

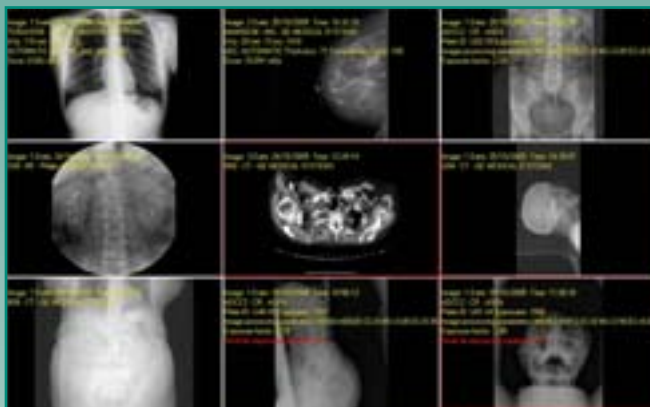
# RADIOPROTECCIÓN

REVISTA DE LA SOCIEDAD ESPAÑOLA DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

SEPR



## Radiología DIGITAL



▲ *Ventajas de la imagen digital para el diagnóstico radiológico*

▲ *Sistemas digitales de adquisición de imágenes radiográficas. Características y Control de Calidad*

▲ *Auditoría en tiempo real de dosis a los pacientes y calidad de imagen en radiología digital*

▲ *Mamografía digital: Detectores y Control de Calidad*

▲ *Imagen dinámica en fluoroscopia con detector digital*

Nº 47 • Vol. XIII • 2006

## Directora

Almudena Real

## Coordinadora

Carmen Roig

## Comité de Redacción

Beatriz Gómez-Argüello  
José Miguel Fernández Soto  
Carlos Huerga  
Paloma Marchena  
Lola Patiño  
Matilde Pelegrí  
Beatriz Robles  
José María Sastre  
Luis Miguel Tobajas  
M<sup>a</sup> Ángeles Trillo.

## Coordinador de la página electrónica

Carlos Prieto

## Comité Científico

Presidente: Luis M. Tobajas

David Cancio, Luis Corpas, Felipe Cortés,  
Antonio Delgado, Eugenio Gil,  
Luciano González, Araceli Hernández,  
José Hernández-Armas,  
Ignacio Hernando, Rafael Herranz,  
Pablo Jiménez, Juan Carlos Lentijo,  
María Teresa Macías, Xavier Ortega,  
Pedro Ortiz, Teresa Ortiz, Turiano Picazo,  
Rafael Puchal, Luis Quindós,  
Rafael Ruiz Cruces, Guillermo Sánchez,  
Eduardo Sollet, Alejandro Ubeda,  
Eliseo Vañó.

## Realización, Publicidad y Edición:

SENDA EDITORIAL, S.A.

Directora: Matilde Pelegrí

Isla de Saipán, 47 - 28035 Madrid

Tel.: 91 373 47 50 - Fax: 91 316 91 77

Correo electrónico: sendaeditorial@sendaeditorial.com

Imprime: IMGRAF, S.L.

Depósito Legal: M-17158-1993 ISSN: 1133-1747

La revista de la SOCIEDAD ESPAÑOLA DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA es una publicación técnica y plural que puede coincidir con las opiniones de los que en ella colaboran, aunque no las comparte necesariamente.



Foto portada:  
Imagen del sistema de control de dosis a pacientes en radiodiagnóstico en tiempo real.

## S U M A R I O

• Editorial	3
• Noticias	4
- de la SEPR	4
- Breves Especial Radiología Digital	58
- de España	61
- del Mundo	65
• Colaboraciones	12
- Ventajas de la imagen digital para el diagnóstico radiológico	12
M.A. Trapero, S. González, J.C. Albillos, J. Martel, M. Rebollo	
- Sistemas digitales de adquisición de imágenes radiográficas. Características y Control de Calidad	22
R. Torres, I. Hernando	
- Auditoría en tiempo real de dosis a los pacientes y calidad de imagen en radiología digital	31
J.M Fernández, E. Vañó, J.I. Ten, C. Prieto, D. Martínez	
- Mamografía digital: Detectores y Control de Calidad	37
P. Morán, M.L. España, M. Chevalier	
- Imagen dinámica en fluoroscopia con detector digital	48
M.A. Gracia, C. Ojeda, J. Santín	
• Publicaciones	69
• Convocatorias	71
• Proyectos de Investigación	73
• Índice de artículos 2005	74

# Editorial

Este primer número de Radioprotección en 2006 es un número monográfico dedicado a Radiología Digital, cuya coordinación, por parte de Pilar López Franco (Hospital de La Princesa, Madrid), ha supuesto un significativo esfuerzo de dedicación que desde aquí le reconocemos. La elección de la Radiología Digital como objeto de un número monográfico no es casual, sino que se debe a la rápida implantación de esta tecnología en el ámbito del radiodiagnóstico y a la necesidad de garantizar la calidad de estos nuevos procedimientos. De esta nueva tecnología, pronto serán usuarios cientos de millones de pacientes, por lo que debemos estar preparados para conseguir que la capacidad de reducir dosis que la radiología digital tiene, sea una realidad que garantice la máxima protección de los pacientes.

Los artículos que se publican en el presente número abarcan temas tan importantes como las ventajas que la imagen digital ofrece para el radiodiagnóstico, los sistemas digitales de adquisición de imágenes radiográficas sus características y control de calidad, la auditoría en tiempo real de dosis a los pacientes, la mamografía digital e imagen dinámica en fluoroscopia con detector digital. Además de los artículos científicos, se ha incluido una sección específica "extra" que ofrece, como información complementaria, noticias breves relacionadas con la radiología digital.

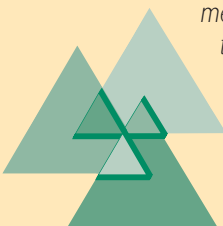
Se cumple el 26 de abril de este año el vigésimo aniversario del accidente de Chernobyl. RADIOPROTECCIÓN quiere sumarse al recuerdo de este accidente, con consecuencias radiológicas únicas en la historia de la energía nuclear, y al de los afectados por el mismo. El Comité de Protección Radiológica y Salud Pública de la NEA/OCDE está a punto de finalizar un informe al respecto, centrado en "Stakeholders y Protección Radiológica, lecciones aprendidas de Chernobyl después de 20 años".

Precisamente, e incidiendo en la importancia de este aspecto, como se anunció en el número anterior, se ofrece en estas páginas un trabajo que recoge las conclusiones obtenidas en las Jornadas Internacionales celebradas en Salamanca, 16-18 Noviembre 2005, sobre "Modelos de gestión para la participación de los agentes sociales en la toma de decisiones en Protección Radiológica". La publicación de las citadas conclusiones es un elemento fundamental, que debe constituirse en referencia, de cara a la continuación del debate sobre este tema en la serie de jornadas que se celebrarán en Francia (2006) y en el Reino Unido (2007).

Para finalizar, conviene resaltar tres puntos relevantes en el quehacer diario de nuestra SEPR. El primero tiene que ver con el Plan de actividades científicas previstas para el presente año 2006, el cual se encuentra ya elaborado y vuelve a ofrecer un conjunto denso y, esperamos, de interés para todos los socios y profesionales de la protección radiológica. El segundo es nuestro decidido interés en la participación, a través de IRPA, en el proceso de revisión de las Normas Básicas Internacionales coordinado por el OIEA, para lo cual se ha establecido el grupo de trabajo correspondiente. El tercero de los puntos es la celebración, gracias al esfuerzo de algunos de nuestros socios, de una reunión de la Comisión Principal de ICRP en España (Madrid, sede del CIEMAT), por primera vez en sus ya 75 años de historia. Aprovechando esta ocasión se ha organizado conjuntamente por el CIEMAT y la SEPR, un seminario (CIEMAT, 24 de marzo) que, sobre el tema

"Avances en el desarrollo de las recomendaciones de la Comisión Internacional de Protección Radiológica", tendrá como ponente principal a Lars Erik Holm, actual presidente de ICRP.

SEPR



SOCIEDAD ESPAÑOLA DE  
PROTECCIÓN RADIOLÓGICA  
[www.sepr.es](http://www.sepr.es)

## Secretaría Técnica

Capitán Haya, 60  
28020 Madrid  
Tel.: 91 749 95 17  
Fax: 91 749 95 03  
Correo electrónico:  
[secretaria.sociedades@medynet.com](mailto:secretaria.sociedades@medynet.com)

## Junta Directiva

Presidente: José Gutiérrez  
Vicepresidente: Rafael Ruiz  
Vicepresidente  
de Congresos: Miguel López  
Secretario General: Ramón Almguera  
Tesorera: Cristina Correa  
Vocales: Manuel Alonso, José Miguel  
Fernández, Eugenio Gil, Pablo L. Gómez

## Comisión de Asuntos Institucionales

Responsable: José Gutiérrez  
Leopoldo Arranz, David Cancio,  
Pedro Carboneras, Pío Carmena,  
Manuel Fernández, Ignacio Hernando,  
Xavier Ortega, Juan José Peña, Manuel  
Rodríguez, Eduardo Sollet

## Comisión de Actividades Científicas

Responsable: Rafael Ruiz  
José Baro, Natividad Ferrer,  
Eduardo F. Gallego, Fernando González,  
Fernando Legarda, M<sup>o</sup> Teresa Macías,  
M<sup>o</sup> Luisa Marco, Almudena Real,  
Carmen Rueda, Alejandro Ubeda,  
M<sup>o</sup> Isabel Villanueva, Rosa Villarreal

## Comisión de Normativa

Responsable: Ramón Almguera  
M<sup>o</sup> Luisa Chapel, M<sup>o</sup> Luisa España,  
Mercé Ginjaume, M<sup>o</sup> Isabel Gutiérrez,  
Araceli Hernández, M<sup>o</sup> Jesús Muñoz,  
M<sup>o</sup> Teresa Ortiz, Turiano Picazo,  
Eduardo Sollet

## Comisión de Comunicación y Publicaciones

Responsable: José Miguel Fernández  
Leopoldo Arranz, David Cancio,  
Joan Font, Olvido Guzmán,  
M<sup>o</sup> Teresa Macías, Paloma Marchena,  
Carlos Prieto, Almudena Real,  
Eduardo Sollet

## Comisión de Asuntos Económicos y Financieros

Responsable: Cristina Correa  
Pío Carmena, Eduardo F. Gallego,  
M<sup>o</sup> Jesús Muñoz, M<sup>o</sup> Teresa Ortiz,  
Beatriz Robles



Quisiera felicitar a la Sociedad Española de Protección Radiológica por la iniciativa que ha llevado a que el pasado mes de noviembre se celebraran las Jornadas Internacionales de trabajo sobre "Modelos de gestión para la participación de los agentes sociales en la toma de decisiones en Protección Radiológica". Más allá del éxito de las jornadas, creo que el gran logro de la SEPR es implicarse en un tema que cada día tiene más relevancia, la participación de los grupos interesados en la toma de decisiones relacionadas con la protección radiológica. Ya hace muchos años se puso de manifiesto que el disponer de un sistema de PR adecuado no es suficiente para que el público en general se sienta satisfecho y tenga confianza con todas aquellas actividades que impliquen el uso de radiaciones ionizantes, a

excepción de las aplicaciones médicas por razones obvias. Sólo haciendo un esfuerzo para implicar a todos los agentes sociales que puedan estar directa o indirectamente afectados por las aplicaciones de la radiación, esfuerzo que ya ha iniciado la SEPR, podremos reducir la fobia por todas aquellas actividades que conllevan el uso de radiación. Mi más sincera enhorabuena.

*Teresa Grande  
CIEMAT*

Estimada Directora:

En mi propio nombre, y en el de otros compañeros de trabajo, quiero dar la enhorabuena a la SEPR por la organización del Congreso de Huelva, en el que participé como congresista, y por el último número de la revista.

Los Congresos de la Sociedad nos permiten, a los profesionales del mundo de la protección radiológica, encontrarnos con nuestros colegas e intercambiar experiencias sobre el trabajo diario. Pero también nos dan la posibilidad de compartir momentos de esparcimiento que sirven de inicio a grandes amistades.

El último número de la revista es un reflejo de ese buen ambiente que vivimos en Huelva. El reportaje sobre el Congreso, y especialmente las fotografías que recogen la entrega de los diplomas a los presidentes, son un claro exponente de la importancia que nuestra Sociedad brinda a las relaciones personales, independientemente del sector empresarial o la categoría en la que trabajamos.

*Juan Carlos Mora  
CIEMAT*

## La Junta Directiva informa

La última reunión ordinaria de la JD de la SEPR tuvo lugar en Madrid, sede del CIEMAT, el pasado 7 de febrero. Entre los asuntos tratados caben destacar los siguientes:

- Revisión de las actividades científicas previstas para el presente año 2006, con base en la propuesta presentada por el Comité de Actividades Científicas, en la que destaca la celebración del Simposio Internacional sobre "Presente y Futuro de la Protección Radiológica del Paciente" en Málaga, el próximo mes de octubre (más información sobre el sim-

- posio en la web de la SEPR [www.sepr.es](http://www.sepr.es) y en la propia del simposio [www.siprp06.es](http://www.siprp06.es)).

- Consideración positiva del informe de avance presentado por el Vicepresidente para congresos, sobre la organización, estructura y distribución de funciones relativas al próximo Congreso Nacional de la SEPR, que tendrá lugar el próximo año en Tarragona. La JD acogió favorable y unanimemente la designación de Monserrat Ribas (Hospital Sant Pau, Barcelona) como presidenta del comité científico, así como el cronograma general de actuaciones organizativas presentado, al tiempo que ofreció, para su estudio y consideración, algunas ideas sobre temas de importancia a tratar

- en el Congreso como la interacción "regulador-regulado" y el papel de la SEPR en la formación en Protección Radiológica.

- Consideración favorable de la invitación de IRPA a participar en el proceso de revisión de las Normas Básicas Internacionales coordinado por el OIEA, aprobando la nominación de Juan Carlos Mora (CIEMAT), apoyado por David Cancio (CIEMAT) como persona de contacto con IRPA en el proceso. A este respecto, la SEPR trabajará, a través del grupo de trabajo ya existente sobre seguimiento de las nuevas recomendaciones de ICRP.

- Plantear ante los órganos pertinentes de la Administración la presencia específica de

la PR en el Programa Nacional de I+D. A tal efecto, la JD aprueba la propuesta efectuada por la Comisión de Asuntos Institucionales, relativa a la elaboración de un documento que ponga de manifiesto la importancia de la PR y su I+D asociada, argumentando la necesidad de recursos para ello.

- Intentar potenciar el papel de la SEPR en el campo de las Radiaciones No Ionizantes, para lo que se propone que se forme un grupo de trabajo específico mixto entre miembros de la SEPR y de los sectores implicados de la industria que oriente el posible papel y las potenciales actuaciones de la SEPR en este campo. Se aprueba ofrecer la coordinación de dicho grupo a Alejandro Úbeda (Hospital Ramón y Cajal).

- Aprobar la fecha de la próxima Asamblea General de la SEPR que tendrá lugar el día 2 de octubre del presente año, en Málaga, coincidiendo con la celebración del Simposio Internacional sobre "Presente y Futuro de la Protección Radiológica del Paciente".

- Puesta en marcha y nominación de los componentes del grupo mixto SEFM-SEPR para el estudio y propuestas de mecanismos de convergencia de actividades científicas entre ambas Sociedades.

Así mismo, la JD realizó la revisión de los resultados económicos del 2005, presentados por la tesorera, que se ha saldado positivamente y en los que se resalta el resultado positivo del X Congreso Nacional celebrado en Huelva.

*José Gutiérrez  
Presidente de la SEPR*

## Nuevo servicio de información para los socios de la SEPR

La SEPR ha puesto en marcha en 2006 un nuevo servicio de información dirigido a todos los socios, por el que se pretende hacer llegar vía correo electrónico, las novedades que vayan apareciendo en nuestra página web, proporcionando para cada una de ellas un acceso directo con objeto de facilitar su consulta.

El enero 2006 se hizo el primer envío de lo que hemos llamado "Boletín electrónico" con una alta aceptación por parte de los socios. En el se informaba de novedades en la



web tan interesantes como la posibilidad de descargarse las presentaciones de las Jornadas Internacionales de Trabajo sobre "Modelos de gestión para la participación de los agentes sociales en la toma de decisiones en Protección Radiológica" celebradas en Salamanca del 16 al 18 de noviembre de 2005. Dicho boletín también contenía información sobre las Jornadas, seminarios y cursos relacionados con la protección radiológica que van a celebrarse en los próximos meses en el mundo.

