV se presentan las calidades definidas por el laboratorio nacional austriaco BEV y por el laboratorio nacional alemán PTB, para el rango de la mamografía (Witzani, 2001).

ANEXO 2

Laboratorios de calibración en España para Radiodiagnóstico

En España en la actualidad existen dos laboratorios acreditados por la Entidad Nacional de acreditación que prestan servicios de calibración en el ámbito del radiodiagnóstico.

El laboratorio de metrología de radiaciones del centro nacional de dosimetría (CND)

El Laboratorio de metrología de Radiaciones del Centro Nacional de Dosimetría (CND) de Valencia está acreditado por la entidad nacional de acreditación (ENAC) desde 1996. Dispone de un equipo generador de rayos X de potencial constante de la marca Philips con tensión máxima de 320 kV, mediante el cual se reproducen los haces correspondientes a la serie de haces de diagnóstico no atenuados definidos por el laboratorio alemán PTB (anexo 1). Dichos haces se calibran en términos de kerma en aire en un rango comprendido entre 0.06 mGyh^{-1} y 0.7 Gyh^{-1} , mediante la cámara patrón secundaria NE2530/1 (35 cm^3) y el electrómetro NE2590. Dicho patrón está trazado a la referencia del Laboratorio Nacional Alemán (PTB). La trazabilidad del Laboratorio entre calibraciones externas se mantiene mediante controles internos de estabilidad. Su capacidad de calibración se muestra en la tabla XVI.

El laboratorio de calibración y dosimetría del instituto de técnicas energéticas de la Universitat Politècnica de Catalunya

El Laboratorio de calibración y dosimetría del Instituto de Técnicas Energéticas de la Universitat Politècnica de Catalunya está acreditado por la entidad nacional de acreditación (ENAC) desde 1998. Entre 1987 y 1997 actuó como laboratorio reconocido por el SCI del Ministerio de Industria y Energía.

Tabla XVI. Capacidad de calibración en el rango de radiodiagnóstico del Laboratorio de Metrología de Radiaciones del Centro Nacional de Dosimetría.

Calidad de radiación	Equipo patrón y trazabilidad	Tipo de equipo calibrado	Rango de medida	Incertidumbre U(k=2)
Serie Diagnóstico PTB: DV-50 a DV-150	NE 2530 trazable PTB	Patrones terciarios Equipos de campo	Kerma en aire 0.05 mGymin ⁻¹ – 120 mGymin ⁻¹	2.1 %
		Patrones terciarios Equipos de campo	Dosis absorbida en tejido 0.05 mGymin ⁻¹ – 120 mGymin ⁻¹	4.0 %

Dispone de un equipo generador de rayos X de potencial constante de la marca Rich-Seifert con tensión máxima de 320 kV, mediante el cual se reproducen los haces de diagnóstico no atenuados definidos por el laboratorio alemán PTB (anexo I). La trazabilidad del Laboratorio entre calibraciones externas se mantiene mediante controles de estabilidad efectuados con la fuente de ¹³⁷Cs del irradiador gamma del laboratorio.

En la Tabla XVII se resume el rango y capacidad óptima de medida del laboratorio para niveles de diagnóstico.

Tabla XVII. Capacidad de calibración en el rango de radiodiagnóstico del Laboratorio de Calibración y Dosimetría del Instituto de Técnicas Energéticas (UPC).

Calidad de radiación	Equipo patrón y trazabilidad	Tipo de equipo calibrado	Rango de medida	Incertidumbre U(k=2)
Serie Diagnóstico PTB: DV-40 a DV-120	NE 2530 trazable PTB	Patrones terciarios	Kerma en aire 2.4 mGymin ⁻¹ – 180 mGymin ⁻¹	2.4 %
		Equipos de campo	Kerma en aire 2.4 mGymin ⁻¹ – 180 mGymin ⁻¹	3.2 %
Filtración variable según equipo	Divisor de tensión- Microamperímetro MERA	Medidores no invasivos de tensión	25 kV – 300 kV	2.1 %

Intercomparaciones

Los dos Laboratorios acreditados españoles han acordado, en el marco de su sistema de calidad basado en la norma UNE-EN ISO/IEC 17025 (ISO, 1999), organizar periódicamente, aproximadamente cada tres años, una comparación bilateral en el rango del diagnóstico. Obteniendo resultados consistentes dentro de las incertidumbres de cada uno.

Otras calidades: haces de rayos X de la serie ISO de espectro estrecho

En algunas calibraciones de equipos utilizados en radiodiagnóstico se emplean para la caracterización energética de la respuesta del equipo a haces de rayos X distintos de los señalados en el anexo I. Son calidades de radiación propias de los niveles de radiación encontrados en radioprotección y definidas por ISO (ISO 4037). Estas calidades, están disponibles en los laboratorios acreditados descritos en los apartados 1 y 2 de este anexo y en el laboratorio nacional español del CIEMAT (Brosed y González, 2003).

CAPÍTULO 4

DOSIMETRÍA EN RADIOLOGÍA CONVENCIONAL EXPLORACIONES SIMPLES

Jaume Molero i Savall

INTRODUCCIÓN

La determinación dosimétrica en las exploraciones radiográficas simples, es esencial para la evaluación de la dosis impartida al paciente en exámenes médicos con radiaciones ionizantes. Esto es así debido a que la mayor proporción de aplicaciones médicas de las radiaciones ionizantes tiene relación con exploraciones de radiología convencional. Radiografías simples de tórax, abdomen, pelvis, columna, extremidades, cráneo, etc., implican diariamente a un gran número de población. Por lo tanto, este tipo de exploraciones debe formar parte del catálogo principal de estimación de los indicadores de dosis impartida al paciente en radiología. Actualmente, esta estimación debe formar parte del programa de garantía de calidad en radiodiagnóstico.

Numerosos estudios en todo el mundo han cuantificado los niveles de dosis al paciente en radiodiagnóstico a partir de las exploraciones simples. En ellos se ha puesto de manifiesto un factor de hasta 100 veces de diferencia entre las dosis impartidas por diferentes hospitales, incluso pertenecientes al mismo país. Es por ello, que se ha llevado a cabo un programa de reducción de dosis en radiodiagnóstico atendiendo a criterios objetivos de calidad de imagen obtenida, y dentro de los programas de garantía de calidad en radiología. Un primer paso para auditar la calidad de los servicios de radiodiagnóstico, es obtener datos acerca de la exposición de los pacientes en los exámenes practicados. Además, el conocimiento de estos datos debe permi-

tir el diseño de una estrategia para la reducción de dosis en virtud de las nuevas tecnologías disponibles en imagen radiográfica.

RESUMEN HISTÓRICO

Dada la estrecha relación entre la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP) y la Sociedad Internacional de Radiología, por su contacto directo con el ámbito sanitario, la ICRP ha proporcionado tradicionalmente información detallada sobre protección radiológica en medicina. Así, una de las primeras publicaciones que señalaron la necesidad de la estimación de dosis a los pacientes fue la publicada por este organismo en 1970 bajo el título de "ICRP-16: Protection of the Patient in X-ray Diagnosis". Esta publicación fue revisada y ampliada en 1982 por la versión titulada "ICRP-34: Protection of the Patient in Diagnostic Radiology" [1].

La publicación ICRP-34 está destinada a los distintos colectivos que participan en el proceso radiodiagnóstico y contiene la descripción de los factores que influyen en las dosis de radiación y sus riesgos para diferentes tipos de exámenes radiológicos. En ella se detallan las magnitudes y unidades para la evaluación de la dosis, los factores de riesgo de las exploraciones, las recomendaciones para la correcta indicación de los exámenes, los factores técnicos y físicos del equipamiento que influyen en la protección del paciente y se introduce la necesidad de establecer un programa de garantía de calidad en los procedimientos radiodiagnósticos.

Especialmente remarcable es el Apéndice I de la publicación ICRP-34: "Determination of Organ Doses from Diagnostic X-Ray Examinations". En él se presentan los valores de dosis estimados en órganos específicos para pacientes sometidos a exploraciones de rayos X. En general, aparecen tabuladas las exploraciones simples típicas, para las proyecciones más comunes y diversas características técnicas (distancia foco imagen, tamaño de película y calidad del haz de acuerdo

con la capa hemirreductora). Los datos de la dosis se han recopilado de diversos estudios realizados sobre irradiación de maniqués antropomórficos y simulación con método de Monte Carlo de los mismos. Los resultados figuran normalizados a una dosis a la entrada del paciente de 1 Gy (kerma en aire a la entrada, sin retrodispersión) tanto para adultos como para pacientes pediátricos. En la Tabla I se han extraído los valores típicos de dosis a diversos órganos que relaciona la ICRP-34 para exploraciones simples según simulación sobre un maniqué antropomórfico tomando características estándar de los equipos de diagnóstico.

La utilización de estos datos a escala particular requiere la caracterización de los equipos de radiodiagnóstico utilizados mediante el rendimiento o la medida dosimétrica. Con estas referencias, a partir del rendimiento del equipo de radiodiagnóstico o de las medidas de dosis a la entrada del paciente, es posible calcular la dosis en diver-

Tabla I. Dosis a diferentes órganos estimadas a partir de simulación Monte Carlo sobre un maniqué antropomórfico y de acuerdo con parámetros de operación estándar USA 1970.

Exploración	Número medio de placa	Dosis (mGy)									
		Cuerpo entero		Médula ósea		Pulmón		Gónadas		Útero	Mama
		entero	tiroides	varón	mujer	varón	mujer	varón	mujer	/feto	
Tórax	1.5	0.06	0.06	0.04	0.03	0.19	0.20	-	-	-	0.14
Cráneo	4.1	0.37	2.22	0.31	0.31	0.02	0.02	-	-	-	-
Cervicales	3.7	0.23	4.04	0.11	0.11	0.14	0.14	-	-	-	-
Costillas	3.0	1.01	1.54	0.49	0.42	3.24	2.96	-	0.004	0.005	4.11
Hombro	1.8	0.10	0.58	0.06	0.06	0.39	0.27	-	-	-	0.77
Pelvis	1.3	0.68	-	0.27	0.27	0.0011	0.0011	0.57	1.48	1.94	-
Cadera	2.0	0.39	-	0.17	0.17	-	-	3.68	0.78	1.28	-
Columna dorsal	2.1	0.70	0.75	0.43	0.32	2.63	2.65	-	0.006	0.006	2.76
Columna lumbosacra	3.4	3.86	-	2.24	2.24	0.35	0.35	0.43	6.40	6.39	-
Columna lumbar	2.9	2.72	0.003	1.26	1.26	1.33	1.33	0.07	4.05	4.08	-
Columna completa	1.0	0.81	2.71	0.35	0.35	1.49	1.17	0.10	1.00	1.28	2.34

los órganos y, por consiguiente, la dosis efectiva. Especialmente útil ha sido esta publicación para la estimación de dosis al feto en exámenes radiológicos de pacientes en estado de gestación o al útero en pacientes en edad de procrear, dado que en numerosos centros sanitarios se han realizado programas de cálculo basados en estas tablas.

Completando esta publicación de la Comisión Internacional de Protección Radiológica, el reconocimiento internacional de la importancia de la protección al paciente en radiodiagnóstico dio lugar a la elaboración de Manual de Garantía de Calidad en Radiología por parte de la Organización Mundial de la Salud [2] y la primera Directiva en este ámbito del Consejo de las Comunidades Europeas referente a las medidas básicas de protección a las personas sometidas a tratamiento o exámenes médicos [3].

Posteriormente, diversos organismos establecieron los primeros protocolos de estimación de dosis en radiodiagnóstico y recopilaron en sus publicaciones los datos, hasta entonces dispersos, de las medidas realizadas en numerosos centros sanitarios. Paralelamente a los estudios de dosis sobre pacientes se desarrollaron técnicas de cálculo mediante simulación Monte Carlo. Cabe destacar las publicaciones del National Radiological Protection Board "Patient Dose Reduction in Diagnostic Radiology" [4] y "National Protocol for Patient Dose Measurements in Diagnostic Radiology" [5].

SITUACIÓN ACTUAL

El comité científico de las Naciones Unidas para el estudio de los efectos de las radiaciones ionizantes (UNSCEAR) ha recopilado y publicado datos sobre las aplicaciones médicas de las radiaciones ionizantes desde su fundación en 1955. El último informe fue publicado en el año 2000 [6] y el anterior en el 1993 [7]. Entre 1991 y 1996, el UNSCEAR llevó a cabo un estudio mundial acerca de las exposiciones debidas al uso médico de las radiaciones con indicación de la do-

sis impartida a los pacientes. Este estudio pone en evidencia que la media de dosis impartida al paciente varía ampliamente entre los diversos países incluidos. Los anexos de esta publicación relacionan abundantes valores de las dosis representativas de cada uno de los países encuestados para el informe final.

Junto con la Agencia de las Naciones Unidas para la Alimentación (FAO), la Organización Internacional del Trabajo (OIT), la Agencia de la Energía Nuclear de la Organización para el Desarrollo Económico (NEA/OECD), la Organización Panamericana de la Salud (PAHO) y la Organización Mundial de la Salud (OMS), en 1996 la Agencia Internacional de la Energía Atómica (OIEA) coordinó la publicación de los "International Basic Safety Standards for Protection Against Ionizing Radiation and for the Safety of Radiation Sources" [8]. Este documento contiene los estándares de protección para el paciente en el uso médico de las radiaciones y los niveles de referencia para las dosis impartidas en exámenes de rayos X. En la Tabla II y III se presentan los valores medios de la dosis a la entrada (DSE) y el producto dosis área (PDA), respectivamente, para exploraciones radiográficas simples de acuerdo con la última actualización de estos datos, recopilados en una Conferencia Internacional de la OIEA sobre protección radiológica del paciente en exposiciones médicas [9].

Tabla II. Dosis a la entrada (mGy) por sala para diferentes exploraciones simples (IAEA-2001 [9]).

Exploración	Promedio	Rango	Percentil 75
Columna lumbar AP	6.4	1.0 – 42.0	7.4
Columna lumbar LAT	15.0	2.2 – 75	19.0
Tórax PA	0.17	0.01 – 1.9	0.2
Tórax LAT	0.73	0.04 – 3.6	0.77
Abdomen AP	5.8	0.8 – 28.0	7.2
Pelvis AP	4.7	0.9 – 25.0	5.4
Cráneo AP/PA	2.8	0.1 – 10.0	3.7
Cráneo LAT	1.5	0.1 – 6.0	1.9
Columna dorsal PA	4.2	0.2 – 27.0	5.0
Columna dorsal LAT	12.0	0.5 – 5.0	14.0

La Unión Europea ha financiado diversos proyectos y grupos de trabajo para el establecimiento de referencias europeas sobre criterios de calidad en radiodiagnóstico. Así, los niveles de referencia de dosis para exploraciones simples han sido incorporados a las "European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images of Adult [10] and Paediatric [11] Patients. Los valores concretos que figuran en estas directrices europeas han sido detallados en un capítulo anterior.

Tabla III. Producto dosis área ($Gy \cdot cm^2$) para diferentes exploraciones completas (IAEA-2001[9]).

PDA	Tórax	Pelvis	Columna lumbar	Urografía	Enema Bario
Promedio	0.54	3.3	9.0	22.4	43.5
Rango	0.10 – 3.0	0.73 – 12.4	0.39 – 35.7	6.8 – 65.7	5.5 – 165.6
Mediana	0.47	2.6	7.9	19.2	34.7
Percentil 75	0.65	3.9	10.9	28.9	53.1

Como ya se ha comentado en un capítulo anterior, fruto de la elaboración y recopilación de estos resultados en el ámbito europeo, la Unión Europea redefinió sus directivas acerca de las exposiciones médicas a radiaciones ionizantes y, finalmente, emitió la Directiva 97/43Euratom de 30 de junio de 1997 [12]. Esta Directiva introduce el concepto de niveles de referencia en radiodiagnóstico como una herramienta para la optimización de la garantía de calidad, requiriendo la determinación periódica de la dosis a pacientes y su comparación con los niveles propuestos. Incorporada a la legislación nacional a través del Decreto 1976/1999 [13], se incluye la determinación sistemática de la dosis de referencia como indicador básico de la calidad de un servicio de radiodiagnóstico. La revisión actual del Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico [14] incluye un capítulo dedicado a los indicadores de dosis al paciente en el que recoge los valores de referencia de la dosis al paciente en exploraciones simples tal como aparecen detallados en la Tabla IV.

Tabla IV. Valores de referencia de la dosis a paciente del Protocolo Español de control de calidad en Radiodiagnóstico.

Tipo de Exploración	Dosis a la entrada de referencia ¹ (mGy)
Abdomen AP	10
Columna lumbar AP/PA	10
Columna lumbar LAT	30
Columna lumbo-sacra LAT	40
Cráneo AP	5
Cráneo LAT	3
Cráneo PA	5
Mamografía	10
Pelvis AP	10
Tórax LAT	1.5
Tórax PA	0.3
Dental intraoral periapical	7

¹Con retrodispersión (el factor de retrodispersión adoptado es 1.08 en mamografía y 1.35 en el resto. Para radiografía dental intraoral se toma 1.1).

PROCEDIMIENTOS DE DOSIMETRÍA EN RADIOGRAFÍA CONVENCIONAL

En general, las magnitudes recomendadas para la estimación dosimétrica en radiodiagnóstico son la dosis en la superficie de entrada (DSE, en mGy) para cada proyección individual y el producto dosis área (PDA, en $Gy \cdot cm^2$) para el examen radiográfico completo. La DSE se puede medir directamente mediante dosímetros termoluminiscentes (TLD) o bien puede ser estimada indirectamente a partir del rendimiento del tubo de rayos X. El PDA para una exploración completa, incluso si se utiliza también fluoroscopia a lo largo del procedimiento, puede medirse directamente mediante cámaras de transmisión colocadas a la salida del colimador del equipo.

Estas determinaciones deben integrarse dentro del programa de garantía de calidad de radiodiagnóstico, y su comparación con los niveles de referencia establecidos requiere asegurar la representatividad de los resultados obtenidos. Tanto en los métodos directos como indirectos de estimación, la dosis depende críticamente de la talla del

paciente, por lo tanto las medidas deben realizarse sobre una muestra suficientemente representativa de la talla estándar de los pacientes. Además, las técnicas radiológicas utilizadas deben adecuarse a protocolos estándar de trabajo.

La dosimetría en radiología pediátrica entraña mayores dificultades debido a las variaciones en la talla de los pacientes que causa amplias incertidumbres en los valores promedio de la DSE y el PDA, incluso dentro de un mismo grupo de edad. En general, los niveles de dosis se facilitan de acuerdo con maniquís estándar de 0, 1, 5, 10 ó 15 años y se clasifican por grupos de edad. El establecimiento de niveles de referencia generales es impreciso y deben particularizarse para cada instalación.

La DSE y el PDA son magnitudes medibles experimentalmente. Como indicadores de dosis, deben enfrentarse a los niveles de referencia para establecer la calidad del proceso pero no son directamente relacionables con el riesgo. Con el propósito de obtener la dosis efectiva colectiva debida a radiodiagnóstico es preciso cuantificar la dosis efectiva. La dosis a órganos o la misma dosis efectiva no puede medirse directamente pero puede estimarse a partir de los valores obtenidos de la DSE y el PDA ([15] y [16]).

Condiciones de la evaluación dosimétrica

Para el establecimiento de los indicadores de dosis debemos considerar las exploraciones radiológicas simples más frecuentes efectuadas en cada una de las salas de tratamiento, tomando las proyecciones estándar: tórax, abdomen, cráneo, pelvis, columna lumbar. La inclusión de otras exploraciones simples debe considerarse en función de su frecuencia y establecer valores de referencia propios típicos del equipo en cuestión.

Puesto que el objetivo del sistema de garantía de calidad en radiodiagnóstico es aplicar la mínima dosis al paciente compatible con el objetivo diagnóstico propuesto, la evaluación dosimétrica debe acom-

pañarse de un procedimiento de control de calidad de la imagen. De este modo, podrán establecerse los parámetros idóneos de la técnica radiológica que permitan estandarizar el proceso. La evaluación de la calidad de la imagen, puede realizarse a través de criterios anatómicos sobre imágenes clínicas obtenidas a pacientes o bien mediante objetos de prueba que permitan valorar objetivamente la calidad de la imagen. Importante también para la determinación de la dosis típica en una exploración para un equipo o sala, es la cuantificación de la tasa de rechazo de películas puesto que será un factor multiplicativo a los valores de dosis determinados experimentalmente.

La muestra mínima sobre la cual se realizará la determinación debe ser de 10 pacientes para cada una de las proyecciones controladas. Si la dispersión resultase importante se incrementará el tamaño de la muestra. Los pacientes incluidos en el estudio se escogerán sin patologías deformantes, normalmente constituidos y de talla y peso intermedios.

Tal y como se recoge el RD 1976/1999, los controles de dosimetría a pacientes se efectuarán con una periodicidad mínima anual y después de las modificaciones o reparaciones que puedan afectar el comportamiento radiológico del equipo de rayos X.

Dosimetría TL para la determinación de la DSE

La dosis en superficie a la entrada (DSE) se define como la dosis absorbida en aire en el punto de intersección del eje del haz de rayos X con la superficie de entrada del paciente, incluyendo la radiación retrodispersada, y se expresa en mGy. La utilización de dosímetros de termoluminiscencia de pequeño tamaño y volumen que pueden pegarse directamente a la superficie del paciente durante la exploración asegura el computo de la retrodispersión. Adicionalmente, los TLD presentan la ventaja de no interferir en la imagen diagnóstica. Por consiguiente, este tipo de dosímetros es el más recomendado para la evaluación dosimétrica en radiología.

El uso en rutina de los TLD requiere la caracterización y calibración del material utilizado, cuestión que puede resultar tediosa en la mayoría de los departamentos de física médica de los centros sanitarios. Sin embargo, en nuestro país existen diversos centros de dosimetría que han puesto a punto procedimientos para ofrecer a las distintas instalaciones el servicio de dosimetría a pacientes para cumplir el requisito del programa de garantía de calidad o bien para fines de investigación. Si se dispone del material necesario para realizar las medidas y consecuentes lecturas de los dosímetros, la calibración de los dosímetros debe realizarse en términos de KERMA para un espectro de calidad de referencia, preceptivamente en un laboratorio acreditado de calibración y metrología de las radiaciones (Anexo 2 del capítulo 3). Las magnitudes y unidades utilizadas en dosimetría de las radiaciones y los métodos de calibración mencionados se han descrito en el capítulo anterior.

No describiremos con detalle las particularidades de los TLD puesto que puede encontrarse numerosa bibliografía sobre el tema, tanto en lo que se refiere a las características de los diferentes materiales como a la metodología para la puesta a punto de este sistema de medida. Simplemente apuntar que el material más utilizado en las medidas rutinarias de dosimetría es el fluoruro de litio (LiF, comercialmente TLD-100 o LiF:Ti, comercialmente TLD-200) de composición isotópica de Litio estándar. Este material ofrece una respuesta en energía que, para el amplio espectro energético presentado por los rayos X, varía poco con el kilovoltaje aplicado, la filtración del tubo o la presencia de radiación dispersa. Como contrapartida, este material es térmicamente influenciado y su preparación requiere un tratamiento térmico relativamente complicado.

Con el fin de interpretar la representatividad de las medidas obtenidas, cabe tener en cuenta la respuesta del material a una dosis de referencia dada, o sensibilidad del detector. Para un mismo material, es importante que todas las muestras (los dosímetros) presenten una sensibilidad parecida. Los TLD comunes se preparan en lotes cuyo coeficiente de variación de sensibilidad se sitúa alrededor del 10%. Inclu-

so se pueden obtener comercialmente lotes preparados con variaciones del 5%, más caros lógicamente. Variaciones del orden del 2% requieren ya un cuidado especial en su preparación que requiere el calibrado individual de cada TLD. La sensibilidad condiciona la exactitud y la precisión de los dosímetros. La reproducibilidad del sistema dosimétrico viene determinada por las incertidumbres estadísticas, por una parte inherentes al mecanismo de la excitación y desexcitación termoluminiscente y por otra introducidas por variaciones inevitables en la fabricación de los dosímetros. El nivel de precisión depende directamente de la bondad del proceso y equipo de medida. Valores típicos de exactitud y precisión para los TLD se sitúan alrededor del 10%.

La dosis en superficie a la entrada para cada proyección individual se mide colocando el dosímetro termoluminiscente en el centro del campo, pegado a la piel del paciente. Pueden utilizarse varios dosímetros para cada determinación. Los detalles referentes a la exploración y la codificación de cada TLD utilizado deben registrarse en los formularios adecuados. El proceso experimental, por la naturaleza variable de la muestra de pacientes y la incertidumbre asociada a la técnica de medida, conduce a una exactitud y precisión pobres ($\pm 20-30\%$), especialmente a niveles bajos de dosis como los que se manejan en radiografías de tórax o pediátricas.

Estimación de la DSE a partir del rendimiento del equipo

El protocolo de garantía de calidad en radiodiagnóstico incluye la verificación del rendimiento del tubo (Γ), entendiéndose éste como la dosis en aire por unidad de carga ($\text{mGy}\cdot\text{mAs}^{-1}$) a 100 cm. del foco para el kilovoltaje de referencia de 80 kV_p .

Con objeto de disponer de un método indirecto para estimar la DSE, es necesario caracterizar el rendimiento del tubo de rayos X extendiendo su determinación a otros kilovoltajes, esto es, trazar la curva Γ (kV_p). Esta curva, que se puede expresar como una función po-

tencial ($\Gamma(kV_p) = \text{Constante} \cdot (kV_p)^n$ de exponente n en torno a 2) o a través de un polinomio de orden 2 ($\Gamma(kV_p) = a + b \cdot (kV_p) + c \cdot (kV_p)^2$), permitirá la obtención del rendimiento del equipo para cualquier kV_p utilizado en las exploraciones típicas. La DSE se estimará a partir de la siguiente expresión:

$$DSE \text{ (mGy)} = \Gamma(kV_p) \cdot Q \cdot DFS^{-2} \cdot FRD$$

donde Q es la carga aplicada en la proyección concreta (mAs), DFS la distancia foco-superficie del paciente (m) y FRD el factor de retrodispersión.

Dado que los rendimientos se han determinado en condiciones estándar: para un tamaño de campo determinado y para una distancia de 100 cm., debemos aplicar sendos factores modificadores de la dosis como son el factor de campo que da cuenta de la contribución de la radiación dispersa para los diferentes tamaños de campo empleados en las exploraciones, y el inverso del cuadrado de la distancia para adaptar el valor a las proyecciones típicas en radiodiagnóstico.

El factor de retrodispersión relaciona la dosis absorbida en aire sin paciente y la dosis absorbida en la superficie de entrada del paciente que, por definición, incluye la radiación retrodispersada. Para el espectro energético de los rayos X de diagnóstico y los tamaños de campo comúnmente empleados, la dosis medida sobre el paciente se

Tabla V. Factores de retrodispersión medidos con TLD en un maniquí de agua. (IPSM (1988) [17]).

CHR (mm Al)	Tamaño campo (cm x cm)				
	10 x 10	15 x 15	20 x 20	25 x 25	30 x 30
1.0	1.18	1.19	1.20	1.20	1.20
1.5	1.22	1.24	1.25	1.25	1.26
2.0	1.26	1.28	1.29	1.30	1.30
2.5	1.28	1.31	1.32	1.33	1.34
3.0	1.30	1.33	1.35	1.36	1.34
4.0	1.32	1.37	1.39	1.40	1.41

Tabla VI. Factores de retrodispersión calculados por simulación Monte Carlo en un maniquí antropomórfico. (IPSM (1988) [17]).

CHR (mm Al)	kVp	Filtración total (mm Al)	LAT LS (11x14 cm.)	Proyección	
				AP Abdomen (26x35 cm.)	PA Tórax (30x38 cm.)
1.5	50	2.0	1.20	1.25	1.18
2.0	60	2.5	1.23	1.31	1.23
2.5	80	2.0	1.25	1.37	1.27
3.0	80	3.0	1.27	1.41	1.30
4.0	110	2.6	1.29	1.45	1.34
5.0	110	4.0	1.30	1.48	1.37

incrementa entre un 20% y un 40% respecto a la medida libre en aire (Tablas V y VI).

Si las medidas se realizan mediante una cámara de ionización, ésta debe someterse a la verificación periódica y a calibración en un laboratorio de calibración y metrología acreditado para las calidades de haces de rayos X empleadas. También pueden utilizarse los detectores de semiconductor que acompañan a la mayoría de equipos no invasivos de control de calidad de rayos X.

Anualmente, debe actualizarse la base de datos referente a las características de cada sala de exploración, es decir, las curvas de rendimiento $\Gamma(kV_p)$. La estimación de la DSE a partir de los rendimientos del tubo tiene una incertidumbre asociada comparable a la de la dosimetría directa con TLD. Por interferir menos en el proceso sobre el paciente, se puede aumentar la muestra de pacientes en cada sala, por ejemplo, proponiendo una campaña anual en la que durante toda una semana se recogen los datos de todas las exploraciones típicas incluidas en el programa de calidad.

Medida directa del PDA

El producto dosis área se define como la dosis absorbida en aire promediada sobre el área cubierta por el haz de rayos X en un plano

perpendicular al eje del mismo multiplicada por la superficie del haz en el mismo plano. El PDA puede medirse en cualquier punto situado entre los colimadores y el paciente puesto que, por definición, es una magnitud invariante con la distancia al foco. Su medida se realiza mediante cámaras de transmisión colocadas a la salida del haz (en general, montadas sobre la carcasa de los colimadores) y no requiere el contacto con el paciente ni interfiere con la exploración. Por lo tanto, la retrodispersión no se incluye en esta magnitud que suele expresarse en Gy·cm².

La medida directa del producto dosis área (PDA) puede relacionarse indirectamente con la energía impartida al paciente e incorpora información acerca de la intensidad de radiación, duración de la exploración y tamaño del campo. A pesar de estas ventajas, el PDA se asocia mayormente a procedimientos fluoroscópicos, ya que es un método que permite medir en continuo la dosis impartida al paciente en técnicas intervencionistas. Esencialmente, el PDA se utiliza como medida integrada de la dosis absorbida en el conjunto de una exploración con varias proyecciones e incluso con tomas fluoroscópicas. Conectado a una impresora, el electrómetro puede suministrar la información dosimétrica del procedimiento para ser incluido en la historia del paciente. Una correcta interpretación del PDA medido requiere una adecuada recogida de los datos característicos de la exploración.

Las cámaras de transmisión utilizadas para la medida del PDA deben calibrarse con respecto a equipos de referencia y verificarse periódicamente. Especial cuidado debe tenerse en aplicar los factores de calibración correctos cuando se intercambian cámaras de transmisión y el equipo de lectura correspondiente. Estas verificaciones, deben realizarse bajo condiciones de exposición típicas que reproduzcan aproximadamente las experimentales sobre pacientes.

Las cámaras de transmisión para la determinación del PDA se diseñan para operar en un amplio rango de condiciones de exposición y, por lo tanto, la incertidumbre asociada al resultado puede ser importante. La Comisión Electrotécnica Internacional (CEI) ha especi-

Tabla VII. Valores típicos del PDA para pacientes adultos. (NRPB 1991 [5]).

Exploración	Número de placas	Tiempo de escopia (s)	Rango	PDA (Gy·cm ²)	
				Media	Percentil 75
Abdomen	1.4		0.70-30	4.9	8.3
Pelvis	1.1		0.49-19	3.8	5.0
Columna lumbar	3.4		2.0-93	12	17
Tránsito esofágico	7.8	193	0.49-163	17	23
Enema de bario	8.5	224	6.2-272	41	61
Urografía intravenosa	8.2		3.3-251	17	23

ficado el límite aceptable de incertidumbre en los equipos de medida del PDA recomendando que sea inferior al 25% [18].

Valores del PDA para distintas exploraciones pueden encontrarse abundantemente publicados ([9], [19]). En la Tabla VII se presentan algunos valores típicos para las exploraciones más simples.

A través de la medida del PDA también se puede estimar la DSE teniendo en cuenta el factor de retrodispersión, la distancia desde foco hasta la entrada de la rejilla (DFR), el tamaño de campo a la entrada de la rejilla (TCR) y el espesor del paciente (Es). La expresión siguiente muestra como se obtiene la DSE en función del resto de parámetros.

$$DSE (mGy) = \frac{FRD \cdot PDA (\mu Gy \cdot cm^2) \cdot 10}{TCR (cm^2) \cdot \left(\frac{DFR (cm) - Es (cm)}{DFR (cm)} \right)^2}$$

APLICACIONES INFORMÁTICAS CÁLCULO DE DOSIS EN ÓRGANOS Y DOSIS EFECTIVAS EN RADIOLOGÍA SIMPLE

EffDose

National Board of Health. National Institute of Radiation Hygiene. Denmark. <http://www.sis.dk/>

EffDose es una aplicación informática para el cálculo de la dosis efectiva y la dosis absorbida en órganos de 68 proyecciones radiográficas simples. Estas proyecciones se distribuyen según los siguientes grupos y para pacientes estándar: cabeza, tórax, columna, estómago duodeno, colon y abdomen pelvis. La aplicación está basada en los datos de NRPB-SR-262 [15]. Para el cálculo de las dosis se necesita seleccionar una proyección radiográfica, el kV utilizado, la filtración del equipo en mm.AI y la dosis en la superficie de entrada sin retrodispersión o el producto dosis por área (figura 1). Cuando no se conoce la dosis en la superficie de entrada sin retrodispersión o el producto dosis por área, la aplicación informática permite estimar estos valores a partir de los datos radiográficos utilizados (kV, filtración del equipo en mm. AI, mAs utilizados, forma de la onda, tamaño y forma del campo de radiación y distancias a la piel del paciente y a la superficie de registro). Esta estimación se realiza según los datos de ICRP 34 [1] (figura 2). Los resultados obtenidos se muestran en forma de tabla.

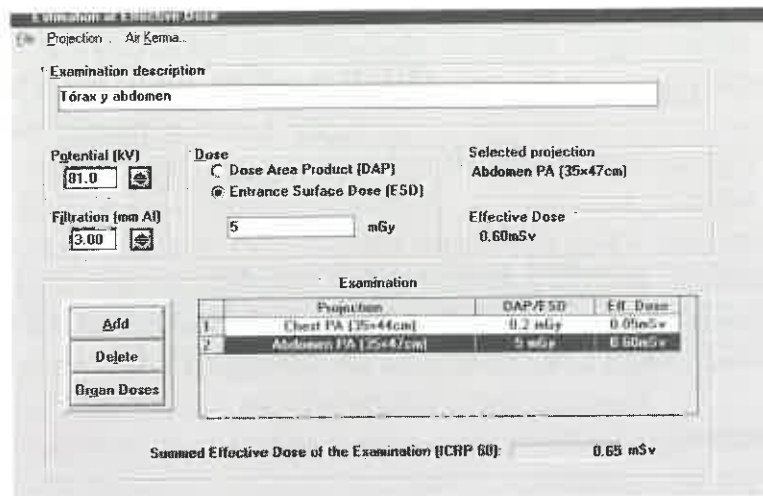


Figura 1. Ventana de selección de parámetros de EffDose.

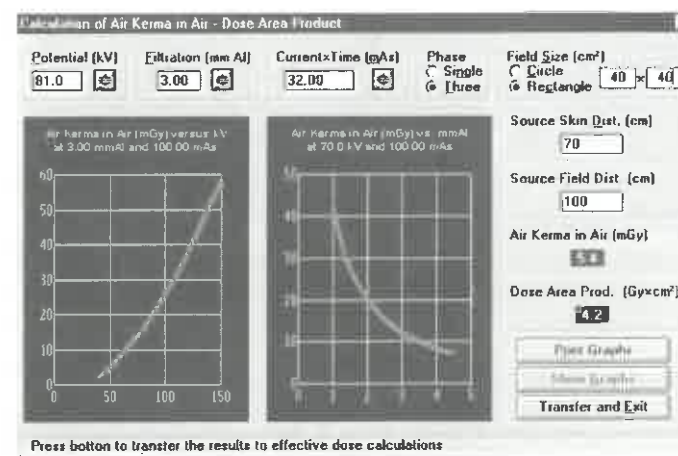


Figura 2. Ventana de estimación de Kerma de EffDose.

El software puede utilizarse con Microsoft Windows 3.1 o posterior. La aplicación sin los ficheros de NRPB ocupa unos 1,5 Mega Bytes. Cuando se usa la aplicación, necesita unos 2,5 Mega Bytes de memoria.

PCXMC

Helsinki: Finnish Centre for Radiation and Nuclear Safety.
<http://www.stuk.fi/pcxmc/>

Tapiovaara M, Lakkisto M and Servomaa A, PCXMC: A PC-based Monte Carlo program for calculating patient doses in medical x-ray examinations, report STUK-A139.

PCXMC es una aplicación basada en simulación por Monte Carlo para la determinación de las dosis absorbida en órganos y dosis efectivas en pacientes sometidos a exámenes simples de RX. La apli-

cación consta de 3 partes diferenciadas: Examination data, Simulate y Compute dose.

Se introducen las condiciones geométricas de la proyección radiográfica (distancias, punto de entrada del haz, tamaño de campo...) y el modelo de maniquí a usar para la simulación Monte Carlo. Los modelos posibles son: recién nacido, 1 año, 5 años, 10 años, 15 años y adulto y se puede modificar el peso y la altura, de modo que se puede tener un modelo para cualquier tipo de paciente (figura 3 y 4).

También se debe seleccionar el nivel energético (cada nivel supone 10 keV, de modo que el nivel 9 corresponde a un máximo de potencial del tubo de 90 kV). La selección del número de fotones de prueba para la simulación Monte Carlo determinará la precisión estadística del resultado. Una vez obtenida la simulación de la exploración, se realiza el cálculo de las dosis en órganos y de la dosis efectiva. Se puede definir el espectro a utilizar seleccionando el kV máximo, espesores de la filtración del tubo (hasta dos tipos diferentes de materiales) y ángulo del ánodo. Después se realizará el cálculo de las dosis seleccionando el fichero de la simulación deseado, introduciendo

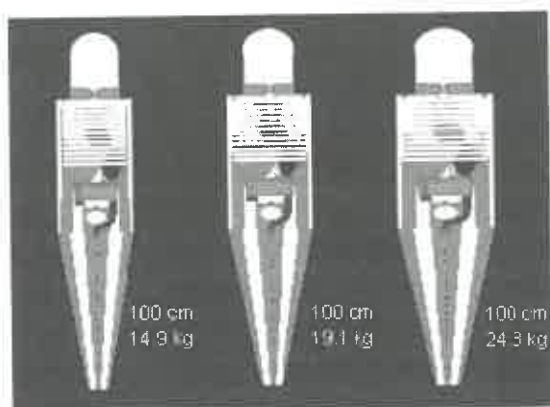


Figura 3. Modelos de maniquí utilizados por PCXMC.

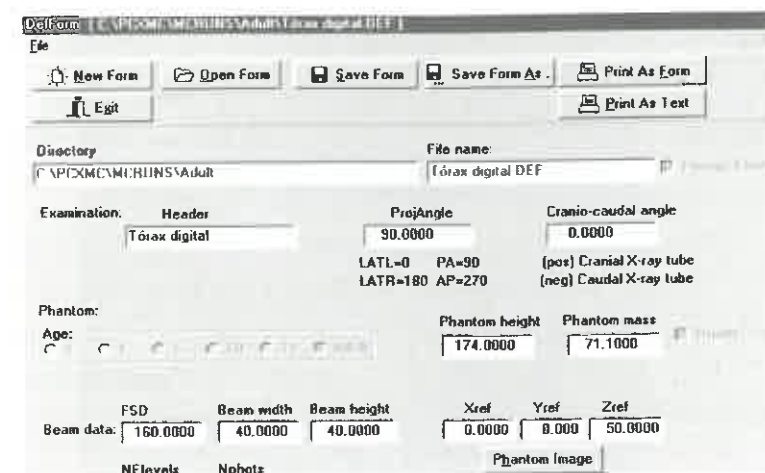


Figura 4. Ventana de selección de proyección radiográfica de PCXMC.

el valor de kerma a la entrada del maniquí sin retrodispersión o el producto dosis por área. Finalmente, se obtiene una tabla con las dosis en órganos y la dosis efectiva con sus correspondientes errores asociados.

La versión 1.5 funciona bajo Windows 95/98/NT/2000/XP. El PC requiere 64 MB de memoria RAM y 2,5 MB de espacio libre en el disco.

FetDose

Department of Radiation Physics. Princess Margaret Hospital. Toronto. Canada.

<http://www.uhn.ca/pmh/>

<http://www.medicalphys.com/fetdose.zip>

ernestkwaku.osei@grhosp.on.ca

Osei E.K., Darko J.B., Faulkner K. and Kotre C.J. Software for the estimation of foetal radiation dose to patients and staff in diagnostic radiology. J. Radiol. Prot. 2003;23:183-194.

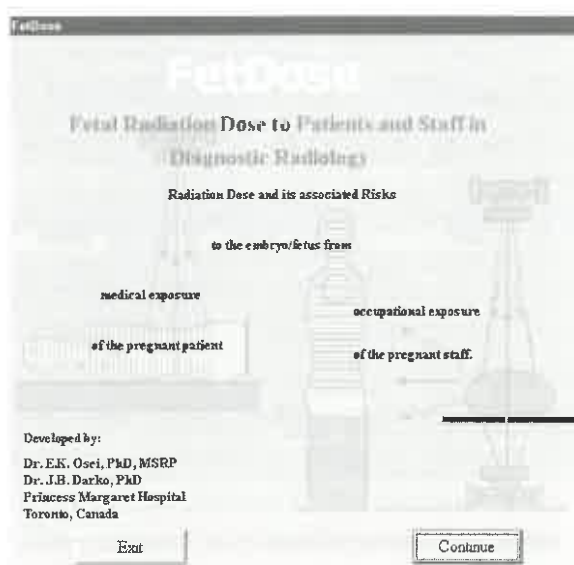


Figura 5.
Ventana de inicio de FetDose.

FetDose es una aplicación para la estimación de dosis en feto de mujeres embarazadas tanto en exposición ocupacional de personal expuesto como en exposiciones médicas de pacientes (figura 5). También da una estimación del riesgo de reducción del coeficiente de inteligencia, retraso mental severo, efectos hereditarios e inducción de cáncer fetal.

El programa utiliza los datos introducidos por el usuario y las dosis en útero normalizadas (NUD), generadas por simulación Monte Carlo para el cálculo de dosis fetal. Los NUD están disponibles para el rango de 60 a 110 kVp de potencial del tubo, desde 2.0 hasta 5.0 mm. Al de filtración y para diferentes exámenes radiográficos, proyecciones, tamaños de campo y profundidades del feto. El parámetro dosimétrico a introducir es la dosis absorbida en aire en la superficie de entrada sin retrodispersión o el producto dosis por área. Este dato se puede introducir manualmente o el programa puede estimarlo con los datos de la exploración radiográfica (kVp, filtración del tubo, dis-

tancia al foco, mAs y tamaño de campo). Otros datos a introducir son el espesor de la paciente en la parte abdominal, la profundidad fetal y el tiempo de gestación. Los resultados obtenidos son la estimación de la dosis absorbida por el feto, comparativas de las dosis y los valores estimados de los diferentes riesgos.

ODS-60

Department of Physics. Faculty of Science. University of Helsinki. Finland.
<http://ethesis.helsinki.fi/julkaisut/mat/fysii/vk/lampinen/calculat.html>

Juha Lampinen. Calculating Patient Specific Doses in X-Ray Diagnostics and from Radiopharmaceuticals Academic Dissertation, March 2000.

Este programa calcula la dosis absorbida en órganos, y la dosis efectiva debida a exploraciones simples de radiodiagnóstico. El cálculo se realiza basándose en la dosis en profundidad y los perfiles de dosis obtenidos por simulación Monte Carlo sobre maniqués antropomórficos de diferente complejidad.

XDose y ChilDose

John Le Heron National Radiation Laboratory. Christchurch. New Zealand.
<http://www.nrl.moh.govt.nz/software.html>
<http://www.nrp.org/publications/software/sr262.htm>
<http://www.nrp.org/publications/software/sr279.htm>

Xdose es un programa para el cálculo de la dosis a pacientes adultos en radiodiagnóstico (grafía y escopia) basado en los datos de dosis a órganos contenidos en el documento NRPB-SR262 [15]. Chil-

Dose permite el mismo cálculo para pacientes pediátricos a partir de los datos de dosis a órganos contenidos en el documento NRPB-SR279 [16]. Ambos programas permiten introducir las combinaciones particulares de proyecciones radiográficas y escoger, en el caso de pacientes pediátricos, el grupo de edad. Los parámetros dosimétricos se especifican en términos de dosis en superficie a la entrada o de producto dosis área. La aplicación determina la dosis en los distintos órganos y la dosis efectiva para cada proyección y para toda la exploración.

BIBLIOGRAFÍA

1. CRP 1982 Protection of the patient in diagnostic radiology. ICRP Publication 34 (Pergamon Press, Oxford).
2. WHO 1982 Quality assurance in diagnostic radiology. (World Health Organisation, Geneva).
3. CEC 1985 Radiation Protection-33 EUR 9728 EN (Office for Publications of the European Community, Luxembourg).
4. NRPB 1990 Documents of the NRPB. Volume 1 No 3 Patient Dose Reduction in Diagnostic Radiology. (National Radiological Protection Board, Chilton, UK).
5. NRPB 1991 National Protocol for Patient Dose Measurements in Diagnostic Radiology. (National Radiological Protection Board, Institute of Physical Sciences in Medicine, College of Radiographers).
6. UNITED NATIONS, Sources and Effects of Ionizing Radiation, 2000 Report to the General Assembly, Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR), UN, New York (2000).
7. UNITED NATIONS, Sources and Effects of Ionizing Radiation, 1993 Report to the General Assembly, Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR), UN, New York (1993).
8. IAEA International Basic Safety Standards for Protection against Ionizing Radiation and for the Safety of Radiation Sources, Safety Series No. 115, IAEA, Vienna (1996).

9. IAEA Radiological Protection of Patients in Diagnostic and Interventional Radiology, Nuclear Medicine and Radiotherapy Proceedings of an international conference held in Málaga, Spain, 26–30 March 2001.
10. EUROPEAN COMMISSION, European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images, EUR 16260 EN, European Communities, Luxembourg (1996).
11. EUROPEAN COMMISSION, European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images in Paediatrics, EUR 16261 EN, European Communities, Luxembourg (1996).
12. EUROPEAN UNION, Council Directive 97/43/Euratom of 30 June 1997 on Health Protection of Individuals against the Dangers of Ionizing Radiation in Relation to Medical Exposure (Repealing Directive 84/466/Euratom, O.J. No. L 265/1, 5.10.1984), Official Journal of the European Communities No. L 180/22–27, Luxembourg (1997).
13. BOE, Boletín Oficial del Estado. Real Decreto 1976/1999 de 23 de diciembre, por el que se definen los Criterios de Calidad en Radiodiagnóstico. (BOE número 311 de 29-12-1999).
14. SEFM-SEPR, Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico. Revisión I (2002).
15. NRPB-R262, Hart, D., Jones, D., Wall, B.F., Estimation of Effective Dose in Diagnostic Radiology from Entrance Surface Dose and Dose–Area Product Measurements, National Radiological Protection Board, Chilton, UK (1994).
16. NRPB-R279, Hart, D., Jones, D., Wall, B.F., Coefficients for Estimating Effective Doses from Paediatric X Ray Examinations, National Radiological Protection Board, Chilton, UK (1996).
17. IPSM-53, Patient dosimetry techniques in diagnostic radiology. The Institute of Physical Sciences in Medicine. Report No 53. York (1988).
18. CEI-580, Area Exposure Product Meter. Comisión Electrotécnica Internacional, Publicación número 580, Ginebra (1977).
19. Dosimetry in Diagnostic Radiology, Radiation Protection Dosimetry, Proceedings of a Seminar held in Luxembourg in March, 1991. Published by Nuclear Technology Publishing. Vol. 43, Nos 1-4, (1992).

CAPÍTULO 5

DOSIMETRÍA EN RADIOLOGÍA DENTAL

Manuel Francisco Rodríguez Castillo

INTRODUCCIÓN

Los valores de referencia de dosis (NRD), en radiología dental, están especialmente justificados según la guía 109 CE párrafo 14 [1], ya que son exámenes muy frecuentes, a un número de pacientes elevado y especialmente sensibles a las radiaciones pues son jóvenes en su mayoría.

La radiología dental consiste en el uso de los rayos X emitidos por diversos equipos específicos para el diagnóstico y seguimiento de los estudios odontológicos.

Interesa ver la pieza dentaria completa o su ausencia, sus posiciones con respecto a las demás y tomar diversas medidas en distintos planos del maxilar superior y de la mandíbula inferior.

Este capítulo pretende establecer unos procedimientos sencillos para la determinación de los NRD en las principales exploraciones de radiología dental:

- 1.- Intraoral.
- 2.- Ortopantomografía.
- 3.- Tele Lateral de cráneo.
- 4.- TC dental.

Para las tres primeras se ampliará al caso de adquisición digital.

RESUMEN HISTÓRICO

Después del descubrimiento de los rayos X en 1895, varios pioneros ayudaron a dar forma a la radiología dental, muchos murieron por sobre-exposición a las radiaciones. La primera radiografía dental fue tomada por el odontólogo alemán Otto Walkhoff en una exposición de 25 minutos. Ese mismo año, 1895, el Dr. W.J. Morton de Nueva York tomó de un cráneo la primera radiografía dental en Estados Unidos. En 1896 C.E. Kells le dio un uso práctico a las radiografías en odontología, la dedicación de Kells al desarrollo de los rayos X en odontología le costó perder los dedos, después la mano y por último el brazo. El Dr. Rollins fabricó el primer equipo de rayos X específico para odontología, sufrió la quemadura de una mano durante los experimentos con radiaciones y fue el que publicó el primer informe sobre los peligros de estos rayos y su necesaria protección [2].

SITUACIÓN ACTUAL

La legislación actual ya exige en el anexo I del Real Decreto 1976/1999 [3] para radiografías periapicales “7 mGy como valor de referencia de dosis superficie a la entrada del paciente”, para el resto de exploraciones “para las que no exista todavía valores de referencia, y hasta que se publiquen y que sean aceptados como válidos por los organismos o sociedades competentes, se tomarán como indicadores los valores promedio iniciales medidos en cada sala, y se compararán con los que se obtengan en controles posteriores, no debiendo superar el valor inicial”.

En la Guía para odontólogos de NRC 2001 [4] tenemos unas tablas resumen del estado actual de los valores de referencia para las distintas exploraciones, en varios países.

Para radiología intraoral se observa una gran dispersión, tanto por el procedimiento de medida, como por el uso de películas D y E,

o por la tensión aplicada al tubo. La dosis media varía entre 2.89 mGy para España, 3.3 mGy para Reino Unido, 3.5 mGy para Finlandia, 4.7 mGy para Francia, 4.9 mGy Dinamarca, 9.2 mGy Portugal, etc.

Los valores de referencia propuestos son referidos a la dosis superficie a la entrada y tenemos 3.5 mGy en España, EEUU para películas tipo D, y en Finlandia para películas tipo E y sistemas digitales; en Reino Unido 4 mGy y en IAEA (1996) 7 mGy. Para radiografía panorámica tenemos en las tablas mencionadas unos valores medios de 0.53 mGy de dosis a la entrada para España, y unos productos dosis por área (PDA) de 94 mGy cm² en Finlandia, y 113 mGy cm² en Reino Unido, el producto dosis por anchura del haz (DWP) es de 65.2 mGy mm para Reino Unido.

Los valores de referencia propuestos son 0.7 mGy dosis superficie a la entrada (DSE) Occipital en España y 65 mGy mm (DWP) en Reino Unido.

Para telerradiografía lateral de cráneo los valores medios son 1.2 mGy en Reino Unido y 7.2 mGy en Portugal y los valores de referencia propuestos son 1.5 mGy en Reino Unido y 3 mGy en la Unión Europa.

En la actualidad, se realizan en España 131 exámenes por cada 1.000 habitantes lo que supone más de cinco millones de exploraciones por año y un 20.85% del total de los exámenes radiológicos [5].

TIPOS DE PROCEDIMIENTOS EN RADIOLOGÍA DENTAL

Radiografía Intraoral

Son todas las radiografías aisladas de los dientes, incluidas las aletas de mordida y las oclusales, la película se coloca en el interior de la boca y el tubo en el exterior. En función del tipo de soporte y ángulo de incidencia reciben distintos nombres, a efectos dosimétricos

son equivalentes salvo la de oclusión que la película es algo mayor (7.5 cm. x 5.5 cm.) y el haz más vertical.

- 1.- Radiografía periapical, muestra el diente completo con su raíz y el hueso adyacente.



Figura 1. Radiografía Periapical.

- 2.- Radiografía interproximal, (mordida) muestra las caras coronarias de la dentición superior e inferior. Suele utilizarse un dispositivo de orientación para mantener la perpendicularidad del haz de rayos X con la película.



Figura 2. Radiografía Interproximal.

- 3.- Radiografía de oclusión, la película se coloca en el plano de oclusión. En una radiografía oclusal maxilar, es posible observar el paladar duro, el labio superior y la base de la nariz. En una radiografía oclusal mandibular, se aprecia el suelo de la boca, la lengua y el labio inferior.



Figura 3. Radiografía de oclusión.

Radiografía Panorámica o pantomografía de rotación

Es una técnica extraoral, proporciona una vista amplia de los maxilares, los dientes, los senos maxilares, la fosa nasal y las articulaciones temporomandibulares (ATM). Consiste en un disparo largo, en el que el tubo situado en la zona occipital y la película delante de la cara describen sendos arcos cuyo foco es el centro de la mandíbula y el plano de corte es el de mordida. La película puede venir en un soporte flexible, curvo o plano según el modelo de equipo. La dosis que recibe el paciente es 10 veces inferior a la que recibiría en un estudio intraoral de toda la boca.



Figura 4. Radiografía Panorámica. Radiografía de oclusión.

Radiografía Tele Lateral de cráneo

Es una radiografía lateral de cráneo con las particularidades de realizarse a 150 cm. en vez de a 100 cm., uso de fijador o cefalostato y de utilizar un atenuador de aluminio para compensar la disminución de espesor del cráneo desde las órbitas oculares al extremo de la na-



Figura 5. Radiografía Tele lateral de Cráneo.

riz, de esta forma tenemos una mayor resolución por menor tamaño aparente del foco y una imagen más homogénea donde se aprecia el perfil de la cara.

Este filtro conformador suele colocarse entre la cara y el chasis pero es mucho más recomendable a efectos de dosis a cristalino que se coloque en el colimador, aunque éste es más difícil de conseguir puede realizarse con láminas de aluminio en forma de escalera.

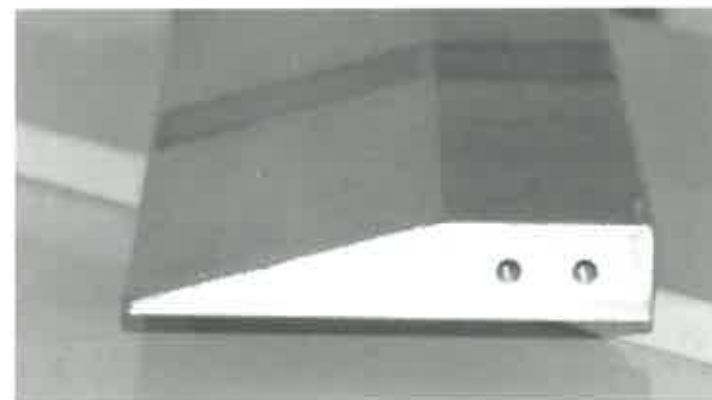


Figura 6. Filtro de cuña para Tele lateral de Cráneo.

TC dental

En principio, consiste en una exploración de TC de cráneo donde el plano de corte es paralelo al reborde alveolar, (el programa DentaScan no permite angulación del gantry) los cortes son generalmente de 1 mm. y espaciados 1 mm. Se realizan por separado de mandíbula inferior y de maxilar superior, y un programa específico de reconstrucción nos muestra imágenes transversales y panorámicas múltiples de los maxilares. Es muy útil en implantología y siempre que necesitemos unas medidas anatómicas muy exactas. Su frecuencia de uso va en considerable aumento a una población joven con problemas

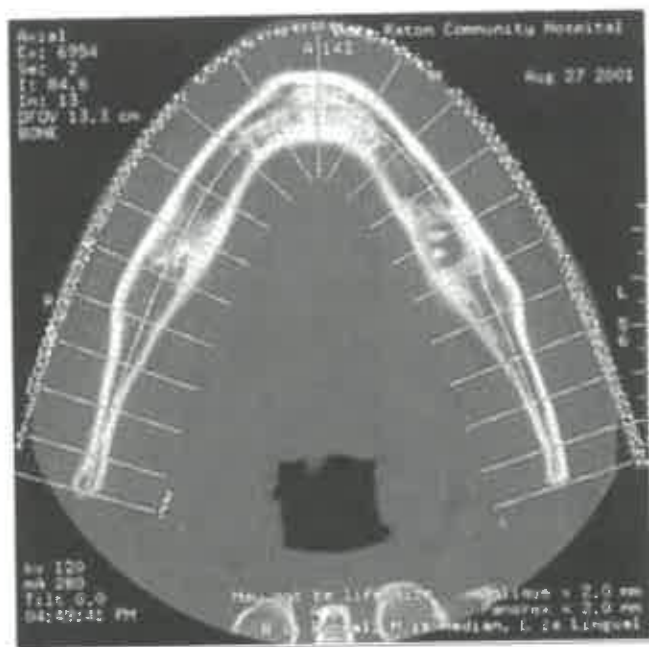


Figura 7. Radiografía TC Dental.

de ortodoncia y a una población adulta que se realiza implantes dentales para completar su dentadura.

PROCEDIMIENTOS DE DOSIMETRÍA EN RADIOLOGÍA DENTAL

Generalidades

Ateniéndonos al artículo 7 del Real Decreto 1976/1999 [3] desarrollado en el anexo I “incluye la verificación de la dosis de referencia para radiografías periapicales y para las que aún no están establecidas, los valores promedios iniciales medidos en cada sala, y se com-

pararán con los que se obtengan en controles posteriores, no debiendo superar el valor inicial”. Para la medida de los parámetros relacionados con las dosis que reciben los pacientes, podrán practicarse uno o varios de los siguientes métodos:

- a) Con dosímetros de termoluminiscencia colocados a la entrada del haz de rayos X en el paciente.
- b) A partir de valores de rendimiento medidos con detectores de radiación (sin paciente), aplicando las condiciones particulares de las exploraciones de que se trate, con los datos de pacientes y técnicas radiográficas utilizadas.
- c) Mediante cámaras de ionización de transmisión, utilizadas en el curso de la exploración radiológica del paciente.
- d) Con películas especiales previamente calibradas.

Para las medidas podríamos utilizar desde el TLD como más fiable hasta las nuevas películas que debidamente calibradas nos dan la dosis a partir de la medida de la densidad óptica [6]. Pero aunque comentaremos estos procedimientos, nos centraremos en medidas de rendimiento con detectores de estado sólido o cámaras de ionización o transmisión según dispongamos.

Lo importante en cualquier caso es conocer la dosis superficie de entrada, su variabilidad y la precisión de nuestra medida, para que la podamos establecer de referencia propia frente a los valores de referencia publicados y a nuestras futuras medidas. Básicamente necesitaremos un dosímetro calibrado para estas energías, un medidor de kilovoltios y de tiempo y si es posible pero no imprescindible un miliamperímetro, una regla graduada para las distancias y una ficha para la toma de datos.

Características de la Radiología dental

La radiología dental se caracteriza por no desarrollarse en su mayor parte en Servicios de radiología, por estar muy dispersa y ser bastante desconocida para el resto de profesionales no odontólogos.

Su uso va en considerable aumento y dado que la edad media de los pacientes es muy baja, es imprescindible conocer que dosis se están impartiendo.

Como el número de equipos es muy alto y también el de operadores, un comienzo en la toma de datos nos garantizará una reducción en las dosis por concienciación. Con algunas recomendaciones básicas sobre justificación, homogenización de técnicas, uso de protectores y filtros de contorno y programas de garantía de calidad con sus controles, en poco tiempo tendremos unas dosis más bajas, más homogéneas y más efectivas. Si a esto añadimos los cursos de protección radiológica para odontólogos y operadores podemos asegurar una adecuada aplicación de la radiación en beneficio del paciente y del operador [7].

Dosimetría en radiología intraoral

Breve explicación de la técnica

Consiste en la obtención de imágenes radiológicas de piezas dentarias en pequeño formato (3 cm. x 4 cm.), donde la película va en un estuche con una hoja de refuerzo delante y una hoja de estaño detrás para evitar la retrodispersión. En función de la hoja de refuerzo tenemos películas más rápidas y películas más lentas con mayor resolución. Las rápidas actualmente dan una resolución muy aceptable con una disminución considerable de la dosis.

El tubo de RX es como una esfera de unos 15 cm. de diámetro con un cono a la salida de unos 18 cm. que impide distancias foco piel inferiores a los 20 cm. El extremo distal del cono se coloca próximo a la boca del paciente perpendicular al plano de entrada de la pieza dental de interés y la película se coloca tras dicho diente sujeta o bien con la lengua, con un soporte o si posee aleta de mordida colocada esta entre los dientes superior e inferior. El tubo va mediante unos brazos en un soporte de columna contrapesado que permite su fácil colocación y sujeción en la posición elegida.

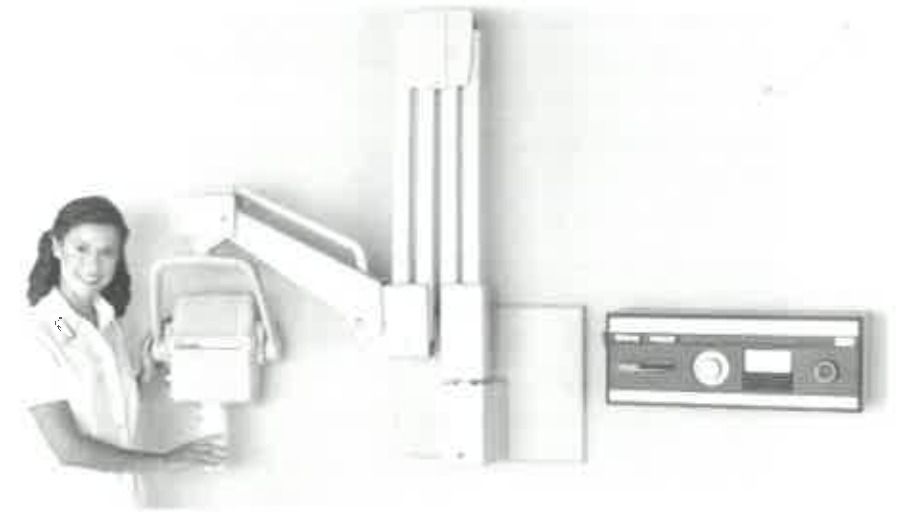


Figura 8. Equipo Dental Intraoral. Cortesía de Gendex Corp.

El generador es monofásico de muy poca potencia, de intensidad fija, unos 7 u 8 mA y de tensión fija sobre 70 kV. Sólo es variable el tiempo de exposición en función del tipo de pieza dental y si es una exploración infantil o de adulto.