Cualquier sugerencia o comentario sobre este "Boletín electrónico" será muy bienvenida, pudiendo utilizar el "Foro para socios" de nuestra web para hacérselas llegar.

*Comité de Redacción*

## Resumen y conclusiones de las Jornadas Internacionales de Trabajo: "Modelos de gestión para la participación de los agentes sociales en la toma de decisiones en Protección Radiológica"

Salamanca 16-18 Noviembre 2005

### INTRODUCCIÓN

La implicación de los agentes sociales o grupos de interesados (los llamados "stakeholders") en la protección radiológica (PR) de la población está enmarcada dentro de la tendencia de la sociedad actual hacia la búsqueda de herramientas para lograr una forma de dirigir la gestión de las actividades peligrosas más eficiente e integradora.

La Sociedad Española de Protección Radiológica (SEPR) en colaboración con la Sociedad Francesa de Radioprotección (SFRP), la Sociedad de Protección Radiológica del Reino Unido (SRP) y la Universidad

de Salamanca, con el patrocinio del Consejo de Seguridad Nuclear (CSN), la Empresa Nacional de Residuos Radiactivos (ENRESA), ENUSA Industrias Avanzadas y la Asociación Española de la Industria Eléctrica (UNESA), organizaron estas jornadas internacionales de trabajo con el objetivo principal de contribuir al desarrollo y difusión de una cultura de participación de los grupos de interesados en las decisiones que afectan a la protección radiológica.

Como ya se informó en el número anterior de Radioprotección, en las Jornadas participaron 64 personas de 8 países (España, Francia, Reino Unido, Bélgica, Italia, Noruega, Canadá y EE.UU.), pertenecientes a diversos colectivos interesados por la toma de decisiones en PR: organismos internacionales; científico/técnicos; municipios; expertos en comunicación; ONG ecologistas; reguladores; empresas y sindicatos. Ha resultado esencial la presencia y participación activa en las jornadas de representantes de los grupos citados, en particular de aquellos que han estado implicados directamente en procesos recientes de toma de decisiones mediante la participación de los agentes sociales implicados.

### CONTENIDO DE LAS JORNADAS

Las jornadas de trabajo se estructuraron de manera que permitieran a los participantes mejorar su conocimiento y entendimiento sobre los procesos, metodología y herramientas necesarias para la implicación de los agentes sociales interesados, basándose en la reciente experiencia internacional en los siguientes cuatro ámbitos de la PR: 1) regulación de instalaciones operativas, incluyendo el control y vigilancia radiológica ambiental; 2) emplazamiento, licenciamiento y desmantelamiento de instalaciones; 3) preparación y gestión de situaciones de emergencia y 4) recuperación y rehabilitación de lugares y territorios contaminados.

En el Programa de las Jornadas, una parte fundamental estuvo constituida por la presentación de casos y experiencias prácticas recientes, cuyos títulos y autores se resumen en el Cuadro 1. Tras la presentación introductoria de Paloma Sendín, bajo el elocuente título de "Acercamiento de la protección radiológica a la sociedad", las dos sesiones principales agruparon la presentación y debate de un total de 11 casos prácticos seleccionados, seguidos por una presentación especial sobre el proyecto piloto de protección radiológica de

**Cuadro 1**

**Jornadas Internacionales de Trabajo: "Modelos de gestión para la participación de los agentes sociales en la toma de decisiones en Protección Radiológica".**

Salamanca 16-18 Noviembre 2005

**PRESENTACIONES REALIZADAS**

Presentación introductoria: "Acercamiento de la Protección Radiológica a la sociedad" (Paloma Sendin, Consejera del Consejo de Seguridad Nuclear)

**Sesión 1. Regulación de instalaciones operativas: licenciamiento, control y vigilancia radiológica del medio ambiente, operación y desmantelamiento.**

- Implicación de los grupos de interesados y estrategia de comunicación: construyendo, midiendo y mejorando la confianza del público en la regulación nuclear (Peter Storey, HSE/Nuclear Safety Directorate, NSD, Reino Unido).
- Cooperación entre el Cuerpo Público de Expertos y las Comisiones Locales de Información con respecto a la vigilancia de las emisiones radiactivas al medio ambiente de las instalaciones nucleares (Audrey Lebeau, IRSN, Francia).
- Vigilancia radiológica ambiental independiente en el entorno de las centrales nucleares por parte de las universidades (Vicente Serradell, UPV, España).
- Implicación de la Asociación de Municipios de Áreas Nucleares (AMAC) en distintos proyectos de desmantelamiento y licenciamiento de instalaciones (Josep Castellnou, Alcalde de Vandellós-Hospitalet de l'Infant, Presidente de AMAC y Mariano Vila, Gerente AMAC, España)
- Impacto social de una fábrica de elementos combustibles nucleares (Guillermo Sánchez, ENUSA, España)
- El caso de estudio *Devonport Dockyard* analizado en el proyecto europeo *RiskGov*. Revisión de la autorización de descargas radiactivas de los astilleros militares *Devonport Royal* (George Brownless, NEA/OECD y Anil Koshti, Environment Agency, UK)

**Sesión 2. Preparación y gestión de situaciones de emergencia y rehabilitación de lugares y territorios contaminados.**

- La información al público como parte del proceso de toma de decisiones en emergencias radiológicas (Josep M<sup>o</sup> Sanmartí, Univ. Europea de Madrid, España y Francisco Morales, CSN, España).
- Participación de grupos de interesados en la Red FARMING de la UE sobre la gestión de alimentos contaminados a consecuencia de accidentes nucleares (Anne Nisbet, HPARPD, Reino Unido y Frank Hardeman, SCK-CEN, Mol, Bélgica).
- Herramientas para la participación de grupos de interesados en territorios contaminados (Jacques Lochard, CEPN, Francia).
- Recuperación de sitios contaminados: El papel de las autoridades locales en la protección de las generaciones actuales y venideras (Rick Austin, Alcalde de Port Hope, Ontario, Canada).
- Participación de grupos de interesados en el desarrollo de políticas y prácticas para el desmantelamiento sostenible: lecciones duras sobre el dialogo en torno al desmantelamiento y gestión de lugares contaminados (Mark Hannan, N-ovation Ltd., Reino Unido).

**Presentación especial**

- El proyecto piloto de protección radiológica de Montbéliard: una aproximación integradora y global de la protección radiológica de los trabajadores, el público y los pacientes a nivel de una gran comunidad urbana (Didier Klein e Isabelle Nétilard, Ayuntamiento de Montbéliard, Francia)

**Perspectiva internacional sobre la participación de grupos interesados en procesos de toma de decisiones**

- Annie Sugier (Comité 4, Comisión Internacional de Protección Radiológica)
- Ted Lazo (Comité de Salud Pública y Protección Radiológica, Agencia de Energía Nuclear, CRPPH/AEN/OCDE)
- Rick Jones (consultor de CRPPH/AEN/OCDE): "Los grupos interesados y la protección radiológica: lecciones de Chernóbil, después de 20 años"
- Agustín Alonso (Grupo Internacional Asesor sobre Seguridad Nuclear, INSAG/OIEA)

Montbéliard (Francia), en donde se está integrando la PR de los trabajadores, el público y los pacientes a todos los niveles.

Finalizadas las dos sesiones de presentación y debate, los participantes se dividieron en cuatro grupos de trabajo, dedicando varias horas a tratar de identificar, desde una perspectiva práctica, las necesidades futuras para un mejor desarrollo de los procesos de participación de los grupos de interesados en la evaluación y gestión de los riesgos radiológicos. Cada grupo, con un coordinador al frente, discutió sobre todos los temas de las jornadas, bajo una estrategia y metodología de trabajo comunes, centradas en la identificación de problemas, diagnóstico de la situación, perspectivas de actuación bajo diferentes escenarios de aplicación, oportunidades y amenazas esperables y acciones clave a abordar para el proceso de cambio.

Además, previamente a la clausura, tuvo lugar una mesa redonda en torno a la "Perspectiva internacional sobre la participación de grupos interesados en procesos de toma de decisiones", en la que se presentó el estado actual de las actividades y la visión sobre el tema en la Comisión Internacional de Protección Radiológica (Annie Sugier, Comité 4 ICPR), el Comité de Salud Pública y Protección Radiológica de la Agencia de la Energía Nuclear de la OCDE (Ted Lazo, NEA/CRPPH) y el Grupo Internacional Asesor sobre Seguridad Nuclear del Organismo Internacional de la Energía Atómica (Agustín Alonso, INSAG, OIEA). También se presentaron las lecciones extraídas con respecto al caso de Chernóbil, después de 20 años (Rick Jones, consultor de NEA/CRPPH).

**RESULTADOS Y CONCLUSIONES**

Los resultados del trabajo en grupos, que podrían servir de base para inspirar futuros procesos, se resumen a continuación de forma sintética, estructurados según los puntos en que se organizó el debate.

**Sobre los problemas a abordar mediante la participación de grupos y colectivos de interesados.** Claramente se concluyó que estas metodologías participativas son de gran interés para la búsqueda y adopción de soluciones a todos los problemas que resulten de complicada aceptación social, o que impliquen riesgos para el público o los trabajadores, o que tengan implicaciones medioambientales (no solamente en PR...).

Centrándose en las cuestiones más directamente de PR, se constató claramente la utilidad de las metodologías para encontrar soluciones sostenibles y aceptables socialmente a problemas tales como las exposiciones incrementadas a la radiación natural o a los materiales naturales con contenido radiactivo (NORM), la preparación frente a emergencias, o la rehabilitación de sitios contaminados, entre otras, así como en aquellas circunstancias en las que se pudiese perder la confianza de los ciudadanos tanto en la opinión de los científicos como de los políticos.

**Sobre los actores implicados.** Parece obvio que los procesos deberían ser de lo más abiertos, incluyendo, en principio, a todos aquellos agentes sociales o miembros de los colectivos sociales afectados. Es importante identificar e integrar a todos los posibles colectivos de interesados desde el principio. Una posible vía es recurrir a convocatorias públicas para la participación. No obstante, se reconoce que pueden presentarse dificultades para la participación de ciertos agentes, generalmente por falta de costumbre, lo que debería contrarrestarse con la necesaria educación. El riesgo es dejar fuera a algunos colectivos y que ello pueda comprometer el éxito del proceso, ya que implicaría una imagen negativa para el mismo, e incluso podría generar una reacción en contra de las soluciones adoptadas. Parece esencial la participación de los reguladores, mientras que se ha constatado que las empresas privadas no siempre apoyan este tipo de metodologías.

Se podría cuestionar la representatividad de los agentes que intervengan, dado que no siempre se tratará de representantes electos (caso, por ejemplo, de las ONG u asociaciones), pero en general se cree que los grupos de interesados, sea cual sea su naturaleza, lo que sí representan es al conjunto de opiniones, sensibilidades e intereses de la sociedad, además de servir para transmitir los frutos de las discusiones a sus asociados y a la propia opinión pública.

**Sobre la participación de los expertos.** Es esencial basar las discusiones en la evaluación previa del problema y sus alternativas por parte de los expertos, lo que supone un aspecto de especial relevancia para los profesionales de la PR. Es fundamental que esa evaluación técnica del problema no se pierda en medio del proceso, ensombrecida por el resto de perspectivas que se habrán de considerar. La honestidad profesional resulta indis-

pensable en este sentido, y la adopción de códigos de conducta puede ayudar a plasmarla y garantizarla.

Debe evitarse la repetición de situaciones en las que los ciudadanos claramente perdieron la confianza en los expertos y en los científicos (el ejemplo más notable es el de la situación post-Chernóbil, en donde la opinión general de la población se reflejaba a nivel popular en frases como: "o se equivocan o nos mienten"). Por otro lado, los expertos no suelen estar preparados para el diálogo social, ni lo inician espontáneamente, lo cual requiere también una formación y aprendizaje en el que las sociedades profesionales pueden jugar un papel clave.

**Sobre la estrategia general.** Existen varias metodologías para la participación de los agentes y colectivos sociales interesados que han resultado positivas en el pasado, y que se fueron ilustrando a través de los casos prácticos presentados en las Jornadas. Entre otras metodologías, cabe citar la creación de Comisiones Locales de Información, las reuniones con el público, la política de "puertas abiertas", etc. Si bien no hay una aproximación estándar a los procesos de participación social en la toma de decisiones, parece comprobado, a partir de los casos prácticos presentados, que esta resulta absolutamente necesaria como parte de los procedimientos normales de trabajo. Dicha incorporación debe llevarse a cabo desde un comienzo para evitar y reducir los posibles prejuicios, definiendo claramente cual es el problema a discutir, así como las bases y objetivos de la discusión. La salud del público y el respeto al medio ambiente deben siempre considerarse con la máxima prioridad.

Deben identificarse con nitidez los papeles y la responsabilidad de cada parte implicada en el proceso, así como los representantes o líderes de cada colectivo. Se debe proporcionar el tiempo necesario para desarrollar el proceso completo sin la presión de la prisa, en especial al comienzo de los debates. La total transparencia, la apertura de miras, la definición de objetivos comunes, la disponibilidad de información suficiente, la necesaria comunicación personal, etc. son esenciales para el éxito de los procesos. Igualmente es muy importante que la organización que coordine el proceso tenga un cierto arraigo local, de forma que no sea un ente ajeno a la problemática y sensibilidades de la zona. La participación de expertos independientes (expertos

extranjeros, universidades, etc.) añade credibilidad al proceso y debe valorarse.

**Sobre la valoración de los procesos y herramientas presentados en las Jornadas.** En primer lugar hay que decir que todos los participantes compartían la opinión de que, dadas las distintas aproximaciones existentes, el intercambio de experiencia, tanto intra-nacional como internacional, resulta muy conveniente y positivo. Seminarios como el de Salamanca contribuyen a difundir esas experiencias y a crear una sensibilización imprescindible para la aplicación de las metodologías. Parece constatar que las técnicas existentes (los "procesos y herramientas" citados en el título de las Jornadas) pueden ser realmente efectivos en función del problema.

En general, se prefieren las reuniones y discusiones por grupos relativamente pequeños a las sesiones totalmente abiertas, que en ocasiones han resultado poco satisfactorias al no favorecer el diálogo. La difusión a través de páginas Web resulta conveniente y positiva para proporcionar información general al público, si bien se recomienda evitar incluir en ellas temas abiertos o recomendaciones excesivamente simplistas para problemas que revisiten complejidad. Una herramienta conveniente para centrar los procesos puede ser la realización de trabajos de campo previos al inicio del proceso en sí: mediante encuestas, entrevistas con grupos seleccionados de ciudadanos y otras técnicas, se pueden llegar a entender mejor las preocupaciones y el estado de opinión en general sobre el problema, para mejor abordar la búsqueda de soluciones satisfactorias y socialmente válidas.

**Sobre amenazas al éxito de estos procesos.** A partir de las experiencias de los distintos participantes se recogieron una serie de distintas amenazas que pueden llevar al fracaso este tipo de procesos, que se enumeran a continuación:

- La tendencia a utilizar estas metodologías solamente cuando las situaciones se encuentran bloqueadas, en lugar de comenzar la búsqueda de soluciones a través de la participación social desde un comienzo.
- La falta de formación técnica y científica, que dificulte la comprensión real de los problemas en estudio o pueda ser causa de intimidación en grupos pequeños.
- El mantenimiento de las distancias entre los expertos y los colectivos sociales.
- El mantenimiento de posturas rígidas

preconcebidas o de "agendas ocultas" por parte de los implicados en el proceso, que suponen de hecho su anulación desde el comienzo, al no llevar deseo de construir una solución conjuntamente.

- Los rumores y la información tergiversada puestos en juego fuera de la sala de reuniones, que pueden destruir el proceso al implicar la pérdida de transparencia y confianza mutua.

- La lentitud del proceso, inevitable hasta cierto punto, pero que puede convertirse en un riesgo si implica un retraso tal que afecte a la viabilidad económica de los proyectos en estudio.

- Las prisas por iniciar la participación activa de los agentes sociales, si no se les da tiempo y oportunidad de entender el problema, ni de cual debe ser su papel y responsabilidades en el proceso, pueden causar una actitud defensiva que anule su eficiencia.

- La imposibilidad de repetir las discusiones, por lo que es preciso dedicarles el tiempo necesario para llegar a conclusiones válidas.

- La no disponibilidad de tiempo por quienes deben participar.

- La no implicación de los principales actores económicos cuya aceptación de las soluciones que se puedan decidir resultará esencial para su aplicación.