Cada estudio puede variar entre dos o tres exposiciones para una pieza en concreto hasta más de 20 para un estudio completo. El tamaño de campo a la entrada del paciente es un círculo de 6 cm. de diámetro, algunos tienen una colimación rectangular de 3 x 4 que reduce la dosis si se alinea adecuadamente el tubo a la película.

El revelado de la película es en general manual y si los líquidos no están en buen estado suele aumentarse el tiempo de exposición con el considerable aumento de la dosis.

Existe un tipo de radiografías en la que el tubo emisor iba en el interior y la película en el exterior, pero dada su obsolescencia prescindiremos de ella. Un "estado radiológico" de los dientes consta de aproximadamente 20 películas dentarias, en determinada combinación según la edad y el tipo de estudio a realizar [8].

Procedimiento de medida y cálculo de la dosis

- a) Con TLDs, se colocan tres o cuatro dosímetros radiotransparentes debidamente calibrados en la zona de entrada y en los órganos de interés (cristalino, glándulas salivares, tiroides) a diez pacientes adultos y a diez niños a los que previamente se les ha explicado el proceso y solicitado su permiso, y se realiza la exploración prescrita con la técnica habitual, se le retiran los dosímetros debidamente identificados y se realiza un análisis estadístico entre los pacientes adultos y los pediátricos separadamente.
- b) Por medida indirecta, medir la dosis a la salida del cono con un detector o cámara de ionización para distintos tiempos y teniendo en cuenta los factores de calibración del detector, los factores de presión y temperatura y la retrodispersión obtener la dosis a la entrada.

Medir la dosis en los puntos virtuales donde estarían los órganos de interés y calcular la dosis efectiva multiplicando estas por su factor de ponderación y sumándolas, o bien con un programa informático de cálculo de dosis efectiva.

Dosimetría en ortopantomografía

Breve explicación de la técnica

Las radiografías panorámicas rotacionales se obtienen haciendo girar un haz muy estrecho de rayos X alrededor de un eje vertical intraoral. El paciente permanece inmóvil mientras el tubo de rayos X y el portaplaacas giran alrededor de su cabeza. La película queda expuesta a través de una estrecha abertura del chasis [8].

Procedimiento de medida y cálculo de la dosis

Los niveles de referencia diagnóstica NRD para la radiografía panorámica no están aún tan desarrollados como para la intraoral. En el Reino Unido se ha adoptado el concepto de dosis por anchura del



Figura 9. Ortopantomógrafo.

haz [9], esto es, la máxima dosis que llega a la rendija de la película por la anchura del haz en la rendija medida sin paciente [2]. Otra opción es la medida del producto dosis por el área del haz de radiación (PDA).

La propuesta más generalizada en la bibliografía y empleada en España es dar los dos NRD, la dosis a la entrada en la región occipital (DSE) y el producto dosis por área (PDA) consistente en multiplicar la dosis a la entrada por el área barrida por el haz en la región occipital.

- 1.- En el primer caso fijamos un detector, suficientemente pequeño para que sea totalmente irradiado, en el extremo de salida del cono estableciendo adecuadamente la medida foco detector. Caso de no ser esto posible podemos utilizar un cilindro prolongador para que el haz cubra el detector o emplear una cámara de lápiz calibrada para estas energías.
- 2.- Una vez fijado el detector y conocida su distancia al foco, realizamos varios disparos completos con distintas técnicas

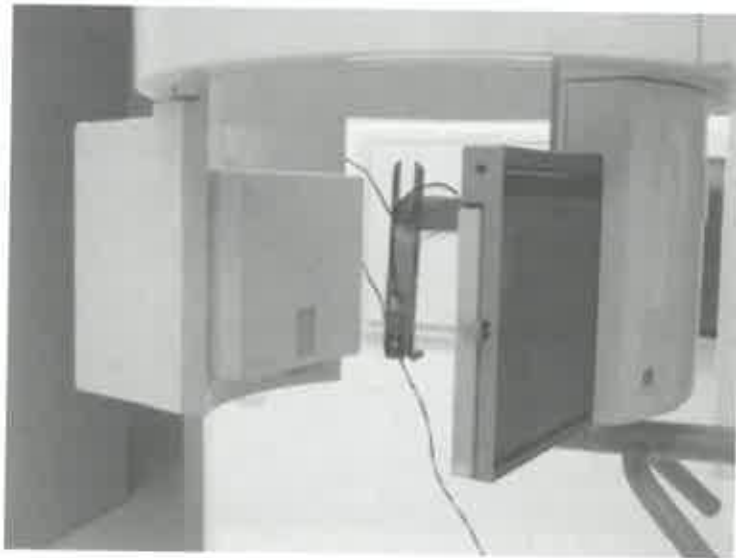


Figura 10. Posición del detector en ortopantomografía.



Figura 11. Medida de PDA con cámara de transmisión.

(pediátricas y adulto) variando la tensión. Utilizaremos los kV que generalmente emplee el operador de la instalación. La intensidad suele ser fija. Hay que tener especial cuidado con el cable del detector que no vaya a engancharse en nada durante la rotación del tubo por lo que es recomendable fijar bien el cable y seguir el disparo tras el cristal plomado por si hay que abortarlo en cualquier momento.

- 3.- A partir de las medidas obtenidas y de la medida foco piel en la región occipital, calculamos la dosis a la entrada sin retrodispersión. Para calcular la distancia foco piel, podemos estimar un diámetro biparietal entre 18 y 24 cm y colocando correctamente un recipiente cilíndrico de estas dimensiones en el eje en función del tipo de equipo podemos medir la distancia foco piel.
- 4.- Para medir el área irradiada en la región occipital colocamos la película en su soporte flexible y la pegamos al recipiente. En el extremo del colimador una vez retirado el detector colocamos un filtro de 2 mm de Cu que cubra el haz y realizamos una exposición sobre la película con la técnica habitual, una vez revelada la película obtenemos el rectángulo

Dosimetría en telerradiología lateral de cráneo

Breve explicación de la técnica

Las telerradiografías laterales de cráneo se realizan situando el tubo a 150 cm. del soporte del chasis que puede ser un bucky mural o un dispositivo específico, se coloca al paciente de lado, normalmente sentado y con un posicionador en los oídos para asegurar la perpendicularidad del haz con el cráneo.

Una vez posicionado al paciente con el cefalostato ajustado en el pabellón auricular, bien entre la cara y el chasis o mejor aún en el colimador, se coloca un filtro conformador de aluminio de unos 12 mm. de espesor en el lado más grueso, para que el perfil de la cara



Figura 12. Dispositivo para telerradiología lateral de cráneo.
Cortesía de Soredex.

pueda visualizarse en la radiografía y no quede ennegrecido por su menor espesor.

La técnica es sobre 85 kVp y 5 mAs con foco fino y suele utilizarse película y chasis de mamografía.

Procedimiento de medida y cálculo de la dosis

Se coloca todo el sistema incluido el posicionador o cefalostato, se centra el haz y se hacen una serie de disparos colocando el detector en las proximidades del elemento que se ajusta al oído, variando la distancia al foco 5 cm. (DFD 130, 125 y 135 cm.).

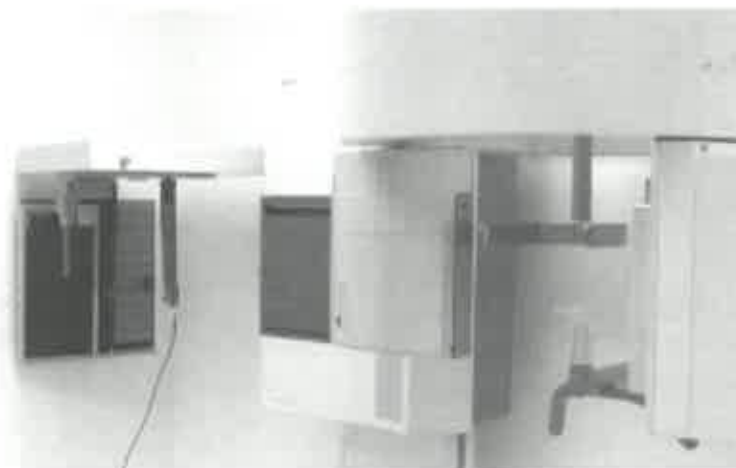


Figura 13. Posición del Detector para medida en Cefalometría.

Se mide también en otras posiciones como en las proximidades del cristalino, base de la mandíbula inferior y zona tiroidea.

Debe medirse también el tamaño del campo de incidencia colocando un chasis a 130 cm. del foco e interponiendo un filtro de cobre de 2 mm. y reduciendo la técnica, obtendremos un rectángulo opaco una vez revelada la película cuya área corresponde a la de irradiación a esa distancia.

Las medidas que hemos realizado oscilan entre 150 y 200 μGy y el PDA en $11\text{cGy}\cdot\text{cm}^2$. Si el filtro se coloca en el colimador las dosis son diez veces menores.

Dosimetría en TC para estudios de implantes

Breve explicación de la técnica

En los programas de TC dental se utilizan cortes tomográficos axiales muy delgados (1mm.) del maxilar superior y de la mandíbula inferior para reconstruir una serie de imágenes en distintos planos de las piezas dentarias e incluso una imagen panorámica de toda la boca.

Se realizan por separado de mandíbula inferior y de maxilar superior. Se sitúa al paciente en decúbito supino sobre la mesa del TC y se angula e inmoviliza la cabeza. Tras un escanograma lateral para comprobar el ángulo y definir la zona de exploración, se realizan los cortes correspondientes para cubrir la zona de interés [10].

Procedimiento de medida y cálculo de la dosis

Se realiza de forma análoga a un estudio de cráneo, aunque una dosimetría individualizada requiere medidas in vivo con TLDs vamos a centrarnos en el cálculo de la dosis efectiva a través del índice de dosis de tomografía computarizada CTID y el MSAD dosis media en múltiples cortes [11, ver capítulo 8].

Con estos datos y las técnicas empleadas podemos conocer los valores de dosis en órganos y las dosis efectivas a pacientes individuales, utilizando un programa de cálculo de dosis o manualmente con los factores de conversión publicados por el National Radiological Protection Board (NRPB) del Reino Unido.

TÉCNICA: DentaScan

	kV	mA	T(s)	Espesor corte	Separación cortes	Nº de cortes	Ventana
Barrido	120	60					
Maxilar inf.	120	80	2.7	1mm	0 mm	34	Hueso
Maxilar sup.	120	100	2.7	1mm	1mm	35	Hueso

Dosimetría en radiología dental digital

Cuando se utilizan técnicas digitales, es aún más importante vigilar la dosis en el tiempo, ya que un aumento de la dosis no implica un mayor ennegrecimiento de la película debido al gran rango dinámico de los detectores. Esto es, el detector digital permite un intervalo de exposiciones de entre 3 y 4 ordenes de magnitud que cualquier com-

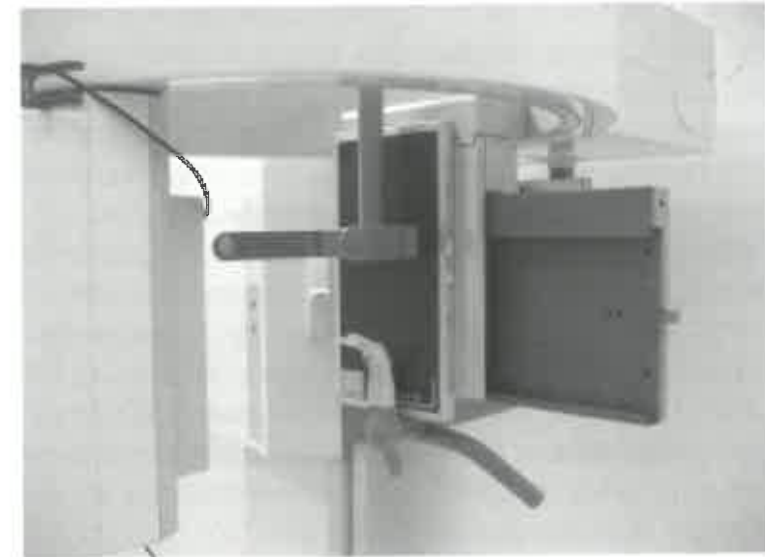


Figura 14. Equipo con chasis para CR.

binación pantalla-película. La ventaja es que en general no hay que repetir la exposición por dar una técnica inadecuada, pero podemos estar dando dosis extremadamente alta sin darnos cuenta y sobre todo sin aportar mayor información al diagnóstico aunque pueden ser más agradables a la vista. En resumen, en radiología digital es necesario mayor frecuencia en la medida de la dosis pues si nos descuidamos puede tener tendencia a subir [12].

El método es análogo a los respectivos convencionales, aunque algunos equipos pueden incorporar un parámetro proporcional a la dosis que una vez calibrado podemos utilizar con mayor facilidad y periodicidad, pero sin olvidar el correspondiente a la técnica convencional.

En radiología digital no se usan películas ni procesamiento químico, un detector sustituye a la película y la señal que recibe es enviada a un procesador que la convierte en imagen y puede ser observada en un monitor o registrada en papel o película. Tiene la ventaja de

ser fácilmente archivada en los distintos soportes informáticos existentes, se puede enviar con rapidez a otro ordenador y puede post-procesarse mediante herramientas de imagen digital para tomar medidas, ampliar, realzar bordes, variar niveles de grises destacando distintas partes anatómicas, etc. Los principales inconvenientes actuales son el precio y que si no se vigila la dosis se tiende a aumentar.

Existen tres tipos de detectores directos: 1) dispositivo de acoplamiento de carga CCD, 2) semiconductor de óxido metálico SCOM y 3) de inyección de carga DIC. Y tres tipos de imágenes digitales: a) las directas, obtenidas con los detectores descritos, b) Las indirectas o convertidas mediante un escáner o una cámara CCD de película a digital y c) las grabadas en fósforo o CR en las que la película es sustituida por una plancha de fósforo que posteriormente a la exposición es leída por un láser y procesada digitalmente [2].

COMENTARIOS

En el borrador de la Guía NCRP 2001 ya mencionada [4] nos encontramos una serie de recomendaciones del grupo de trabajo a tener en cuenta:

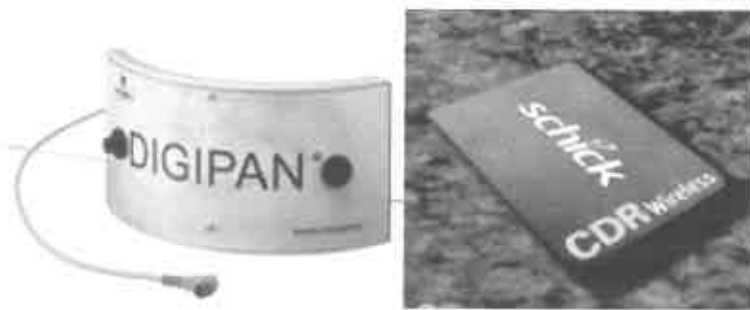


Figura 15. Detectores Digitales para ortopantomografía e intraoral.

- Para radiología intraoral
 - Establecimiento de valores de referencia.
 - Usar como nivel de referencia 4 mGy de dosis absorbida en aire medida al final del cono para una proyección molar maxilar normal.
- Para radiografía panorámica
 - Que los futuros trabajos se encaminen a establecer un método de medida, probablemente adoptando el PDA.
- Para telerradiografía lateral panorámica
 - Utilizar la dosis a la entrada y el producto dosis área en las proyecciones habituales.

Además de los controles de los NRD, el uso de películas rápidas en radiología intraoral, el ajuste de los equipos panorámicos, la colocación del filtro de contorno en el colimador en la tele de cráneo y el uso sólo imprescindible de la TC dental supondrán un considerable ahorro de dosis a la población sin menoscabo de una mejor calidad diagnóstica.

BIBLIOGRAFÍA

1. CE. Colección Protección Radiológica nº 109. 1999. Guía sobre los niveles de referencia para diagnóstico (NRD) en las exposiciones médicas.
2. Haring J.I.; Jansen. L. Radiología dental: Principios y técnicas. Philadelphia: Ed. McGraw-Hill, 2002 (2ª ed.). ISBN:970-10-3754-5.
3. Real Decreto 1976/1999, de 23 de diciembre, por el que se establece los criterios de calidad en radiodiagnóstico. Boletín Oficial del Estado, 29 de Diciembre de 1999, nº 311.
4. Guidances notes for Dental Practitioners on the use of X-ray equipment. NCRP. 2001.
5. Alcaraz M. [et al.]. "Control de Calidad en Radiología Dental Intraoral: Anomalías de funcionamiento de los equipos radiológicos". Radioprotección. 2004; 11(41): 22-31.

6. Melgar J. [et al.] "Estimación de dosis a pacientes en estudios de ortopantomografía" *Revista de Física Médica*. 2004; 5(1): 25-31.
7. White S.C. Pharoah M.J. *Radiología Oral: Principios e interpretación*. Ed. Mosby, 1995. (4ª Ed.).
8. Haring-Lind. *Radiología Oral: Principios y técnicas*. Ed. McGraw-Hill Interamericana. 1996.
9. Dannewitz B. [et al.] "Effect of dose reduction in digital dental panoramic radiography on image quality". *Dentomaxilofacial Radiology*. 2002; 31: 50-55.
10. Peñarrocha M. *Implantología Oral*. Barcelona: Ed. Medicina stm, 2001. ISBN: 84-95670-05-4.
11. L.N. Rothenberg, K.S. Pentlow. *AAPM Tutorial: Radiation Dose in CT Radiographs*. 1992; 12: 1225-1243.
12. *Radiation Protection in Dentistry. Recommended Safety Procedures for the Use of Dental X-Ray Equipment*. Canadá: Safety Code 30 99-EHD-177 ISBN 0-660- 15420-X.
13. González L.; Vañó E.; Fernández R. "Reference doses in dental radiodiagnostic facilities". *British Journal of Radiology*. 2001; 74: 153-156.
14. Isoardi P; Ropolo R. "Measurement of dose-width product in panoramic dental radiology". *British Journal of Radiology*. 2003; 76: 129-131.
15. EUROPEAN COMMISSION, *European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images in Paediatrics*, EUR 16261 EN, European Communities, Luxembourg (1996).
16. Zammit-Maempel I. "Radiation dose to the lens of eye and thyroid gland in paranasal sinus multislice CT". *British Journal of Radiology*. 2003; 76: 418-420.
17. Tanner R J. *Frequency of Medical and Dental X-Ray Examinations in the UK..NRPB-R320 1997*. ISBN 0-85951-453-6.
18. *Guidelines on Radiology Standards for Primary Dental Care: Report by the Royal College of Radiologists and the National Radiological Protection Board*. ISBN 0-85951-377-7.
19. Mason, Rita A. *A guide to dental radiography*. Ed. Wright. PSG, 1982.

Glosario de Siglas

ATM	Articulación temporomandibular.
CCD	Charge-Couple Device. (sensor de imagen, dispositivo de carga acoplada).
CR	Radiología Computerizada mediante chasis sin película y memoria volátil de fósforo.
DFD	Distancia Foco Detector.
DIC	Dispositivo de inyección de carga (sensor de imagen).
DSE	Dosis superficie a la entrada.
DWP	Producto dosis por anchura del haz.
IAEA	International Atomic Energy Agency.
NRCPC	National Council on Radiation Protection and Measurements.
NRD	Valores de Referencia de Dosis.
PDA	Producto Dosis - Área.
SCOM	Semiconductor de oxido metálico (sensor de imagen).
TC	Tomógrafo Computerizado (antes TAC).
TLD	Dosímetro de Termoluminiscencia.

Agradecimientos

A mis compañeros José Ramón Román, Rafael Aznar, Asunción Robles y a todos los profesionales de los Servicios de Radiofísica y de Radiología del Hospital Universitario de Valme y del Centro Radiológico Resolana, ambos de Sevilla, por su colaboración y apoyo.

CAPÍTULO 6

DOSIMETRÍA EN EXPLORACIONES COMPLEJAS

Eva Corredoira Silva

INTRODUCCIÓN

Las exploraciones más típicas consideradas como “complejas” son: enema opaco (EO), esófagogastroduodenal con papilla de bario (EGD) y urografía intravenosa (UIV). Aunque se incluyen otro tipo de exploraciones, generalmente realizadas en un telemando donde además de obtener imágenes radiográficas del paciente se utiliza escopia para centrar las radiografías y para observar el paso del contraste. Estas técnicas varían ampliamente en cuanto a proyecciones y parámetros seleccionados.

RESUMEN HISTÓRICO

En 1989, las dosis recibidas por urografía intravenosa, enema opaco y tránsito intestinal suponía más del 50% de la dosis equivalente efectiva colectiva en el área de Madrid [1]. En Gran Bretaña, aunque la frecuencia de estudios de bario es baja, contribuyen aproximadamente un 25% a la dosis efectiva colectiva [2]. La contribución a la dosis colectiva de la urografía intravenosa es del orden del 11%, aunque su frecuencia es del orden del 1.3% del total de exámenes [3].

Las primeras referencias a nivel internacional aparecieron tras un estudio realizado durante 1990 en 20 hospitales ingleses por el Institute of Physical Sciences in Medicine (IPSM) y publicado en 1992

[3]. Se evaluaron grupos de 10 pacientes para cada tipo de exploración en cada hospital cuyos pesos medios estaban comprendidos entre 65 y 75 kg. y se tomaron como valores de referencia los del tercer cuartil. Estos valores se muestran en la tabla I.

TABLA I. Valores de referencia complejas de IPSM.

Tipo de exploración	Valores de referencia de IPSM 1992 (cGy.cm ²)
EO	6000
EGD	2500
UIV	4000

En 1992, un grupo del Departamento de Física Médica de La Universidad Complutense de Madrid [4] publica valores de referencia de dosis al paciente en exploraciones de radiodiagnóstico que, igual que el documento elaborado por la Comunidad Europea en 1996 [5], propone establecer los valores de referencia en función del tercer cuartil. Los valores propuestos y su comparación con los de Reino Unido [6] aparecen en la tabla II.

TABLA II. Valores de referencia en exploraciones complejas de España y Reino Unido.

Tipo de exploración	Reino Unido Media (cGy.cm ²)	Reino Unido Tercer cuartil (cGy.cm ²)	España Media (cGy.cm ²)	España Referencia (cGy.cm ²)
EO	4186	5295	4519	4654
EGD	1914	2404	3990	3983
UIV	2994	3670	3205	3814

En 1990, la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP), en su publicación 60 [7], ya trataba de la optimización de la protección en exposiciones médicas. Indicaba que se deben establecer niveles de dosis de referencia o niveles de investigación en algunos procedimientos diagnósticos habituales. Aunque deben

ser flexibles, permitiendo dosis mayores si se justifica por criterios clínicos.

Finalmente, la Comunidad Europea publica en 1999 el documento de protección radiológica 109 [8], que es una guía para establecer niveles de referencia diagnósticos para exposiciones médicas. Recomienda tomar los valores de 10 pacientes adultos de peso 70 ± 3 kg. Los niveles no deben ser sobrepasados, y si se superan debe revisarse el procedimiento y el equipo. Se deben establecer niveles de referencia europeos y publica una tabla con niveles aceptables utilizados en diferentes estados miembros.

TABLA III. Valores de referencia publicados en la guía PR109 de la Comunidad Europea.

Estudio	Nivel de referencia (cGy.cm ²)	
	NRPB, 1996 [9]	Nordic 96 [10]
UI	4000	2000
EGD	2500	2500
EO	6000	5000

En UIV se realizan varias radiografías, pero sin cambiar la orientación del paciente. Yakoumakis y cols. [11] obtienen valores medios de PDA en 25 urografías de 1170 cGy.cm², valor muy inferior a los publicados en la guía PR 109.

Carroll y Brennan [12] realizan un estudio para establecer niveles de referencia en Irlanda. Toman valores del PDA en 12 hospitales y encuentran variaciones de la dosis media de hasta un factor 7.8 para EO y de hasta 4.2 para EGD. Los valores de referencia que establecen son 4700 cGy.cm² para enemas opacos y 1700 cGy.cm² para EGD.

Establecer valores de referencia en función del producto dosis-área en estudios complejos es más práctico que establecerlos con valores de dosis en la superficie de entrada (DSE), ya que se recogen datos de todo el estudio y la posición del paciente en el haz es menos

importante que cuando se mide la DSE con dosímetros termoluminiscentes. Además, la medida no interfiere en el estudio y no se molesta al paciente para la toma de datos.

Por otro lado, se debe prestar atención a la utilización de técnicas digitales, la fluorografía digital. Las ventajas de la digitalización de la imagen son:

- 1- Se reduce la necesidad de repetición de placas.
- 2- Se reduce el tiempo del estudio al no tener que revelar las placas.
- 3- Se reduce la necesidad de personal, un solo operador puede realizar el estudio.
- 4- Se reduce el espacio de almacenamiento de las placas.
- 5- Las imágenes se pueden transmitir digitalmente.

En Francia, Drovillard [13] realizó un estudio para comparar las dosis recibidas en equipos digitales y convencionales. Las dosis recibidas en enemas opacos y papilla de bario se muestran en la tabla IV.

TABLA IV. Dosis obtenidas en equipos digitales y convencionales en Francia.

Estudio	Convencional (cGy.cm ²)	Digital (cGy.cm ²)
EGD	5200	3300
EO	5600	3200

En este caso, el funcionamiento de los equipos convencionales con el que se compara el digital no estaba optimizado, ya que las dosis obtenidas por EGD supera la dosis de referencia propuesta por la NRPB, y la obtenida en EO se aproxima a la de referencia.

En Reino Unido, Hart y Wall [14] realizaron también un estudio de comparación de dosis entre equipos digitales y convencionales. Primero realizaron un estudio en equipos convencionales donde las dosis estaban optimizadas, y años más tarde en esos centros se cambiaron los equipos a digital. Los resultados obtenidos se muestran en la tabla V.

TABLA V. Dosis obtenidas en equipos digitales y convencionales en Gran Bretaña (cGy.cm²).

Estudio	Convencional (cGy.cm ²)	Digital I (cGy.cm ²)	Digital II (cGy.cm ²)
EO	2000	1660	
EGD	380	1060	490

En enemas opacos se redujo la dosis de grafía en digital pero aumento la dosis de escopia. La columna de digital I muestra el resultado obtenido con el equipo recién instalado. Tanto la dosis debida a grafía como la de escopia aumentaron respecto al convencional en EGD. Tras disminuir la tasa de entrada al intensificador de imagen en el equipo digital se obtuvieron los resultados mostrados en la columna digital II. El producto dosis-área en el equipo digital siguió siendo mayor que en convencional debido a la mayor contribución de la escopia.

En el año 2000, R. Ruiz-Cruces y cols. [15] publicaron un estudio de dosis a pacientes en estudios de bario en el Hospital "Nuestra Señora Virgen de la Victoria de Málaga". Clasificaron los estudios en:

- a) Tránsito esofágico (TE): visualización de todo el esófago después de administración de contraste oral.
- b) Estudio esofagogastroduodenal (EGD): visualización dinámica de todo el esófago, el estómago y las cuatro partes del duodeno.
- c) Tránsito intestinal (TI): estudio dinámico de todo el intestino delgado, no examina el paso del contraste por esófago, estómago y duodeno.
- d) Enteroclistis (ETI): procedimiento similar al anterior que visualiza el intestino delgado introduciendo contraste doble (bario y metilcelulosa) directamente en la cuarta porción del duodeno con una sonda nasogástrica, en este caso no es necesario utilizar escopia para ver si el contraste llega al intestino.
- e) Enema opaco (EO): se introduce contraste por el recto para visualizar el intestino grueso.

TABLA VI. Valores de dosis obtenidos por R. Ruiz Cruces y colaboradores.

Estudio	PDA (cGy.cm ²)		DSE ± σ (Gy)	Dosis efectiva ± σ (mSv)	Tiempo total (s)
	Media ± σ	3er cuartil			
TE	526 ± 318	691	0.016 ± 0.001	1.04 ± 0.61	78.2
EGD	3985 ± 2042	5331	0.13 ± 0.08	8.21 ± 4.55	355.8
TI	5318 ± 2570	7308	0.17 ± 0.07	13.68 ± 6.85	553.2
ETI	5396 ± 3085	7158	0.18 ± 0.1	13.99 ± 7.57	604.2
EO	5682 ± 32	7734	0.18 ± 0.1	11.69 ± 5.28	329.3

Los valores del producto dosis-área, DSE y dosis efectiva que obtuvieron se muestran en la tabla VI. Los resultados demostraron que la mayor contribución a la dosis total es debida a la escopia.

Otro procedimiento considerado "complejo" es la histerosalpingografía (HSG). Es un procedimiento ginecológico habitual cuando existe sospecha de infertilidad, además de otras indicaciones. Utilizando rayos X y mediante la introducción de un contraste, se estudia la cavidad uterina y la permeabilidad de las trompas de Falopio. El procedimiento se efectúa sobre mujeres en edad fértil, que además tienen intención de procrear, por lo que es muy importante conocer y optimizar la dosis de radiación impartida al aparato reproductor femenino. Se debe por tanto estudiar la dosis superficie a la entrada, que permita calcular la dosis recibida por los ovarios.

En este sentido, J.M. Fernández y cols. [16] realizaron un estudio sobre los valores del producto dosis-área, dosis superficie a la entrada, dosis en ovarios y dosis efectiva en histerosalpingografía. Los resultados se muestran en la tabla VII.

TABLA VII. Dosis obtenidas en histerosalpingografías.

	Media (Tercer cuartil)
Número de exposiciones	7.0 (7.0)
Tiempo de escopia (min.)	0.5 (0.7)
Producto dosis-área (cGy.cm ²)	713 (857)
Dosis en ovarios (mGy)	4.6
Dosis efectiva (mSv)	3.14 (4.26)

Una mención especial requieren las exploraciones complejas en pediatría. Las más comunes son el estudio EGD y la cistouretrografía.

En la tabla VIII se comparan dosis en cistouretrografías medidas durante 2003 en el Hospital Universitario La Paz de Madrid, con las publicadas por Ruiz y cols. [17] para los distintos grupos de edad.

En la publicación de la Comisión Europea [18] sobre criterios de calidad de las imágenes en radiología pediátrica, aconseja sobre técnica optimizada para realizar cistouretrografías, pero no da valores de dosis de referencia.

En la tabla IX se comparan las dosis medidas en estudios EGD por los mismos autores.

Las dosis medidas en el Hospital Infantil de La Paz, tanto en cistouretrografías como en EGD, son inferiores a los valores publicados a los que se hace referencia, así como los tiempos de escopia.

TABLA VIII. PDA medido en cistouretrografías en el Hospital Universitario La Paz y medidas por M.J. Ruiz y cols en pacientes pediátricos.

		Dosis escopia (cGy.cm ²)	Dosis grafía (cGy.cm ²)	Dosis total (cGy.cm ²)	
0.1-1 año	THI-La Paz	0	19.31 ± 7.19	19.31 ± 7.19	
	M.J.Ruiz	Centro I	10 (3-40)	116 (37-250)	126 (40-290)
		Centro II	165 (68-256)	117 (58-188)	282 (126-444)
1-5 años	THI-La Paz	0.96 ± 2.32	33.24 ± 18.07	34.20 ± 18.86	
	M.J.Ruiz	Centro I	22 (6-57)	286 (62-634)	308 (68-688)
		Centro II	362 (98-1300)	165 (74-270)	527 (181-1445)
5-10 años	THI-La Paz	15.20 ± 10.62	82.20 ± 40.39	97.40 ± 37.11	
	M.J.Ruiz	Centro I	63 (13-244)	579 (88-1310)	642 (101-1336)
		Centro II	605 (210-844)	361 (212-552)	966 (422-1396)
	Centro III	135 (102-158)	491 (187-756)	626 (289-914)	

TABLA IX. PDA medido en EGD en el Hospital Universitario La Paz y medidas por M.J. Ruiz y cols. en pacientes pediátricos.

			Dosis escopia (cGy.cm ²)	Dosis grafía (cGy.cm ²)	Dosis total (cGy.cm ²)
0.1-1 año	M.J.Ruiz	THI-La Paz	2.06 ± 2.92	22.63 ± 6.52	24.69 ± 5.91
		Centro I	60 (19-121)	57(10-158)	117 (41-270)
		Centro II	259 (80-512)	78 (40-107)	337 (120-619)
1-5 años	M.J.Ruiz	THI-La Paz	4.65 ± 5.50	34.2 ± 12.22	38.85 ± 13.62
		Centro I	124 (21-234)	133 (108-150)	256 (129-384)
		Centro II	423 (219-738)	161 (92-274)	584 (311-963)
5-10 años	M.J.Ruiz	THI-La Paz	-	-	55.60 ± 12.02
		Centro I	244 (230-257)	245 (203-286)	488 (433-543)
		Centro II	954 (635-1334)	269 (208-309)	1223 (944-1623)
		Centro III	101 (16-191)	273 (114-585)	374 (180-682)

SITUACIÓN ACTUAL

En España las dosis de referencia para exploraciones simples están reflejadas en el Real Decreto 1976/1999 por el que se establecen los criterios de calidad en radiodiagnóstico [19]. Dicho real decreto especifica que en salas dedicadas a exploraciones complejas convencionales (con escopia y varias imágenes por exploración), se medirá la dosis superficie a la entrada del paciente, en grafía, en una de las proyecciones estándar. Se precisará el número de imágenes por exploración y el tiempo de escopia (si se utiliza), para el tipo de exploración más usual en la sala. Además se medirá la tasa de dosis de entrada en escopia, bien sobre pacientes reales o sobre un maniquí que simule el paciente. Alternativamente se medirá el producto dosis-área en el tipo de exploración escogido para el control. De los antedichos con-

troles se llevarán a efecto, al menos, cinco determinaciones. El producto dosis-área es el parámetro dosimétrico de referencia propuesto por la Comisión Europea [20], por que permite la estimación de dosis a pacientes en exploraciones complejas y no depende de la distancia al tubo de rayos X.

PROCEDIMIENTOS DE DOSIMETRÍA EN ESTUDIOS COMPLEJOS

Todos los procedimientos de dosimetría incluidos en el tema de dosimetría en exploraciones simples son aplicables a los estudios complejos.

Medida del producto dosis-área (PDA)

En exploraciones complejas la dosis de referencia estaría expresada en función del PDA, ya que al utilizar distintas proyecciones en escopia y en grafía, se recogería información sobre todo el estudio. Se mide mediante cámaras de transmisión colocada a la salida del tubo de rayos X, y la respuesta de la cámara se corrige comparándola con una cámara de referencia debidamente calibrada para la energía de los rayos X que se estén utilizando. El PDA es igual en todos los planos ortogonales al eje del haz de rayos X. La medida del PDA está relacionada con la dosis superficie a la entrada (DSE) mediante la siguiente expresión:

$$PDA = D_0 (DFC) \cdot A (DFC) = D_0 (DFP) \cdot A (DFP) = \frac{DSE}{FRD} A (DFP)$$

Donde D_0 es la dosis absorbida en aire y A es el área del campo de rayos X a las distancias especificadas entre paréntesis. DFC es la distancia foco-cámara y DFP la distancia foco-piel del paciente. FRD es el

factor de retrodispersión, que no se tiene en cuenta en la medida del PDA, pero sí en la medida de la DSE.

Medida de la dosis superficie a la entrada

En estudios complejos la dosis superficie a la entrada se puede estimar a través de los valores del rendimiento del equipo para diferentes kVp o con dosímetros termoluminiscentes colocados en la piel del paciente. Estos métodos conllevan incertidumbres, ya que los parámetros relacionados con la técnica (tamaño de campo, posición, kVp, y mA) varían a lo largo del estudio. Las incertidumbres serán mayores cuando se estima la DSE partiendo del rendimiento, ya que se necesita promediar estos valores y es complicado determinar exactamente cuanto tiempo se ha utilizado un kVp y con que mA. En las estimaciones directas con dosímetros termoluminiscentes, hay que tener en cuenta que el punto de medida puede quedar fuera del campo de radiación en parte del estudio.

Cálculo de dosis en órganos

En exámenes complejos, es difícil clasificar las imágenes en proyecciones estándar. También se debe tener en cuenta que una proporción significativa de la dosis procede de la fluoroscopia, donde el tamaño y la posición del haz cambian constantemente.

En 1990, G. Drexler y cols. [21] publicaron un trabajo sobre el cálculo de dosis debidas a exposiciones de fotones externos utilizando un maniquí de referencia antropomórfico y métodos de Monte Carlo. Incluyeron exploraciones simples que, si se conoce el protocolo del estudio de las exploraciones complejas, permiten obtener las dosis recibidas en cada órgano por la totalidad del estudio. Calzado y cols. [20] publicaron dosis en órganos y dosis equivalente efectiva, ya en desuso, para EO, EGD, y UIV. Realizan

los cálculos utilizando métodos de Monte Carlo considerando proyecciones estándar y hacen medidas con dosímetros TLD en maniquí antropomórfico. Los resultados de factores de conversión de producto dosis-área a dosis en órganos en tres de las exploraciones complejas más habituales EGD, EO y UIV aparecen en la tabla X.

TABLA X. Factores de conversión de producto dosis-área a dosis en órganos (mGy/Gy.cm²).

Órgano	Estudio		
	EGD	EO	UIV
Vejiga	0.047	0.266	0.643
Superficies Oseas	0.035	0.173	0.066
Mama	0.086	0.032	0.053
Estómago	0.372	0.213	0.46
Intestino Delgado	0.101	0.292	0.324
Intestino Grueso Alto	0.132	0.272	0.426
Intestino Grueso Bajo	0.043	0.26	0.301
Riñones	0.067	0.648	0.068
Hígado	0.254	0.188	0.278
Pulmones	0.222	0.054	0.011
Ovarios	0.063	0.317	0.26
Páncreas	0.173	0.217	0.19
Médula Roja	0.026	0.162	0.042
Testículos	0.025	0.229	0.185
Tiroides	0.091	0.003	0
Útero	0.041	0.301	0.389
Piel	0.035	0.104	0.118

En el artículo publicado por R. Ruiz Cruces y cols. [15] calculan las dosis en órganos, utilizando el programa EFF-DOSE. En el TE, los órganos que reciben más dosis son esófago, glándulas suprarrenales y pulmones. Para el EGD, hígado, estómago e intestino delgado son los órganos más irradiados. Para el TI el intestino delgado, útero e intestino grueso son los que reciben más dosis. Y los órganos con mayor dosis en EO son riñones, testículos y vejiga urinaria.

Fernández y cols. [16] evaluaron la dosis en ovario para la histerosalpingografía obteniendo un valor de 4.6 mGy. Estas dosis se calculan partiendo de la dosis superficie a la entrada medida en el estudio y utilizando coeficientes para cálculo de dosis en órganos obtenidos por métodos de Monte Carlo [23].

Gregan y cols. [24] comparan las dosis utilizando técnicas digitales y convencionales en histerosalpingografías, encontrando una reducción de dosis considerable al utilizar un sistema digital. Los valores se muestran en la tabla XI.

TABLA XI. Medias de dosis superficie a la entrada y dosis en ovarios en histerosalpingografía.

	Convencional	Digital
DSE (mGy)	14.6	2.5
Dosis ovarios (mGy)	3.4	0.5

Cálculo de la dosis efectiva

La dosis efectiva (E), es un parámetro dosimétrico que tiene en cuenta las dosis recibidas por todos los órganos radiosensibles, y es un indicador del riesgo estocástico.

Sirve para comparar riesgos de diferentes estudios, así como con las dosis recibidas debidas al fondo radiactivo natural. E puede obtenerse midiendo la DSE o el PDA y multiplicándolos por factores de conversión apropiados. En el estudio realizado por Yakoumakis y cols [11], comparan la E estimada partiendo de DSE y PDA en UIV, y obtienen diferencias que son atribuibles a utilizar campos de radiación superiores al tamaño del chasis empleado. La conclusión a la que llegan es que la E estimada partiendo del PDA es más exacta que la obtenida partiendo de la DSE.

Huda y Gkanatsios [25] proponen un método para determinar la E de los pacientes sometidos a cualquier examen de rayos X diagnósticos a partir de la energía impartida al paciente (ϵ). La ϵ puede

determinarse del PDA. Los valores de E/ϵ se obtienen de datos dosimétricos obtenidos de cálculos de Monte Carlo de 68 proyecciones de rayos X en un maniquí antropomórfico adulto [26].

Los factores más importante que influyen en E/ϵ son la región irradiada y la proyección, debido a ausencia o presencia de órganos radiosensibles.

Ruiz Cruces y cols [15] obtienen valores de conversión del PDA en dosis efectiva con un error del orden del 20-25%. Los valores obtenidos se muestran en la tabla XII.

TABLA XII. Factores de conversión E/PDA (mSv/Gy.cm²).

Procedimiento	Factor de conversión (Cruces y cols)	Factor de conversión (Hart y Wall)
TE	0.197	
EGD	0.205	0.2
TI		0.257
ETI	0.259	
EO	0.205	0.3

En la tabla XII también se presentan los factores de conversión obtenidos por Hart y Wall [27]. Los factores obtenidos por ambos autores para EGD son similares. El coeficiente obtenido por Hart y Wall para TI es similar al obtenido por Ruiz Cruces y cols para ETI.

APLICACIONES INFORMÁTICAS

No se ha encontrado ninguna aplicación informática específica de cálculo de dosis en exploraciones complejas. Todos los estudios evaluados, utilizan programas de cálculo de dosis en exploraciones simples. Conociendo las distintas proyecciones utilizadas en estudios complejos, y asimilando la parte de escopia a alguna de esas proyecciones, calculan la dosis en órganos y dosis efectivas.

BIBLIOGRAFÍA

1. E.Vañó, L. González, A. Calzado, P. Morán, V. Delgado. Some indicative parameters on diagnostic radiology in Spain: first dose estimations. *British Journal of Radiology*. 1989; 62:20-26.
2. D.A. Broadhead, C-L Chapple, K. Faulkner. The impact of digital imaging on patient doses during barium studies. *The British Journal of Radiology*. 1995; 68: 992-996.
3. IPSM. National Protocol for patient dose measurements in diagnostic radiology. Dosimetry working party of the Institute of Physical Sciences in Medicine. National Radiological Protection Board. 1992.
4. E.Vañó, L. González, P. Morán, A. Calzado, V. Delgado, J.M. Fernández, M.J. Ruiz. Valores de referencia de dosis al paciente en exploraciones de radiodiagnóstico. *Radiología*. 1992; 34(1): 27-31.
5. EUROPEAN COMMISSION, European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images, EUR 16260 EN, European Communities, Luxembourg (1996).
6. P.C. Shrimpton; B.F.Wall; D.G. Jones; E.S. Fisher; G.M. Kendall; R.M. Harrison. Dose to patients from routine diagnostic X-Ray examinations in England. *The British Journal of Radiology*. 1986; 59: 749-758.
7. ICRP60. International Commission on Radiological Protection. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60.
8. Radiation Protection 109. Guidance on Diagnostic Reference Levels (DRLs) for Medical Exposures. European Commission. Directorate-General Environment, Nuclear Safety and Civil Protection. 1999.
9. NRPB 1996 D. Hart, M. C. Hillier, B. F.Wall, P.C. Shrimpton and D. Bungay. Doses to patient from medical X-Ray Examination in the U.K-1995 Review. National Radiological Protection Board. Publication NRPB-R289, 1996.
10. NOR 1996 Nordic guidance levels for patient doses in diagnostic radiology. The radiation protection and nuclear safety authorities in Denmark, Finland, Iceland, Norway and Sweden. Report on Nordic radiation protection cooperation. N° 5, 1996.
11. E. Yakoumakis, I.A. Tsalafoutas, D. Nikolaou, I. Nazos, E. Koulentianos y Ch Proukakis. Differences in effective dose estimation from dose-area product and entrance surface dose measurements in intravenous urography. *The British Journal of Radiology*. 2001; 74: 727-734.
12. E.M. Carroll, P.C. Brennan. Radiation doses for barium enema and barium meal examinations in Ireland: potential diagnostic reference levels. *The British Journal of Radiology*. 2003; 76: 393-397.
13. J. Drovillard. Evaluation of the DSI digital fluorography system, *Medica Mundi*. 1991; 36: 3-13.
14. D. Hart, B.F.Wall. Technical note: Potentially higher patient radiation doses using digital equipment for barium studies. *The British Journal of Radiology*. 1995; 68: 1112-1115.
15. R. Ruiz-Cruces, F. Ruiz, M. Pérez-Martínez, J. López, I. Tort Ausina y A. Díez de los Ríos. Patient dose from barium procedures. *The British Journal of Radiology*. 2000; 73: 752-761.
16. Graphy. *The British Journal of radiology*. 1996; 69: 751-754.
17. M.J. Ruiz, E.Vañó, L. González, J.M. Fernández. Dose-area product values in frequently performed complex paediatric radiology examinations. *The British Journal of Radiology*. 1996; 69: 160-164.
18. EUROPEAN COMMISSION, European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images in Paediatrics, EUR 16261 EN, European Communities, Luxembourg (1996).
19. Real Decreto 1976/1999, de 23 de diciembre por el que se establecen los criterios de calidad en radiodiagnóstico. (BOE número 311 de 29-12-1999).
20. Directiva 97/43 EURATOM relativa a la protección de la salud frente a los riesgos derivados de las radiaciones ionizantes en exposiciones médicas. *Diario oficial de Comunidades europeas* 1997; 180:22-27.
21. G. Drexler, W. Panzer, L. Widenmann, G. Williams y M. Zanqui. The calculation of dose from external photon exposures using reference human phantoms and Monte Carlo methods. Part III: Organ dose in X-Ray diagnosis. *Institut für Strahlenschutz*. 1990.

22. A. Calzado, E. Vañó, P. Morán, C. Castellote, S. Ruiz, L. González. Estimations of doses to patients from complex conventional X-Ray examinations. *The British Journal of Radiology*. 1991; 64: 539-546.
23. D.G. Jones, B.F. Wall. Organ doses from medical X-ray examinations calculated using Monte Carlo techniques. NRPB-R186. London: HMSO, 1985.
24. A.C.M. Gregan, D. Peach, J.M. McHugo. Patient dosimetry in hysterosalpingography: a comparative study. *The British Journal of Radiology*. 1998; 71: 1058-1061.
25. W. Huda, N. Gkanatsios. Effective dose and energy imparted in diagnostic radiology. *Medical Physics*. 1997; 24(8): 1311-1316.
26. D. Hart, D.G. Jones, B.F. Wall. NRPB Report R262: Estimation of effective doses in Diagnostic Radiology from entrance surface dose and dose-area product measurements. NRPB, 1994.
27. D. Hart, B.F. Wall. Estimation of effective dose from dose-area product measurements for barium meals and barium enemas. *The British Journal of Radiology*. 1994; 67: 485-489.

CAPÍTULO 7

DOSIMETRÍA EN MAMOGRAFÍA

Pedro Ruiz Manzano

INTRODUCCIÓN

Las referencias consideradas a la hora de valorar las magnitudes representativas de las dosis impartidas en mamografía y sus valores numéricos son:

- European Commission. European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images, Report EUR 16260 EN. June 1996.
- Protocolo Español de control de calidad en Radiodiagnóstico. Aspectos técnicos. 1996.
- European Commission. European Protocol on Dosimetry in Mamography. Report EUR 16263 EN. June 1996.
- European Commission. European guidelines for quality assurance in mammography screening. June 1996.
- European Commission. The European Protocol for the Quality Control of the physical and technical aspects of mammography screening. Addendum on digital Mammo-graphy. To chapter 3 of the: European guidelines for quality assurance in mammography screening. Version 1.0. November 2003.
- Real Decreto 1976/1999 por el que se establecen los criterios de calidad en Radiodiagnóstico.
- Protocolo Español de control de calidad en Radiodiagnóstico. Aspectos técnicos. Revisión I. 2003.

Las magnitudes dosimétricas utilizadas en mamografía son las siguientes:

1. Kerma en aire a la superficie de entrada sin retrodispersión (KASE).
2. Dosis absorbida en aire a la superficie de entrada de la mama con retrodispersión (DSE).
3. Dosis glandular media en la mama (D_{GM}).

Estas tres magnitudes se han convertido actualmente en estándares utilizados en la dosimetría de la mama. Si bien todos se relacionan con la dosis final impartida a una paciente, se han de clarificar algunos detalles:

- Las dos primeras magnitudes se diferencian únicamente en el denominado factor de retrodispersión (FRD, adimensional), esto es, el cociente entre la dosis absorbida medida en aire a la entrada de un determinado material (en este caso, el tejido de la mama) y kerma en aire medido bajo idénticas condiciones en ausencia del material dispersor (en este caso, sin mama). Así pues, la relación entre estas magnitudes será la siguiente:

$$DSE = FRD \cdot KASE$$

- La dosis glandular media, tercera magnitud utilizada, es el mejor estimador de riesgo de carcinogénesis y, por tanto, ha de convertirse en el principal indicador en la dosimetría de la mama. En lo referente al procedimiento que se sigue para su estimación, que se explicará en este mismo documento más adelante, puede decirse que, en líneas generales, se obtiene a partir de la corrección del KASE mediante unos factores adimensionales. Como quiera que la obtención de estos factores mediante un método empírico a partir de sujetos reales es evidentemente imposible, se obtienen mediante simulación con métodos de Montecarlo y posterior comprobación empí-

rica con modelos. Los valores numéricos obtenidos dependen tanto de factores que tienen en cuenta la calidad del haz (tensión, filtración y material constitutivo del ánodo) como de factores propios de la mama (espesor y composición), por lo que para dicha estimación se deberán conocer en detalle algunos de ellos (tensión, capa hemireductora a cada tensión (CHR), material constitutivo del ánodo y espesor de la mama comprimida) y se tendrán que realizar aproximaciones sobre otros (composición de la mama).

RESUMEN HISTÓRICO

En el ánimo de los profesionales vinculados al diagnóstico médico mediante la utilización de radiaciones ionizantes ha estado siempre, en los últimos años con mayor ahínco si cabe, la optimización de la relación coste-beneficio en cada una de las prácticas realizadas, lo que se obtendría mediante la maximización del beneficio diagnóstico junto con la minimización de la probabilidad de inducir un tumor. Indefectiblemente, el camino para llegar a este “final feliz” pasa por la obtención de imágenes de calidad diagnóstica mediante la impartición de las menores dosis posibles; así pues, como herramientas útiles para avanzar hacia este objetivo y cuantificar dichos avances, se han dado pasos en la Unión Europea en los últimos años con el fin de marcar pautas de trabajo e indicadores de calidad compatibles con el nivel tecnológico actual.

Se va a presentar una breve visión del proceso que ha llevado a definir una serie de magnitudes y valores como indicativos de la calidad del proceso diagnóstico en general y de la exploración de mama en particular, junto con unas pautas de trabajo y unos valores técnicos de aceptabilidad del equipamiento.

En el **Report EUR 16260 EN “European Commission. European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Ra-**

diographic Images” de 1996 se presenta una visión retrospectiva del proceso que ha desembocado en lo que en él se recoge. Así, en cuanto a técnicas utilizadas y dosis se refiere, fueron publicados sendos estudios en los años 1987 y 1990 en un ámbito diferente, de los que se extrajeron conclusiones en el primer documento de criterios de calidad europeo de 1990.

El primer estudio, publicado en 1987, se realizó entre 1983 y 1984 en 20 hospitales británicos, mientras que el segundo se realizó en 1987 en 20 hospitales europeos. Así pues, a partir de los datos obtenidos en todas las exploraciones, excepto en el caso de la mama, se adoptó como dosis de referencia para el documento europeo de la mama, se adoptó como dosis de referencia para el documento europeo de criterios de calidad de 1990 el percentil 75 de los datos hallados en ambos estudios. En el caso de la mama, dado que no se habían realizado medidas del kerma en aire (sin retrodispersión) a la entrada de la mama en las pacientes, se adoptó como referencia el percentil 75 de los datos obtenidos en un estudio de 1989 realizado en 30 centros británicos de exploración mamográfica con un maniquí estándar de polimetilmetacrilato (en adelante, PMMA) de 4 cm. de espesor (equivalente a una mama comprimida de 4.5 cm. de espesor), y se convirtió el kerma en aire en dosis mediante un factor de retrodispersión adecuado.

Una vez fijados mediante este procedimiento los valores de referencia del documento europeo de criterios de calidad de 1990, se realizó en 1991 un estudio en 83 Servicios de Radiología de 16 países europeos con el fin de comprobar el grado de adecuación de lo realizado en dichos Servicios a lo dispuesto en dicho documento, tanto en lo que a dosis se refiere como a técnicas utilizadas. En lo referente a la selección de las pacientes en mamografía, se pidió a los participantes que seleccionaran pacientes cuyas mamas comprimidas tuvieran un espesor comprendido entre 4 y 6 cm., lo que se consiguió en el 90% de los casos.

En la siguiente tabla se recogen algunos de los resultados de este estudio en lo que a mamografía se refiere para dosis individuales a paciente, frente a los resultantes de los estudios británicos de 1983-89:

Exploración	Estudio europeo de 1991 (Dosis individuales)				Estudio británicos 1989 (*)		
	Nº de mediciones	Nº de hospitales	Espesor medio (cm)	Dosis media (mGy)	Percentil 75 (mGy)	Dosis media (mGy)	Percentil 75 (mGy)
Mama CC	369	38	5.1	7.8	10	5.6	7.1
Mama LAT	408	42	5.3	9.2	12	5.6	7.1

(*) Correspondientes a estimaciones con maniquí de mama de PMMA de 4 cm. de espesor.

Si se realiza una comparación de los valores obtenidos con los fijados como referencia en el documento europeo de calidad de 1990, se obtiene el siguiente resultado para los valores medios de las dosis hospitalarias:

Exploración	Dosis de referencia de los criterios de calidad de 1990(mGy) (*)	Valores medidos de las dosis hospitalarias		Hospitales que aplicaban dosis superiores a la dosis de referencia (%)
		Margen de variación (mGy)	Percentil 75 (mGy)	
Mama CC	7	2 – 22	9	53
Mama LAT	7	1.5 – 26	12	69

(*) Basándose en el estudio británico de 1989, con un maniquí de mama de 4 cm. de PMMA.

En el ámbito de la mamografía se obtuvieron otros datos significativos:

- El 80% de los exámenes se realizaron con tensiones comprendidas en el rango [26, 31] kV. En las proyecciones lateral y craneocaudal el 50% fueron realizadas en el rango [28, 29] kV.
- El 90% de las mamas consideradas presentaron espesores comprimidos en el rango [4, 6] cm.
- Del conjunto de centros que indicaron el tamaño de foco de sus equipos (el 80% del total) el 60% utilizaba un valor de 0.3 mm.
- Sólo dos Servicios afirmaron haber empleado exposimetría manual, mientras que el resto utilizó el sistema de exposimetría automática (CAE).

En lo que se refiere a las conclusiones obtenidas de este estudio para la mamografía, más de la mitad de los hospitales que participaron en el estudio sobrepasaron los valores de referencia; de ahí que dichos valores hubieran de ser incrementados para tener en cuenta las variaciones de espesores y composición de las mamas reales y el espesor medio superior a 4.5 cm., de acuerdo con lo obtenido basándose en una muestra de mujeres en el intervalo de espesores más frecuente, esto es, entre 4 y 6 cm. de mama comprimida.

Además, los valores de percentil 75 para las dosis superficiales medias aplicadas en los hospitales fueron de 9 mGy en proyección craneocaudal y de 12 mGy en la lateral (similar a los valores obtenidos para la estadística de dosis superficiales individuales).

Como consecuencia de todo ello, este estudio de 1991 respaldó el cambio del valor de referencia de 7 mGy a 10 mGy para dosis superficiales medidas directamente en la mama para ambas proyecciones.

En España, el **Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico. Aspectos técnicos. (1996)** cita primeramente el documento europeo de criterios de calidad de 1990, con sus valores de referencia (7 mGy para la dosis en aire a la entrada de la mama, con un valor de retrodispersión de 1.08), para pasar luego a fijar el valor de 12 mGy para el kerma en aire a la entrada del maniquí de 4.5 cm. de PMMA, si bien recomienda como deseable a alcanzar el de 10 mGy.

En este documento se remite al lector para más detalle y para el cálculo de la dosis glandular media al European Protocol on Dosimetry in Mammography, versión de 1995. Adicionalmente, en su anexo 3 aparecen valores orientativos (literal) para pacientes típicos tomados del anexo III de las Normas Básicas de Protección del Organismo Internacional de la Energía Atómica (IAEA, 1994) de dosis; en el caso de la mama, se refieren los valores de 1 mGy y 3 mGy para la dosis glandular media en la proyección craneocaudal sin y con rejilla respectivamente, y para una mama comprimida de 4.5 cm. tipo 50/50 (compuesta por 50% de tejido glandular y 50% de tejido adiposo).

SITUACIÓN ACTUAL

Una vez realizada una pequeña visión retrospectiva referente al establecimiento de valores de referencia para la dosis, se van a presentar ahora las directrices vigentes en la actualidad en sus diferentes fuentes. Las condiciones en que se realizan las medidas se muestran a continuación.

	Condiciones de referencia	Condiciones clínicas
Tensión	28 kV	según uso clínico
Compresor	en contacto	en contacto
Rejilla antidifusora	presente	presente
Distancia foco-imagen	según rejilla	según rejilla
Cámara de exposimetría	más cercana a la pared torácica	según uso clínico
CAE	conectado, posición de densidad central	conectado, posición según uso clínico
Densidad óptica	1+base+velo	según uso clínico

El **European Protocol on Dosimetry in Mammography de 1996** constituye el documento más detallado y específico en dosimetría de los que se van a citar en esta revisión. En él, desde un primer momento se hace especial hincapié en diferenciar claramente, a efectos de todo lo que en él se va a relacionar, la dosis (con retrodispersión) y el kerma (sin retrodispersión).

Dado que se trata de un documento específico de dosimetría en mamografía, detalla no sólo los métodos de estimación de dosis y kerma, sino que también los relaciona con las disponibilidades materiales y organizativas con que se cuenta.

En lo que se refiere a los valores de referencia, este documento establece límites para las magnitudes de KASE y dosis glandular media con maniquí y valores de referencia para KASE y dosis glandular media a pacientes reales; además, dado su carácter monográfico, refiere exhaustivamente tanto procedimientos como, lo que es tan impor-

tante como los procedimientos, los parámetros técnicos que permiten una interpretación correcta de los resultados (espesores, ennegrecimientos...).

En lo que se refiere al kerma en aire a la entrada del maniquí estándar (4.5 cm. de PMMA), los valores límite los especifica en proyección craneocaudal en función de la densidad óptica lograda en la película para condiciones clínicas (esto es, seleccionando en el mamógrafo la misma técnica que la adecuada para la paciente real correspondiente), según la siguiente tabla:

Límite de KASE (mGy)	Ennegrecimiento neto correspondiente
9	0.8
11	1.0
13	1.2
15	1.4
17	1.6
19	1.8

En lo que se refiere a medidas a pacientes, el valor de referencia para KASE lo fija en 10 mGy, bajo los siguientes condicionantes:

- Se deben tomar como mínimo las medidas de 10 pacientes con mamas comprimidas comprendidas en el rango de espesores [4,6] cm.
- Se realizará la media del total de las medidas realizadas.

Finalmente, en el caso de la dosis glandular media, los valores se expresan tanto para la dosis glandular media obtenida utilizando el maniquí estándar como la estimada a un conjunto de pacientes. En el primer caso, se calcularía en condiciones clínicas el kerma en aire a la entrada del maniquí estándar de 4.5 cm. de PMMA en proyección craneocaudal. Una vez obtenido este valor, en función de la CHR del equipo a la tensión utilizada, y para la mama considerada

50/50, se obtendría a partir de las tablas existentes en la bibliografía el factor multiplicativo que relaciona kerma a la entrada en aire con dosis glandular media. Como se ha estimado para el maniquí estándar, esta magnitud es la dosis glandular media estándar, que se encuentra referenciada para distintos ennegrecimientos de acuerdo con la siguiente tabla:

Límite de la dosis glandular media estándar (mGy)	Ennegrecimiento neto correspondiente (D.O.)
1.8	0.8
2.3	1.0
2.8	1.2
3.2	1.4
3.6	1.6
4.0	1.8

Esta magnitud, constituye un límite objetivo para cada conjunto equipo-sistema de imagen, al ser independiente de la variabilidad que se puede encontrar en mamas reales.

Por otro lado, también se contempla la dosis glandular media para pacientes reales.

El procedimiento de cálculo de esta magnitud es similar al utilizado en la dosis glandular media estándar, si bien siguiendo los siguientes condicionantes:

- Recoger los datos del examen para cada paciente separadamente para las mamas derecha e izquierda.
- Recoger la proyección (craneocaudal, lateral...).
- Recoger el número de imágenes por proyección.
- Recoger el número de repeticiones por proyección.

Una vez calculado el kerma para cada exposición, se calcula la correspondiente dosis glandular a partir de los factores de conversión correspondientes. Se calcula entonces la dosis glandular media por examen para cada mama y, una vez sumados estos va-

lores para cada mama y paciente, se divide el valor entre 2 y se obtiene así la dosis glandular media por examen correspondiente a la paciente. Finalmente, se calcula el valor medio correspondiente para el conjunto de las pacientes, junto con el valor medio del espesor de mama. En este documento se refiere que el tamaño mínimo de la muestra es de 50 pacientes para obtener una precisión razonable.

En cuanto a los valores de referencia que se proporcionan para esta magnitud en este documento son los siguientes:

- En el caso de la dosis glandular media por exposición (disparo), si difiere en más de un $\pm 50\%$ de la obtenida para el maniquí estándar (dosis glandular media estándar), se debe investigar la causa (diferentes técnicas utilizadas, diferencias en el espesor medio de paciente reales o consecuencia de deficiente compresión...). Si las diferencias en espesor son reales, debe primar como indicador del riesgo la dosis glandular media por exposición para pacientes frente a la dosis glandular media estándar.
- La dosis glandular media por examen ha de utilizarse para realizar el análisis riesgo-beneficio en el programa de screening.

En **European guidelines for quality assurance in mammography screening de 1996**, se establecen tolerancias para los parámetros representativos del funcionamiento de los equipos de mamografía, reveladoras, etc... y fija también un *valor límite para el KASE del maniquí de PMMA en condiciones de referencia* en función del espesor de dicho maniquí y del ennegrecimiento óptico neto logrado, de acuerdo con la siguiente tabla:

Límite de KASE (mGy)	Espesor del maniquí de PMMA (cm)	Ennegrecimiento neto correspondiente (D.O.)
10	4	
12	4.5	
20	5	

Para otros ennegrecimientos, se establecen en su apéndice 3 para el maniquí de 4.5 cm. de PMMA otros límites de KASE y de dosis glandular media estándar, de acuerdo con la siguiente tabla:

Límite de KASE (mGy)	Límite de la dosis glandular media estándar (mGy)	Ennegrecimiento neto correspondiente (D.O.)
9.8	1.6	0.8
12.0	2.0	1.0
14.2	2.4	1.2
16.5	2.8	1.4
18.7	3.1	1.6
20.9	3.5	1.8

Se deben referir como relevantes dos apuntes:

1. En este documento se remite al lector al European Protocol on Dosimetry in Mammography para más detalle. Este documento se refiere en su versión de Diciembre de 1995.
2. **Se recomienda en el documento el intervalo de 1.3-1.8 de densidad óptica bruta (base+velo incluidas)**. En este intervalo se debería ajustar la densidad a alcanzar en un determinado Servicio en función de las preferencias de los radiólogos. Para comprobarlo se utilizaría el maniquí de 4.5 cm. de PMMA.