- La insuficiente financiación y soporte económico, sin los cuales no se podrían aplicar estas metodologías ni desarrollar los procesos implicando al número suficiente de agentes sociales.

- La consideración de actores "protagonistas" (los expertos y las autoridades) y "de reparto" (los demás), que puede impedir un diálogo efectivo, si ello refleja el hecho de que unos pueden realmente tomar decisiones y los otros solamente dejarse oír.

- La creciente sensibilidad al riesgo que se observa en la sociedad en general.

- Las razones de seguridad física, que puedan llevar a las autoridades gubernativas a adoptar decisiones sin consulta pública.

- La influencia que puedan tener los procesos electorales y las cuestiones políticas en general.

**Sobre las oportunidades que estos procesos abren.** La participación de los agentes sociales en los procesos de decisión ha de contribuir a desarrollar una "cultura del ries-

go" con efectos positivos sobre toda la sociedad, al permitir mejorar la percepción de los riesgos acercándola a la realidad. Estos procesos son válidos para todo tipo de problemas de difícil aceptación social, para los que la sociedad moderna demanda una participación amplia en los procesos de análisis y toma de decisiones. La difusión e interés de los medios de comunicación pueden incitar a los gobiernos a extender su aplicación, lo que de alguna manera supondrían un refuerzo de la democracia participativa.

Todos estos procesos en donde las partes se expresan abiertamente contribuyen a mejorar la credibilidad de los expertos y de las autoridades, mediante la reducción de la distancia entre los expertos y los interesados, que suponen un incremento de la confianza del público. Incluso se piensa que una adecuada implicación social en situaciones de crisis podría contribuir a mejorar la respuesta de la sociedad en general. Evidentemente, cada proceso ofrecerá experiencias positivas de las que aprender para mejorar el desarrollo de los siguientes. Se puede contribuir al intercambio de experiencias entre países y entre sectores, extendiendo las metodologías fuera del campo nuclear o de la PR. También, con las modernas tecnologías de la llamada "sociedad de la información", se puede potenciar la comunicación interpersonal y facilitar la viabilidad de la participación incluso a distancia.

**Sobre los posibles escenarios para la aplicación de estos procesos.** Se constata que el grado de aplicación es muy dispar en distintos países, y que su uso habitual queda aún lejano. Sin embargo, la sociedad moderna tiene en general grandes expectativas de poder participar en las decisiones que afecten a la salud o el medio ambiente, por lo que las consultas e invitaciones al debate son siempre esperadas y agradecidas.

Entre los escenarios extremos cabe plantearse que, por un lado, si se interrumpiesen los procesos de participación de grupos interesados, se estima que ello conduciría al bloqueo del sistema; mientras que, por otro, si se tendiese a "sobretutilizar" estas metodologías para la toma de decisiones, podría cuestionarse la representatividad de los grupos y presentarse problemas de ralentización y coste excesivo para la toma de decisiones en los campos afectados. Ello conduce directamente a concluir la necesidad de adaptar los procesos al contexto en el que se desarrollen,

tanto con respecto a su alcance como en cuanto a las herramientas que se empleen.

**Sobre las acciones a emprender y los factores considerados clave para el éxito.** Un primer paso debe ser el de la formación y capacitación para la aplicación de estas metodologías, empezando por los profesionales de la PR. Se necesitan especialistas y científicos en materia de diálogo social. En los grupos de trabajo se identificaron un buen número de factores clave, a saber:

- Procurar mantener la claridad y transparencia de los procesos desde su inicio.

- Utilizar las metodologías más sencillas disponibles y desarrollar metodologías de referencia para la participación de los agentes sociales en las decisiones en PR.

- Disponer de un código de conducta para los profesionales de la PR.

- Integrar debidamente las cuestiones éticas en los debates (por ejemplo, la afectación de las generaciones futuras).

- Alcanzar acuerdos sobre los valores esenciales y las razones éticas a través de la discusión y el debate para llegar a construir decisiones sostenibles.

- Alentar el espíritu de objetividad en el debate.

- Apartar la política de las discusiones.

- Incorporar a los cargos electos locales y regionales.

- Crear equipo, trabajar juntos.

- Buscar y mantener el mutuo respeto y confianza, así como la aceptación de los valores entre los participantes en los procesos.

- Explicar detallada y claramente las decisiones adoptadas.

- Difundir las experiencias obtenidas en el empleo de las metodologías.

- Proporcionar apoyo a medio y largo plazo al proceso de implicación de los agentes sociales.

- Estructurar y regular la aplicación de estos procesos en los ámbitos nacionales y europeo.

**Sobre los criterios para valorar el éxito de un proceso.** Un buen indicador del éxito de un proceso será su influencia real en las decisiones que finalmente se adopten. Como indicador posterior de la efectiva implicación de los actores, cabe apuntar la previsible mejor reacción frente a futuros problemas o crisis. No obstante, cabe afirmar que el proceso en



si mismo ya aporta valores sociales importantes, al promover un clima de confianza y seguridad entre los actores participantes y sus representados, y a través de los medios de comunicación, en el conjunto de la sociedad.

## CONCLUSIONES EN SÍNTESIS

Las decisiones en materia de PR deben tomarse por los organismos y autoridades responsables, pero para ganar el reconocimiento y la confianza de la sociedad se deben buscar los cauces para escuchar y equilibrar las opiniones de expertos y público, lo que requiere contar con todos los grupos implicados. Esto requiere un cambio de actitud.

Las cuestiones que se plantean son las que revisten complejidad, con la intervención de múltiples agentes sociales, el diálogo entre los científicos, los expertos y el público en general, la transparencia del proceso de adopción de decisiones, la confianza y seguridad pública, la vigilancia democrática de los procesos y la corresponsabilidad sobre las actividades que impliquen el uso de radiaciones ionizantes y la PR.

Se constató que la participación de los agentes sociales en los procesos de toma de decisiones en PR es una realidad, que resulta ya inevitable e irreversible, si bien el proceso puede resultar lento y no está exento de conflictos. Se dispone de métodos y herramientas para poder acometer nuevos procesos, y el momento parece oportuno para que se creen más oportunidades de avance en este campo. Sin embargo, para garantizar la continuidad, es esencial disponer de apoyo financiero, dado que los procesos son costosos en general. Un riesgo esencial a evitar, y del que se debe ser consciente, es que los participantes tengan agendas ocultas o posturas inamovibles de antemano; si tal fuese el caso, todo el proceso estaría condenado al fracaso al traicionar el principio de transparencia y confianza mutua.

Ciertamente, todos los participantes en las Jornadas coincidieron en lo satisfactorio de las mismas, y un mensaje final que se transmitió fue que "sin los mecanismos y procesos para la implicación de los agentes sociales en las decisiones estaríamos ciertamente peor que con ellos..."

## PERSPECTIVAS PARA EL FUTURO

De cara a un futuro próximo, cabe afirmar que la tendencia actual es positiva con respecto al uso de estas metodologías, encontrándonos en un periodo de transición, con incertidumbres y amenazas que hay que tratar de superar.

Para ello, hay que seguir trabajando en difundir las ventajas de estas metodologías, a partir de las experiencias ya existentes, creando foros de diálogo y, en concreto, trabajar en la propuesta de desarrollar en el seno de la IRPA un código de conducta que incluya las dimensiones éticas, para su adopción por todos los profesionales de la PR asociados a la IRPA.

Dado el excelente fruto obtenido, y para avanzar más en las líneas apuntadas, estas jornadas de trabajo tendrán una continuación en los próximos años, pretendiéndose organizar al menos una serie de tres, de las cuales las segundas se celebrarán en Montbéliard (Francia), previsiblemente a finales de 2006<sup>1</sup> y las terceras en el Reino Unido en 2007. Las tres sociedades organizadoras -SRP, SFRP y SEPR- están firmemente decididas a continuar trabajando en el tema.

Todas las presentaciones de las Jornadas se encuentran a disposición de todos los Socios en la página web de la SEPR (Publicaciones/Otras publicaciones/Jornadas Stakeholders Salamanca).

*Prof. Eduardo Gallego  
Miembro del Comité del Programa  
y Organizador de las Jornadas*

## Simposium Internacional sobre Protección Radiológica del Paciente

Del 2 al 4 de Octubre de 2006 en Facultad de Medicina de Málaga, tendrá lugar la celebración del Simposium Internacional sobre Protección Radiológica del Paciente (SIPRPO6). Dicho evento científico constituye una puesta a punto sobre el estado actual y las necesidades futuras de esta disciplina científica basándonos en el Plan de

Acción Internacional para la Protección Radiológica del Paciente.

La Conferencia Internacional sobre Protección Radiológica del Paciente celebrada en Málaga, España, del 26 al 31 de Marzo de 2001 organizada por el Organismo Internacional de la Energía Atómica (OIEA) y copatrocinada por la Organización Mundial de la Salud, la Organización Panamericana de la Salud y la Comisión Europea logró sentar las bases para la puesta en marcha de un Plan de Acción Internacional sobre esta materia. Este Plan, desarrollado por el OIEA con la participación activa de la OMS, la OPS y UNSCEAR, así como con todas las asociaciones internacionales profesionales y sociedades científicas en la materia, ha supuesto un gran avance en los últimos años para mejorar los aspectos de protección frente a la exposición a las radiaciones ionizantes que reciben los pacientes en el ámbito médico.

El Simposium Internacional SIPRPO6 nace de una propuesta de la última asamblea general de los miembros de la Sociedad Española de Protección Radiológica. Se ha organizado contando también con la Sociedad de Física Médica y con la colaboración de Organismos Internacionales y Nacionales que ya participaron en la Conferencia Internacional de 2001.

En base a ello, hemos logrado poner en marcha este importante evento científico con la inestimable ayuda y apoyo de los Organismos Internacionales y Nacionales como son el Organismo Internacional de la Energía Atómica (IAEA), la Organización Panamericana de la Salud (PAHO) y la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP), el Ministerio de Sanidad y Consumo, el Consejo de Seguridad Nuclear, la Junta de Andalucía, el Ayuntamiento de Málaga, la Universidad de Málaga y ENRESA.

El Simposium contará con la participación de destacados profesionales internacionales en las nuevas técnicas diagnósticas y terapéuticas. Sirva como ejemplo, **David Townsend**, pionero en el desarrollo de un equipo CT-PET; **Mannudeep Kalra**, investigador en dosimetría en equipos CT multicorte; **Martín Yaffe**, investigador en imagen digital y mamografía; **Clair Cousins**, presidenta del comité 3 de ICRP y experta radióloga intervencionista; y **Jean-Marc Cosset**, experto oncólogo radioterapeuta del Instituto Curie de París y miembro del comité 3 de ICRP.

<sup>1</sup> Inicialmente, las Segundas Jornadas se han programado como actividad conjunta de la SFRP, la SRP y la SEPR para los días 29, 30 de noviembre y 1 de diciembre de 2006.

La Conferencia inaugural será impartida por el Presidente de IRPA 12, nuestro querido Socio de Honor, **Abel González**, cerrando el evento, el Presidente de la ICRP, **Lars-Erik Holm**, que nos contará como primicia las nuevas recomendaciones del ICRP 2006, antes de la última reunión a celebrar en Rabat (Marruecos) en el mes de noviembre, de la cual saldrá el documento definitivo.

Además contaremos con importantes expertos nacionales representando a las Sociedades Españolas de Protección Radiológica, Física Médica, Radiología Médica, Medicina Nuclear, Radioterapia y Oncología, Radiología Vasculosa e Intervencionista, Radiología Pediátrica y Diagnóstico por la Imagen de la Mama. Todos ellos podéis conocerlos en la página web creada para ello: <http://www.siprp06.es/>

El objetivo pues de SIPRP06 será valorar el estado actual y futuro de la protección radiológica del paciente, fomentando el diálogo y el intercambio de información entre la amplia diversidad de profesionales a los que va dirigido: radiólogos generales, radiólogos intervencionistas, médicos nucleares, oncólogos radioterapeutas, físicos médicos, diplomados en enfermería radiológica, técnicos especialistas en radiología, funcionarios dedicados a la protección radiológica, ingenieros de equipos de rayos X, expertos encargados de elaborar normas de protección radiológica, gestores hospitalarios y otros funcionarios gubernamentales.

Solo queda animaros a que participéis, enviando vuestros trabajos antes del **19 de Junio de 2006** y que vengáis por Málaga en la cual espero que os sintáis como en casa.

Un abrazo para todos.

*Rafael Ruiz Cruces.*  
Presidente del Comité Organizador del SIPRP06  
<http://www.siprp06.es/>

## XI Congreso Nacional de la SEPR

El XI Congreso Nacional de la SEPR se celebrará en el Palacio de Congresos de Tarragona del 18 al 21 de septiembre de 2007. El Comité Organizador, formado por **Enric Batalla**, **Juan Manuel Gamo**, **Mercé Ginjaume**, **Francesc González**, **Ildefonso Irún**, **Miguel López**, **Juan José Morant**, **María**



**Teresa Ortiz**, **Monserrat Ribas**, **Marçal Salvadó** y **Luis Miguel Tobajas**, trabaja ya en la tarea encomendada por la Asamblea General de la SEPR celebrada en Huelva.

Pronto se activará la web del XI Congreso pero, mientras tanto, se pueden hacer llegar al Comité Organizador ([miguel.lopez@urv.net](mailto:miguel.lopez@urv.net)) aquellas observaciones y sugerencias que consideréis oportunas con la finalidad de conseguir un congreso participativo y del máximo nivel científico o que nos ayuden para intentar hacer que vuestra estancia en Tarragona sea lo más agradable posible.

*Miguel López Tortosa*  
Presidente del Comité Organizador de XI Congreso

## La web de la SEPR en CIRS.NET



Recientemente se ha informado a la SEPR que su web ([www.sepr.es](http://www.sepr.es)) ha sido indexado por el CIRS.NET, sitio web del Centro Internacional de Investigación Científica en la rúbrica "Organismos/Non specific".

El CIRS.NET es el portal científico internacional de referencia que goza de una excelente posición en los principales motores de búsqueda y directorios. Propone recursos científicos accesibles tanto al público como a los investigadores sobre: actualidad de la investigación científica, organismos de investigación de todo el mundo, directorio de investigadores, jornadas y revistas, premios y recompensas con sus laureados, bibliotecas y librerías, así como libros de referencia en todas las categorías.

*Comité de Redacción*

## Conferencia Inaugural del X Congreso de la Sociedad Española de Protección Radiológica

Debido a imprevistos editoriales de última hora, fue imposible publicar en el último número de la revista Radioprotección (Nº 46 Vol XII de 2005), la conferencia inaugural que impartió D. Antonio Calvo, tal y como se mencionaba en el Editorial de dicha revista.

Pedimos disculpas a todos los Socios por esta circunstancia e informamos de que la conferencia inaugural de D. Antonio Calvo titulada "El riesgo es no comunicar" está a disposición de todos los interesados en la página web de la Sociedad ([www.sepr.es](http://www.sepr.es)),

*Almudena Real*  
Directora de Radioprotección

## Reunión de la Comisión de Asuntos Institucionales de la SEPR

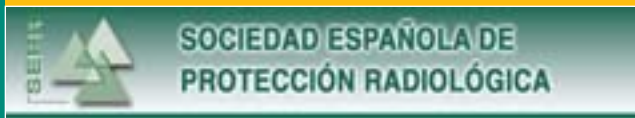
El pasado 3 de febrero se celebró la reunión de la Comisión de Asuntos Institucionales de la SEPR.

Los temas principales tratados en dicha reunión fueron:

- Ideas sobre composición de la siguiente Junta Directiva
- Modificación de Estatutos
- Regulación de condiciones de clases de socios (honorarios, jubilados, residentes, becarios)
- Plantear en los órganos pertinentes de la Administración la presencia específica de la PR en el Programa Nacional de I+D
- Potenciación del papel de la SEPR en el tema de las RNI
- Posición respecto a IRPA / BSS
- Relaciones institucionales de la SEPR (IRPA, COSCE, CSN, Otras Sociedades, ...)
- Otros (Traducciones OIEA, ICRP, Chernobyl, ...)

*José Gutiérrez*  
Presidente de la SEPR

## La página web de la SEPR



Recordamos a los Socios que en la página web de la SEPR en el apartado "Publicaciones" encontrarán información detallada sobre las publicaciones realizadas por la SEPR. Así mismo se ofrece información de los documentos más relevantes, relacionados con la Protección Radiológica, publicados por organismos nacionales e internacionales como CSN, ICRP, OIEA, NEA, ICRU, entre otros. Finalmente, dentro de este apartado también se puede consultar la principal Legislación de nuestro país en el tema de protección radiológica.