En Noviembre de 2003 aparece un addendum del **European guidelines for quality assurance in mammography screening** sobre mamografía digital con el título: The European Protocol for the Quality Control of the physical and technical aspects of mammography screening. Addendum on digital Mammography. En este addendum se establecen valores máximos de dosis glandular media para diferentes espesores de PMMA indicando los valores aceptables y los deseables. Esos valores se muestran en la tabla siguiente:

Espesor de PMMA (cm)	Espesor equivalente de mama (cm)	Máximo D _{GM} Aceptable (mGy)	Máximo D _{GM} Deseable (mGy)
2.0	2.1	< 0.8	< 0.6
3.0	3.2	< 1.3	< 1.0
4.0	4.5	< 2.0	< 1.6
4.5	5.3	< 2.5	< 2.0
5.0	6.0	< 3.3	< 2.6
6.0	7.5	< 5.0	< 4.0
7.0	9.0	< 7.3	< 5.8

Este documento presenta un apéndice con los procedimientos para la determinación de la dosis glandular media en mamografía digital a través de simuladores de mama con PMMA y con pacientes reales.

En lo que se refiere al documento **EUR 16260 EN "European Commission. European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images" de 1996**, ya citado, propone para la dosis en superficie en aire en las proyecciones medio-lateral oblicua y craneocaudal el valor de referencia de 10 mGy para paciente de tamaño medio, mama comprimida de 5 cm. de espesor y con rejilla. No delimita valores de referencia de densidad óptica. Además, refiriéndose al European Protocol on Dosimetry in Mammography hace notar que éste relaciona el valor de 10 mGy para pacientes con mamas en el intervalo [4, 6] cm.; así pues, respecto al valor de dispersión, el cual diferencia a ambos parámetros, refiere que "dicho factor sólo suele ser de 1.09 en las mamografías, de manera que la diferencia entre las dosis superficial medida y el kerma se considera insuficiente para justificar valores de referencia distintos para los dos parámetros".

El **Real Decreto 1976/1999 de 29 de diciembre, por el que se establecen los criterios de calidad en Radiodiagnóstico**, establece para un conjunto mínimo de pacientes que el valor de referencia para la dosis a la entrada en aire no supere los 10 mGy. No hace, sin embargo, referencia a un rango de espeso-

res de mama ni a corrección de este valor de referencia en función de la densidad óptica utilizada en la Unidad. Adicionalmente, cita como criterio para la aceptabilidad de las instalaciones de Radiodiagnóstico en mamografía las dosis de referencia de la tabla siguiente:

KASE (mGy)	Espesor del maniquí de PMMA (cm)
≤10	4
≤12	4.5
≤20	5

En este caso, no se refiere corrección alguna en función del ennegrecimiento óptico logrado. Idénticas referencias aparecen en el documento de la Comisión Europea "Protección Radiológica 91, Criterios para la aceptabilidad de instalaciones radiológicas (incluyendo radioterapia) y de medicina nuclear".

Finalmente, el **Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico. Aspectos técnicos. Revisión I (2003)** cita primeramente el Report EUR 16260 EN "European Commission. European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images" de 1996, con su valor de referencia (10 mGy para la dosis en aire a la entrada de la mama, con un valor de retrodispersión de 1.08), para pasar luego a fijar el valor en 10 mGy para el kerma en aire a la entrada del maniquí de 4.5 cm. de PMMA.

En este documento se establece una tolerancia para la dosis glandular estándar de 2 mGy y se remite de nuevo al lector para más detalle y para el cálculo de la dosis glandular media al European Protocol on Dosimetry in Mammography, versión de 1996.

A continuación se describen los procedimientos de European Commission. European Protocol on Dosimetry in Mammography. Report EUR 16263 EN. para determinar las magnitudes dosimétricas en mamografía. Se incluyen varios anexos de interés.

PROCEDIMIENTOS DE DOSIMETRÍA EN MAMOGRAFÍA

Medidas en pacientes: Determinación del KASE

Mediante TLD's de un laboratorio

- TLD's calibrados en kerma en aire a una CHR próxima a 0.4 mm Al (Exactitud y precisión mejor que $\pm 10\%$). En bolsas numeradas.
- Seleccionar 10 pacientes cuyas mamas comprimidas sean de 4-6 cm. de espesor. Para cada paciente y para la misma proyección, poner una bolsita en el cuadrante superior interno de la mama.
- Leer los dosímetros y expresar los resultados como DSE. Obtener el KASE dividiendo por el factor de retrodispersión (tabla I)(1.09 si no se conoce la CHR). Hallar la media del KASE.
- Comparar la media del KASE con el valor de referencia de 10 mGy.

Exactitud de la determinación del KASE a partir de TLD's

- Exactitud y precisión TLD's: $\pm 10\%$.
- Incertidumbre asociada a 10 pacientes con mamas 4-6 cm.: $\pm 25\%$ al 95 % de confianza.
- Exactitud del factor de retrodispersión: $\pm 1\%$ (conocida la CHR), $\pm 3\%$ (desconocida la CHR).
- La incertidumbre global será:

$$U_{KASE} = \sqrt{10\%^2 + 10\%^2 + 25\%^2 + 1\%^2 (63\%^2)} \approx \pm 30\%$$

Si el número de pacientes aumenta a 50 la exactitud total mejora hasta alrededor del $\pm 20\%$.

Mediante calibración del rendimiento

- Elegir un dosímetro con rango de 0.5 a 100 mGy y exactitud mejor que $\pm 10\%$ y precisión mejor que $\pm 5\%$. Calibrarlo en términos de kerma en aire a una CHR próxima a 0.4 mm Al.
- El medidor de carga del tubo en mAs (del equipo o externo) tendrá exactitud y reproducibilidad mejor que $\pm 5\%$.
- Seleccionar 10 pacientes cuyas mamas comprimidas sean de 4-6 cm. de espesor. Para la misma proyección de cada paciente anotar el valor los mAs de cada exposición.
- Colocar el detector de radiación en la posición de referencia (a 45 mm. sobre la mesa, a 60 mm. de pared costal, centrado lateralmente). El dispositivo de compresión entre el detector y el tubo de rayos X.
- Usar el modo de exposición manual y el kV, ánodo y filtro usados clínicamente.
- Anotar las lecturas de kerma en aire por unidad de carga (mGy/mAs), para valores de carga que cubran el rango de valores registrado en los pacientes.
- Calcular la media de la carga para las 10 pacientes.
- Calcular el valor medio del KASE para el valor medio de la carga de tubo.
- Comparar la media del KASE con el valor de referencia de 10 mGy.

Exactitud de la determinación del KASE a partir del rendimiento

- Exactitud y precisión del dosímetro: $\pm 10\%$ y $\pm 5\%$ respectivamente.
- Exactitud y precisión del medidor de carga: ambas $\pm 5\%$.
- Incertidumbre asociada al uso de sólo 10 pacientes: $\pm 25\%$ al 95% de confianza.
- Exactitud del factor de retrodispersión: $\pm 1\%$ (conocida la CHR), $\pm 3\%$ (desconocida la CHR).

- La incertidumbre global será:

$$U_{KASE} = \sqrt{10\%^2 + 5\%^2 + 5\%^2 + 25\%^2 + 1\%^2} (\text{ó } 3\%^2) \approx \pm 30\%$$

Cuando el número de pacientes aumenta a 30 la exactitud global mejora hasta un $\pm 20\%$.

TABLA I. Factor de retrodispersión en función de la CHR.

CHR (mm Al)	Factor Retrodispersión
0.25	1.07
0.3	1.07
0.35	1.08
0.4	1.09
0.45	1.1
0.5	1.11
0.55	1.12
0.6	1.12
0.65	1.13

Medidas en maniquí estándar: Determinación del KASE

Mediante TLD's de un laboratorio

- TLD's calibrados en kerma en aire a una CHR próxima a 0.4 mm Al (Exactitud y precisión mejor que $\pm 10\%$). En bolsitas numeradas. Se necesitan dos bolsitas para cada unidad mamográfica.
- Maniquí estándar de 45 ± 0.5 mm de PMMA, rectangular de 150 mm. x 100 mm. o semicircular de radio ≥ 100 mm.
- Tira sensitométrica con densidades ópticas etiquetadas de 0.8 a 2.0 DO en escalones de unos 0.2 DO o densitómetro.
- Poner el equipo de rayos X en proyección craneo-caudal, con el dispositivo de compresión en su lugar y un chasis cargado en el bucky. Poner el maniquí centrado sobre la mesa y

colocar la bolsita del TLD en la **posición de referencia** (sobre el maniquí, a 60 mm. de pared costal) y hacer una exposición en las condiciones clínicas para una mama tamaño estándar.

- Revelar y verificar que la densidad de la película (incluida base+velo) está dentro del rango 1-1.5 DO, comparando con la tira sensitométrica o con el densitómetro.
- Cambiar la bolsita del TLD por la segunda. Si la DO estaba dentro del rango, hacer una segunda exposición buscando una DO de 1.2 (incluido base+velo). Si la DO estaba fuera de rango repetir la exposición buscando una DO entre 1 y 1.5, ajustando los mAs.
- Revelar una película sin exponer y estimar la densidad óptica de fondo comparando con la tira sensitométrica.
- Leer los dosímetros y expresar los resultados como DSE. Obtener el KASE dividiendo por el factor de retrodispersión (tabla I)(1.09 si no se conoce la CHR). Hallar la media del KASE.
- Medir la DO en el punto de referencia, tanto de las películas expuestas como de la no expuesta. Enviar los resultados.
- Comparar el valor del KASE al límite de 11 mGy correspondiente a la DO neta de 1.0 (tabla II).

Exactitud de la determinación del KASE a partir de TLD's (con maniquí)

- Exactitud y precisión TLD'S : $\pm 10\%$.
- Incertidumbre asociada al espesor del maniquí (± 0.5 mm.): $\pm 5\%$.
- Exactitud del factor de retrodispersión: $\pm 1\%$ (conocida la CHR), $\pm 3\%$ (desconocida la CHR).
- La incertidumbre global será:

$$U_{KASE} = \sqrt{10\%^2 + 10\%^2 + 5\%^2 + 1\%^2} (\text{ó } 3\%^2) \approx \pm 15\%$$

Mediante calibración del rendimiento

- Elegir un dosímetro con rango de 0.5 a 100mGy y exactitud mejor que $\pm 10\%$ y precisión mejor que $\pm 5\%$. Calibrarlo en términos de kerma en aire a una CHR próxima a 0.4 mm Al.
- Maniquí estándar de 45 ± 0.5 mm de PMMA, rectangular de 150 mm. x 100 mm. o semicircular de radio ≥ 100 mm.
- Densitómetro calibrado con resolución de 0.01 DO, exactitud y precisión mejores que el $\pm 2\%$ y el $\pm 1\%$ respectivamente, en el rango de hasta 3.00 DO.
- El medidor de carga del tubo en mAs (del equipo o externo) tendrá exactitud y reproducibilidad mejor que $\pm 5\%$.
- Hay que determinar el valor de la carga del tubo para una correcta exposición del maniquí y después determinar el KASE para esa carga.
- Poner el equipo de rayos X en proyección craneo-caudal, con el dispositivo de compresión en su lugar y un chasis cargado en el bucky. Poner el maniquí centrado sobre la mesa y colocar sobre el mismo el dispositivo de compresión y hacer una exposición en las condiciones clínicas para una mama tamaño estándar. Anotar el valor de la carga.
- Revelar y verificar que la densidad de la película (incluida base+velo) está dentro del rango 1-1.5 DO.
- Quitar el maniquí y colocar el detector de radiación en la posición de referencia (a 45 mm. sobre la mesa, a 60 mm. de pared costal, centrado lateralmente). El dispositivo de compresión entre el detector y el tubo de rayos X.
- Seleccionar el modo de exposición manual y, con la carga determinada arriba, hacer una exposición y anotar la lectura del detector. Expresar el resultado como KASE.
- Comparar el valor del KASE con el límite de 11 mGy correspondiente a una densidad óptica neta de 1.0 DO (para otras DO, ver tabla II).

Exactitud de la determinación del KASE a partir del rendimiento (con maniquí)

- Exactitud y precisión del dosímetro: $\pm 10\%$ y $\pm 5\%$ respectivamente.
- Exactitud y precisión del medidor de carga: ambas $\pm 5\%$.
- Incertidumbre asociada al espesor del maniquí (0.5 mm.): $\pm 5\%$.
- Incertidumbre debida a la exactitud y precisión del densitómetro: $\pm 2\%$ y $\pm 1\%$.
- Exactitud del factor de retrodispersión: $\pm 1\%$ (conocida la CHR), $\pm 3\%$ (desconocida la CHR).
- La incertidumbre global será:

$$U_{KASE} = \sqrt{10\%^2 + 5\%^2 + 5\%^2 + 5\%^2 + 2\%^2 + 1\%^2 + 1\%^2} \text{ (63\%^2)} \approx \pm 14\%$$

TABLA II. Límite de KASE en función de DO neta (usando maniquí).

D.O. neta	KASE	KASE (Screening)
0.8	9	9.8
1	11	12
1.2	13	14.2
1.4	15	16.5
1.6	17	18.7
1.8	19	20.9

Determinación de la Dosis Glandular Media

Mediante maniquí estándar

- Determinar el KASE en las condiciones establecidas en el punto 2.
- Determinar la CHR en condiciones de haz estrecho:
 - Situar el detector de radiación sobre la mesa, centrado a 60 mm. de pared costal.

- Colocar un diafragma de plomo (0.5 mm. mínimo), sobre el dispositivo de compresión, a medio camino entre el foco y el detector, alineado de forma que el campo de radiación cubra completamente el detector.
- Seleccionar el kV, mAs (manual) y tamaño de foco utilizados rutinariamente.
- Realizar un número suficiente de exposiciones para establecer la repetibilidad sin absorbentes de aluminio y anotar las lecturas del detector.
- Repetir el procedimiento con las láminas de aluminio de diferentes espesores, cubriendo el diafragma de plomo.
- Repetir la medida sin filtros.
- Derivar el valor de la CHR por interpolación.
- La Dosis Glandular Media, D_{GM} , para la mama estándar, a partir de medidas en el maniquí se obtiene:

$$\bar{D}_{GM} = g_{PB} \cdot K_a$$

donde K_a es el KASE medido a los mAs correspondientes a la correcta exposición del maniquí estándar y g_{PB} se obtiene de la tabla III.

- La CHR debe diferir en menos de 0.05 mm. de los valores esperados.
- Comparar el valor de la D_{GM} con el límite de 2.3 mGy, para una densidad neta de 1.0 DO (para otras densidades, ver tabla IV).

Exactitud de la determinación la DGM estándar (maniquí)

- Exactitud y precisión del dosímetro: $\pm 10\%$ y $\pm 5\%$ respectivamente.
- Exactitud y precisión del medidor de carga: ambas $\pm 5\%$.
- Incertidumbre asociada al espesor del maniquí (0.5 mm.): $\pm 5\%$.

- Incertidumbre debida a la exactitud y precisión del densitómetro: $\pm 2\%$ y $\pm 1\%$.
- Incertidumbre debida a 0.05 mm. de diferencia en la CHR: $\pm 10\%$.
- Incertidumbre en g_{PE} para diferentes combinaciones ánodo-filtro: $\pm 5\%$.
- Incertidumbre en g_{PE} : $\pm 10\%$.
- Incertidumbre debida a la composición del tejido glandular: $\pm 15\%$.
- La incertidumbre global será:

$$U_{DGMs} \approx \pm 25\%$$

Si se utiliza este protocolo, la exactitud mejora al $\pm 17\%$.

TABLA III. g_{PB} : Mo/Mo; 4.5 cm. de maniquí de PMMA (equiv. 5 cm. de espesor); 50% graso, 50% adiposo.

CHR (mm Al)	g_{PB}
0.25	0.149
0.3	0.177
0.35	0.202
0.4	0.223
0.45	0.248
0.5	0.276
0.55	0.304
0.6	0.326
0.65	0.349

TABLA IV. Límite de D_{GM} en función de DO neta (usando maniquí).

D.O. neta	D_{GM}	D_{GM} (Screening)
0.8	1.8	1.6
1	2.3	2
1.2	2.8	2.4
1.4	3.2	2.8
1.6	3.6	3.1
1.8	4	3.5

Mediante medidas en pacientes

- Determinar la CHR como anteriormente.
- Para evaluar la D_{GM} hay que registrar los datos de condiciones de exposición, y espesor de mama comprimida, de al menos 50 pacientes:
 - Anotar los datos de cada paciente, separando los de cada mama (tipo de proyección, n° imágenes por proyección, repeticiones).
 - Anotar, para cada exposición, los valores de kV, mAs, combinación ánodo filtro y espesor de mama comprimida.
- Determinar el rendimiento para todas las combinaciones ánodo-filtro y kV relevantes, en la posición de referencia.
- Calcular el KASE para cada exposición (rendimiento x mAs, corregido por el inverso del cuadrado de la distancia si es necesario).
- Calcular la D_{GM} de cada exposición multiplicando el KASE por g.

$$\bar{D}_{GM} = g \cdot K$$

donde K es el KASE medido para cada exposición y g se obtiene de la tabla V.

- Calcular la D_{GM} promedio por exposición para todos los pacientes.
- Calcular la D_{GM} por examen para cada paciente, sumando las D_{GM} de cada mama y dividiendo por 2, ya que los factores de riesgo se refieren a la exposición de las dos mamas.
- Calcular la D_{GM} promedio para todos los pacientes.
- Calcular el valor medio de todos los espesores de mama.
- La CHR debe diferir en menos de 0.05 mm. de los valores esperados.
- D_{GM} por exposición: no debe diferir más de $\pm 50\%$ del valor obtenido con el maniquí estándar (causas : técnica diferente,

espesor mucho mayor que 50 mm. por menor compresión o grupo étnico). En todo caso, la D_{GM} por exposición es mejor indicador del riesgo que la D_{GM} estándar.

- La D_{GM} promedio por examen es la que debe usarse para evaluación del riesgo, cuando se hace un análisis riesgo-beneficio.

Medida el espesor de la mama comprimida

Puesto que el factor g varía alrededor de 1.2 a 1.3 por cada 10 mm. de espesor, una desviación de 5 mm. en el espesor de la mama corresponde a un error aproximado de $\pm 10\%$ en la D_{GM} \rightarrow debe conseguirse un error menor que 5 mm.

Exactitud de la determinación la D_{GM} de la paciente

- Exactitud y precisión del dosímetro: $\pm 10\%$ y $\pm 5\%$ respectivamente.
- Exactitud y precisión del medidor de carga: ambas $\pm 5\%$.
- Incertidumbre asociada a la selección de las 50 pacientes: $\pm 14\%$ (I.C. 95%).
- Incertidumbre debida a 0.05 mm. de diferencia en la CHR: $\pm 10\%$.
- Incertidumbre debida a la medida del espesor de la mama: $\pm 10\%$.
- Incertidumbre en g_{PE} para diferentes combinaciones ánodo-filtro: $\pm 5\%$.
- Incertidumbre en g: $\pm 10\%$.
- Incertidumbre debida a la composición del tejido glandular: $\pm 15\%$.
- La incertidumbre global será:

$$U_{DGMs} \approx \pm 30\%$$

Si se usa el presente protocolo, a efectos de comparación, la exactitud mejora hasta el $\pm 24\%$.

TABLA V. Factor g para mamas de diferentes espesores en función de CHR.

CHR (mm Al)	2 cm.	3 cm.	4 cm.	4,5 cm.	5 cm.	6 cm.	7 cm.	8 cm.	9 cm.	10 cm.	11 cm.
0.25	0.339	0.234	0.174	0.155	0.137	0.112	0.094	0.081			
0.3	0.39	0.274	0.207	0.183	0.164	0.135	0.114	0.098	0.0859	0.0763	0.0687
0.35	0.433	0.309	0.235	0.208	0.187	0.154	0.13	0.112	0.0981	0.0873	0.0786
0.4	0.473	0.342	0.261	0.232	0.209	0.172	0.145	0.126	0.1106	0.0986	0.0887
0.45	0.509	0.374	0.289	0.258	0.232	0.192	0.163	0.14	0.1233	0.1096	0.0988
0.5	0.543	0.406	0.318	0.258	0.258	0.214	0.177	0.154	0.1357	0.1207	0.1088
0.55	0.573	0.437	0.346	0.311	0.287	0.236	0.202	0.175	0.1543	0.1375	0.124
0.6	0.587	0.466	0.374	0.339	0.31	0.261	0.224	0.195	0.1723	0.154	0.1385
0.65	0.622	0.491	0.399	0.363	0.332	0.282	0.244	0.212			
0.7	0.644	0.514	0.421	0.384	0.352	0.300	0.259	0.227			
0.8	0.682	0.555	0.460	0.422	0.389	0.333	0.289	0.254			
0.9	0.721	0.592	0.500	0.473	0.430	0.378	0.327	0.293			
1.0	0.733	0.623	0.534	0.497	0.464	0.407	0.360	0.321			
1.2	0.777	0.675	0.588	0.550	0.516	0.456	0.406	0.364			
1.4	0.813	0.717	0.632	0.594	0.559	0.497	0.444	0.399			
1.6	0.842	0.753	0.670	0.632	0.596	0.533	0.479	0.432			
1.8	0.865	0.783	0.704	0.666	0.631	0.567	0.511	0.463			
2.0	0.886	0.810	0.734	0.696	0.660	0.596	0.540	0.490			

Agradecimientos

Mi agradecimiento a M^a Angeles Rivas Ballarin, Especialista en Radiofísica del Servicio de Física y P.R. del HCU "Lozano Blesa" de Zaragoza, y a Oscar Martínez de la Fuente, Especialista en Radiofísica y Profesor titular del Departamento de Ingeniería Nuclear y Mecánica de Fluidos de la UPV, por sus aportaciones en el desarrollo de este capítulo.

BIBLIOGRAFÍA

1. European Commission. European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images, Report EUR 16260 EN. June 1996.

2. Protocolo Español de control de calidad en Radiodiagnóstico. Aspectos técnicos. 1996.
3. European Commission. European Protocol on Dosimetry in Mammography. Report EUR 16263 EN. June 1996.
4. European Commission. European guidelines for quality assurance in mammography screening. June 1996.
5. Real Decreto 1976/1999 por el que se establecen los criterios de calidad en Radiodiagnóstico.
6. Protocolo Español de control de calidad en Radiodiagnóstico. Aspectos técnicos. Revisión I. 2003.
7. Dance D R " Monte Carlo calculation of conversion factors for the estimation of mean glandular breast dose". Phys. Med.Biol.1990;35(9):1211-1219.
8. Dance D R, Skinner C L, et al. "Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol". Phys. Med.Biol. 2000;45:3225-3240.
9. Robson K J. "A parametric method for determining mammographic X-ray tube output and half value layer". Br J Radiol. 2001;74:335-340.

ANEXO I

Método paramétrico de Robson para la obtención del rendimiento y CHR en mamografía.

(Basado en la publicación: Robson K J. "A parametric method for determining mammographic X-ray tube output and half value layer". Br J Radiol. 2001;74:335-340).

Mediante un programa de ordenador que simula espectros de diferentes ánodos y filtros, se han obtenido datos que permiten el cálculo del rendimiento y la CHR para el rango de kV utilizados en condiciones clínicas.

Las ecuaciones que rigen el comportamiento del rendimiento y CHR son las siguientes:

$$\begin{aligned} \text{Log}_{10}(\text{kerma aire}) &= n \cdot \text{Log}_{10}(\text{kV}) + \text{Log}_{10}(A) \\ \text{CHR} &= a \cdot (\text{kV})^2 + b \cdot (\text{kV}) + c \end{aligned}$$

donde los valores de n , a y b dependen de la combinación ánodo-filtro y se detallan en la tabla VI.

TABLA VI. Valores de n , a y b para cada combinación ánodo-filtro.

Combinación ánodo/filtro	Espesor de filtro	n	a	b
Mo/30 μm Mo	36.1 μm	3.06	-0.00033	0.0273
Mo/25 μm Rh	29.9 μm	3.24	-0.00062	0.0445
Rh/25 μm Rh	29.9 μm	3.03	-0.00051	0.0425
W/50 μm Rh	58.9 μm	1.96	-0.00054	0.0403
Rh/1.0 mm Al	1.20 mm	4.39	-0.00113	0.0909
Mo/1.0 mm Al	1.20 mm	4.23	-0.00078	0.0593

Para determinar el rendimiento y la CHR a cualquier kV se hace lo siguiente:

1. Medir el potencial del tubo para 28 kV nominales para cada combinación ánodo-filtro.
2. Medir el rendimiento del tubo y la CHR a 28 kV nominales para cada combinación ánodo-filtro.
3. Usar los valores de rendimiento y CHR obtenidos en las ecuaciones anteriores con los parámetros apropiados de la tabla para calcular los valores A y c de dichas ecuaciones.
4. Conocidos ahora todos los parámetros, se puede calcular el rendimiento y la CHR para cualquier otro kV en el rango de 25-32 kV.

Las desviaciones máxima y la media entre el rendimiento medido y el estimado con este método serían del 9.2% y 2.5% respectivamente. Las correspondientes desviaciones en la estimación de CHR serían del -3.5% y 1%. En el peor de los casos (32 kV, Rh/Al, 8 cm. de mama), el error introducido en el cálculo de la dosis glandular media usando este modelo sería del 9.2%. Los errores son más pequeños en las exposiciones típicas.

ANEXO 2

Correcciones del factor g (ánodo-filtro, composición glandular).

(Basado en: Dance D R, Skinner C L, et al. "Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol". *Phys. Med.Biol.* 2000;45:3225-3240.).

El factor g de la tabla VI está calculado para combinación ánodo-filtro Mo-Mo y para una composición de la mama del 50% tejido glandular y 50% tejido adiposo. Pero g varía en función de la combinación ánodo-filtro utilizada y también en función del % de tejido glandular de la mama. Además unos nuevos factores g fueron calculados en 1997 por Thilander-Klang. Por todo ello Dance y cols. proponen la siguiente ecuación para la obtención de la Dosis Glandular Media:

$$\bar{D}_{GM} = g \cdot K \cdot c \cdot s$$

donde K es el KASE medido para cada exposición y g se obtiene de la tabla V, s es el factor de corrección en función de la combinación ánodo-filtro de la tabla VII y c es el factor de corrección en función de la composición glandular de la mama.

TABLA VII. Factor s y errores máximos cometidos.

Ánodo-filtro	Factor s	Error Máximo %
Mo-Mo	1.000	3.1
Mo-Rh	1.017	2.2
Rh-Rh	1.061	3.6
W-Rh	1.042	2.4
Rh-Al	1.044	2.1

El factor c depende de CHR, espesor de la mama y del % de tejido glandular de la mama. El % de tejido glandular se puede estimar en función del espesor de la mama y de la edad de la paciente según los valores de la tabla VIII.

TABLA VIII. % de tejido glandular en función de la edad y el espesor.

Esp. (cm) mama com.	% glandul. 40-49 años	% glandul. 50-64 años
2	100	100
3	82	72
4	65	50
5	49	33
6	35	21
7	24	12
8	14	7
9	8	4
10	5	3
11	5	3

A partir de la tabla VIII y de la dependencia del factor c, Dance y cols. proponen utilizar unos factores c que dependen de CHR y espesor de la mama para cada grupo de edad de pacientes. Estos valores se muestran en las tablas IX y X.

TABLA IX. Factor c grupo edad 40 a 49 años.

Espesor (cm)	CHR (mm Al)						
	mama	0.3	0.35	0.4	0.45	0.5	0.55
2	0.885	0.891	0.9	0.905	0.91	0.914	0.919
3	0.894	0.898	0.903	0.906	0.911	0.915	0.918
4	0.94	0.943	0.945	0.947	0.948	0.952	0.955
5	1.005	1.005	1.005	1.004	1.004	1.004	1.004
6	1.08	1.078	1.074	1.074	1.071	1.068	1.066
7	1.152	1.147	1.141	1.138	1.135	1.13	1.127
8	1.22	1.213	1.206	1.205	1.199	1.19	1.183
9	1.27	1.264	1.254	1.248	1.244	1.235	1.225
10	1.295	1.287	1.279	1.275	1.272	1.262	1.251
11	1.294	1.29	1.283	1.281	1.273	1.264	1.256

TABLA X. Factor c grupo edad 50 a 64 años.

Espesor (cm)	CHR (mm Al)							
	mama	0.3	0.35	0.4	0.45	0.5	0.55	0.6
2		0.885	0.891	0.9	0.905	0.91	0.914	0.919
3		0.925	0.929	0.931	0.933	0.937	0.94	0.741
4								
5		1.086	1.082	1.081	1.078	1.075	1.071	1.069
6		1.164	1.16	1.151	1.15	1.144	1.139	1.134
7		1.232	1.225	1.214	1.208	1.204	1.196	1.188
8		1.275	1.265	1.257	1.254	1.247	1.237	1.227
9		1.299	1.292	1.282	1.275	1.27	1.26	1.249
10		1.307	1.298	1.29	1.286	1.283	1.272	1.261
11		1.306	1.301	1.294	1.291	1.283	1.274	1.266

Finalmente, Dance y cols. obtienen una relación entre el espesor de la mama comprimida en pacientes de 50 a 64 años y un maniquí de PMMA. La relación se muestra en las tablas XI y XII.

TABLA XI y XII. Equivalencia PMMA y espesor de mama (50-64 años).

Esp.(cm) PMMA	Esp. (cm) mama com.	% glandul. 50-64 años	Esp. (cm) mama com.	% glandul. 50-64 años	Esp.(cm) PMMA
2	2.1	97	2	100	1.9
3	3.2	67	3	72	2.8
4	4.5	40	4	50	3.6
4.5	5.3	29	5	33	4.3
5	6	20	6	21	5
6	7.5	9	7	12	5.6
7	9	4	8	7	6.3
8	10.3	3	9	4	7
8.5	10.9	3	10	3	7.8
			11	3	8.6

ANEXO 3

Procedimiento para la determinación de la DGM en mamografía según The European Protocol for the Quality Control of the physical and technical aspects of mammography screening. Addendum on digital Mammography.

(Apéndice 1 de The European Protocol for the Quality Control of the physical and technical aspects of mammography screening. Addendum on digital Mammography. To chapter 3 of the: European guidelines for quality assurance in mammography screening. Version 1.0. November 2003.).

En el apéndice 1 de The European Protocol for the Quality Control of the physical and technical aspects of mammography screening (Addendum on digital Mammography) se describen los métodos para el cálculo de la D_{GM} de la mama clínica y de la mama estándar con simuladores de PMMA para la mamografía digital.

En el caso de la mama clínica, propone la misma ecuación para la obtención de la Dosis Glandular Media que la descrita en el anexo 2:

$$\bar{D}_{GM} = g \cdot K \cdot c \cdot s$$

donde K es el KASE medido para cada exposición y g se obtiene de la tabla V, s es el factor de corrección en función de la combinación ánodo-filtro de la tabla VII y c es el factor de corrección en función de la composición glandular de la mama que se obtendrá de las tablas IX y X que dependen de CHR y espesor de la mama para cada grupo de edad de pacientes.

La misma ecuación propone en el caso de la estimación de la D_{GM} de la mama estándar con simuladores de PMMA, pero en este caso el factor g se obtendrá de la tabla XIII (diferente de la utilizada para

mama clínica), el factor *c* de la tabla XIV (aplicable para simular mama estándar de pacientes entre 50 y 64 años) y el factor *s* de la tabla VII.

TABLA XIII. Factor *g* para mama estándar simulada con PMMA.