La página web también permite descargar la revista **RADIOPROTECCIÓN** en formato PDF. Recordamos que los últimos números de la revista son de acceso restringido por lo que para acceder a ellos es necesario identificarse como Socio.

### ¿Cómo se llega a www.sepr.es?

En la última estadística que mostramos de la página de la Sociedad (Radioprotección, N°46, Vol XII, 2005, página 10) se daba información sobre desde qué países se visita más la página web. Vamos ahora a tratar de descubrir cómo llegan los visitantes a la página web. En la primera tabla se presenta una relación de las páginas web que han traído tráfico hasta el sitio www.sepr.es, desde que se puso en marcha en el nuevo formato. El primero en la estadística (sin referencia) se refiere habitualmente al tráfico que llega a través de un enlace directo, o sitio favorito o al introducir directamente el URL, es decir, casi un 40% de las visitas podríamos decir que ya conocen el sitio y acceden a él de forma más o menos directa. El resto (aproximadamente 60%) acceden a través de búsquedas generalmente en google (.es, .mx, .pe, .com, etc).

Referencias (1-10)	Sesiones	Porcentaje	
1. Sin referencia	26.151	38,40%	
2. www.google.es/search	12.448	18,28%	
3. google.com.mx/search	5.910	8,68%	
4. google.com.pe/search	3.520	5,17%	
5. google.com.co/search	2.297	3,37%	
6. www.google.com/search	2.222	3,26%	
7. google.co.ve/search	2.145	3,15%	
8. www.google.cl/search	1.952	2,87%	
9. google.com.ar/search	1.744	2,56%	
10. search.yahoo.com/search	765	1,12%	
<b>Ver total:</b>	<b>59.154</b>	<b>86,85%</b>	
<b>Total:</b>	<b>68.110</b>	<b>100,00%</b>	

Si aproximadamente un 60% llegan a nuestra página buscando algo, podríamos preguntarnos ¿qué es lo que buscaban?. En la siguiente tabla se muestran los 50 términos de búsqueda más comunes que se utilizaron para llegar a nosotros.

Parece claro que hay mucha variabilidad en los términos de búsqueda y que los 50 más comunes suponen apenas un 10% de las sesiones con origen externo de la página de la sociedad. En el periodo estudiado se ha llegado externamente a nuestra página utilizando la friolera de casi 60.000 términos de búsqueda distintos.

Términos de búsqueda (1-50)	Sesiones	Porcentaje	
1. protección radiológica	1.493	1,71%	
2. sepr	956	1,13%	
3. La jornada	494	0,58%	
4. curva de calibración	446	0,51%	
5. contaminación radiactiva	374	0,43%	
6. protección radiológica	317	0,36%	
7. radiaciones no ionizantes	305	0,35%	
8. Radioprotección	257	0,29%	
9. contaminación de los alimentos	212	0,24%	
10. protección radiológica	209	0,24%	
11. Patrayes	186	0,21%	
12. radiaciones no ionizantes	171	0,20%	
13. calculo de dosis	170	0,19%	
14. Braquiterapia	144	0,16%	
15. curvas de calibración	143	0,16%	
16. Radionucleidos	141	0,16%	
17. manual de protección radiológica	139	0,16%	
18. curva de calibración Pabln	136	0,16%	
19. Floculación	130	0,15%	
20. barras primarias	125	0,14%	
21. tobacombelidoma pulmonary	124	0,14%	
22. sociedad española de protección radiológica	117	0,13%	
23. escenario virtual	116	0,13%	
24. Documento	112	0,13%	
25. centrales nucleares españolas	111	0,13%	
26. Famosa	111	0,13%	
27. que es un escenario virtual	110	0,13%	
28. metodo de monte carlo	109	0,12%	
29. centrales nucleares	108	0,12%	
30. alteraciones cromosómicas	106	0,12%	
31. acta fundacional	99	0,11%	
32. protección radiológica	88	0,10%	
33. sociedad española de protección radiológica	88	0,10%	
34. descontaminación del agua	87	0,10%	
35. caracterización de residuos	84	0,10%	
36. Fibroblastos	82	0,09%	
37. Estomas	81	0,09%	
38. Humero	80	0,09%	
39. metodo monte carlo	80	0,09%	
40. Isotopos	76	0,09%	
41. Radioprotección	76	0,09%	
42. periodo fetal	75	0,09%	
43. Radiofarmacos	75	0,09%	
44. Roentgen	74	0,08%	
45. Icp	72	0,08%	
46. caracterización de residuos sólidos	71	0,08%	
47. Radiodiagnostico	69	0,08%	
48. dosis efectiva	69	0,08%	
49. protección radiológica	66	0,08%	
50. Isotopo barrado	65	0,07%	
<b>Ver total:</b>	<b>9.259</b>	<b>10,58%</b>	
<b>Total:</b>	<b>87.526</b>	<b>100,00%</b>	

### Documentos descargables de las Jornadas Internacionales de " Stakeholders " .

Están a disposición de los Socios las presentaciones de las Jornadas Internacionales sobre "Modelos de gestión para la participación de los agentes sociales en la toma de decisiones en Protección Radiológica", celebradas en Salamanca del 16 al 18 de noviembre de 2005.

Estos documentos pueden descargarse en formato PDF en la página web de la SEPR en la sección PUBLICACIONES- OTRAS PUBLICACIONES- Categoría JORNADAS STAKEHOLDERS. Es necesario acceder a esta sección identificándose previamente como Socio, ya que la descarga de estos documentos está restringida.

Carlos Prieto  
Coordinador de la página web de la SEPR

# Ventajas de la imagen digital para el diagnóstico radiológico

M.A. Trapero, S. González, J.C. Albillos, J. Martel y M. Rebollo

Área de Diagnóstico por Imagen. Fundación Hospital Alcorcón. Madrid

## RESUMEN

Se analizan las ventajas y limitaciones que presenta la imagen digital en el diagnóstico radiológico frente a la imagen analógica tradicional, clasificándolas en tres grandes apartados: adquisición, posproceso y visualización, archivo y comunicación.

La adquisición digital mediante sistemas de radiología computarizada presenta una sensibilidad global para la detección de patologías muy semejante al de la película convencional. Las imágenes digitales adquiridas con paneles planos sí parecen presentar ventajas comparativas para el diagnóstico en algunas situaciones clínicas concretas, y además son capaces de hacerlo con una reducir de la dosis de radiación apreciable.

El posproceso permite, especialmente en las modalidades multiplanares como el TC o la RM, extraer toda la información diagnóstica implícita en las imágenes, que se puede poner de manifiesto mediante reconstrucciones multiplanares, tridimensionales, adquisiciones dinámicas, estudios funcionales y fusión de imágenes, entre otros métodos.

Por último, la utilización de PACS para la visualización, archivo y comunicación de imágenes, aporta mejoras en la disponibilidad, fiabilidad y estabilidad de la imagen digital, permite un diagnóstico más confortable para el radiólogo y da paso a mejoras en la comunicación, permitiendo la teleconsulta y la telerradiología.

## INTRODUCCIÓN

La información de una imagen digital viene representada por una matriz de elementos (pixel), a cada uno de los cuales se le asigna un valor numérico discreto (dígito) que fácilmente puede ser manejado por un ordenador o sistema digital.

El término Radiología Digital es ambiguo y poco homogéneo, ya que incluye un grupo amplio de imágenes de características diferentes en función del dispositivo (modalidad) utilizado para su adquisición y del que dependerán su resolución espacial y la resolución de contraste.

Las características más habituales de las imágenes radiológicas digitales se muestran en la tabla I.

El radiólogo, utilizando un conjunto de imágenes obtenidas por alguna de estas modalidades, comienza un proceso diagnóstico que generalmente sigue la siguiente secuencia:

## ABSTRACT

The advantages and limitations of radiological digital images in comparison with analogic ones are analyzed. We discuss three main topics: acquisition, post-procedure manipulation, and visualization, archive and communication.

Digital acquisition with computed radiology systems present a global sensitivity very close to conventional film for diagnostic purposes. However, flat panel digital systems seems to achieve some advantages in particular clinical situations. A critical issue is the radiation dose-reduction that can be accomplished without reducing image quality nor diagnostic exactitude.

The post-procedure manipulation allows, particularly in multiplanar modalities like CT or MR, to extract all implicit diagnostic information in the images. Main procedures are multiplanar and three-dimensional reformations, dynamic acquisitions, functional studies and image fusion.

The use of PACS for visualization, archive and communication of images, improves the effectiveness and the efficiency of the workflow, allows a more comfortable diagnosis for the radiologist and gives way to improvements in the communication of images, allowing teleconsulting and the teleradiology.



Tabla I.

MODALIDAD	TAMAÑO DE MATRIZ	PROFUNDIDAD
Radiografía computarizada	2.048 x 2.560	12 bits
Radiografía directa	4.096 x 4.096	12 bits
Digitalizador	2.048 x 2.560	12 bits
Ecografía	256 x 256	8 bits
TC	512 x 512	12 bits
RM	512 x 512	8 bits
Angiografía	1.024 x 1.024	8 bits
Gammagrafía	512 x 512	8 bits

1. Lectura de la información clínica.
2. Valoración de la calidad técnica mínima de las imágenes para lograr un juicio diagnóstico.
3. Análisis de las estructuras de los órganos presentes en las imágenes, buscando alteraciones respecto a la anatomía normal. Para la localización de las alteraciones patológicas influyen fundamentalmente dos características físicas de las imágenes: que haya una diferencia suficiente en los niveles de grises de las estructuras contiguas que permita individualizarlas (resolución de contraste) y que se visualicen los detalles finos (resolución espacial).
4. Agrupación de los hallazgos en signos y en patrones cuando sea posible y revisión de los estudios previos si están disponibles.
5. Realización del informe, emitiendo una impresión diagnóstica y, en ocasiones, sugiriendo o recomendando una actuación posterior.

En el presente trabajo, intentaremos analizar las ventajas y limitaciones de la imagen digital para el diagnóstico radiológico. Con el objeto de realizar la exposición de una manera sistemática, vamos a clasificarlas en tres apartados, haciendo referencia a los tres procesos fundamentales que sigue la

imagen: adquisición, posproceso y visualización, archivo y transmisión.

### LA ADQUISICIÓN

Desde hace años los sistemas de adquisición de imágenes del TC, la RM, la Medicina Nuclear, la Angiografía y más recientemente la Ecografía, generan imágenes digitales, que se siguen tratando como si fuesen analógicas, imprimiéndolas y luego visualizándolas en el negatoscopio. En estos casos, el contenido de información diagnóstica no sufre modificaciones apreciables según se visualice en película radiográfica o en formato digital a través de monitores adecuados. Es en el campo de la radiología simple, con la aparición de la radiología computarizada (RC) y la radiología con paneles planos (RPP), donde surgen las comparaciones y los estudios sobre ventajas y limitaciones con especial hincapié en las características que afectan al contenido de la información.

Las características físicas de calidad de la imagen digital en comparación con la analógica, pueden resumirse en tres aspectos fundamentales. En lo referente a la resolución espacial, la máxima, está limitada en ambos casos (RC y RPP), aunque los paneles planos ofrecen mejores resultados que la película hasta frecuencias de 2 pl/mm que son

bastante relevantes en las situaciones de diagnóstico real. En segundo lugar, en lo referente a la resolución de contraste, la radiología digital permite actuar en el monitor sobre la anchura y nivel de ventana para conseguir contrastes locales mucho mayores. Por último, la eficiencia de detección cuántica (DQE) es mejor en los detectores planos y más próximo a la película convencional en la RC [1-3].

Los estudios sobre la calidad de la imagen basados en criterios subjetivos suelen consistir en la utilización de una escala de valores con puntuación y en la génesis de curvas ROC aplicados a la visibilidad de estructuras anatómicas. En general, coinciden todos ellos en una mejor valoración de las imágenes digitales, ya sean de tórax, hueso o mama [4-6]. Estas valoraciones reflejan sobre todo el amplio rango dinámico de cualquier sistema de radiografía digital que producen imágenes de calidad más homogénea frente a la radiología convencional en el que un pequeño porcentaje de imágenes subexpuestas o sobrepuestas penalizan la puntuación global de la calidad subjetiva.

Estudios completos sobre la influencia real en el diagnóstico son metodológicamente difíciles de conseguir, recurriéndose en unos casos a lesiones simuladas en fantasmas o especímenes, en otros a patologías que requieran controles constantes, alternando un estudio con cada técnica y en otros, los más perfectos, a la detección de una patología (sensibilidad y valor predictivo positivo) en dos poblaciones semejantes a las que se les realizan los estudios con técnicas diferentes.

Las comparaciones de las imágenes de tórax obtenidas con RC, RPP y película convencional no muestran diferencias significativas para la detección de

lesiones que simulan diferentes tipos de patrón intersticial [7, 8] o de adenocarcinoma de pulmón [9] y en el diagnóstico de pacientes con neumoconiosis [10] u otras patologías [11]. Cuando los estudios se centran en la detección de pequeños nódulos pulmonares la sensibilidad de los paneles planos era significativamente mejor que la de la RC [12, 13]. En todos estos estudios la RPP ofreció como valor añadido una reducción de dosis del 50%.

En cuanto a las imágenes del sistema osteomuscular, investigadores de la Universidad de Munster han demostrado que los detectores de panel plano eran capaces de mostrar más lesiones erosivas creadas artificialmente sobre hueso simulando una enfermedad reumatoidea, más fracturas óseas sutiles y más lesiones óseas pequeñas simulando una enfermedad osteolítica que los equipos de RC o los sistemas de película convencional cuando en todos ellos se utilizaba la misma dosis de radiación. Cuando, en el caso de la RPP, se disminuía la dosis de radiación en un 50%, la exactitud diagnóstica se igualaba con la de las otras dos técnicas [14-16].

Incluso la comparación entre imágenes de columna total obtenidas por un sistema de escáner fluoroscópico (CCD) y un sistema convencional de película radiográfica no mostraban diferencias significativas para determinar el grado de escoliosis mediante medición del ángulo de Cobb, la presencia de malformaciones esqueléticas, las diferencias de altura de las cabezas femorales, etc. [17, 18].

Especialmente controvertidos han sido los análisis comparativos entre la mamografía digital y la mamografía convencional. Los primeros ensayos clínicos, Lewin et al, Oslo I y Oslo II, realizados utilizando situaciones de es-

tudios poblacionales de detección precoz del cáncer de mama no presentaban diferencias estadísticamente significativas en el índice de detección de cáncer de mama [19-21].

En un último ensayo, publicado este año, que comprende el estudio comparativo realizado a 49.528 mujeres en 33 centros de Estados Unidos y Canadá bajo la dirección del ACR (American College of Radiology) durante un periodo de dos años y en el que el diagnóstico se confirmaba por biopsia de mama y seguimiento de control, no había diferencias significativas en la sensibilidad, especificidad y valor predictivo positivo en la detección de cáncer de mama entre las mamografías realizadas con adquisición convencional y digital. El estudio sí presentaba diferencias estadísticamente significativas a favor de la mamografía digital en la sensibilidad de detección de cáncer de mama en el grupo de mujeres menores de 50 años, en periodo premenopáusic o perimenopáusic y en el grupo de mujeres con mamas heterogéneamente densas o extremadamente densas [22, 23].

Por último, reseñar que en algunos de los estudios anteriores las imágenes adquiridas digitalmente son impresas en película radiográfica para su diagnóstico posterior con lo que se pierde la ventaja comparativa del despliegue de diferentes resoluciones de contraste que permite el diagnóstico en monitor.

En definitiva y si nos centramos exclusivamente en la calidad diagnóstica de las imágenes radiológicas, no parece que en el momento actual haya claras ventajas para el diagnóstico radiológico utilizando los sistemas de radiología computarizada, pues su sensibilidad global para la detección de patologías es muy semejante al de la película convencional. Por el contrario,

las imágenes digitales adquiridas con paneles planos sí presentan ventajas comparativas para el diagnóstico en situaciones clínicas concretas: en la detección de nódulos pulmonares pequeños, en casos de lesiones erosivas, fracturas sutiles y lesiones osteolíticas en el esqueleto y en la detección de cáncer de mama en mujeres con mamas muy densas y/o por debajo de los 50 años. A ello se añade la posibilidad que presentan los sistemas de RPP de reducir la dosis de radiación hasta un 50% sin menoscabo de la calidad ni de la exactitud diagnóstica.

Las películas radiográficas actuales son el producto de muchas décadas de perfeccionamiento continuado, la radiología digital y especialmente la RPP solo lleva unos pocos años, por lo que es lógico esperar que en los próximos años se produzcan mejoras apreciables en los materiales de los detectores y en el procesado de las imágenes y por lo tanto en su capacidad diagnóstica.

### **POSPROCESO DE IMAGEN**

La existencia de las imágenes digitales ha supuesto un cambio radical en la posibilidad de manipular por medios informáticos la imagen original y la obtención de nuevos datos que están "implícitos" pero que requieren para su visualización un cierto proceso.

La información que se logra obtener gracias a dicha manipulación de imágenes es tanto morfológica como funcional, añadiendo una nueva dimensión a la exploración, que no se basa únicamente en la "obtención" de imágenes. Todo posproceso sobre imágenes radiológicas digitales no tiene como objeto mejorar la calidad de las mismas sino la realización de un algoritmo que ponga de manifiesto información subyacente. Es un axioma el hecho de que la calidad de imagen no



se mejora mediante estas técnicas y por lo tanto los datos de origen, que se obtienen previamente, deben de ser de calidad suficiente para que la manipulación de dichas imágenes produzca información de al menos la misma calidad.

Estas operaciones de posproceso que comenzaron realizándose en la consola de la propia modalidad generadora de las imágenes y que después pasaron a efectuarse, al menos las más complejas, en estaciones de trabajo dedicadas, también se pueden realizar en la actualidad en cualquier estación de PACS conectada al sistema. Esta flexibilidad ha colaborado a que algunos de los procesos sobre la imagen que en principio eran poco utilizados por laboriosos con el paso del tiempo se hayan vuelto rutinarios. Un ejemplo es el reformateo de imágenes a partir de cortes axiales en los modernos equipos de TC multidetector. Es habitual generar de rutina reconstrucciones en los planos ortogonales en enfermos con traumatismos faciales, pélvicos, etc.

Una mejora importante es la estandarización de algunas de las técnicas de posproceso a través de protocolos para diferentes situaciones clínicas que aumentan la rapidez en su realización y su reproductibilidad. Un ejemplo es la angiografía mediante TC en el que se definen los pasos a seguir tras ser realizado el estudio.

Una división clásica considera los diferentes tipos de datos que se obtienen a la salida del algoritmo en tres tipos diferentes: posproceso morfológico que produce imágenes distintas a las obtenidas de un volumen de datos, posproceso funcional y posproceso en imagen molecular que incluye la técnica de Espectroscopia por RM y que viene a complementar al PET y SPECT. Recientemente se ha acuñado el térmi-

no CAVA (computer-aided visualization and analysis) para referirse a estas técnicas [24].

Algunas de estos procedimientos que nacieron y siguen empleándose principalmente en el TC y la RM, comienzan a tener también alguna utilidad en la radiología convencional.

### **Posproceso Morfológico**

#### *Reconstrucción multiplanar (MPR)*

El objetivo de esta técnica es obtener imágenes en diferentes planos del original. La utilización mediante TC multidetector es la más habitual y se requiere que los píxeles sean pequeños y lo más isotrópicos posibles y que exista cierta superposición de información mediante la obtención de cortes con solapamiento [25, 26]. La técnica de posproceso es la misma en RM siempre que los datos de origen sean de adquisición 3D, son especialmente útiles en estudios angiográficos mediante secuencias TOF (Time of flight), muy utilizadas para valorar arterias renales y encefálicas.

Además de obtener planos ortogonales a los originales existe la llamada reconstrucción curva que permite obtener un plano "artificial" que sigue el eje de una estructura lineal permitiendo valorarla en toda su longitud. Es útil en estudios de coronarias donde la dirección de las arterias suele ser curva. Requiere del operador indicación de varios puntos de referencia para que el software establezca la "dirección" del plano.

#### *Visualización volumétrica*

Representa la evolución de las técnicas de reconstrucción multiplanar y obtienen imágenes en 3D del volumen de datos.

Las primeras implementaciones de esta técnica, y las más básicas, corresponden a la visualización de superficie conocidas como SSD (shade surface display), mediante la aplicación de técnicas de umbral. Posteriormente las técnicas de perspectiva de volumen conocidas por sus siglas inglesas VR (volumen rendering) introdujeron el color en las imágenes, haciendo posibles las transparencias a partir de técnicas de porcentaje. Se combinan con la utilización de trazado de rayos (ray-tracing) que dan brillo a las imágenes y sensación de profundidad [27].

Las primeras aplicaciones prácticas de estas técnicas se comenzaron a realizar en traumatología con los primeros TC helicoidales quizá debido a la menor exigencia de técnica isotrópica y de volumen de píxel y dado que con grosores de 3 mm se pueden generar mapas 3D. Especialmente útiles son las imágenes en traumatismos faciales y de la cadera, siendo su utilización habitual en traumatismos espinales. Se ha calculado que hasta en un 30% de los casos existen cambios de manejo y planificación del paciente cuando se utilizan de rutina [28]. La posibilidad de visualización de estructuras vasculares es una ventaja dado que en un mismo estudio se pueden evaluar la patología osteomuscular y vascular, de especial repercusión quirúrgica [29]. Posteriormente se ha utilizado la técnica 3D incluso en valoraciones de partes blandas [30, 31], a veces como estudio prequirúrgico en tumores.

A medida que la tecnología ha ido avanzando, prácticamente todos los campos de la radiología se han beneficiado de la visualización 3D como arma diagnóstica. Valga como ejemplo la visualización de vías áreas [32] y las aplicaciones en neuroradiología [33].

Los equipos informáticos actuales son capaces de manejar los cientos de imágenes que requieren las técnicas 3D y hacerlo en "tiempo real". Esto es importante porque actualmente se pueden generar imágenes 3D de calidad en tiempos menores de 5 minutos.

El estudio de los pacientes con patología vascular ha pasado a realizarse con técnicas multiplanares y representaciones 3D, tomando como origen tanto la RM como el TC multidetector. Mapas vasculares del polígono de Willis e incluso de los troncos supraórticos se obtienen en muchos centros de forma casi rutinaria al realizar una RM convencional, adquiriendo una especial relevancia en el manejo clínico y quirúrgico de los pacientes con aterosclerosis carotídea o aneurismas cerebrales [34].

De la misma manera la planificación previa a la colocación de "stent" en aneurismas tóraco-abdominales y el seguimiento de su situación, funcionamiento y complicaciones, se realiza actualmente con reconstrucciones volumétricas a partir de adquisiciones de TC [35]. Se ha demostrado la utilidad de obtener un mapa vascular preoperatorio en tumores pancreáticos, hepáticos y renales [36, 37] así como en el estudio de trasplante de órganos, especialmente de riñón [38].

A partir de la introducción del TC con 16 filas de detectores su aplicación al campo de la coronariografía ha comenzado a ser una realidad, representando una alternativa al diagnóstico invasivo mediante cateterismo. Para el análisis de las coronarias se requiere varios procedimientos conjuntos englobados habitualmente en un paquete informático (reformateo, MIP, VR, análisis del vaso, etc.)

Los estudios actuales apuntan a capacidades de valor predictivo negativo

de hasta el 99% y valores predictivos positivos del 90%. Además de evaluar la normalidad o no de un estudio coronario se puede cuantificar el número y grado de estenosis, la calcificación y tipo de placas de ateromas [39].

### *MIP (Maximum Intensity Projection)*

Mediante esta técnica se representa una imagen planar a partir de un volumen y cada píxel de esta imagen representa el voxel de mayor valor a través de una línea que es ortogonal al plano obtenido.

Es muy utilizada en estudios cuyas imágenes originales tengan un contraste significativo entre píxeles, especialmente en angiografía, pero también en colangiografía y urografía por RM y TC.

Una variante es la conocida con las siglas AIP (Average Intensity Projection) que sigue el mismo principio que el MIP pero representando en cada píxel de la imagen la media del conjunto de cortes seleccionados, permitiendo obtener imágenes de mayor grosor a partir de imágenes originales de grosor muy fino, útil para valorar detalles estructurales finos de órganos sólidos. Por último la variante conocida como MinIP (Minimum Intensity Projection) obtiene el valor mínimo del conjunto de cortes y es útil para valorar las vías aéreas.

### *Análisis del vaso (AV)*

Es una técnica reservada para los estudios vasculares en los que se realiza primero una segmentación del vaso objeto de estudio y un reformateo curvo que produce una proyección alargada y deformada del mismo en el que se puede visualizar el grosor en todo su trayecto. Es muy útil para cuantificar estenosis dado que además puede medirse el calibre y generar

una gráfica que lo representa [40, 41].

### *Segmentación*

El objetivo de estas técnicas es incluir o excluir ciertas partes de la imagen para su posterior análisis. Mediante este proceso se consigue primero delimitar y luego delinear órganos, tejidos, partes anatómicas de un órgano, etc.

Este proceso es muchas veces el paso previo para otras técnicas toda vez que por ejemplo la visualización 3D de una zona anatómica requiere previamente segmentarla, obviando las partes que no requieren representación.

Un tipo especial de segmentación es el que se denomina multiespectral en la que se obtienen imágenes similares salvo por la variación de un parámetro. Comparando dichas imágenes la información de ese parámetro da lugar a mapas cuyas imágenes son denominadas paramétricas. Un ejemplo clásico son los habitualmente llamados estudios dinámicos en los que utilizando un mismo plano se comparan imágenes previas sin contraste con imagen con contraste intravenoso en diferentes tiempos. La resta entre las imágenes, da lugar a una imagen paramétrica en la que los valores obtenidos se corresponden con las diferencias que el contraste conseguido delimitar. Se puede además producir una representación lineal de los datos que originan una gráfica temporal, muy útiles en estudio dinámico con contraste de RM de mama.

### *Endoscopia virtual*

Su función es visualizar un órgano hueco desde su interior. El software es capaz de simular de forma intuitiva la representación de las paredes y el





posicionamiento o punto de vista, navegando por el interior de dichas estructuras. Se realiza en tiempo real e incluso puede generarse una secuencia de imágenes lo suficientemente rápida como para producir un vídeo.

La más utilizada es la colonoscopia virtual (CV) por su repercusión clínica. Se requiere la preparación previa del paciente y distensión del colon con aire durante la prueba, para delimitar con más precisión las paredes. La CV ha demostrado que con la tecnología actual es capaz, en sujetos sintomáticos, de alcanzar una sensibilidad del 85% para pólipos mayores de 5 mm de diámetro y del 91% para pólipos mayores de 10 mm [42, 43].

Prácticamente cualquier órgano "hueco", es decir, que siga una estructura lineal bien delimitada de su entorno, esta a la vista del endoscopio virtual. Son objeto de estudio con endoscopia virtual: los vasos [44], el tracto urinario [45, 46], las vías aéreas superiores [47, 48], el oído [49], etc.

#### *Visualizando la 4ª dimensión y entrando en la 5ª*

En ciertas circunstancias el objeto de estudio es dinámico en el tiempo. Esta característica es obviada con las técnicas clásicas que obtienen una imagen del estado del órgano en un momento determinado. Lo ideal sería obtener varias imágenes que demuestren la evolución temporal, lo que se corresponde con un "vídeo" o imagen dinámica. Es así como surge la 4ª dimensión que requiere la mayor capacidad de adquisición y procesado.

Se elaboran imágenes secuenciales que demuestran el movimiento de las válvulas del corazón, de las zonas infartadas del miocardio, etc. [50, 51]. De forma paradójica, técnicas consideradas menos sofisticadas, como la eco-

grafía, es utilizada desde hace muchos años para valorar esa cuarta dimensión, la temporal, lo que le da una gran utilidad clínica.

Desde hace tiempo se utiliza la posibilidad de combinar imágenes funcionales del PET con estudios anatómicos del TC en el conocido como PET-TC. La evolución lógica es fusionar las imágenes funcionales con las imágenes 4D obtenidas tanto con técnicas por RM ultrarrápida como con TC, dando lugar a las llamadas imágenes 5D, en las que hay información anatómica, funcional y temporal [52].

#### **Posproceso Funcional**

Destacan las técnicas de perfusión, difusión y la conocida como RM funcional.

##### *Perfusión cerebral*

Se trata de establecer el suministro de sangre que se recibe en el cerebro. Habitualmente se utiliza RM aunque últimamente está adquiriendo protagonismo también el TC.

En el caso de la RM, la técnica consiste en la inyección de un medio de contraste con propiedades paramagnéticas que origina una pérdida de señal en cierto tipo de secuencias. La cantidad de pérdida de señal es proporcional a la concentración del contraste y éste a la perfusión o suministro de sangre al tejido. En ese momento se realizan una serie de transformaciones matemáticas que dan lugar a la obtención de imágenes paramétricas, según técnicas conocidas como segmentación multispectral.

Las secuencias que se utilizan para obtener datos de suficiente resolución temporal para poder realizar los cálculos pertinentes son las más rápidas en la actualidad, generalmente eco-planar. Se analiza en todos los casos el

primer paso del contraste a través de los capilares y no la velocidad de difusión a través de los capilares, que actualmente está en estudio.

Aunque son utilizadas fundamentalmente en perfusión cerebral, hay cada vez más interés en aplicar técnicas de perfusión en otros tejidos de la anatomía, pulmón [53] y corazón [54].

##### *Actividad funcional (RMf)*

Se trata de poner de manifiesto las zonas cerebrales que se activan tras realizar una acción o recibir un estímulo. Se usan técnicas de BOLD (blood oxygenation level dependant contrast) que utiliza la hemoglobina oxigenada como contraste endógeno. Se repite una tarea (motora, del lenguaje, audición, visual o cognitiva) un número de veces alto, unas 80 veces, con otros bloques de reposo que establecen pausas. Cuando una zona cerebral es activada se produce un aumento local de la concentración de hemoglobina oxigenada que dadas sus características de alta susceptibilidad magnética puede ser analizada mediante la obtención rápida de imágenes, habitualmente eco-planares con alta potenciación en T2. Al final se obtiene una imagen paramétrica que representa anatómicamente las zonas de actividad.

##### *Difusión microscópica del agua*

Se basa en obtener información del movimiento browniano de las pequeñas moléculas, en especial del agua que contiene el organismo. En el cerebro la propia estructura neuronal y axonal produce anisotropía, es decir, movimientos preferenciales en una dirección. Se obtienen imágenes que representan la capacidad de dicha difusión y que habitualmente se modifica en los procesos patológicos, especialmente utilizadas en los infartos

cerebrales por la alta especificidad de la técnica. Una vez obtenida las secuencias en difusión hay que realizar técnicas de posproceso que tiene como finalidad eliminar la parte de señal obtenida que no depende de la difusión. Se obtienen al final una serie de imágenes de tipo paramétrico conocidas como mapas de difusión.

Se puede además obtener información sobre cada una de las direcciones espaciales y así obtener imágenes conocidas como de difusión preferencial o tractografías, de especial interés para estudio de patología de la sustancia blanca [55].

### *Imagen molecular - Espectroscopia*

Las técnicas de RM por espectroscopia (IERM) estudian la concentración de diferentes metabolitos en un determinado volumen sin administración de sustancias exógenas. Se analiza la señal que se obtiene a partir de dicho volumen, midiendo las frecuencias que se relacionan con los diferentes metabolito y la señal que es proporcional a la concentración del mismo.

El interés del análisis reside en que en diferentes procesos patológicos se producen cambios en la concentración de los metabolitos, con gráficas "características" en función de la patología.

### **TRANSMISIÓN, ARCHIVO Y VISUALIZACIÓN**

La imagen digital, una vez adquirida y eventualmente posprocesada, ha de ser archivada de forma adecuada, lo que permitirá su posterior visualización con fines diagnósticos o de consulta.

Para llevar a cabo dicho archivo o, más propiamente, para la gestión de estas imágenes, es necesario dotarse de un sistema que garantice su integridad, su disponibilidad, su custodia durante el tiempo que se determine y el

acceso seguro a las mismas, además de permitir un diagnóstico cómodo para el radiólogo. Es precisamente el formato digital el que por sus características hace que la imagen numérica tenga una serie de ventajas a la hora de compararla con la imagen analógica. Muchas de estas ventajas se ponen de manifiesto únicamente cuando la gestión de las mismas se realiza desde un sistema específico.

El sistema de archivo de imágenes radiológicas se denomina PACS (*Picture Archive and Communication System* o Sistema de Archivo y Comunicación de Imágenes). El PACS es un elemento esencial en todo el sistema de radiología digital. Estudiar de forma exhaustiva los cometidos y funcionalidades de un PACS está fuera del objeto de este trabajo. No obstante, analizaremos a continuación cuáles son las principales cualidades de la imagen digital en el entorno de un PACS.