Espesor de PMMA (cm)	2	3	4	4.5	5	6	7	8
Espesor de mama equivalente (cm)	2.1	3.2	4.5	5.3	6.0	7.5	9.0	10.3
CHR (mm Al)	Valores de <i>g</i> para mama estándar simulada con PMMA							
0.25	0.329	0.222	0.155	0.130	0.112	0.088		
0.3	0.378	0.261	0.183	0.155	0.135	0.106	0.086	0.074
0.35	0.421	0.294	0.208	0.177	0.154	0.121	0.098	0.085
0.4	0.460	0.326	0.232	0.198	0.172	0.136	0.111	0.096
0.45	0.496	0.357	0.258	0.220	0.192	0.152	0.123	0.106
0.5	0.529	0.388	0.285	0.245	0.214	0.166	0.136	0.117
0.55	0.559	0.419	0.311	0.272	0.236	0.189	0.154	0.133
0.6	0.585	0.448	0.339	0.295	0.261	0.210	0.172	0.149

TABLA XIV. Factor *c* para mama estándar (50-64 años) simulada con PMMA.

Espesor de PMMA (cm)	2	3	4	4.5	5	6	7	8
Espesor de mama equivalente (cm)	2.1	3.2	4.5	5.3	6.0	7.5	9.0	10.3
de glandularidad	97	67	41	29	20	9	4	3
CHR (mm Al)	Valores de <i>c</i> para mama estándar simulada con PMMA							
0.3	0.889	0.940	1.043	1.109	1.164	1.254	1.299	1.307
0.35	0.895	0.943	1.041	1.105	1.160	1.245	1.292	1.299
0.4	0.903	0.945	1.040	1.102	1.151	1.235	1.282	1.292
0.45	0.908	0.946	1.039	1.099	1.150	1.231	1.275	1.287
0.5	0.912	0.949	1.037	1.096	1.144	1.225	1.270	1.283
0.55	0.917	0.952	1.035	1.091	1.139	1.217	1.260	1.273
0.6	0.921	0.953	1.034	1.088	1.134	1.207	1.249	1.262

También aparece en este apéndice una tabla con los valores típicos de CHR incluyendo el compresor en función del kV y de la combinación ánodo-filtro. Dichos valores se muestran en la tabla XV.

Tabla XV. Valores típicos de CHR con compresor.

Anodo Filtro	Mo Mo	Mo Rh	Rh Rh	W Rh
kV	Valores de CHR (mm Al)			
25	0.33	0.40	0.38	0.52
28	0.36	0.42	0.43	0.54
31	0.39	0.44	0.48	0.56

ANEXO 4

Aplicaciones informáticas

CalDosisMamo.xls

(Rivas Ballarin MA., Ruiz Manzano P., Canellas Anoz M. y cols. Estimación de dosis en radiografía de mama. *Revista de Física Médica* 2003; 4(2): 95-100.).

Para facilitar el cálculo de las dosis en mamografía, en el Hospital Clínico Universitario de Zaragoza se ha realizado una hoja de cálculo Excel (CalDosisMamo.xls) donde introduciendo los datos de kV medido, rendimiento y CHR a 28 kV seleccionados, la tabla de kV seleccionados con los correspondientes kV medidos, los datos geométricos del equipo y los datos de cada proyección se calcula el KASE, la DSE y la D_{GM} .

Esta preparada para una muestra de 20 pacientes y calcula los valores promedios y los coeficientes de variación del espesor de la mama comprimida, del KASE, de la DSE y de la D_{GM} .

Los cálculos se realizan utilizando todos los parámetros, ecuaciones y tablas mencionadas en los anexos anteriores y según el Protocolo Europeo de dosimetría en mamografía. En la figura 1 se muestra un ejemplo de la citada hoja de cálculo.

La hoja de cálculo es de libre distribución y se puede obtener a través de la página web del servicio de Física y Protección Radiológica del citado Hospital: <http://www.hcu-lblesa.es/fpro/documentos.html> (fpro-pr@hcu-lblesa.es).

NHSBSP Breast Dose Software Versión 2.0.mdb

(Breast dose surveys in the NHSBSP, software and instruction manual, K.C. Young., NHS Cancer Screening Programmes, 2001 (NHSBSP report no 01110).

Mamografías Proyección craneo-caudal

Fecha	12/12/03		
Institución:	Hospital Clínico Universitario "Lozano Blesa"		kVp set kVpmed
Sala:	11 (Mamografía)		23 23
Equipo:	GE Senograph DMR Plus		24 24
			25 24,9
			26 25,9
			27 27
			28 28,1
			29 29,3
			30 30,2
			31 31,2
			32 32,2
			33 33,1
			34 34

	Mo-Mo	Mo-Rh	Rh-Rh
KVp nominal	28	28	28
KVp _{real} al KVp _{nom}	28,1	28,1	28,1
Rendimiento al KVp _{nom}	29,6	24,6	23,5
HVL al KVp _{nom}	0,37	0,43	0,41

Distancia foco-película (cm):	66
Distancia película-mesa (cm):	2
Corrección espesor (cm):	0,5

Película:	Fuji
Pantalla:	Fiji Fine

$$DSE = K \cdot fr$$

$$DGM = K \cdot g \cdot s \cdot c$$

Paciente	Edad	Espesor (cm)	KVps	mAs	Anodo /filtro
1	45	5	26	162	Mo-Rh
2	45	5,1	26	157	Mo-Rh
3	44	4,1	28	62	Mo-Mo
4	54	4,9	27	114	Mo-Mo
5	50	5,2	27	94	Mo-Mo
6	45	3,9	26	84	Mo-Mo
7	45	4,1	28	66	Mo-Mo
8	43	4,4	28	103	Rh-Rh
9	43	4,8	28	126	Rh-Rh
10	58	4,9	27	114	Mo-Mo
11	58	4,9	27	107	Mo-Mo
12	49	5,3	28	116	Mo-Mo
13	49	5,6	28	126	Mo-Mo
14	56	5,1	28	112	Mo-Mo
15	56	5,5	28	134	Mo-Mo
16	58	4,9	27	107	Mo-Mo
17	49	5,3	28	116	Mo-Mo
18	49	5,6	28	126	Mo-Mo
19	56	5,1	28	112	Mo-Mo
20	56	5,1	28	113	Mo-Mo

Medias 27,5 112,6

KASE (mGy)	DSE (mGy)	D_{GM} (mGy)
8,94	9,76	1,83
8,70	9,49	1,76
5,20	5,64	1,09
8,70	9,41	1,72
7,24	7,84	1,38
5,45	5,89	1,13
5,54	6,00	1,16
6,93	7,61	1,70
8,59	9,43	2,01
8,70	9,41	1,72
8,16	8,83	1,61
10,14	10,99	1,81
11,13	12,06	1,91
9,72	10,54	1,91
11,79	12,78	2,19
8,16	8,83	1,61
10,14	10,99	1,81
11,13	12,06	1,91
9,72	10,54	1,91
9,81	10,63	1,93

	KASE (mGy)	DSE (mGy)	D_{GM} (mGy)	Espesor mama corregido (cm)
Media	8,7	9,4	1,7	5,4
CV (%)	21,7	21,6	24,7	8,9

Referencia RD 1976/1999: DSE < 10 mGy

Figura 1. Ejemplo de hoja de cálculo de dosis en mamografía.

KC Young presenta un software para la estimación de la D_{GM} utilizando una base de datos de Microsoft Access. Usa un formulario multipágina para la entrada y despliegue de los datos. La primera página del formulario contiene los datos descriptivos para el sistema de mamografía. La segunda página del formulario se usa para introducir las características físicas de los RX del equipo de mamografía. La información sobre cada exposición clínica se introduce en la tercera página del formulario y en la cuarta página se realiza el cálculo de la D_{GM} . En la quinta página se muestra una gráfica donde se representa la D_{GM} frente al espesor de la mama. En la sexta y última página se realiza un análisis de los datos.

Se puede obtener el software y un manual de instrucciones en la página web siguiente: http://www.royalsurrey.nhs.uk/intranet/Royal-Surr/RSCH-Struc/Radiation-/NCCPM/patdose.doc_cvt.htm

CAPÍTULO 8

DOSIMETRÍA EN TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA (TC)

Juan Carlos Ruiz Rodríguez, Manuel Alonso Díaz

INTRODUCCIÓN

Las dosis recibidas por el paciente durante una exploración de Tomografía Computarizada (TC) son relativamente altas. Sus valores se encuentran entre los mayores de todas las exploraciones de Radiodiagnóstico. A ello se une el incremento continuo que ha experimentado durante años la frecuencia y complejidad de este tipo de exploraciones, lo que da como resultado un incremento paralelo de las dosis. Además, los equipos de TC no disponen, salvo algunos modelos recientes, de dispositivos que permitan el control de la dosis empleada para realizar la exploración (al estilo del control automático de exposición en los equipos convencionales), por lo que resulta difícil, en la rutina diaria, adecuar las técnicas de adquisición de la imagen basándose a la vez en criterios de calidad de imagen y de dosis absorbida.

De ahí la importancia de conocer con suficiente exactitud las dosis impartidas en la práctica clínica, y de disponer de unos niveles de referencia, que permitan, por comparación de aquéllas con éstos, asegurar que los parámetros técnicos de las exploraciones son adecuados.

RESUMEN HISTÓRICO

La Tomografía Computarizada fue desarrollada a principios de los años 70. Desde entonces ha experimentado un rápido y continuo crecimiento, tanto en evolución técnica como en uso clínico. Dos hechos cruciales en el desarrollo del TC han sido la adquisición helicoidal y la adquisición multicorte. Ambos han permitido una reducción drástica de los tiempos de adquisición del estudio de TC, con el consiguiente incremento en la cantidad y calidad de información diagnóstica que puede ser obtenida. Además, estos avances técnicos han abierto la posibilidad de nuevos modos de empleo del TC, como la fluoroscopia TC y la angiografía, que permiten su aplicación a estudios dinámicos y procedimientos intervencionistas.

La capacidad de explorar mayores volúmenes en el paciente durante las exploraciones, de realizar nuevos tipos de estudios, y de emplear cargas en el tubo más elevadas para obtener imágenes de mejor calidad, conlleva la posibilidad de elevar notablemente las dosis recibidas por los pacientes.

Según el *United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation* (UNSCEAR) [1], en el mundo entero la TC aporta el 34% de la dosis colectiva por exploraciones radiodiagnósticas, a pesar de que las de TC sólo suponen el 5% en número de exploraciones. En los países más desarrollados la contribución a la dosis colectiva es incluso mayor: 41%.

Como ejemplo del peso que las exploraciones de TC han cobrado durante las últimas dos décadas en Radiodiagnóstico citaremos los estudios realizados en el Reino Unido por el *National Radiological Protection Board* (NRPB) [2]. En el estudio de 1989, las exploraciones de TC, aunque suponían tan solo el 2% de todas las exploraciones radiodiagnósticas, aportaban el 20% de la dosis colectiva. En el estudio realizado en 1998, la contribución de la TC a la dosis colectiva suponía ya el 40% del total [2]. Ya en 1989 era evidente la necesidad de disponer de una herramienta sencilla para el cálculo de las dosis a los

pacientes. Esa herramienta llegó en 1991 con la publicación de la NRPB 250 (Normalised Organ Doses Calculated using Monte Carlo Techniques), donde se describían los procedimientos para el cálculo de las dosis absorbidas a través de simulación de Monte Carlo.

SITUACIÓN ACTUAL

En nuestro país, la verificación de las dosis impartidas en Radiodiagnóstico está regulada por el Real Decreto 1976/1999 de 23 de diciembre [3], que establece los criterios de calidad en Radiodiagnóstico. En él se establece la obligatoriedad de la medida de magnitudes relacionadas con la dosis que reciben los pacientes.

En el caso de las salas de Tomografía Computarizada se propone una serie de métodos para la medida y documentación de estas dosis. En concreto, las posibilidades que contempla el Real Decreto son, la medida de la dosis superficial en el centro del estudio, el índice de dosis en TC, ponderado y normalizado, o el índice de dosis en TC medido en aire. Sin embargo, no establece unos valores o niveles de referencia con que poder comparar los resultados obtenidos para estas magnitudes.

El Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico [4] recoge los métodos de medida propuestos en el Real Decreto, y hace referencia a las Directrices europeas sobre criterios de calidad en TC [5], publicado por la Comunidad Europea en mayo de 1999.

Las citadas Directrices Europeas presentan una serie de recomendaciones en forma de criterios de calidad. En ellos se establecen unos valores de referencia de dos índices dosimétricos, para las exploraciones más habituales, en paciente de tamaño típico (tabla I). Los niveles de referencia constituyen un elemento básico en la garantía de calidad de los procedimientos radiodiagnósticos.

En el caso de pacientes pediátricos podemos utilizar como niveles de referencia los propuestos por Shrimpton y Wall (tabla II) [6].

Tabla I. Niveles de referencia para estudios de TC en adultos [5].

Exploración	CTDI _w (mGy)	DLP (mGy cm)
Cabeza	60	1050
Región facial y senos	35	360
Columna vertebral	70	460
Tórax	30	650
Tórax de alta resolución	35	280
Abdomen	35	780
Hígado y bazo	35	900
Pelvis	35	570
Pelvis ósea	25	520

Tabla II. Niveles de referencia para estudios de TC en niños [6].

Exploración	Edad (años)	CTDI _w (mGy)	DLP (mGy cm)
Cerebro	< 1	40	300
	5	60	600
	10	70	750
Tórax	< 1	20	200
	5	30	400
	10	30	600
Tórax de alta resolución	< 1	30	50
	5	40	75
	10	50	100
Abdomen superior	< 1	20	330
	5	25	360
	10	30	800
Abdomen inferior y pelvis	< 1	20	170
	5	25	250
	10	30	500

En España, el trabajo realizado por Baeza M. y cols. [7] muestra el resultado de un estudio comparativo de exámenes de TC en las indicaciones más frecuentes de 5 zonas anatómicas (cerebro, tórax, abdomen, pelvis y columna lumbar) en 5 centros Españoles. En la tabla

Tabla III. Valores máximos y mínimos de los indicadores de dosis en TC de 5 centros Españoles [7].

Exploración	CTDI _w (mGy)	DLP (mGy.cm)	E (mSv)	E _{DLP} (mSv/mGy.cm)
Cerebro	41 - 64	423 - 744	1 - 1.9	0.0022 - 0.0025
Tórax	13 - 19	268 - 577	4.2 - 9.2	0.016 - 0.017
Abdomen-pelvis	16 - 23	424 - 749	7 - 12	0.027 - 0.037
Abdomen	16 - 23	241 - 372	3.9 - 5.9	0.012 - 0.016
Pelvis	16 - 23	183 - 368	3.3 - 6.3	0.015 - 0.021
Columna lumbar	34 - 62	242 - 530	3.6 - 6.8	0.012 - 0.016

III aparecen los resultados de dicho estudio. Para cada exploración se muestran los valores máximos y mínimos de CTDI_w, DLP, dosis efectiva (E) y de los valores de E_{DLP} obtenidos a partir de los datos anteriores.

PROCEDIMIENTOS DE DOSIMETRÍA EN TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA

Las condiciones en las que se realiza la exposición del paciente al haz de radiación durante el estudio de TC son muy particulares: haces estrechos en la dirección longitudinal con movimiento rotacional en torno al paciente. Por ello, se requieren métodos de medida especiales y la definición de magnitudes dosimétricas propias.

La primera decisión a tomar cuando se quiere evaluar la dosis impartida a un paciente está relacionada con el método a seguir: la evaluación, o se realiza a través de resultados de mediciones de magnitudes dosimétricas sobre cada paciente de modo individual o, se estiman las dosis indirectamente basándonos en valores obtenidos sobre maniquíes o mediante cálculos de simulación. La elección de una u otra metodología va a condicionar los pasos a seguir y la magnitudes relacionadas con la dosis que debemos utilizar.

Magnitudes dosimétricas: Definiciones y métodos de medida o cálculo

Las magnitudes dosimétricas más empleadas como indicadores de la dosis recibida por el paciente en el estudio de TC son:

- Índice de Dosis en Tomografía Computarizada (CTDI).
- Dosis Promedio en Cortes Múltiples (MSAD).
- Producto Dosis Longitud (DLP).
- Dosis Efectiva.

Índice de Dosis en Tomografía Computarizada (CTDI)

Esta es la magnitud dosimétrica más importante de cuantas se usan en TC, debido a la sencillez de su determinación en la práctica clínica de forma periódica. Es por lo tanto muy útil para basar en ella unos niveles de referencia.

Se define como la integral del perfil de dosis producido por una única rotación axial, $D(z)$, a lo largo de una línea paralela al eje de rotación del tubo (usualmente denominado eje z), dividida por el espesor nominal de corte (e) y por el número de cortes (imágenes adquiridas) por rotación (n) (fig. 1):

$$CTDI = \frac{1}{n \cdot e} \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) dz \quad (1)$$

El valor del CTDI está relacionado directamente con las características del haz de radiación, y por lo tanto es particularmente sensible a las diferencias de generación, filtración y colimación de éste.

Como sólo es posible medir el perfil de dosis en un intervalo finito, se han propuesto una serie de definiciones prácticas que permiten una aproximación a la anterior definición, según la longitud de integración escogida. Una de las más habituales es el $CTDI_{10cm}$ [8]. Di-

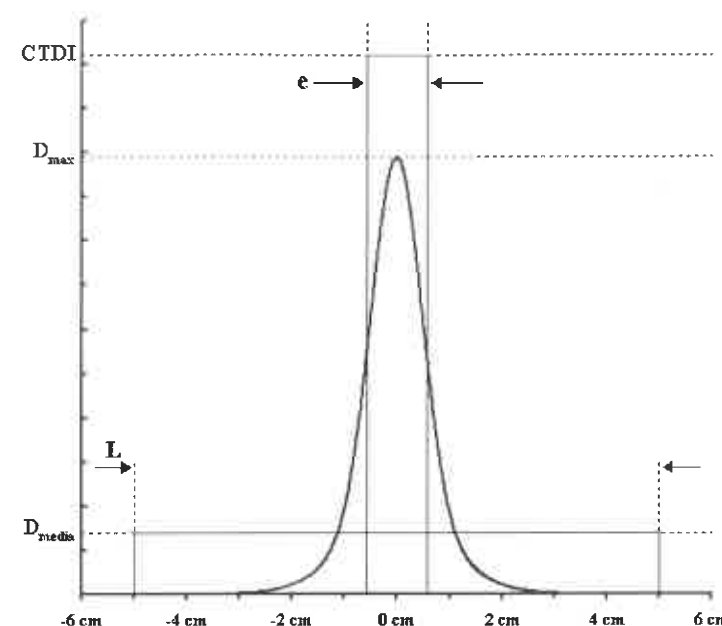


Figura 1. Relación entre el perfil de dosis producido por un corte de TC, el CTDI y la dosis promedio.

fiere con la definición anterior (1) en que los límites de integración se fijan en ± 5 cm. en torno la posición del plano de corte:

$$CTDI_{10cm} = \frac{1}{n \cdot e} \int_{-5cm}^{+5cm} D(z) dz \quad (2)$$

El $CTDI_{10cm}$ se puede medir en aire o en el seno de maniqués cilíndricos de polimetil metacrilato (PMMA).

En el primer caso, realizaremos la medida sin ningún tipo de material añadido interpuesto entre el haz y el detector. A esta magnitud se la denomina $CTDI_{10cm,aire}$ y se emplea como dato de entrada en algunos modelos y programas para el cálculo de dosis absorbida en órganos y dosis efectiva.

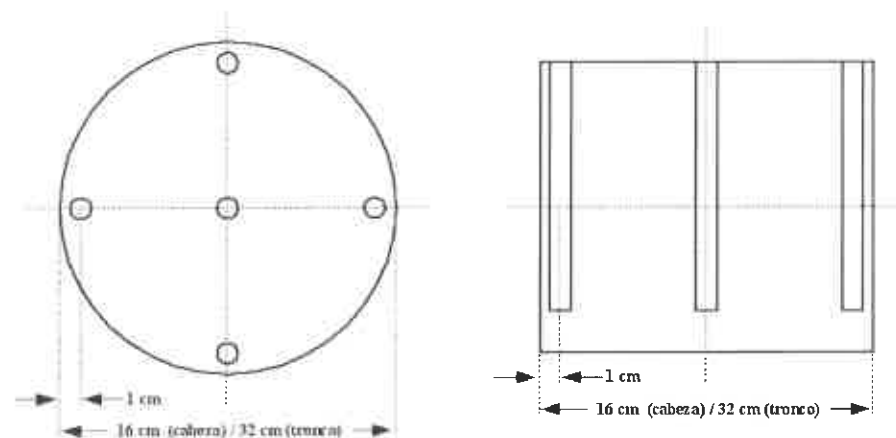


Figura 2. Maniquí dosimétrico de TC para la medida del CTDI. a) Vista frontal. b) Vista lateral.

Los maniqués dosimétricos estándar utilizados para la determinación del CTDI en condiciones de atenuación y dispersión son cilindros de PMMA, de longitud entre 14 y 16 cm., con un diámetro de 16 cm. para la medida del CTDI en estudios de cabeza, y 32 cm. para el CTDI en estudios de tronco. Deben disponer, para la colocación de detectores en su seno, de un alojamiento en el centro y cuatro en la periferia. Estos últimos se sitúan a 1 cm. de la superficie, equidistantes entre sí (fig. 2). Los alojamientos deben ser paralelos al eje longitudinal del maniquí, y deben disponer de cilindros de PMMA que permitan rellenarlos cuando no se coloque un detector en su interior.

Según la localización del detector en el maniquí, hablaremos del $CTDI_{10cm,c}$ cuando corresponda a la medida realizada en el alojamiento central, y del $CTDI_{10cm,p}$ cuando corresponda al promedio de las medidas en los cuatro alojamientos de la periferia. La relación entre los valores medidos en la periferia y en el centro de los maniqués depende de la filtración, pero es habitual obtener $CTDI_p/CTDI_c = 2$ para el maniquí de cuerpo, y $CTDI_p/CTDI_c = 1.1$ para el de cabeza. Por

medio de ambos valores podemos obtener un índice representativo de la dosis promedio en un corte, el CTDI ponderado:

$$CTDI_w = \frac{1}{3}CTDI_{10cm,c} + \frac{2}{3}CTDI_{10cm,p} \quad (3)$$

Equivale al promedio del $CTDI_{10cm}$ en un corte, si suponemos que la dosis decrece linealmente en dirección radial desde la superficie hacia el centro. La Comisión Europea recomienda el uso del $CTDI_w$ como indicador de la dosis en estudios de TC [5].

La determinación del $CTDI_w$ para estudios de cabeza se realizará con el maniquí de 16 cm. de diámetro colocado sobre el soporte de cráneo, utilizado habitualmente en ese tipo de estudios. El de tronco se obtendrá con el maniquí de 32 cm. de diámetro colocado sobre la mesa del TC. En ambos casos, los maniqués se centrarán de manera que su eje longitudinal coincida con el eje de rotación del tubo de rayos X.

A veces el CTDI se especifica mediante el llamado CTDI normalizado: $_nCTDI$. Es simplemente el CTDI dividido por la carga (Q) del tubo empleada en la adquisición del corte, es decir, el producto mAs:

$$_nCTDI_w = \frac{CTDI_w}{Q} \quad (4)$$

El $CTDI_{10cm}$ puede ser determinado por varios métodos distintos, según el tipo de detector empleado:

Método I: Cámara de ionización

La medida de la magnitud $CTDI_{10cm}$ se puede llevar a cabo por medio de cámaras de ionización de tipo "lápiz", de 10 cm. de longitud activa, y de 0.3 cm.³ de volumen activo, calibradas en dosis absorbida

en aire [9]. Para la realización de la medida se colocará la cámara con su eje longitudinal paralelo al eje de rotación del equipo de TC, centrada con respecto al plano de corte.

Como la cámara de ionización está calibrada en un campo de radiación uniforme, la lectura del electrómetro (M), una vez aplicadas las pertinentes correcciones por presión y temperatura atmosféricas ($f(p,T)$) y el factor de calibración (f_{cal}), representa el promedio de la dosis en el volumen activo de la cámara. El producto del promedio de dosis por la longitud activa (L) es igual a la integral del perfil de dosis a lo largo de la longitud de la cámara (fig. 1):

$$CTDI = \frac{1}{n \cdot e} \cdot L \cdot M \cdot f(p,T) \cdot f_{cal} \quad (5)$$

Método 2: Dosímetros Termoluminiscentes (TLD)

Otra manera de obtener el $CTDI_{10cm}$ sería la medida directa del perfil de dosis a lo largo de la línea de integración, por medio de detectores de suficiente resolución espacial. Para ello, se puede emplear un conjunto de dosímetros termoluminiscentes alineados paralelamente al eje z en un soporte adecuado [10] (fig. 3). Los dosímetros deben cubrir un intervalo de al menos 10 cm., centrado en la posición del plano de corte.

Suelen agruparse más densamente en el centro del intervalo de medida, donde el perfil de dosis varía más rápidamente en la dirección longitudinal (Fig. 1 y 3).

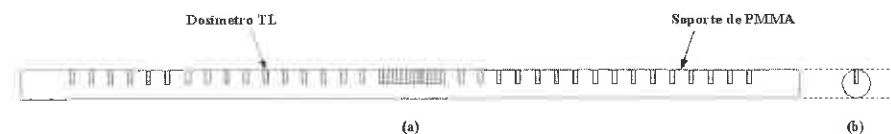


Figura 3. Soporte de PMMA para la determinación del perfil de dosis mediante dosímetros termoluminiscentes. a) Vista lateral. b) Vista frontal.

En este caso la integral del perfil de dosis se obtendrá de la suma de las dosis medidas por los dosímetros individuales (D_i), multiplicadas por la distancia entre el centro del TLD i y el del siguiente en la dirección del eje z (Δz_i):

$$CTDI = \frac{1}{n \cdot e} \sum_i D_i \cdot \Delta z_i \quad (6)$$

Método 3: Película Radiográfica

La medida de la magnitud $CTDI_{10cm}$ también se puede ser llevar a cabo mediante la medida del perfil de dosis por medio de película radiográfica lenta, de exposición directa, del tipo de la usada en radioterapia. Tiene como ventajas sobre la medida con TLD, la mayor resolución espacial, y la mayor sencillez del método de lectura. Por contra, la dependencia de la respuesta de la película con la energía puede dar lugar a sobreestimaciones del CTDI del orden del 15% [11].

Cuando no se disponga de la instrumentación adecuada para la determinación del CTDI, éste se podrá estimar a partir de las especificaciones del fabricante del equipo. En este caso, el usuario debe tener en cuenta que muchos fabricantes especifican el CTDI de sus equipos siguiendo la definición adoptada por la *Food and Drug Administration* (FDA) [12]. El CTDI de la FDA ($CTDI_{FDA}$) difiere apreciablemente del $CTDI_{10cm}$ utilizado en las directrices de la Comisión Europea [5] debido a que la integración del perfil de dosis se realiza sobre una longitud igual a 14 veces el espesor nominal de corte, y a que se expresa en términos de dosis absorbida en PMMA. En la tabla IV se pueden encontrar factores de conversión para obtener el $CTDI_{10cm}$ cuando sólo se dispone del $CTDI_{FDA}$ [5].

En el caso de que tampoco se disponga del valor del CTDI en las especificaciones del fabricante, se puede acudir a datos publicados en la literatura para el mismo modelo de TC del usuario [13].

Tabla IV. Factores de conversión entre el $CTDI_{10cm}$ y el $CTDI_{FDA}$ [5].

Maniquí	Espesor de corte (mm)	$nCTDI_{10cm} / nCTDI_{FDA}$	
		centro del maniquí	periferia (a 1 cm. de la superficie)
Cabeza ($\varnothing=16$ cm.)	10	1.0	1.1
	5	1.3	1.2
	3	1.6	1.3
	2	2.0	1.5
Tronco ($\varnothing=32$ cm.)	10	1.0	1.1
	5	1.4	1.2
	3	1.9	1.3
	2	2.6	1.5

El inconveniente en el uso del CTDI como indicador de dosis es que no tiene en cuenta la extensión del estudio, es decir, el número de rotaciones de que se compone un estudio axial, o el tiempo de adquisición en uno helicoidal. Por ello es útil el empleo de otra magnitud, el producto dosis-longitud, que sí tiene en cuenta la extensión del estudio.

Dosis promedio en cortes múltiples (MSAD)

Los estudios de TC habitualmente se componen de series de cortes axiales separados una distancia fija, o de series helicoidales en las que el avance de la mesa por cada rotación del tubo viene determinada por el paso de la hélice ("pitch"). En ambos casos, la dosis promedio en el volumen irradiado dependerá del grado de separación o solapamiento entre las distribuciones de dosis debidas a cada rotación del tubo (fig. 4). Por ello, resulta conveniente la definición de una magnitud que sea representativa de la distribución de dosis debida a una serie completa.

La dosis promedio en cortes múltiples (MSAD) se define como la integral del perfil de dosis ($D_{N,L}$) del corte central de una serie compuesta por N cortes separados entre sí una distancia L y paralela al eje de rotación del tubo, dividida por la separación entre cortes (L) [14]:

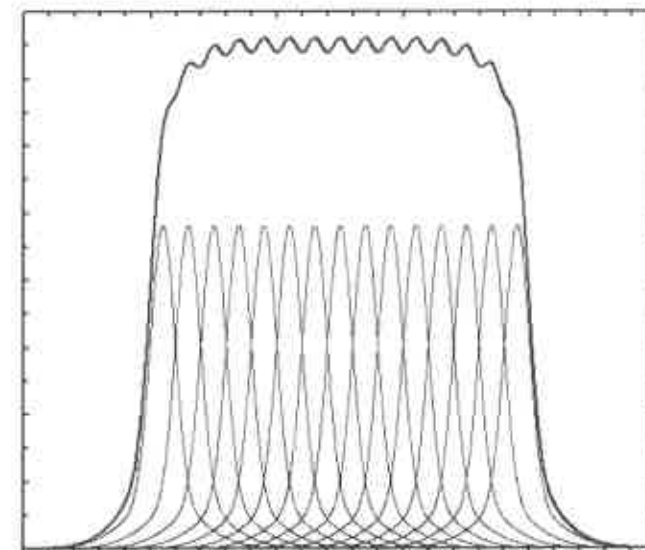


Figura 4. Superposición de perfiles de dosis simulados, para una serie de 15 cortes contiguos.

$$MSAD_{N,L} = \frac{1}{L} \int_{-L/2}^{+L/2} D_{N,L}(z) dz \quad (7)$$

Corresponde, por tanto, al promedio de la dosis en la zona central de la serie de cortes y su relación con el CTDI se expuso en el capítulo 2.

El MSAD se suele utilizar para la realización de medidas sobre pacientes concretos y lo más habitual es medir la dosis en su superficie colocando el instrumento de medida en la piel del paciente. Se pueden utilizar TLD o cámara de TC, de modo que el intervalo barrido por la secuencia cubra la cámara por completo. En este sentido, Avilés Lucas P. y cols [15] definen una magnitud parecida al MSAD denominada AKLP (producto del kerma en aire por la longitud) para hacer un estudio de la variación de la dosis superficial en los estudios

de fluoroscopia en TC. Una de sus conclusiones fue que en los exámenes de fluoroscopia en TC es fácil subestimar la dosis superficial si empleamos al maniquí estándar de cuerpo de la AAPM, por lo que resaltan la importancia de considerar el tamaño y la posición del paciente en este tipo de estudios.

Producto Dosis Longitud (DLP)

El producto dosis longitud es una magnitud definida como el producto del CTDI por la extensión del estudio, para la exploración completa. Es un mejor indicador del riesgo en el volumen irradiado al incluir en su definición tanto el índice de dosis, como la extensión de la región irradiada.

La manera de calcularlo dependerá de si se trata de un estudio formado por series de cortes axiales, o si se trata de un estudio formado por series helicoidales.