### *Integridad, protección, accesibilidad y privacidad de los datos.*

La imagen digital, por la naturaleza de su formato, no sufre deterioro a lo largo del tiempo, como ocurre con las placas convencionales. Su integridad dentro del sistema está garantizada gracias a los sistemas de almacenamiento en disco duro con redundancia de datos y a las copias de seguridad en cinta u otros dispositivos en local y en remoto que permiten la recuperación de la información en caso de deterioro lógico o físico del soporte.

En todo PACS han de definirse las políticas de acceso a las imágenes. Solo aquellos usuarios autorizados serán validados por el sistema y accederán a los contenidos que por su perfil les corresponden. Adicionalmente, pueden definirse sistemas de trazabilidad mediante los cuales se registran

los accesos de cada usuario y las acciones que lleva a cabo, información que se almacena y que puede ser verificada en caso de necesidad.

La *disponibilidad* de la información es permanente. De esta forma, en cualquier momento puede accederse a las imágenes. Esto es especialmente crítico en las situaciones urgentes en las cuales hay que realizar un diagnóstico rápido. En el sistema tradicional, el acceso a las placas previas almacenadas en un archivo puede resultar lento, difícil o incluso imposible (por ejemplo, fuera del horario de trabajo normal). Para el radiólogo, acceder a las imágenes previas de un paciente, es fundamental a la hora de informar el estudio actual. Un ejemplo clásico es la valoración del nódulo pulmonar solitario. Su presencia, sin cambio de tamaño, en una radiografía previa de hace más de dos años nos ofrece una garantía de benignidad prácticamente de 100%, cambiando radicalmente el manejo clínico del paciente [56].

### *Eficiencia y eficacia del flujo de tareas.*

En un departamento digital, se logra eliminar el trasiego de placas e informes. A la hora de realizar la prueba, los datos demográficos y de la prueba a realizar son transferidos directamente a la modalidad desde la lista de trabajo. Este hecho, disminuye muy notablemente los errores de identificación. Tras la adquisición, las imágenes son enviadas al PACS y desde ese momento están disponibles para su diagnóstico. Por lo tanto, se elimina el proceso de filmado en placa, de revelado de las mismas y de traslado hasta el lugar donde deban ser informadas.

Tras un inicio en el que las dificultades que suponía la transición del flujo de tareas "digital" al "analógico" se



magnificaron notablemente, la opinión generalizada hoy en día es que el trabajo en un entorno digital contribuye a aumentar la productividad tanto de técnicos [57] como de radiólogos [58]. Adicionalmente, en lo referente al trabajo con radiología simple, también hay diferencias entre distintas tecnologías digitales. En un estudio reciente, aquellas instituciones que utilizaban RPP, mejoraban la productividad de los técnicos [59] con respecto a aquellas que utilizaban RC; no obstante, los mayores costes de la primera tecnología sólo la hacían rentable cuando el porcentaje de utilización del equipamiento era alto (mayor del 80%) [60].

#### *Visualización y diagnóstico.*

La inmediatez en la disponibilidad para la visualización es total: la imagen está disponible inmediatamente después de su adquisición, en cuanto se transmite al PACS.

No hay pérdidas ni extravíos una vez almacenada. Hay que destacar, que en un entorno de radiología convencional, el porcentaje de pérdida de estudios se cifra aproximadamente en un 10%.

La disponibilidad de estudios previos, permite localizar y comparar estudios de forma rápida y sencilla.

La utilización de protocolos de visualización personalizados, permite que al abrir un en una estación de trabajo con uno, dos o incluso cuatro monitores, la disposición de las imágenes siempre sea la más adecuada a los hábitos de trabajo de cada profesional.

Toda estación de trabajo cuenta con herramientas que facilitan la manipulación de imágenes y el diagnóstico. Entre las principales están las de magnificación, cambio de ventana y nivel, inversión de la escala de grises, realización de mediciones, visualización de líneas de referencia, etc.

Adicionalmente, como se ha comentado anteriormente, en las estaciones de trabajo del PACS también pueden emplearse las herramientas de posproceso más usuales.

Las nuevas funcionalidades de las modalidades multiplanares (TC y RM) hacen que se generen grandes conjuntos de imágenes y secuencias dinámicas (de cine) cuyo manejo mediante copia impresa es prácticamente imposible.

El sistema permite la visualización remota, ubicua y simultánea: una misma imagen puede ser estudiada por varios observadores a la vez en localizaciones distantes y de forma simultánea. Esto permite la posibilidad de realizar teleconsulta y telerradiología, incluso en tiempo real.

#### *Diagnóstico radiológico sobre monitor frente al diagnóstico en placa.*

En los inicios de la imagen radiológica digital, uno de las desventajas que se esgrimían a la hora de proclamar la superioridad de la placa radiográfica era la baja calidad de visualización que se lograba con los monitores entonces disponibles, cuya escasa resolución, baja frecuencia de refresco, alto precio, dificultad de calibración, gran volumen y peso, etc., hacían que fuese difícil obtener con ellos una satisfacción adecuada. A ello se unía la lentitud de los procesadores gráficos y de las redes de transmisión de datos, cuya consecuencia era que la visualización de imágenes fuera lenta y tediosa.

Evidentemente, desde los inicios de los años 80 del siglo pasado hasta la actualidad, los avances en los dispositivos de visualización han sido gigantescos. Hoy en día existen monitores de alta resolución (hasta 5 megapíxeles e incluso mayor), tamaño razonable, gran calidad visual, de profundidad reducida y a precio asequible. También la electró-

nica de red y los procesadores gráficos han dado saltos de gigante.

Resuelto el tema de la calidad de la visualización de imágenes sobre monitor, también se han planteado dudas acerca de la fiabilidad del diagnóstico en comparación con el sistema tradicional de placa. Estudios recientes demuestran que tanto la fiabilidad [61] como, incluso, la visualización de hallazgos casuales [62] se ven mejoradas con la implantación del sistema digital. Esto es más evidente en aquellas modalidades (TC y RM) en las cuales se maneja un número alto de imágenes, máxime si se requieren para la valoración de diferentes estructuras cambios en los valores de ventana y nivel. En este mismo sentido, otros estudios realizados con radiología simple, también muestran que la fiabilidad diagnóstica para las imágenes sobre monitor es, al menos, igual que para las placas tradicionales [63]. En cualquier caso, el conjunto de beneficios que aporta el diagnóstico en pantalla, es evidente que actualmente supera ampliamente a sus desventajas [64].

#### *Información adicional a las imágenes.*

Una vez realizado el informe radiológico, éste se adjunta a la imagen, de forma que quedan unidos de forma indisoluble.

Las imágenes radiológicas contienen, en la cabecera DICOM, información acerca de la filiación del paciente, la modalidad de adquisición y multitud de datos técnicos de la misma cuyo análisis puede resultar de utilidad en múltiples ocasiones.

#### *Transmisión, comunicación e impresión.*

Para el clínico la accesibilidad e inmediatez del informe radiológico y las

imágenes supone una ayuda en su proceso de toma de decisiones. Estudios realizados específicamente en departamentos de Urgencias, concluyen que el tiempo en disponer de la imagen es significativamente inferior cuando se dispone de un PACS que cuando se utiliza tecnología analógica [65].

Adicionalmente las imágenes almacenadas en un PACS pueden copiarse, imprimirse y transmitirse de forma sumamente sencilla. Podemos realizar copias en un soporte físico (placa radiográfica, papel), en un medio informático (CD, DVD, etc.) o enviarlas a otros PACS o en general, a otros sistemas de visualización remotos.

*Integración con el resto de sistemas de información hospitalarios.*

El entorno de trabajo digital, permite el acceso rápido a la información a través de la estación de trabajo. En la misma, además del PACS, podemos disponer de otras aplicaciones asistenciales, fundamentalmente la historia clínica electrónica, gracias a la cual podremos acceder fácilmente a toda la información clínica de los pacientes, facilitando así el diagnóstico. El valor de la integración de la información se refleja en un estudio en pacientes con enfermedad pulmonar infiltrativa difusa crónica, en el que la precisión diagnóstica cuando se analizaba por separado la radiografía de tórax, el tac de alta resolución y los datos clínicos, era respectivamente del 4%, 49% y 27%. Cuando se estudiaba en conjunto la información de los tres, la precisión diagnóstica subía hasta el 80% [66].

**CONCLUSIÓN**

La imagen digital tiene características y propiedades diferentes que la analógica. Estas diferencias se manifiestan en cuestiones relativas a su capacidad

diagnóstica, la posibilidad de reducción de dosis, la posibilidad de extraer información adicional a través del post-proceso y en la mayor eficiencia y eficacia a la hora de su gestión y distribución. Tras la adaptación al cambio de analógico a digital se obtendrán, muy probablemente, beneficios significativos. El desarrollo de nuevos sistemas y la mejora de los existentes, desequilibrarán aún más este balance en los próximos años.

**REFERENCIAS**

1. Floyd C.E., Warp R.J., Dobbins J.T., et al. Imaging characteristics of an amorphous silicon Flat-Panel Detector for Digital chest radiography. *Radiology* 218:683-688; 2001.
2. Uffmann M., Schaefer-Prokop C., Neitzel U., et al. Skeletal applications for Flat-Panel versus Storage-Phosphor radiography: Effect of exposure on detection of low-contrast details. *Radiology* 231: 506-514; 2004.
3. Hernando I., Torres R. Características, ventajas y limitaciones de los sistemas de adquisición digital de imágenes radiográficas. *I+S* 45: 45-53; 2004.
4. Fink C., Hallscheidt P.J., Noeldge G., et al. Clinical comparative study with a large-area amorphous silicon flat-panel detector: image quality and visibility of anatomic structures on chest radiography. *AJR Am. J. Roentgenol.* 178: 481-486; 2002.
5. Ludwig K., Ahlers K., Wormanns D., et al. Lumbar Spine Radiography: Digital Flat-Panel Detector versus Screen-Film and Storage-Phosphor Systems in Monkeys as a Pediatric Model. *Radiology* 229(1): 140 - 144; 2003.
6. Fischmann A., Siegmann K.C., Wersebe A., et al. Comparison of full-field digital mammography and film-screen mammography: image quality and lesion detection. *Br. J. Radiol.* 78:312-315; 2005.
7. Rapp-Bernhardt U., Roehl F.W., Gibbs R.C., et al. Flat-panel x-ray detector based on amorphous silicon versus asymmetric screen-film system: phantom study of dose reduction and depiction of simulated findings. *Radiology* 227: 484-492; 2003.
8. Bernhardt T.M., Otto D., Reichel G., et al. Detection of simulated interstitial lung disease and catheters with selenium, storage phosphor, and film-based radiography. *Radiology* 213: 445-454; 1999.
9. Ono K., Yoshitake T., Akahane K., et al. Comparison of a digital flat-panel versus screen-film, Photofluorography and storage-phosphor systems by detection of simulated lung adenocarcinoma lesions using hard copy images. *Br. J. Radiol.* 78:922-927; 2005.

10. Zahringer M., Piekarski C., Saupe M., et al. Comparison of digital selenium radiography with an analog screen-film system in the diagnostic process of pneumoconiosis according to ILO classification. *Rofo* 173(10): 942-8; 2001.
11. Weatherburn G.C., Ridout D., Strickland N.H., et al. A comparison of conventional film, CR hard copy and PACS soft copy images of the chest: analyses of ROC curves and inter-observer agreement. *Eur J Radiol.* 47(3): 2006-14; 2003.
12. Goo J.M., Im J.G., Lee H.J., et al. Detection of simulated chest lesions by using soft-copy reading: comparison of an amorphous silicon flat-panel detector system and a storage-phosphor system. *Radiology* 224: 242-246; 2002.
13. Away K., Komi M., Hori S. Selenium-based digital radiography versus high-resolution storage phosphor radiography in the detection of solitary pulmonary nodules without calcification: receiver operating characteristic curve analysis. *Am. J. Roentgenol.* 177: 1141 -1144; 2001.
14. Ludwig K., Henschel A., Bernhardt T.M., et al. Performance of a flat-panel detector in detecting artificial erosive changes: comparison with conventional screen-film and storage-phosphor radiography. *Eur. Radiol.* 13(6): 1316-23; 2003.
15. Ludwig K., Schulke C., Diederich S., et al. Detection of Subtle Undisplaced rib fractures in a porcine model: Radiation dose requirement digital flat-panel versus screen-film and storage-phosphor systems. *Radiology* 227: 163-168; 2003.
16. Ludwig K., Lenzen H., Kamm K.F., et al. Performance of a flat-panel detector in detecting artificial bone lesions: comparison with conventional screen-film and storage-phosphor radiography. *Radiology* 222: 453-459 ; 2002.
17. Schaefer J., Kluba T., Niemeyer T., et al. Comparison of conventional full spine radiographs and fluoroscopic scanning method in young patient with idiopathic scoliosis. *Rofo* 177(8):1110-5; 2005.
18. España M.L., Gómez G., Romero A., et al. Valoración de un sistema de Scan digital frente a un sistema convencional cartulina película en exploraciones de columna total en pediatría. *Radioprotección* 42(11): 25-31; 2004.
19. Lewin J.M., D'Orsi C.J., Hendrick R.E., et al. Clinical comparison of full-field digital mammography and screen-film mammography for detection of breast cancer. *Am. J. Roentgenol.* 179:671-7; 2002.
20. Skaane P., Young K., Skjennald A. Population-based mammography screening: comparison of screen-film and full-field digital mammography with soft-copy reading Oslo I study. *Radiology* 229: 877-84; 2003.
21. Skaane P., Skjennald A. Screen-film mammography versus full-field digital mammography with soft-copy reading: randomized trial in a population-based screening program . Oslo II Study. *Radiology* 232: 197-204; 2004.