Adquisición axial:

$$DLP = \sum_i^n CTDI_{w,i} \cdot e_i \cdot N_i \cdot Q_i \quad (8)$$

En este caso el DLP es la suma para cada una de las series de cortes de que se compone el estudio (i), del producto del CTDI normalizado y ponderado, por el espesor nominal de corte (e_i), por el número de cortes de la serie (N_i), y por la carga del tubo en mAs (Q_i).

Adquisición helicoidal:

$$DLP = \sum_i^n CTDI_{w,i} \cdot e_i \cdot l_i \cdot t_i \quad (9)$$

Aquí la suma se realiza para las distintas series helicoidales (i), multiplicando en cada una de ellas el ${}_nCTDI_w$ por el espesor nominal

de corte (e_i), la corriente del tubo en mA (I_i), y el tiempo total de adquisición de la serie, en segundos (t_i).

Dosis Efectiva (E)

La magnitud de mayor interés desde el punto de vista de los efectos de las radiaciones ionizantes en las personas es la dosis efectiva, una suma ponderada de las dosis equivalentes en los órganos [16, 17], que nos proporciona un índice dosimétrico global. El problema es que para determinar las dosis equivalentes, se requiere conocer las dosis absorbidas en los órganos y estas no pueden medirse directamente en pacientes reales.

Para la determinación de la dosis efectiva se han utilizado diversos métodos. Unos están basados en medidas directas de dosis absorbidas en órganos en maniqués antropomórficos (fig. 5), otros en simulaciones por ordenador a partir de modelos matemáticos del cuerpo humano o de modelos obtenidos mediante imágenes digitales.

Estos métodos proporcionan unos coeficientes, llamados dosis efectiva normalizada (E_{DLP}), con los que se obtiene la dosis efectiva a partir de los parámetros técnicos de la exploración, y a partir del valor de alguna magnitud con la que podamos caracterizar dosimétricamente el haz de radiación, generalmente el CTDI o el DLP ($E = E_{DLP} \cdot DLP$). En las tablas V y VI se muestran los valores de E_{DLP} para las diferentes regiones anatómicas.

Tabla V. Dosis efectivas normalizadas para convertir el DLP a dosis efectiva en adultos [5].

Región anatómica	Dosis efectiva normalizada, E_{DLP} (mSv mGy ⁻¹ cm ⁻¹)
Cabeza	0.0023
Cuello	0.0054
Tórax	0.017
Abdomen	0.015
Pelvis	0.019

Tabla VI. Dosis efectivas normalizadas para convertir el DLP a dosis efectiva en niños [6].

Región anatómica	Edad (años)	Dosis efectiva normalizada, E_{DLP} (mSv mGy ⁻¹ cm ⁻¹)
Cabeza	0	0.02185
	1	0.01173
	5	0.00736
	10	0.00460
	15	0.00276
Tronco	0	0.06399
	1	0.03240
	5	0.02106
	10	0.01458
	15	0.00972



Fig 5. Maniquí antropomórfico.

APLICACIONES INFORMÁTICAS CÁLCULO DE DOSIS EN ÓRGANOS Y DOSIS EFECTIVAS EN TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA

CTDOSE

Autor: John Le Heron (National Radiation Laboratory, Christchurch, Nueva Zelanda). <http://www.mta.au.dk/ctdose/index.htm>

<http://www.nrpb.org/publications/software/sr250.htm>

Descripción: Aplicación, basada en MS-DOS, que proporciona una manera sencilla de utilizar los 23 conjuntos de datos del NRPB-SR250, para el cálculo de dosis a pacientes en TC. Permite la selección de 27 modelos de TC. Calcula la dosis en órganos y la dosis efectiva dentro de un maniquí antropomórfico. La distribución de dosis depende de un conjunto de factores constituido por el CTDI en aire y en el eje medido en cada equipo, la tensión de funcionamiento, la distancia del foco al eje de rotación y detalles del filtro de forma del haz de rayos X, que son los que determinan los factores de Monte Carlo que fueron calculados en NRPB-SR250.

Requisitos de sistema: MS Excel 97 ó posterior.

CTDosimetry v0.99v

Autores: Imaging Performance Assessment of CT, ImPACT (St George's Hospital, Tooting, Londres, Reino Unido).

<http://www.impactscan.org/ctdosimetry.htm>

Descripción: Aplicación basada en MS Excel que utiliza los datos del NRPB-SR250, para el cálculo de dosis en órganos y dosis efectivas en estudios de TC. Permite el cálculo con la mayoría de los equipos de TC actuales a través del uso del factor ImPACT que posibilita hallar la correspondencia de cualquier equipo, en términos de dosis efectiva, con los conjuntos de datos del NRPB-SR250. También proporciona los

valores típicos de dosis efectiva para pacientes pediátricos relativos a los de adulto, obtenidos con calculo Monte Carlo por NRPB en el año 2002 para maniqués de recién nacido y 1, 5, 10 y 15 años de edad.

En 1997, el grupo ImpACT, comenzó a desarrollar un protocolo de medida con el fin de llevar a cabo un estudio dosimétrico con la intención de recopilar datos de todos los modelos de tomografía computarizada en funcionamiento, incluidos los ya contemplados en el estudio de NRPB. El protocolo describe los parámetros de medida de la calidad del haz de radiación a través de la capa hemirreductora, forma del filtro de radiación medido en aire (en y fuera del eje) y CT-DI (en aire y en el eje, y en el centro y periferia de maniqués estándares de cabeza y cuerpo). Los datos obtenidos fueron utilizados para determinar cuales de los parámetros medidos tienen más relación con la dosis de los pacientes. Esto se obtuvo correlacionando los datos con los contemplados en el estudio de NRPB. Se definió y se calculó el factor ImpACT de todos los equipos y se compararon con los obtenidos en el estudio de NRPB. Esto permitió seleccionar el conjunto de datos Monte Carlo apropiado para cada equipo nuevo. Cuando aparece un modelo nuevo en el mercado, basta con medir el CTDI en aire y el CTDI en el centro y la periferia de los maniqués de cabeza y cuerpo para obtener el factor ImpACT, y establecer la correspondencia con uno de los modelos de los equipos estudiados por NRPB. De este modo, la aplicación Excel realizada por ImpACT se actualiza cada vez que aparece un nuevo equipo y se puede obtener gratuitamente de la pagina web de ImpACT. Para obtener resultados es necesario disponer de los 23 ficheros de datos de NRPB-SR250.

Requisitos de sistema: MS Excel 97 ó posterior.

CT Dose v1.0.1

Autores: Department of Biomedical Engineering, County of Aarhus, Dinamarca, y National Board of Health, National Institute of Radiation Hygiene, Dinamarca.

Descripción: Programa basado en perfiles medidos en diferentes tipos de equipos de TC. Con los perfiles se ha realizado una simulación por Monte Carlo sobre el maniquí matemático "ADAM" con el añadido de órganos femeninos. Los cálculos se realizaron sobre cada sección de 5 mm. en el maniquí completo para obtener las dosis en órganos. Estas dosis están almacenadas en tablas en formato "look-up".

El programa realiza el cálculo de dosis en órganos a partir de los valores tabulados para la exploración de cada sección de 5 mm. del maniquí. Los valores de las tablas se han obtenido a partir de simulaciones por el método de Monte Carlo, utilizando como datos de entrada los perfiles medidos en distintos tipos de equipos de TC.

Requisitos de sistema: S.O.Windows 98 / NT / 2000 / XP.

CT-EXPO v1.0

Autores: Georg Stamm (Hannover) y Hans Dieter Nagel (Hamburgo).

Descripción: Esta aplicación se compone de un conjunto de hojas de cálculo programadas en Visual Basic sobre MS Excel. Permite el cálculo de las siguientes magnitudes en pacientes sometidos a exploraciones de TC: $CTDI_{aire}$, $CTDI_w$, DLP, dosis efectiva y dosis en útero. Se sustenta en los métodos computacionales utilizados para evaluar los datos recogidos en el estudio de 1999 sobre el uso de la TC en Alemania.

A diferencia de otros programas, permite realizar el cálculo para todos los grupos de edad (adultos, niños y recién nacidos), y realiza el cálculo teniendo en cuenta el sexo del paciente. Tiene en cuenta las influencias específicas de cada equipo y el efecto del método de irradiación de los TC multicorte y los datos de los equipos de TC se actualizan al menos una vez al año.

Requisitos de sistema: Versión para PC: Microprocesador Pentium, S.O.Windows 95 ó posterior, MS Excel 97 ó posterior.

Versión para Mac: Microprocesador PPC, S.O. OS 7.5 ó posterior, MS Excel 98 ó posterior.

TC-Dvox

Autores: Salvadó i Artells M. y cols. [18].

Descripción: El objetivo de Salvadó y cols. fue desarrollar un programa de simulación basado en el método de Monte Carlo, que permita calcular dosis absorbidas en espacios de interés divididos en celdas o elementos de volumen (voxels) obtenidos a partir de las propias imágenes de TC, teniendo en cuenta la geometría del equipo, el modo de adquisición y los parámetros de la irradiación. Para realizar dichos cálculos desarrollaron el programa TC-Dvox utilizando el código EGS4 [19] para simular el transporte de fotones y electrones. El programa permite considerar las características particulares de cada TC concreto, y del modo de adquisición y reconstruye volúmenes divididos en voxels delimitando zonas anatómicas de interés a partir de una secuencia de imágenes de TC. La comparación entre los resultados medidos experimentalmente y los obtenidos mediante simulación mostraron diferencias inferiores al 7%.

Requisitos de sistema: El tratamiento de las imágenes de TC para la construcción de volúmenes divididos en voxels y la simulación de los procesos de irradiación se han podido realizar en un ordenador personal.

ESTIMACIÓN DE DOSIS EN TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA MEDIANTE SIMULACIÓN

Introducción a la simulación

Un método que nos permite efectuar una estimación de las dosis absorbidas en los órganos: simulación con ordenador mediante

técnicas de Monte Carlo. Este método, de carácter universal, se aplica a la resolución de problemas reales muy variados y consiste en elaborar un modelo que describa el proceso en estudio de forma detallada donde ciertas partes del mismo se tratan de forma aleatoria. Este proceso se repite un número muy grande de veces con el fin de reproducir, de forma promediada, el proceso real.

En el problema de la irradiación de un paciente con rayos X, se ha de seguir la historia de un fotón que incide sobre la piel del paciente con una energía elegida al azar de un intervalo de energías posibles según sea la fuente de rayos X utilizada. Se sigue la trayectoria del fotón al atravesar el cuerpo del paciente estudiando cómo deposita su energía a medida que va interaccionando con el medio material. En el modelo se han de introducir todas las interacciones posibles de los fotones con los electrones y los núcleos de los tejidos, es decir, todos los mecanismos de pérdida de energía del fotón. De este modo, se puede determinar el depósito de energía en el medio y de ahí la dosis absorbida.

El modelo es complicado puesto que también se ha de definir la geometría y las características de la parte del cuerpo humano que se estudia (maniquí matemático), se ha de describir el haz de rayos X utilizado en la irradiación y sus movimientos, y se ha de repetir el proceso tantas veces como sea posible.

El método de Monte Carlo ha sido utilizado, con esta finalidad, por diversos autores que han presentado los resultados en forma de tablas, aunque generalmente, estos resultados tienen el inconveniente de que están restringidos a condiciones de trabajo muy concretas.

Existe, sin embargo, la posibilidad de desarrollar métodos de carácter general que se pueda adaptar a cualquier zona anatómica, a cualquier energía de rayos X y a cualquier tipo de irradiación diagnóstica. El resultado sería un programa informático al que habría que suministrar unos datos de entrada que definan el tipo de irradiación y la zona anatómica que proporcionaría una estimación de la dosis que reciben los pacientes.

Método de Monte Carlo. Sistema EGS4

Como hemos indicado anteriormente, la construcción de un método de Monte Carlo requiere la elaboración de todas las rutinas que controlen las interacciones de la radiación con la materia. Esta es una tarea bastante complicada pero, afortunadamente, existen productos elaborados que podemos utilizar a nuestra conveniencia siempre que definamos las rutinas específicas y las adaptemos a la formulación de tales productos.

Uno de los productos más utilizados y, además gratuito (se puede adquirir en Internet en la dirección <http://ehssun.lbl.gov/egs/code.html> en su versión para PC) es el sistema EGS4 desarrollado inicialmente en la Universidad de Stanford [19]. Es un programa de propósito general para la simulación por Monte Carlo del transporte de electrones, positrones y fotones en una geometría arbitraria con medios materiales de diversa composición y estado, y en un amplio rango de energías (desde 1 keV, 10 keV en el caso de electrones y positrones, hasta 1.000 GeV aproximadamente) y que, además, permite al usuario desarrollar extensiones y realizar modificaciones.

El sistema EGS4 está dividido en dos partes. En primer lugar el preprocesador o PEGS4, que permite calcular una única vez y por separado los valores de todos los parámetros que permanecen fijos durante la simulación. En segundo lugar el código EGS4, que realiza la simulación usando estos valores, junto con las rutinas y datos suministrados por el usuario.

El sistema EGS4 requiere para su correcto funcionamiento que el usuario construya su código, en Mortran (un lenguaje de macros basado en Fortran) y después traducirlo a Fortran o directamente en Fortran, siguiendo una estructura mínima compatible con las rutinas básicas del EGS4. La figura 6 muestra el diagrama de flujo general del proceso.

La subrutina HATCH es la encargada de leer el fichero de datos que PEGS4 ha preparado para los medios materiales que interven-

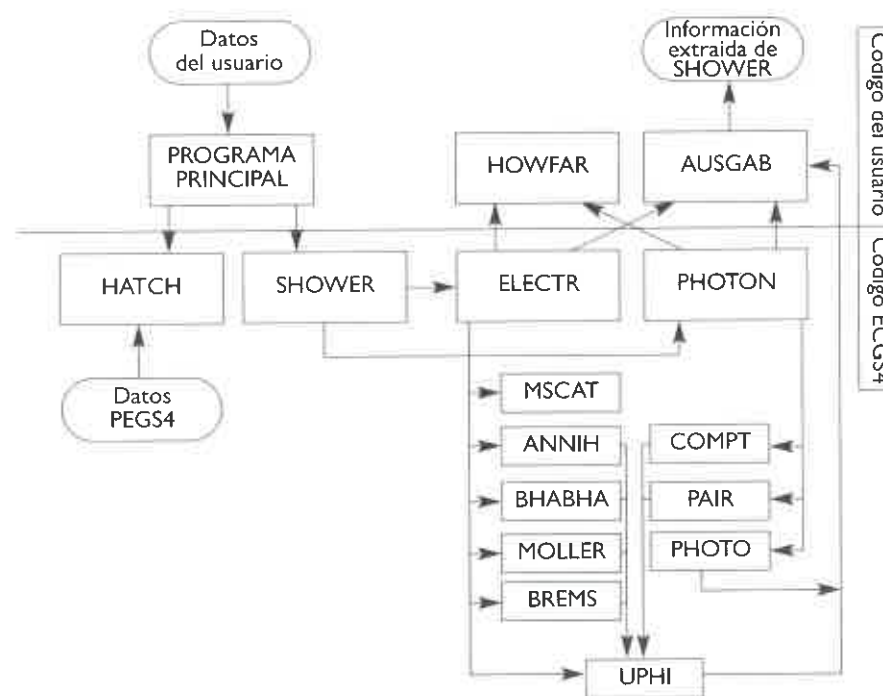


Figura 6. Diagrama de flujo del EGS4 incluyendo el código de usuario.

drán en la simulación. SHOWER se encarga de iniciar y conducir toda la simulación por Monte Carlo. AUSGAB se utiliza como herramienta para extraer información durante la simulación (permite conocer en cada momento que sucede durante el transporte), y HOWFAR es la encargada de controlar la geometría tridimensional del problema. Para ello, necesita que previamente el usuario defina toda la distribución geométrica de los medios materiales en el espacio.

Simulación de los procesos físicos

Cuando una partícula atraviesa un medio material y sufre interacciones, se produce la emisión de una o más partículas secundarias

de la misma o de distinta naturaleza. A este proceso se le denomina chaparrón electromagnético. Para la correcta simulación de un chaparrón electromagnético, el sistema EGS4 lo descompone en partículas individuales junto con una adecuada contabilidad de sus propiedades, para lo que se utiliza un sistema de almacenamiento (matriz de variables) que se suele llamar pila. La estrategia básica del EGS4 consiste en transportar la partícula hasta que ocurra la interacción, o hasta que su energía caiga por debajo de un determinado valor de corte, o hasta que penetre en una determinada región del espacio. En los dos últimos casos, la partícula es extraída de la pila y la simulación continúa con una nueva partícula del haz incidente. Si, por el contrario, tiene lugar una interacción, y se produce más de una partícula producto, estas se colocan también en la pila, procediendo a su simulación.

Cuando la última de las partículas producto es extraída de la pila se ha terminado la simulación del chaparrón electromagnético, completando una historia y quedando la pila vacía.

Procesos físicos simulados en el EGS4

El sistema EGS4 considera los siguientes procesos de interacción: radiación de frenado, dispersión Møller (e-e-), dispersión Bhabha (e+e-), pérdida continua de energía, dispersión múltiple, aniquilación, dispersión coherente, efecto fotoeléctrico, dispersión Compton y producción de pares. Tengamos en cuenta que, en la aplicación al radiodiagnóstico, dadas las energías de los fotones empleados, la aniquilación y la producción de pares no se pueden producir.

Código de usuario

Cálculo de parámetros con PEGS4

De acuerdo con la estructura del sistema EGS4, lo primero que se ha de hacer es calcular, mediante el PEGS4, los valores de los pará-

```
COMP
&INP NE=2,RHO=1.,PZ(1)=2.,PZ(2)=1/
AGUA
H O
ENER
&INP
AE=0.521,UE=0.641,AP=0.020,UP=0.120/
PWLF
&INP
DECK
&INP/
```

Figura 7. Fichero necesario para el agua con fotones de hasta 120 keV.

metros que permanecen fijos durante la simulación. Esto se hace definiendo un fichero con los datos necesarios.

Dado que la estructura molecular de los medios no tiene importancia desde el punto de vista de la interacción de las radiaciones ionizantes, en el fichero se definen la composición de cada medio en tanto por ciento en peso, su densidad, la presión en atmósferas si se trata de un gas y las energías de corte inferior y superior tanto para los electrones como para los fotones expresadas en MeV. Este fichero es fácilmente modificable o generalizable a cualquier material o energía. En la figura 7 se presenta el fichero necesario para el agua con fotones de hasta 120 keV.

La geometría en el EGS4

Una de las mayores dificultades que presenta el sistema EGS4 es la descripción de la geometría espacial del cuerpo irradiado. Hay que realizar una descripción matemática de todos los objetos con los que las partículas pueden interaccionar, tanto de su tamaño, como de su forma y posición en el espacio. Cada código de simulación propone algoritmos que permiten realizar esa descripción a partir de representaciones geométricas de cuerpos simples, como pueden ser planos, esferas, cilindros, conos, etc.

El sistema EGS4 da libertad al usuario para que utilice sus propias herramientas geométricas, una colección de herramientas de geometría simple que lleva incorporadas o algún paquete de geometría de los existentes.

Maniquí matemático

Para conseguir representaciones antropomórficas, en los cálculos de dosis en órganos por simulación, se han de combinar expresiones matemáticas con el fin de lograr los modelos idealizados de los distintos órganos considerados. La orientación de estos modelos matemáticos en el espacio tridimensional se puede describir por medio de coordenadas cartesianas (figura 8). Con el fin de lograr un compromiso entre la exactitud y los recursos informáticos necesarios, se pueden utilizar para describir los diferentes órganos, expresiones sencillas que se derivan de la siguiente expresión general:

$$\alpha \left(\frac{x - X_0}{a} \right)^2 + \beta \left(\frac{y - Y_0}{b} \right)^2 + \gamma \left(\frac{z - Z_0}{c} \right)^2 \leq 1 \quad (10)$$

La composición química de los medios materiales se puede tomar de la bibliografía [20, 21].

Descripción del espacio de interés

Para una adecuada descripción del sistema, no ha de considerarse solamente el espacio ocupado por el maniquí matemático, sino un cubo coaxial con los ejes del maniquí y del tamaño adecuado, que podemos llamar espacio de interés. La simulación se efectúa dividiendo este espacio de interés, en celdas volumétricas (voxel) de tamaño variable definible por el usuario, descritas mediante coordenadas cartesianas y en algunas de las cuales se estudia el depósito de energía debido a las interacciones del haz de rayos X. Esto permite analizar todas las celdas adyacentes al maniquí matemático cuya medio material es el aire y que de otra forma no estarían definidas, y que son muy

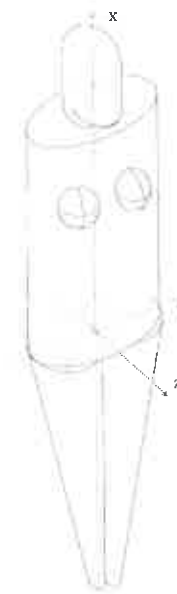


Figura 8. Modelo matemático tridimensional en coordenadas cartesianas.

importantes a la hora de calcular las dosis en las celdas más externas del maniquí.

Entrada del haz de rayos X en el maniquí matemático

Para que todas las direcciones de entrada del haz sean equivalentes, el punto de entrada del haz no se elige sobre la superficie del maniquí, sino sobre la superficie externa de un cilindro coaxial con el eje de giro y que está dentro del espacio de interés.

A esta superficie la llamaremos superficie de entrada. Una vez determinado este punto, se proyecta sobre la superficie externa del espacio de interés y desde ahí comienza la simulación del transporte de la partícula.

La elección del punto de entrada se realiza de la forma siguiente: a) primero se determinan las coordenadas de la intersección del eje del haz con la superficie de entrada, b) a continuación, se calcula un plano perpendicular al haz y tangente a la superficie de entrada so-

bre el que se determina un rectángulo con las dimensiones del tamaño de campo de radiación en la superficie de entrada, centrado en el punto anterior y c) finalmente, se elige al azar un punto en dicho rectángulo como punto de entrada de un fotón cualesquiera del haz. Además, puesto que el campo de radiación puede ser mayor que el espacio de interés, puede ocurrir que haya fotones cuya trayectoria sea exterior al mismo, en cuyo caso, los fotones se descartan.

Inclinación del haz con respecto a la superficie de entrada

Si el haz incide con una determinada inclinación con respecto al plano de la mesa, el transporte del fotón comienza a partir de la superficie externa del espacio de interés teniendo en cuenta ya el ángulo de inclinación.

Control del giro y del desplazamiento del haz de rayos X

Además, dado que en un TC el haz de rayos X efectúa un giro completo alrededor del paciente y la mesa se desplaza, es preciso diseñar el código que simule estos giros y desplazamientos. El giro, que es un movimiento continuo, se puede simular aumentando el valor del ángulo que forma el haz con el plano XY en incrementos discretos y efectuando una simulación completa para cada uno, acumulando los resultados para obtener las dosis totales. Análogamente para cada valor de la coordenada X. En el caso de un TC convencional se simula primero el giro y luego el desplazamiento, mientras que en el de un TC helicoidal habría que alternar el incremento en el ángulo y el desplazamiento teniendo en cuenta el paso de la hélice (pitch).

Haz de fotones

Otro apartado que hay que elaborar en el código es la descripción del haz de fotones.

Espectros de rayos X utilizados en la simulación

Desde el punto de vista de la energía del haz de rayos X, las simulaciones se pueden realizar utilizando haces polienergéticos teóricos (dada la dificultad de su determinación experimental) tomados de

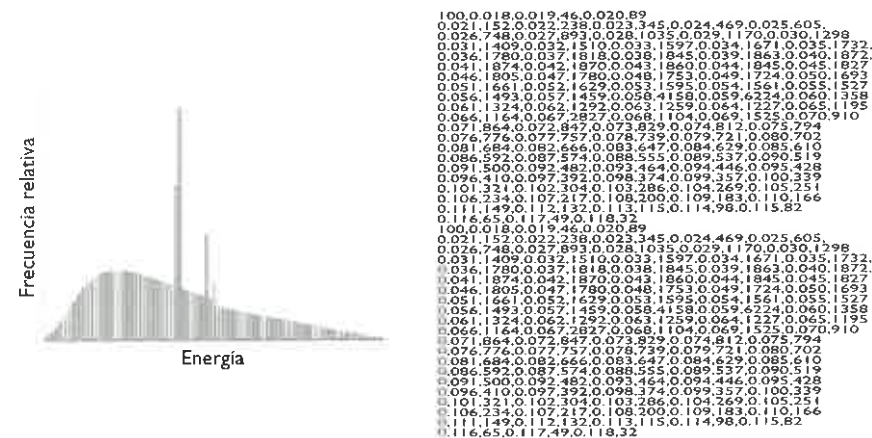


Figura 9. Haz polienergético teórico.

la bibliografía para tensiones y filtraciones análogas a las de los equipos utilizados o haces monoenergéticos equivalentes a los reales, es decir, que tengan el mismo espesor de semirreducción. En la figura 9 se muestra un ejemplo de haz polienergético teórico.

Subrutina de procesamiento del espectro de rayos X

Si se utilizan haces polienergéticos, es preciso utilizar una subrutina que asigne la energía de la partícula al azar dentro del intervalo disponible, pero teniendo en cuenta el peso de cada intervalo de energía.

Cálculo de la dosis

El sistema EGS4 requiere una rutina generadora de números pseudoaleatorios, que ha de ser adecuadamente inicializada mediante una semilla incluida en los datos de entrada al programa para lograr variaciones estadísticas en las diferentes simulaciones.

Para efectuar el cálculo de dosis, el programa principal va acumulando el valor de la energía depositada por cada historia en las diferentes celdas de interés hasta completar absorbida en ellas, y se divide por el número de historias utilizadas en la simulación.

Finalmente, para determinar las dosis absorbidas relativas al proceso real, la dosis/partícula obtenida se multiplica por el flujo experimental.

BIBLIOGRAFÍA

1. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR). 2000 Report to the General Assembly, Annex D: Medical Radiation Exposures. United Nations, New York NY.
2. P.C. Shrimpton y S. Edyvean. "CT Scanner dosimetry". Br. J. Radiol. 1998; 71:1-3.
3. Real Decreto 1976/1999 de 23 de diciembre, por el que se definen los Criterios de Calidad en Radiodiagnóstico. Boletín Oficial del Estado. (BOE) núm. 311 de 29-12-1999.
4. Protocolo Español de control de calidad en Radiodiagnóstico. Aspectos técnicos. Revisión I. 2003.
5. European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography, 1999. CEC document, EUR 16262, Luxembourg.
6. P.C. Shrimpton y B.F.Wall. "Reference doses for paediatric computed tomography". Radiat Prot Dosim. 2000; 90:249-252.
7. Baeza M., Calzado A., Morán P., Morán L.M., Rodríguez R. Estimación de las dosis de tomografía computarizada en cinco centros para indicaciones frecuentes en cinco áreas anatómicas. Revista Física Médica 2003;4(1):7-17.
8. International Electrotechnical Commission. "Medical Electrical Equipment. Part 2-44: Particular requirements for the safety of X-ray equipment for computed tomography". 60601-2-44 Ed. 2.1.
9. A. Suzuki y M.N. Suzuki. "Use of a pencil-beam ionization chamber for measurement of exposure resulting from a computed tomography scan". Med. Phys. 1978; 5:536-539.
10. Specification and acceptance testing of computed tomography scanners. AAPM Task Group No. 2. AAPM Report No. 39 (1993).
11. F.E. Zink y C.H. McCollough. "The measurement of radiation dose profiles for electron-beam computed tomography using film dosimetry". Med. Phys. 1994; 21:1287-1291.
12. Department of Health and Human Services, Food and Drug Administration. 21 CFR Part 1020.33: "Diagnostic x-ray systems and their major components"; amendments to performance standard; Final rule. Federal Register, 49, 171 (1984).
13. ImPACT Dose Survey. CTDI Results. 2000. www.impactscan.org.
14. T.B. Shope, M.R. Gagne y G.C. Johnson. "A method for describing the doses delivered by transmission x-ray computed tomography". Med. Phys. 1981; 8:488-495.
15. Avilés Lucas P., Castellano I.A., Dance D.R., Vaño Carruana E., Prieto Martín C. Variación de la dosis superficial en tomografía computarizada. Radioprotección 2003; 10(35): 7-13.
16. International Commission on Radiological Protection (1991). 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60. Annals of the ICRP 21(1-3). Pergamon Press, Oxford.
17. C.H. McCollough y B.A. Schueler. "Calculation of effective dose". Med. Phys. 2000; 27:828-837.
18. Salvadó i Artells M., López Tortosa M., Morant Echevarne J.J. y Calzado Cantera A. Cálculo de dosis impartidas con equipos de tomografía computarizada (TC) sobre maniqués divididos en voxels. Validación preliminar de un programa de simulación basado en el método de Montecarlo. Revista de Física Médica 2003; 4(2):107-115.
19. Nelson WR., Hirayama H., Rogers DWO. The EGS4 Code System. Stanford Linear Accelerator Center. 1985; Report SLAC-265. Stanford University.
20. International Commission on Radiation Units and Measurements. Phantoms and Computational Models in Therapy, Diagnosis and Protection. ICRU Report 48. Bethesda, Maryland. EEUU (1992).
21. White DR, Widdowson EM, Woodard HQ, Dickerson WT. The composition of body tissues. The British Journal of Radiology. 1991; 64:149-159.

ANEXO I

Correcciones para la estimación de la dosis efectiva TC en pediatría

(Basado en: Shrimpton PC "Assessment of patient dose in CT". NRPB. March 2004. (Proyecto Europeo sobre TC Multicorte: http://www.msct.info/CT_Quality_Criteria.htm)).

En este documento se define el CTDI ponderado volumétrico ($CTDI_{vol}$) como el cociente entre el CTDI ponderado ($CTDI_w$) y el factor de pitch (P = desplazamiento del paciente en la dirección z entre series consecutivas o por rotación dividido por el espesor nominal de colimación del haz), y representa el valor promedio del CTDI ponderado en el volumen irradiado para una secuencia particular:

$$CTDI_{vol} = CTDI_w / P$$

Con esta definición, describe una manera alternativa de obtener el Producto Dosis Longitud (DLP) como el producto del valor del CTDI ponderado volumétrico y la longitud irradiada en la secuencia (L).

$$DLP = CTDI_{vol} \cdot L$$

Por otro lado y a través de cálculos de Monte Carlo, NRPB obtiene los valores $CTDI_{10cm,p} / CTDI_{10cm,c}$ y $CTDI_w / CTDI_{aire}$ para los maniqués de cabeza y cuerpo en tres equipos de TC (Siemens DRH, GE 9800 y Philips LX) y los compara con los medidos por ImPACT (2002). Las desviaciones obtenidas en esta comparación son inferiores al 15%.

Continúa el documento con el cálculo de los valores relativos de las dosis efectivas normalizadas TC en el caso pediátrico respecto al caso de adultos. En la tabla VII se muestran los valores relativos ob-

tenidos y que han sido incorporados en los procedimientos dosimétricos propuestos por ImPACT (2003).

Tabla VII. Valores relativos de dosis efectivas normalizadas en pediatría.

Región anatómica	Edad (años)	Valor relativo de dosis efectiva
Cabeza y cuello	0	2.3 – 2.6
	1	2.2
	5	1.6 – 1.7
	10	1.2 – 1.3
	15	1.1
	Adulto	1.0
Tronco	0	1.4 – 2.3
	1	1.3 – 1.9
	5	1.2 – 1.6
	10	1.1 – 1.4
	15	1.0 – 1.1
	Adulto	1.0

También muestra una tabla con los valores de dosis efectiva normalizada respecto al $CTDI_w$ (E_{CTDI_w}) valorado en los mismos tres equipos de TC anteriores para las diferentes edades y para diferentes regiones anatómicas. La dosis efectiva (E) sería el producto de ese valor por el $CTDI_w$.

$$E = E_{CTDI_w} \cdot CTDI_w$$

Los valores promedio de E_{CTDI_w} se muestran en la tabla VIII.