22. Pisano E.D., Gatsonis C.A., Yaffe M.J., et al. The American College of Radiology Imaging Network Digital Mammographic Imaging Screening Trial: objectives and methodology. *Radiology* 236: 404-12; 2005.
23. Pisano E.D., Gatsonis C.A., Hendrick E.R., et al. Diagnostic Performance of digital versus Film Mammography for Breast-Cancer Screening. *N. Engl. J. Med.* 353; 2005.
24. Jayaram K. Udupa. Three dimensional image processing, Analysis, and Visualization: methods and techniques. Syllabus. Congreso RSNA 2005.
25. Jaffe T. A., Nelson R.C., Johnson G. A., et al. Optimization of Multiplanar Reformations from Isotropic Data Sets Acquired with 16-Detector Row Helical CT Scanner. *Radiology* 238: 292-299; 2006.
26. Mahadevappa Mahesh. The AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents: Search for Isotropic Resolution in CT from Conventional through Multiple-Row Detector. *RadioGraphics* 22: 949; 2002.
27. Fishman E.K. Three-dimensional Image Processing, Analysis and Visualization: Clinical Applications. Syllabus RSNA Categorical Course in Diagnostic Radiology Physics pp 27-49; 2005.
28. Kuszyk B.D., Heath D.G., Bliss D.F., Fishman E.K. Skeletal 3-D CT: advantages of volume rendering over surface rendering. *Skeletal Radiol.* 25: 207-214; 1996.
29. Alkadhi H., Wildermuth S., Desbiolles L., et al. Vascular emergencies of the thorax after blunt and iatrogenic trauma: Multi-detector row CT and Three-dimensional imaging. *Radiographics* 24(5): 1239-1255; 2004.
30. Ohashi K., El-Khoury G.Y. and Bennett D.L. MDCT of tendon abnormalities using Volumen-Rendered Images. *Am. J. Roentgenol.* 182 (1): 161-165; 2004.
31. Choplin R.H., Buckwalter K.A., Rydberg J., Farber J.M. CT and 3D rendering of the tendons of the foot and ankle: technique, normal anatomy and disease. *Radiographics* 24(2): 343-56; 2004.
32. Boiselle P.M., Reynolds K.F., Ernst A. Multiplanar and three-dimensional imaging of the central airways with multidetector CT. *Am. J. Roentgenol.* 179(2): 301-308; 2002.
33. Tomando B.F., Hastreiter P., Rezk-Salama C., et al. Local and Remote Visualization Techniques of Interactive Direct Volume Rendering in Neuroradiology. *Radiographics* 21(6): 1561-1572; 2001.
34. Tomando B.F., Kostner N.C., Schempershofe M., et al. CT angiographic of intracranial aneurysms: a focus of postprocessing. *Radiographics* 24(3): 637-55; 2004.
35. Rubin G.D., Shiau M.C., Leung A.N., et al. Aorta and iliac arteries: Single versus multiple detector row helical CT angiography. *Radiology* 215(3): 670-6; 2000.
36. Karmazanovsky G., Fedorov V., Kubyshkin V., Kotchalov A. Pancreatic head cancer: accuracy of CT in determination of resectability. *Abdom. Imaging* 30(4): 488-500; 2005.
37. Kamel I.R., Georgiades C., Fishman E.K. Incremental value of image processing of multislice computed tomography data in the evaluation of hypervascular liver lesions. *J. Comput. Assist. Tomogr.* 27(4): 652-6; 2003.
38. Kim J.K., Kim J.H., Bae S.J., Cho K.S. CT angiography for evaluation of living renal donors: comparison of four reconstruction methods. *Am. J. Roentgenol.* 183(2): 471-7; 2004.
39. Lawler L.P., Pannu H.K., Fishman E.K. MDCT Evaluation of the coronary arteries, 2004: how we do it-data acquisition, postprocessing, display and interpretation. *Am. J. Roentgenol.* 184: 1402-1412; 2005.
40. Boskamp T., Rinck D., Linf F., et al. New vessel analysis tool for morphometric quantification and visualization of vessels in CT and MR imaging data set. *Radiographics* 24(1): 287-97; 2004.
41. Hernández-Hoyos M., Orkisz M., Puech P., et al. Computer-assisted Analysis of Three-dimensional MR Angiograms. *Radiographics* 22(2): 421-436; 2002.
42. Yee J., Akekar G.A., Hung R.K. Colorectal Neoplasms: performance characteristics of CT colonography for detection in 300 patients. *Radiology* 219: 685-692; 2001.
43. Serracino F., Atkinson H.D., Jha P. Early Experiences with computed axial tomographic colonography. *Am. J. Surg.* 187: 511-514; 2004.
44. Nakanishi T., Kohata M., Miyasaka K., Fu-kuoka H., Ito K., Imazu M. Virtual endoscopy of coronary arteries using contrast-enhanced ECG-triggered electron beam CT data sets. *Am. J. Roentgenol.* 174 (5): 1345-7; 2000.
45. Kim J.K., Cho K.S. Pictorial review: CT urography and virtual endoscopy: promising imaging modalities for urinary tract evaluation. *Br. J. Radiol.* 76(903): 199-209; 2003.
46. Song J.H., Francis I.R., Platt J.F., et al. Bladder tumor detection at virtual cystoscopy. *Radiology* 218(1):95-100; 2001.
47. Luccichenti G., Cadermaritri F., Fecci L., et al. Non-neoplastic tracheal lesions: comparison between virtual CT endoscopy and fiberoptic bronchoscopy. *Radiol. Med. (Torino)* 106(3):147-53; 2003.
48. Hoppe H., Dinkel H.P., Thoeny H., et al. Virtual endoscopy of the upper, central and peripheral airways with multirow detector CT. *Radiology* 42(9): 703-11; 2002.
49. Pauriol-Lacaze S., Pouget J.F., Michel F., et al. Advantage of virtual endoscopy in the evaluation of the ossicular chain. *J. Radiol.* 84(12 Pt1): 1961-8; 2003.
50. Saito K., Saito M., Komatu S., Ohtomo K. Real-Time Four-dimensional Imaging of the heart with Multi-Detector Row CT. *Radiographics* 23(1): E8-8; 2003.
51. Lawler L.P., Ney D., Pannu H.K., Fishman E.K. Four-dimensional imaging of the heart based on near-isotropic MDCT data sets. *Am. J. Roentgenol.* 184(3):774-6; 2005.
52. Rosset A., Spadola L., Pysker L., Ratio O. Navigating the fifth dimension: innovative interface for multidimensional multimodality image navigation. *Radiographics* 26(1): 299-308; 2006.
53. Hoffaman E.A., Chon D. Computed tomography studies of lung ventilation and perfusion. *Proc. Am. Torca. Soc.* 2(6): 492-8,506; 2005.
54. Reeder S.B., Du Y.P., Lima J.A., Bluemke D.A. Advanced cardiac MR imaging of ischemic heart disease. *Radiographics* 21(4):1047-74; 2001.
55. Lee S.K., Kim D.I., Kim J., et al. Diffusion-tensor MR imaging and fiber tractography: a new method of describing aberrant fiber connections in developmental CNS anomalies. *Radiographics* 2005
56. Boring C.C., Squires S.S., Tong T. Lung cancer. *Cancer J. Clin.* 42: 19-38; 1992.
57. Reiner B.I., Siegel E.L. Technologists' productivity when using PACS: Comparison of Film-Based Versus Filmless Radiography. *Am. J. Roentgenol.* 179:33-37; 2002.
58. Reiner B.I., Siegel E.L., Hooper F.J., Pomeranz S., Dahlke A. and Rallis D. Radiologists' Productivity in the Interpretation of CT Scans. A Comparison of PACS with conventional Film. *Am. J. Roentgenol.* 176: 861-864; 2001.
59. Reiner B.I., Siegel E.L., Hooper F.J., Siddiqui K.M., Musk A., Walker L., Chacko A. Multi-institutional Analysis of Computed and Direct Radiography. Part I. Technologist Productivity. *Radiology* 236: 413-419; 2005.
60. Reiner B.I., Salkever D., Siegel E.L., Hooper F.J., Siddiqui K.M., Musk A. Multi-institutional Analysis of Computed and Direct Radiography. Part II. Economic Analysis. *Radiology* 236: 420-426; 2005.
61. Reiner B.I., Siegel E.L., Hooper F.J. Accuracy of Interpretation of CT Scans: Comparing PACS Monitor Displays and Hard-Copy Images. *Am. J. Roentgenol.* 179: 1407-1410; 2002.
62. Wagner S.C., Morrison W.B., Carrino J.A., Schweitzer M.E., Nothnangel H. PACS: Effect on reporting of incidental findings. *Radiology* 225: 500-505; 2002.
63. Kundel H.L., Polansky M., Dalinka M.K. et al. Reliability of Soft-Copy Versus Hard-Copy Interpretation of Emergency Department Radiographs. *Am. J. Roentgenol.* 177: 525-528; 2001.
64. Johnson C.D. Hard- versus Soft-Copy Interpretation. Editorial. *Radiology* 227: 629-630; 2003.
65. Redfern R.O., Langlotz C.P., Abbuhl S.B., Polanski M., Horii S.C., Kundel H.L. The effect of PACS on the time required for technologists to produce radiographic images in the emergency department radiology suite. *J. Digit. Imaging* 15:153-160; 2002.
66. Grenier P., Chevret S., Beigelman C., et al. Chronic diffuse infiltrative lung disease: determination of the diagnostic value of clinical data, chest radiography, and CT with Bayesian analysis. *Radiology* 1994:383-390; 1994.

# Sistemas digitales de adquisición de imágenes radiográficas.

## Características y Control de Calidad

Ricardo Torres Cabrera, Ignacio Hernando González

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica.  
Hospital Universitario Río Hortega, Valladolid

### RESUMEN

Las especiales características de los sistemas de radiografía digital hacen que el control de calidad de los mismos adquiera incluso mayor importancia que en los sistemas convencionales de película-pantalla. Sus diferencias con la imagen analógica en términos de rango dinámico y resolución espacial y de contraste, junto a las posibilidades de post-procesado de los datos obtenidos, hacen necesario mantener en un nivel óptimo la calidad de las imágenes clínicas.

La revisión 1 del Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico incluye un capítulo dedicado al control de calidad de estos sistemas digitales de adquisición de imágenes radiográficas. En este trabajo se describen los distintos parámetros de este control de calidad. Se apuntan además algunas de las dificultades a las que se tienen que hacer frente al realizar el mismo (ausencia de valores de tolerancia, acceso a las imágenes sin procesar y a información de las mismas, necesidad de utilizar maniqués antropomórficos, etc.), así como los aspectos más relevantes de las diferencias con los sistemas analógicos.

### INTRODUCCIÓN

Como consecuencia del imparable desarrollo que en estos últimos años se está observando en el campo de la comunicación, redes informáticas y sistemas de archivo, la idea del Servicio de Radiología digital o sin película cada vez parece estar más cerca. Evidentemente un primer paso en este objetivo es la disponibilidad de sistemas digitales de adquisición de imágenes

que puedan competir con el modelo tradicional de combinación película-pantalla. La idea de radiografía digital se refiere a un amplio conjunto de sistemas de adquisición, tratamiento, procesamiento, transmisión, archivo y visualización de información radiológica. Aunque uno de los productos finales, no el único, de estos sistemas está constituido por imágenes similares a las que se obtienen en la radiografía convencional, la formación y los com-

ponentes de tales imágenes presentan características particulares que afectan tanto a su aspecto como al contenido de información y a la presentación de ésta.

La principal ventaja de la radiología digital, al margen de otras accesorias aunque importantes, tiene que ver probablemente con las posibilidades que ofrece de gestionar la información de manera flexible, rápida y eficaz y, por ello, es normal que se preste especial

### ABSTRACT

Due to its special characteristics, quality control in digital radiographic systems is very important, even more than in conventional film-screen systems. Differences between digital and analogical images, in terms of dynamic range, spatial and contrast resolution, and the flexibility of data post-processing, require some actions to maintain clinical images in an optimum quality level.

Revision 1 of the Spanish Protocol of Quality Control in Diagnostic Radiology includes a chapter dedicated to the quality control of these digital systems for the acquisition of radiographic images. In this paper the different parameters for quality control procedures are described. Also some difficulties to be concerned about (absence of levels of tolerance, access to the raw-data images and related information, availability of use of anthropomorphic phantoms, etc.) are noted, as well as the most significant aspects of the differences in relation to the analogical systems.



atención a los sistemas de tratamiento, transmisión, archivo, distribución y visualización de imágenes. No debe perderse de vista, sin embargo, que todas esas posibilidades se basan en la existencia previa de una imagen en formato digital, adquirida normalmente mediante elementos y detectores de radiación que tienen un comportamiento diferente del de la película radiográfica clásica. Por ello, las propiedades y características de las imágenes digitales también son distintas de las imágenes analógicas convencionales.

Las especiales características de las imágenes digitales afectan al contenido de información diagnóstica presente en ellas, con ventajas y también con limitaciones respecto de la situación bien conocida de los sistemas analógicos convencionales [1]. En estas líneas se pretende apuntar algunos de los aspectos más relevantes de esas diferencias y llamar la atención sobre la necesidad de controlar la calidad para garantizar que las imágenes sobre las que se establecen los diagnósticos se mantienen en niveles óptimos.

La inherente complejidad de los sistemas de radiografía digital demanda una formación adicional, inicial y continuada, de técnicos, radiólogos, y físicos. El considerable número de parámetros que pueden ser modificados, el uso inapropiado de los menús o programas del equipo, de los sistemas de pre y postprocesado, la posibilidad de funcionamiento incorrecto del hardware o del software, las averías en el detector, el excesivo ruido cuántico, y los problemas con la impresora o el monitor de diagnóstico pueden ser el origen de una pérdida de la calidad de imagen obtenida. Además esa pérdida de calidad puede no ser evidente e incluso pasar desapercibida a ojos del

especialista médico debido a los propios sistemas de mejora de visualización del equipo. Por ello el control de calidad de imagen requiere todavía mayor importancia si cabe que en los sistemas convencionales de placa-pantalla [2]. Por otra parte el amplio rango dinámico de estos sistemas puede producir un aumento injustificado de la dosis a pacientes, que debe ser periódicamente evaluada para detectar desviaciones en la misma.

### **IMAGEN ANALÓGICA E IMAGEN DIGITAL. SISTEMAS DE ADQUISICIÓN**

A lo largo de un siglo, las imágenes estáticas empleadas para el radiodiagnóstico se han venido obteniendo mediante la utilización de las notables propiedades de las emulsiones fotográficas. Tal procedimiento consiste en que el haz de rayos X, atenuado por las diferentes estructuras anatómicas de un paciente, alcanza la placa radiográfica, casi siempre no de manera directa sino previa una interacción con las llamadas pantallas de refuerzo, en las cuales los fotones de alta energía se transforman en otros de longitud de onda mayor (visible o ultravioleta). Las emulsiones depositadas sobre dicha placa radiográfica, con propiedades muy peculiares, actúan como un detector de radiación, que tras el revelado da lugar a la radiografía clásica. Cabe decir que a lo largo de muchas décadas, el desarrollo y continuo perfeccionamiento han dado lugar a películas radiográficas extraordinariamente adaptadas y optimizadas para las necesidades del radiodiagnóstico.

A principios de los años 80 del siglo XX hicieron su aparición los primeros sistemas de obtención de imágenes di-

gitales de transmisión simple, similares a los de la radiografía convencional. Estos sistemas estaban basados en detectores que, por un lado, producen una imagen no continua sino constituida por pequeños elementos separados (píxeles), y por otro, presentan una respuesta a la radiación no sigmoidea como la curva característica de la placa tradicional sino esencialmente lineal en un amplio intervalo de exposiciones. A pesar de sus más de veinte años de existencia es ahora, cuando la posibilidad de enviar, almacenar o acceder a imágenes de varios MB se ha convertido en un proceso suficientemente rápido, el momento en el que se están instalando un número relativamente grande de estos sistemas en nuestro país. Aunque cada detector digital tiene sus propias características, existen una serie de puntos comunes que los diferencian de los sistemas convencionales:

#### **• Latitud**

El intervalo de exposiciones al que responde cualquier detector digital es muchísimo mayor (de entre 4 y 5 órdenes de magnitud) que cualquier combinación posible película-pantalla. Por ello la información contenida en cualquier imagen es superior. Además el sistema puede usarse en un margen amplio de exposiciones lo que lo convierte en extremadamente útil en aquellas exploraciones en las que es difícil controlar la exposición (radiografía con equipos portátiles, radiología pediátrica). Por esa razón suele aceptarse que, mediante un procesado adecuado de la imagen, es posible reducir de manera radical las repeticiones de placas, inevitables con un sistema convencional.

### • **Dosis**

La dosis necesaria en cualquier sistema radiográfico depende de la capacidad del mismo de absorber y convertir los rayos X incidentes en una señal útil (densidad óptica, corriente eléctrica, etc.). Los sistemas de radiografía digital no son, en principio, sistemas que requieran menos dosis que la combinación película-pantalla. De hecho, algunas combinaciones de película-pantalla necesitan dosis relativamente muy bajas debido a su alta eficiencia en la absorción de rayos X. En todo caso, cada combinación película-pantalla impone un límite inferior y otro superior a las dosis que pueden utilizarse en una determinada exploración. En el caso de los sistemas digitales el límite inferior de dosis no está determinado por el detector, sino por el ruido que el radiólogo esté dispuesto a aceptar en la imagen. No debe olvidarse que al reducir la dosis, el moteado cuántico se incrementa. Por otra parte, y en lo que se refiere al límite superior de dosis, hay un aspecto relevante determinado por el amplio rango dinámico que presenta un sistema digital. En la radiografía convencional el indicador primario de utilización de una técnica incorrecta es la propia radiografía, que en tales casos resulta subexpuesta o sobreexpuesta. Sin embargo este indicador no es significativo en los sistemas de radiografía digital debido a la eualización de la densidad que todos ellos realizan, con lo que una sobrexposición no tiene por qué invalidar la imagen obtenida. Antes bien, si no se llega al límite del rango dinámico del sistema, la imagen puede tener por lo menos el mismo contenido de información e incluso un mejor aspecto visual debido a la disminución del moteado o ruido cuántico.

### • **Calidad de imagen**

La propia naturaleza digital del proceso de lectura de los detectores digitales produce una limitación en la función de transferencia de modulación: la reducción de la imagen a un cierto número de píxeles de mayor o menor tamaño limita la frecuencia espacial máxima que el sistema puede reproducir. A cambio, y en lo que se refiere estrictamente a la calidad de la imagen, un sistema digital tiene ciertas ventajas sobre un sistema convencional, como son:

- Las posibilidades de post-procesado de la imagen: debido a que los procesos de captura y visualización son independientes es posible manipular la imagen para optimizar la obtención de información a partir de los datos obtenidos (realce de bordes, variación de la relación densidad-contraste, ...)

- La amplia latitud del sistema, que permite una excelente visualización tanto de los tejidos blandos como de los huesos en la misma imagen.

- La superior resolución de contraste, que puede compensar en muchos casos la pérdida de resolución espacial.

Además, los sistemas digitales tienen ventajas intrínsecas, que van más allá de lo relacionado con la calidad de la imagen y con la dosis necesaria para obtenerla:

- El almacenamiento de la información se hace menos costoso y mucho más seguro por la posibilidad de duplicarla en soportes redundantes.