Finalmente, este documento muestra en otra tabla los valores de dosis efectiva normalizada respecto al DLP (E_{DLP}) para las diferentes regiones anatómicas y las diferentes edades, ampliando y modificando los valores mostrados en la tabla V y VI.

De este modo, la dosis efectiva (E) sería el producto de ese valor por el DLP.

$$E = E_{DLP} \cdot DLP$$

Tabla VIII. Valores promedio de dosis efectivas normalizadas en pediatría respecto al $CTDI_w$.

Región anatómica	Edad (años)	E_{CTDI_w} (mSv/mGy)
Cabeza y cuello	0	0.173
	1	0.153
	5	0.113
	10	0.088
	Adulto	0.0707
Cabeza	0	0.0882
	1	0.0735
	5	0.0526
	10	0.0417
	Adulto	0.0278
Cuello	0	0.0869
	1	0.0812
	5	0.0769
	10	0.0632
	Adulto	0.0591
Torax	0	0.354
	1	0.316
	5	0.284
	10	0.264
	Adulto	0.383
Abdomen y pelvis	0	0.632
	1	0.568
	5	0.499
	10	0.458
	Adulto	0.659
Tronco	0	0.967
	1	0.853
	5	0.769
	10	0.708
	Adulto	1.03

Los valores promedio de E_{DLP} se muestran en la tabla IX.

Tabla IX. Valores promedio de dosis efectivas normalizadas en pediatría respecto al DLP.

Región anatómica	Edad (años)	E_{DLP} (mSv/mGycm)
Cabeza y cuello	0	0.013
	1	0.0085
	5	0.0057
	10	0.0042
	Adulto	0.0031
Cabeza	0	0.011
	1	0.0067
	5	0.0040
	10	0.0032
	Adulto	0.0021
Cuello	0	0.017
	1	0.012
	5	0.011
	10	0.0079
	Adulto	0.0059
Torax	0	0.039
	1	0.026
	5	0.018
	10	0.013
	Adulto	0.014
Abdomen y pelvis	0	0.049
	1	0.030
	5	0.020
	10	0.015
	Adulto	0.015
Tronco	0	0.044
	1	0.028
	5	0.019
	10	0.014
	Adulto	0.015

El documento de Shrimpton PC ("Assessment of patient dose in CT". NRPB, March 2004) aparece en la pagina web http://www.msct.info/CT_Quality_Criteria.htm incluido en el proyecto Europeo sobre TC Multicorte. Este proyecto establece los criterios de calidad en TC multicorte y define el $CTDI_{vol}$ como parámetro de referencia dosimétrica. Sólo muestra valores de referencia para adultos. En la tabla X aparecen los valores de referencia de $CTDI_{vol}$ para adultos en diferentes estudios de TC.

Tabla X. Niveles de referencia para estudios de TC multicorte en adultos.

Exploración	$CTDI_{vol}$ (mGy)
Cerebro general	60
Cerebro hueso temporal peñasco	60
Región facial: senos	20
Región facial: Trauma	20
Masas y nódulos cervicales	40
Pulmón: Metástasis pulmonares	10
Pulmón: mediastino	10
Pulmón: parénquima	10
Abdomen y pelvis general	15
Abdomen: riñones	15
Abdomen: urolitiasis	15
Abdomen: páncreas	25
Abdomen: glándulas suprarrenales	25
Abdomen: hígado y bazo	25
Pulmón vascular CTPA	10
Vascular abdomen	15
Vascular periférico	15
Trauma vértebra cervical	40
Trauma espina torácica y lumbar	15
Ósea pelvis	15
Ósea hombro	15
Ósea miembros	20
Articulaciones periféricas	20

CAPÍTULO 9

DOSIMETRÍA EN RADIOLOGÍA INTERVENCIONISTA

Eva Corredoira Silva

INTRODUCCIÓN

La radiología intervencionista agrupa las técnicas en las que el radiólogo u otro especialista médico, utilizan la imagen radiológica como guía en un procedimiento semiquirúrgico o terapéutico (NCRP, 1989) [1]. Comprende intervenciones diagnósticas y terapéuticas guiadas con imagen vía un acceso percutáneo. Se realiza generalmente con anestesia local o sedación. Originalmente eran guiadas con fluoroscopia, pero actualmente también se utiliza ultrasonidos, tomografía computerizada y resonancia magnética [2].

Existen tres grandes áreas dentro de la radiología intervencionista:

- Hemodinámica, realizada por cardiólogos, en las que se observa el corazón en las distintas fases del ciclo cardíaco.
- Neurorradiología que se encarga de los vasos del sistema nervioso central.
- Radiología vascular periférica, en las que el radiólogo intervencionista explora el resto del cuerpo excluyendo corazón y sistema nervioso central.

Debido a las altas dosis de radiación al paciente que pueden suponer estos procedimientos y a la complejidad de los mismos en cuanto a localización, tamaño de campo y proyecciones utilizadas hacen que merezcan un capítulo aparte.

RESUMEN HISTÓRICO

Los procedimientos de radiología intervencionista empezaron a proliferar en los años 80 y desde 1976 se han descrito casos de quemaduras debidas a la exposición a la radiación [3].

Establecer niveles de referencia diagnósticos (NRD) en exploraciones de Radiodiagnóstico fue propuesto por la NRPB en 1990 [4], y están recogidos en la Directiva Europea (97/43/Euratom de 1997) [5]. En exploraciones de radiología intervencionista servirá para identificar las proyecciones con altos niveles de exposición. La guía europea PR109 [6] recomienda utilizar el producto dosis-área (PDA) a la hora de establecer NRD en este tipo de estudios, además de otras medidas como dosis en piel. También recomienda que si se realizan estudios para los que no se dispone de NRD utilizar el número medio de radiografías y el tiempo medio de fluoroscopia como NRD provisionales.

En septiembre de 1994 la Food and Drug Administration (FDA), asesora de salud de Estados Unidos, sugiere que las instalaciones en donde se realicen procedimientos intervencionistas tengan en cuenta algunos principios para limitar la exposición a los pacientes. Para todos los exámenes realizados, deberán establecerse los procedimientos operacionales así como los protocolos clínicos. Estos protocolos deben incluir todos los aspectos desde selección de pacientes, realización del mismo y acciones a tomar en el caso de complicaciones y posibles limitaciones al tiempo de escopia [7]. Un año más tarde se crea el registro de procedimientos que pueden superar una dosis umbral (dosis piel) fijada internamente. La FDA sugiere que esa dosis umbral sea de 1 Gy [8].

SITUACIÓN ACTUAL

En España no existen niveles de referencia legalmente establecidos para procedimientos de radiología intervencionista. En el RD

1976/1999 [9], en el artículo 11, exige que los equipos nuevos de rayos X dedicados a radiología intervencionista se adquieran con un dispositivo que informe al médico especialista sobre la dosis de radiación recibida por el paciente durante el proceso radiológico y que la registre. Además, indica que los equipos de rayos X que se estén utilizando en procedimientos intervencionistas, deben tener disponible un sistema de medida y registro de las dosis que se imparten a los pacientes.

Según el citado R.D., en los artículos 2 y 7 y en el anexo I punto 3ª, en salas en las que se realicen exploraciones especiales (vascular, hemodinámica, intervencionismo, etc.) se medirán la dosis superficie a la entrada del paciente en una de las proyecciones estándar (si se llevan a cabo en el estudio), y la dosis en la superficie, medida durante todo el estudio en la zona de mayor frecuencia de incidencia del haz directo, o el producto dosis-área, registrándose adicionalmente el número de imágenes producidas y el tiempo de escopia (si procede) debiéndose realizar al menos cinco determinaciones anuales. Para elegir las magnitudes dosimétricas a medir en cada procedimiento, se debe tener en cuenta si es un procedimiento de baja dosis o intermedia. En ese caso, se debería estimar el PDA y estudiar si el valor obtenido está dentro de un rango aceptable como medida de garantía de calidad. Si el procedimiento puede implicar altas dosis se debe estimar con precisión la dosis máxima en piel, y estudiar la manera de que exista un indicador fiable de cuando ésta se aproxima a un valor umbral para la aparición de efectos deterministas. De este modo, el intervencionista puede modificar el procedimiento para proteger la piel del paciente. Sería recomendable conocer los procedimientos, tiempos de escopia, así como características del estudio como proyecciones, ángulos, series, etc. En este sentido, la Sociedad Española de Radiología (SERAM) tiene un catálogo de exploraciones de radiología vascular intervencionista que recoge más de 180 tipos distintos de intervenciones tanto diagnósticas como terapéuticas.

En 1995 Vañó y col. [10] publicaron NRD en España en procedimientos invasivos tanto diagnósticos como terapéuticos (ver tabla I).

TABLA I. NRD en España para diferentes procedimientos intervencionistas.

Procedimiento	PDA Gy.cm ²	Procedimiento	IDS* (mGy)
TIPS	353.7	Prótesis Biliar	2113
Embolización hepática	81.68	Artiografía Hepática	1052
Drenaje biliar	68.87	Colangiografía percutánea	592
Manometría hepática	25.3	Embolización hepática	500
Arteriografía cerebral	68.16	Embolización cerebral	350
Valvuloplastia	96.42	Flebografía Abdominal	247
Angioplastia trasluminal percutánea coronaria	87.5	Angioplastia trasluminal percutánea coronaria	106
Arteriografía renal	92.92	Angioplastia iliaca	113
Arteriografía de miembros inferiores	66.63	Arteriografía aórtica	149
Fistulografía de miembros superiores	8.71	Angiografía coronaria	113
Flebografía de miembros inferiores	2.94	Embolización miembros inferiores	172
Coronariografía	66.51		
Arteriografía aórtica	24.7		

* IDS: Indicador de dosis en superficie definido como la suma de los valores obtenidos de los cuatro TLDs calibrados para medir dosis en superficie y colocados sobre, debajo y a ambos lados del perímetro del paciente en la región más irradiada durante la intervención.

Los procedimientos de embolización, colocación de prótesis intrahepática portosistémico transyugular (TIPS), y colocación de stent en arteria renal/visceral se asocian con una dosis al paciente elevada [11]. McParland [12] publica dosis medidas en distintos procedimientos y los compara con dosis medidas por otros autores, y concluye que las diferencias de dosis medidas para procedimientos similares reflejan variaciones estadísticas y diferencias en método de medida del PDA, protocolo clínico, edad y características del equipo de rayos X utilizado.

Existe un proyecto europeo DIMONDIII (Measures for Optimising Radiological Information and Dose in Digital Imaging and Interventional Radiology) financiado por la Comisión Europea cuyo

objetivo es realizar una serie de proyectos de investigación para conseguir una sanidad más segura y más rentable en relación con radiología intervencionista, imagen digital y mamografía [13]. Dentro de este proyecto se han publicado NRDs preliminares para dos tipos de procedimientos cardiológicos invasivos; la angiografía coronaria (AC) y la angioplastia transluminal percutánea coronaria (ACTP) [14]. Los niveles de referencia propuestos se muestran en la tabla II.

Tabla II. NRD preliminares propuestos por DIMONDIII.

Procedimiento	Gy.cm ²	t escopia (min.)	Nº imágenes
ACTP	94	16	1355
AC	57	6	1270

PROCEDIMIENTOS DE DOSIMETRÍA EN RADIOLOGÍA INTERVENCIONISTA

Debido a la complejidad de los procedimientos intervencionistas, se podrían considerar tres niveles de indicadores para estimar parámetros dosimétricos. Una primera aproximación sería anotar el tiempo de fluoroscopia y el número total de imágenes adquiridas, completado con controles de calidad en los que se mida la dosis por imagen y la tasa de dosis de entrada al intensificador. Estos indicadores serían apropiados para comparar protocolos clínicos. Un segundo nivel sería, añadir a la información anterior la tasa de dosis a la entrada del maniquí, la dosis por imagen para cine y/o imagen digital y una indicación del área del paciente irradiada. El tercer nivel sería, añadir a toda la información anterior el producto dosis-área y la dosis superficie a la entrada. Con esta información, se obtiene una orientación sobre los riesgos deterministas y estocásticos [15].

Determinación de la dosis en órganos y dosis efectiva

Predecir las dosis en órganos en radiología intervencionista es difícil debido al gran número de variables implicadas. Otra de las dificultades existentes, es la irradiación parcial de órganos que pueden existir en algunos estudios intervencionistas. El Centro de "Devices and Radiological Health" de la FDA, ha publicado un manual de dosis a tejidos debido a estudios fluoroscópicos y cineangiográficos de las arterias coronarias [16]. Contiene datos obtenidos por simulación de Monte Carlo de dosis a varios órganos para 11 vistas angiográficas y para 6 calidades de haces. En 1994, la NRPB publicó dosis en órganos para 31 vistas radiográficas, explo-

Tabla III. Dosis efectiva en algunos procedimientos intervencionistas

Procedimiento	Dosis efectiva media (mSv)
Angiografía cerebral	7.4
Angiografía carótida	4.9
Angiografía de miembros superiores	0.3
Angiografía fistula AV	0.2
Angiografía torácica	11.9
Nefrostografía	2.4
Angiografía renal	6.4
Colangiografía transhepática percutánea	12.8
Portografía arterial con tomografía computerizada*	12.9
Angiografía hepática	21.7
Biopsia hepática transyugular	5.5
Angiografía abdominal	18.9
Angiografía femoral	7.5
Angiografía de extremidades inferiores	0.8
Embolización cerebral	10.5
Angioplastia de fistula AV	0.3
Procedimientos terapéuticos torácicos	16.3
Inserción/retirada de stent biliar	6.9
TIPS	83.9
Nefrostomía	6.9
Angioplastia renal	13.6
Otros procedimientos terapéuticos abdominales (excluyendo renales y hepáticos)	26.9

* sólo incluye procedimientos angiográficos previos a la tomografía computerizada

raciones fluoroscópicas gastrointestinales y proyecciones típicas de cateterismos coronarios [17]. McParland [12] calcula dosis efectivas de algunos procedimientos intervencionistas partiendo de las medidas del PDA y factores de conversión publicados por la NRPB (ver tabla III).

Medida del producto dosis-área (PDA)

El producto dosis área es un parámetro dosimétrico relacionado con el riesgo estocástico del paciente. Medir el PDA es sencillo porque la cámara de transmisión se coloca en la salida del colimador y recoge el PDA durante la realización de todo el estudio, evitando que queden zonas fuera como en el caso de los TLD. Las principales desventajas que presenta al utilizarse en radiología intervencionista es que no se puede determinar el área irradiada. En un procedimiento podemos tener un PDA bajo con una dosis absorbida alta debido a que se está utilizando un tamaño de campo pequeño y al contrario, podemos tener un PDA elevado con una dosis absorbida baja debido a que se está explorando una gran superficie.

Las cámaras de transmisión empleadas para la evaluación del producto dosis-área deben ser calibradas con respecto a cámaras de ionización de referencia y sometidas a programas de intercomparación. En radiología intervencionista, se debe tener en cuenta la corrección de la respuesta de la cámara debido a la atenuación de la camilla y la retrodispersión, debida a la corta distancia entre el paciente y la cámara de transmisión. Además, la tasa de dosis a lo largo del haz de rayos X en una dirección perpendicular la eje central de radiación no es uniforme debido principalmente al efecto talón. Estas cámaras de ionización, nos permite obtener una medida de la cantidad total de radiación empleada en un procedimiento sin interferir ni con el paciente ni con el estudio [18]. Esta magnitud puede emplearse para obtener un estimador de la

energía total impartida al paciente, ya que la dosis absorbida en aire es:

$$D_{\text{aire}} = \psi \left(\frac{\mu_{\text{en}}}{\rho} \right)_{\text{aire}} \quad (1)$$

y la fluencia de la energía:

$$\psi = \frac{dR}{da} \quad (2)$$

donde dR es la energía radiante incidente en una esfera con área de sección transversal.

Entonces, la dosis absorbida puede expresarse según la ecuación siguiente:

$$D_{\text{aire}} = \frac{dR}{da} \left(\frac{\mu_{\text{en}}}{\rho} \right)_{\text{aire}} \quad (3)$$

Y la ecuación que define la energía radiante es:

$$R = \frac{\int D_{\text{aire}} da}{\left(\frac{\mu_{\text{en}}}{\rho} \right)_{\text{aire}}} \quad (4)$$

Siendo el numerador la medida obtenida con la cámara de transmisión, es decir, el PDA. Una fracción significativa de la energía incidente en el paciente no será absorbida, la mayor parte de la energía que se pierde lo hace a través de retrodispersión de la superficie incidente. Cálculos de Monte Carlo para campos de rayos X utilizados en radiodiagnóstico, indican que la fracción de energía impartida al paciente varía entre 0.6 a 0.87 dependiendo de la calidad del haz

principalmente y de la geometría de irradiación y características del paciente. Por tanto, la energía total impartida al paciente durante una exploración de rayos X, puede obtenerse de una medida del producto dosis área conociendo la fracción impartida (FI) y un valor apropiado de $(\mu_{\text{en}}/\rho)_{\text{aire}}$ para el espectro de rayos X utilizado.

La energía impartida al paciente tiene la siguiente expresión:

$$E = \frac{PDA}{\left(\frac{\mu_{\text{en}}}{\rho} \right)_{\text{aire}}} FI \quad (5)$$

Determinación de la dosis superficie a la entrada

La dosis superficie a la entrada, es una magnitud dosimétrica de importancia que puede ser utilizada para predecir la posibilidad de inducir efectos deterministas debido a la radiación. Esta magnitud es la dosis absorbida acumulada en aire en el punto de intersección del eje del haz de RX con la superficie del paciente, incluyendo radiación retrodispersada. La dosis absorbida para causar daños en la piel depende de varios factores. Efectos típicos en la piel después de una irradiación única son los que aparecen en la tabla IV [19]. Aunque se han observado efectos en algunos individuos a dosis umbrales inferiores, ya que existen factores que pueden alterar la sensibilidad de la piel.

La dosis superficie a la entrada puede ser medida utilizando detectores de radiación como dosímetros termoluminiscentes o películas radiográficas, o bien calculada a partir del rendimiento del tubo de rayos X. La dificultad encontrada en este tipo de medida es determinar con exactitud el punto de dosis máxima en piel, ya que en este tipo de procedimiento varía el área irradiada, la proyección, etc. Existen datos en la literatura, en donde se estima la dosis entrada en superficie en función del tiempo de escopia y valores promedios de tasas de dosis de entrada. Este método es susceptible de error debido a que la

Tabla IV. Dosis umbrales para aparición de efectos en la piel

Efecto	Dosis umbral por exposición única (Gy)	Tiempo de retardo	Pico
Eritema transitorio	2	Horas	24 horas
Eritema	6	10 días	2 semanas
Depilación temporal	3	3 semanas	
Depilación permanente	7	3 semanas	
Descamación seca	10	4 semanas	5 semanas
Descamación húmeda	15	4 semanas	5 semanas
Ulceración secundaria	20	>6 semanas	
Eritema tardío	15	6-10 semanas	
Necrosis dérmica (1ª fase)	18	>10 semanas	
Aytrrofia dérmica (1ª fase)	10	>14 semanas	
Atrofia dérmica (2ª fase)	10	>1 año	
Telangiectasia	12	>1 año	
Necrosis dérmica (fase tardía)	>15*	>1 año	
Cáncer de piel	Desconocido	>5 años	

*Umbral muy incierto

tasa de entrada, puede llegar a variar en función de los parámetros operacionales utilizados a lo largo de un mismo estudio. Existe un sistema (PEMNET; Clinical Microsystem Inc. Arlington, VA) controlado por microprocesador que registra señales del generador (kVp, mA, localización del arco y de la mesa) que permite calcular la dosis en superficie a los pacientes. El cálculo se realiza en función del rendimiento del tubo. También utiliza información adicional sobre la localización del paciente relativa al tubo y los tiempos de exposición medidos. Estos cálculos incluyen la contribución de la retrodispersión. Estudios recientes estiman una exactitud y precisión de este sistema del $\pm 5\%$ [20]. Este tipo de sistema es el único que estima de manera fiable la tasa de dosis o tasa de exposición en piel, teniendo en cuenta las variaciones de la distancia fuente-superficie [21].

Dosimetría termoluminiscente

La problemática de la dosimetría termoluminiscente en procedimientos de radiología intervencionista es la adecuada colocación

sobre el paciente de estos dosímetros. Para estimar la dosis superficie a la entrada, éstos deben colocarse generalmente en la espalda del paciente (en este tipo de procedimientos el tubo de rayos X suele colocarse debajo de la camilla para generar menos radiación dispersa a los operadores). El problema es conocer si las lecturas del los TLD representa la dosis máxima en piel. Los dosímetros termoluminiscentes más utilizados son TLD-100, compuestos de fluoruro de Litio.

Cálculo por rendimiento

Es un método indirecto de dosimetría. En general, la dosis de entrada en un punto de la piel será la suma de la dosis debida a las diferentes contribuciones de cada modalidad (fluoroscopia continua, pulsada y cine) y viene dada por:

$$DSE = \sum \dot{D}_{cal}(kVp) \cdot \left(\frac{d_{cal}}{DFS}\right)^2 \cdot mA \cdot t \cdot T \cdot FRD \quad (6)$$

Donde $D_{cal}(kVp)$ es la tasa de dosis en aire por mA para un tamaño de campo dado en el punto de calibración en función del kVp, d_{cal} es la distancia del foco al punto de calibración, mA es la corriente del tubo, t es el tiempo en que el punto de entrada está en el haz de radiación, T es un factor que tiene en cuenta la transmisión y la dispersión de los materiales entre la fuente y la piel que no están presentes durante la calibración, y FRD es el factor de retrodispersión para el tamaño de campo en la piel. Este último factor, es el cociente entre dosis en tejido y la dosis en aire a la profundidad de dosis máxima, en diagnóstico, a la entrada del paciente (piel). Este factor depende del tamaño de campo en piel y de la calidad del haz, y varía para los rangos de energía típicos de diagnóstico y para los tamaños de campo del intensificador de imagen entre 1.2 a 1.4 [22]. En un procedimiento intervencionista los parámetros de la ecuación (6) variarán considerablemente.

$D_{cal}(kVp)$ varía con el kVp, pudiendo depender de la anchura de pulso en sistemas que utilicen fluoroscopia pulsada con pulsos muy cortos. También puede variar en equipos en los que el control automático de brillo inserta diferentes filtros en función del estudio. El factor de transmisión T depende del tamaño de campo, energía, proximidad del objeto a la piel del paciente y del ángulo de incidencia del haz de rayos X con el objeto en el haz. Un ejemplo sería, si la transmisión de la mesa es del 80% en la proyección PA, la dosis superficie a la entrada disminuirá un 20% en una proyección oblicua de 60° debido únicamente al espesor adicional de la mesa interpuesto en dicha proyección [21].

La DSE también puede calcularse de la medida del PDA. Para ello, debe estimarse el área irradiada en la piel. El área cambia con la distancia fuente-superficie, la magnificación y colimación utilizada.

$$DSE = PDA \cdot T \cdot FRD \frac{t}{A \cdot t_{total}} \quad (7)$$

siendo A el área irradiada en la piel.

$\frac{t}{t_{total}}$ es la fracción del tiempo en la que el área en cuestión está irradiándose.

Dosimetría fotográfica

La película de rayos X es un buen método dosimétrico para estimar la dosis de superficie a la entrada. Presenta la ventaja frente a otros métodos dosimétricos (TLD, PDA) de poder conocer no sólo la dosis sino las áreas de irradiación, y la zona más irradiada. Las películas utilizadas habitualmente son muy sensibles, y no son válidas para procedimientos con altas dosis, sin embargo si se utilizan películas Kodak Fine Grain Positive (utilizada en fotografía de artes gráficas) y película Dupont de copias con revelado automáti-

co se pueden medir dosis hasta 2.8 Gy con una exactitud razonable [23]. Resultados similares pueden obtenerse con revelado manual de la película para verificación de campos utilizada en radioterapia Kodak XV-2 a temperatura ambiente. Con la película Kodak XV-2 y con revelado automático se pueden medir dosis máximas que no superen 0.8 a 0.9 Gy. La ventaja de esta película es que viene en sobres individuales. Los problemas que presenta la dosimetría fotográfica es la dependencia con el revelado, sobre todo de la concentración y temperatura del revelador así como del tiempo de revelado. La curva sensitométrica depende de la energía de los fotones. En la película Kodak XV-2 esta dependencia es menor del 5% en el rango de energía de diagnóstico [23]. Un ejemplo de curva obtenida con la película Kodak X-Omat V se puede observar en la figura 1 [24]. La película también puede ser digitalizada y analizada para proporcionar un mapa de isodosis con sus respectivas áreas (figura 2) [24].

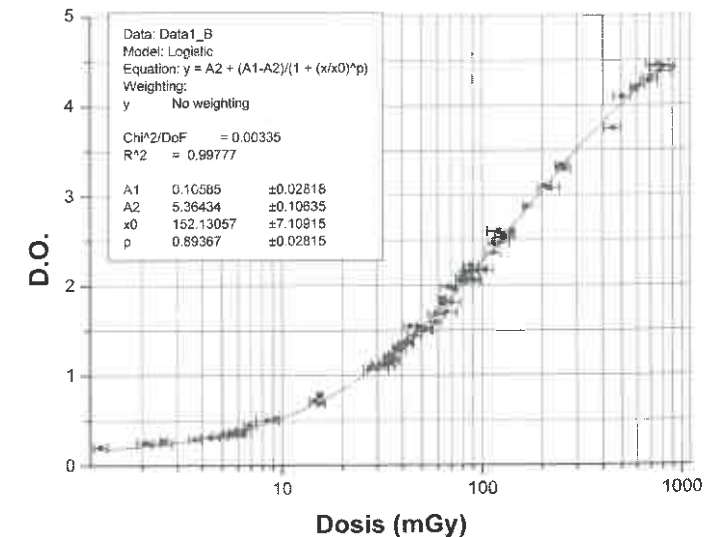


Figura 1. Curva característica de la película Kodak X-Omat V.

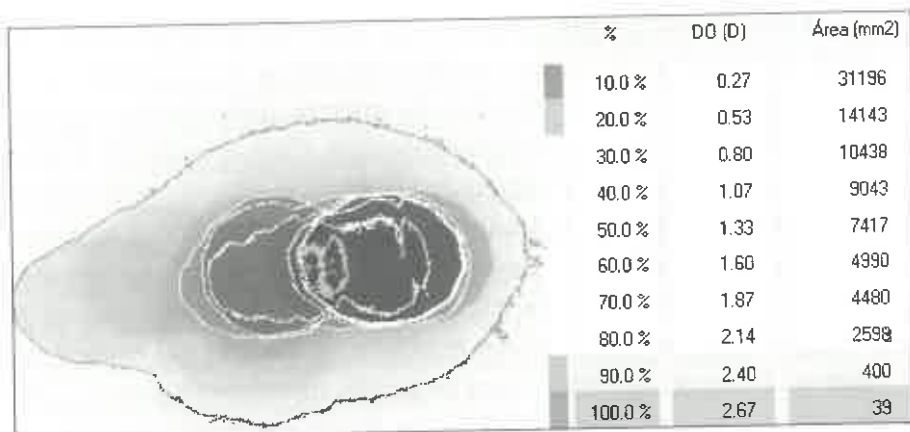


Figura 2. Isodosis de un paciente sometido a AC con sus respectivas densidades ópticas y áreas irradiadas.

BIBLIOGRAFÍA

1. Exposure of the U.S. Population from Occupational Radiation. NCRP 1989.
2. E. Zeitler. Joint WHO/Institute for Radiation Hygiene Workshop on Efficacy and Radiation Safety in Interventional Radiology. Institute for Diagnostische und Interventionally Radiologie Klinikum Nürnberg Nord Nürnberg (Germany).
3. Iyer PS. Acute radiation injury caused by faulty x-ray fluoroscopy during cardiac procedures. *Health Phys* 1976;31:385-387.
4. National Protocol for Patient Dose Measurements in Diagnostic Radiology. IPSM. NRPB 1992.
5. Directiva europea 97/43/Euratom de 30 de junio de 1997 sobre protección de la salud de los individuos frente a los riesgos de la radiación ionizante en relación a las exposiciones médicas. *Official J. Eur Commu. N L 180:22-27. Luxemburgo 1997.*
6. Protección radiológica 109. Guía sobre los niveles de referencia para diagnóstico (NRD) en las exposiciones médicas. Dirección general de medio ambiente, seguridad nuclear y protección civil. 1999.

7. U.S. Food and Drug administration. FDA advisory: avoidance of serious x-ray induced skin injuries to patients during fluoroscopically-guided procedures. Rockville, Md. U.S. Food and Drug administration, September 9, 1994.
8. U.S. Food and Drug administration. Recording information in the patient's medical record that identifies the potential for serious x-ray-induced skin injuries. Rockville, Md. US Food and Drug Administration. IIES-4IES, 1995.
9. RD 1976/1999 de 23 de diciembre por el que se establecen los criterios de calidad en radiodiagnóstico. B.O.E. 31/1/1999. 29/12/1999.
10. Vañó E., González L., Fernández JM., Guibelalde E. Patient dose values in interventional radiology. *British Journal of Radiology*. 1995;68:1215-1220.
11. Radiation doses in interventional radiology procedures: The RAD-IR Study: Part I: The overall measures of dose. *J. Vasc Inter Radiol*. Jun; 2003; 14(6):711-27.
12. B.J. McParland. A study of patient radiation doses in interventional radiological procedures. *The British Journal of Radiology*. 1998;71:175-185.
13. www.diamond3.org.
14. Neofotistou V, Vano E, Padovani R, Kotre J, Dowling A, Toivonen M, Kottou S, Tsapaki V, Willis S, Bernardi G, Faulkner K. Preliminary reference levels in interventional cardiology. *Eur Radiol*. 2003;13(10):2259-63.
15. Vañó E, Gonzalez L. Patient Dosimetry and Reference Doses: Practical Considerations. *Rad Protec Dosim* 2000;90(1-2):85-8.
16. Stern SH, Rosenstein M., Renaud L., Zankl M. Handbook of selected tissue doses for fluoroscopic and cineangiographic examination of coronary arteries. HHS Publication FDA95-8288. Rockville Md: U.S. Department of Health and Human Services, 1995. (<http://www.fda.gov/cdrh/ohip/handbooks/fda95-8288.pdf>)
17. Estimation of effective doses in diagnostic radiology from entrance surface dose and dose-area product measurements. National Radiological Protection Board. NRPB-R262. Chilton 1994.

18. B.F. Wall; R. M. Harrison; F.W. Spiers. Patient Dosimetry Techniques in Diagnostic Radiology The Institute of Physical Sciences in Medicine. 1988. Report n° 53.
19. Wagner LK, Eifel PJ, Geise RA. Potential biological effects following high x-ray dose interventional procedures. JVIR. 1994;5:71-84.
20. Nikolaos A. Gkanatsios, Walter Huda, Keith R. Peters. Adult patient doses in interventional neuroradiology. Med Physics. 2002;29:717-23.
21. Edward L. Nickoloff, Keith J. Strauss. Categorical Course in Diagnostic Radiology Physics: Cardiac Catheterization Imaging. 1998 Syllabus. RS-NA.
22. Central axis depth dose data for use in radiotherapy. BJR Supplement 25, 1996.
23. L.C. Fajardo, R.A. Geise, E.R. Ritenour. A survey of films for use as dosimeters in interventional radiology. Health Physics Abril. 1995;68(4):595-599.
24. G. Martín, E. Corredoira, F. Benito, R. Plaza, C. Huerga, D. Serrano, M. Téllez de Cepeda, A. Serrada, J. Vidal. Estudio de dosis recibidas por pacientes sometidos a Ablación con Radiofrecuencia. Revista de Física Médica. 2003;4(2):101-106.

OBSERVACIONES