- La accesibilidad a esa información mejora de manera radical, posibilita la transmisión a muy alta velocidad y hace viables aplicaciones de telerradiología y telemedicina.

- La posibilidad de asociar la imagen radiológica al informe y a la información clínica y demográfica permite una integración imposible por otros medios.

- La supervisión y la auditoría de los sistemas se hacen más sencillas, así como su explotación por medios automáticos.

- El diagnóstico asistido por ordenador (CAD) también es otro elemento de mejora con grandes posibilidades de futuro [3,4].

Se han desarrollado diferentes tipos de dispositivos para la adquisición de imágenes radiográficas digitales [5]. Sin embargo, en la actualidad hay dos de ellos que dominan claramente el mercado, sin que sea previsible que tal circunstancia vaya a cambiar a corto plazo. Tales dispositivos han dado lugar a dos grandes grupos de sistemas de radiografía digital:

- Sistemas de radiografía computarizada, basados en fósforos fotoluminiscentes

- Sistemas de radiografía directa, basados en paneles planos

Existen otros sistemas, por ejemplo los que utilizan CCD's para la obtención de imágenes, que juegan un papel destacado en la actualidad en muchos equipos de fluorografía pero que no parece puedan extenderse a la radiografía simple convencional, así como otros de carácter más experimental.

Aunque no es misión de este trabajo ahondar en las características de estos sistemas, sí merece la pena destacar algunas de sus ventajas y limitaciones. La radiografía computarizada hace posible la obtención de imágenes digitales pero permite también, si se desea,



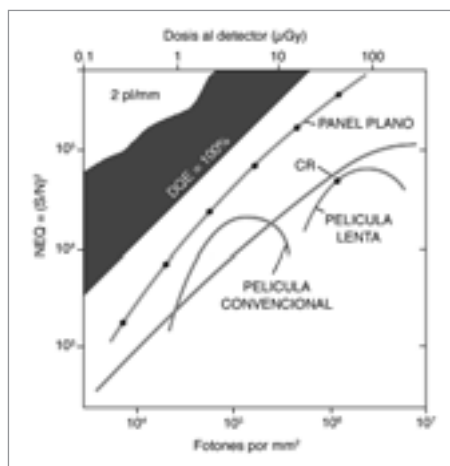


Figura 1.- Comparación de la respuesta de un detector plano, un CR y una pareja de combinaciones película-pantalla expresada en términos de la relación señal-ruido en función de la intensidad de la señal que llega al detector. La línea recta corresponde a un detector ideal con DQE=100%. Se observa que los sistemas película-pantalla pueden tener un comportamiento incluso mejor que los CR pero sólo en un intervalo estrecho de exposiciones.

mantener un entorno de trabajo esencialmente idéntico al de la radiología clásica, ya que no es necesario sustituir los equipos convencionales de rayos X, lo que facilita los procesos de adaptación. Por el contrario se mantiene el paso intermedio del "revelado" entre la adquisición y la lectura de la imagen, convertido ahora en proceso de lectura en un lector láser. Los sistemas de paneles planos eliminan este paso intermedio. La imagen se obtiene directamente a partir de la interacción de los rayos X con un detector de características avanzadas. Los resultados de dicha interacción se transforman, inmediatamente, en señales eléctricas mediante una matriz activa de transistores de película fina (TFT's) que cubre toda la superficie del detector. Es decir, no hay ningún proceso externo al propio panel plano entre la interacción de la radiación y la obtención de una

imagen en formato digital. Estos sistemas por tanto hacen desaparecer los "chasis" y, con ello, permite construir un entorno puramente digital, reducen los tiempos muertos e incrementan potencialmente el rendimiento de salas y equipos. Además son más eficientes que los sistemas de película-pantalla y por tanto pueden suponer una reducción real de dosis a los pacientes. En la figura 1 se compara la relación señal-ruido de un panel plano, de un sistema CR y de una pareja de combinaciones película-pantalla. Cabe reseñar la mayor aproximación del primero a la situación ideal y el carácter limitado de los otros. Los sistemas de fósforos fotoluminiscentes suelen tener una DQE más próxima a la de las películas convencionales, sin duda mayor fuera del intervalo de utilización de estas últimas, pero no necesariamente superior dentro de dicho intervalo.

### PARÁMETROS DEL CONTROL DE CALIDAD

En los sistemas digitales el control de calidad de la imagen se hace mucho más necesario que en los convencionales. Como se muestra en la figura 2, la respuesta de un detector digital, a diferencia del carácter sigmoideo de la película tradicional, es esencialmente lineal, en un amplio intervalo de exposiciones. Ello exige un inevitable postprocesado, anterior a la presentación de la imagen en un monitor o en una placa impresa. Dicho postprocesado supone una transformación considerable de los datos originales, transformación que varía lógicamente de fabricante a fabricante. Como se dice, es necesario para dar a la imagen un aspecto similar en cierto modo al tradicional, pero se aprovecha para incluir filtros diversos de realce de bordes, de reducción de ruido, de incre-

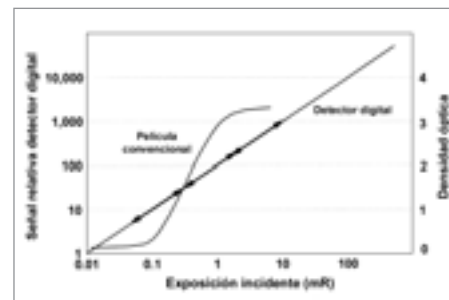


Figura 2.- Comparación de la respuesta a la radiación de una película radiográfica convencional (curva característica) y de un detector digital.

mento local de contraste y de mejora general de la imagen.

Los resultados de ese postprocesado pueden ser variables, en función de las técnicas que se empleen. Además la calidad está intrínsecamente relacionada con la dosis y esa relación precisa un análisis caso por caso. En los sistemas digitales es posible mejorar la relación señal-ruido aumentando la dosis. Ciertamente, tal situación sería similar en los sistemas de película-pantalla si no fuera porque la propia latitud de éstos impide aumentar en la práctica las exposiciones. Tal circunstancia debe tenerse en cuenta puesto que, en los sistemas digitales, va a resultar mucho más crítico el compromiso entre dosis y calidad de imagen.

Los tres elementos básicos de ese control de calidad son los siguientes:

- Seguimiento de las imágenes clínicas
- Análisis de artefactos
- Utilización de maniquies (phantoms)

Se debe prestar atención a la calidad inicial de las imágenes clínicas más representativas y se debe seguir su evolución posterior, con atención a cualquier signo de degradación o a la aparición de artefactos.

En cuanto a los maniqués de control de calidad, la tecnología digital, debido a la utilización de algoritmos de postprocesado distintos para cada tipo de exploración y de proyección, exige el empleo de algunos clásicos pero también de otros antropomórficos que se adapten a los modos de obtención real de las imágenes. En la figura 3 se muestra un ejemplo de maniqué antropomórfico que simula las estructuras anatómicas del tórax (Nuclear Associates 07-646). Dicho maniqué incluye objetos de test en las distintas regiones del tórax (pulmonar, cardíaca y subdiafragmática) para determinar el umbral de bajo contraste en función del tamaño (contrast detail), así como la densidad óptica (en placa) o la luminancia (en monitor) de las tres regiones. Incluye además un test de pares de líneas para la resolución espacial de alto contraste y una rejilla de 8 líneas/cm sobre toda la superficie para medidas de linealidad espacial.

Si se aplican consistentemente todos estos métodos de control, puede asegurarse que la radiología digital no solo ofrecerá las ventajas evidentes asociadas a las posibilidades de procesado, almacenamiento, distribución y visualización propias, sino que asegurará una calidad óptima en lo que a la imagen se refiere.

La revisión 1 del Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico [6] incluye un capítulo dedicado al control de calidad de estos sistemas digitales de adquisición de imágenes radiográficas, en parte basado en los protocolos de la Sociedad Americana de Físicos Médicos (AAPM) [7]. Una de las dificultades de aplicar este protocolo en la práctica es la ausencia en muchos de estos parámetros de valores de tolerancia, en parte por

falta de experiencia propia, y en parte también por la multiplicidad de sistemas y fabricantes, cada uno de los cuales aplica valores distintos a los que, en muchos casos, resulta prácticamente imposible acceder.

Como puede entenderse fácilmente el control de calidad de un sistema digital de adquisición de imágenes debe depender en primer lugar del tipo de sistema de que estemos hablando. Es evidente que pueden existir determinados parámetros cuyo control sea crítico en un detector pero que sin embargo no tengan sentido en otro o en todo caso no sean susceptibles de desviarse fuera de tolerancias.

• **Medida de la dosis por imagen. Ajuste del exposímetro automático**

La medida de la dosis por imagen con los protocolos o programas propios del equipo y con el sistema de exposimetría automática es un parámetro fundamental. Como ya se ha indicado anteriormente, en la radiografía convencional el indicador primario de utilización de una técnica incorrecta es la propia radiografía, que puede obtenerse o bien muy clara o bien sobreexpuesta. Sin embargo este indicador no es válido con los sistemas de radiografía digital debido a la ecualización de la densidad que todos ellos realizan. De hecho en estos sistemas una sobrexposición puede no bajar la calidad de imagen, más bien al contrario. Si no se llega al límite del rango dinámico del sistema la imagen tendrá una mejor calidad debido a la disminución del moteado o ruido cuántico. Por este motivo la tendencia natural, si no se controla de alguna manera, en un equipo de radiografía digital será subir los paráme-

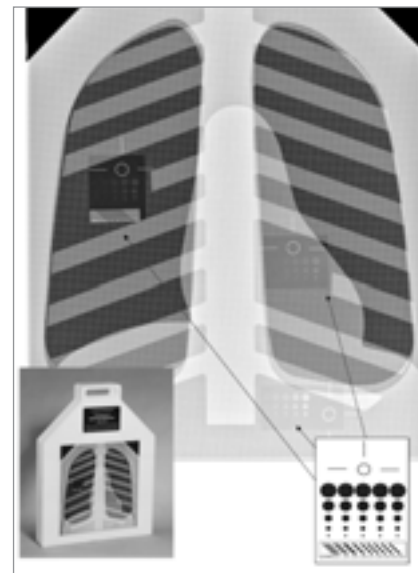


Figura 3.- Ejemplo de un maniquí antropomórfico de tórax e imagen resultante.

tros de disparo y también la dosis a los pacientes injustificadamente.

Es necesaria entonces una buena formación de los operadores para evitar un aumento significativo de la dosis suministrada a la población. Asimismo debe insistirse en la necesidad de que todos estos equipos dispongan de exposimetría automática correctamente ajustada de modo que las dosis puedan ser similares a las obtenidas con un sistema convencional de placa-pantalla de sensibilidad 200-400. Deben realizarse verificaciones periódicas y relativamente frecuentes del sistema de exposimetría automática ya que un desajuste del mismo no sería detectado en la imagen. Este control de calidad del sistema de exposimetría ya no debe hacerse en valores de densidad óptica sino en valores de exposición al detector digital [8].

Además y en cualquier caso, los datos demográficos de la imagen deberían ir acompañados siempre del factor de exposición o sensibilidad en el



caso de los equipos de radiografía computarizada (promedio de los valores de píxel de la imagen) o de la dosis al paciente, medida con una cámara de transmisión o calculada a partir de los datos de rendimiento, en el caso de los paneles planos, con el fin de detectar aquellas radiografías que han sido realizadas con un valor injustificablemente alto de dosis a pacientes. Uno de los problemas al que se enfrenta el radiofísico es la traducción de estos factores o índices de exposición que cada fabricante define de distinta manera a valores concretos de dosis [9]. Debe comprobarse además que los valores que dan estos factores de exposición son los adecuados y se corresponden realmente con la dosis recibida por el detector. Ya existen recomendaciones internacionales para uniformizar todos estos valores en un único índice universal para todos los sistemas, que podría ser similar a la sensibilidad definida para los sistemas analógicos de película-pantalla [10].

#### • **Control de calidad en equipos de radiografía computarizada**

*Inspección visual, identificación y limpieza de fósforos y chasis*

Es esencial implantar un sistema de identificación de chasis, mediante etiquetas o inscripciones con códigos o similares. Es igualmente recomendable que dicha identificación conste en el propio sistema, de forma que en las imágenes aparezca el código del chasis con las que han sido expuestas. Igualmente deberá vigilarse que en el exterior del chasis conste siempre visible el modelo, tipo y número de identificación del fósforo del interior y si se cam-

bia la placa de fósforo se deberá cambiar también la identificación externa.

*Artefactos sin exposición de los fósforos*

Deberá borrarse cada fósforo (con el ciclo de borrado del lector) y a continuación realizar una lectura del mismo en el lector del CR. La imagen obtenida deberá estar libre de artefactos, y ser uniforme.

*Hermeticidad de los chasis*

Este parámetro posiblemente sea candidato a eliminarse de las pruebas, ya que hasta la fecha no parece que pueda ser un problema. El procedimiento puede consistir en dejar chasis irradiados de manera uniforme en exposición a iluminación intensa durante unos pocos minutos y leerlos posteriormente, comprobando visualmente el borrado de la imagen por los bordes.

*Efectividad del ciclo de borrado de los fósforos*

Se realiza una exposición sobre un chasis parcialmente cubierto con la lámina de plomo y se somete a un ciclo de lectura completo. Una vez que se extrae el chasis del lector se vuelve a impresionar sin la lámina de plomo y se somete a un nuevo ciclo de lectura para comprobar que no queda ningún rastro visible de la imagen previa.

*Desvanecimiento de la imagen latente*

La medida de este parámetro es muy importante cuando se tarda un cierto tiempo entre la exposición del chasis y su posterior lectura (por ejemplo en el caso de la radiografía realizada en equipos portátiles). Para ello se realizan dos exposiciones iguales sobre un mismo chasis pero se modifica el tiempo desde que se realiza la exposición

hasta que se lee el fósforo (por ejemplo 5 minutos en la primera exposición y 30 minutos en la segunda). No deberían observarse pérdidas importantes en los valores de píxel ni un aumento significativo del ruido.

*Linealidad espacial*

Con este parámetro se pretende comprobar la integridad del barrido del haz láser en la lectura de un fósforo. Para ello se puede colocar sobre un chasis un maniquí de contacto cartulina-película. Se realiza una exposición del chasis y se observa cuidadosamente en la imagen obtenida si no existen pequeños desplazamientos entre líneas que hagan perder la uniformidad espacial.

#### • **Control de calidad en equipos de radiografía directa**

*Remanencia de la imagen previa*

El objeto de esta prueba es detectar posibles residuos de una imagen previa en la imagen actual. Para realizar esta prueba se puede seguir el procedimiento efectuado con el ciclo de borrado de los CR. Está documentado [11] que el selenio presenta una cierta remanencia si se adquieren dos imágenes muy seguidas (por ejemplo una PA y una lateral de tórax).

#### • **Control de calidad común a ambos sistemas (CR y DR)**

Los parámetros descritos a continuación son comunes a los dos tipos de sistemas digitales de registro.

*Linealidad del sistema, sensibilidad o respuesta sensitométrica*

El objeto de la medida de este parámetro es comprobar la relación entre dosis y valor de píxel en todo el rango dinámico del detector o por lo menos

en varios órdenes de magnitud de la exposición (véase la figura 4). Se deben obtener imágenes con distinto valor de píxel y distinto nivel de ruido conforme se aumenta la exposición.

Para la realización de esta prueba se realizan cinco exposiciones con cargas de disparo variables (por ejemplo 1 mAs, 5 mAs, 10 mAs, 50 mAs y 100 mAs, respectivamente). Con una cámara de ionización o detector debería medirse la exposición a la entrada del detector y el valor de píxel debería mantener una relación lineal o logarítmica con la carga, según especifique el fabricante. El ruido debería variar de manera inversamente proporcional a la exposición.

*Uniformidad de la imagen*

En esta prueba deberá comprobarse por una parte que la respuesta de un detector es homogénea y consistente en toda su superficie y, por otra parte que en el caso de los equipos de radiografía computarizada, todas las pantallas de la instalación dan una respuesta uniforme. Deberá medirse el valor de píxel en las imágenes sin procesar (raw-data) si es posible o alternativamente la densidad óptica en el centro de la placa y en el centro de los cuatro cuadrantes para determinar la uniformidad intradetector y repetir esto mismo con el resto de detectores de la instalación.

*Tamaño de campo y exactitud geométrica*

Se deberá comprobar que el tamaño nominal del detector coincide con el realmente visualizado en el monitor o en la película obtenida. En los casos en que exista un cambio de escala sería recomendable que figurara el valor de la escala con la imagen. Debería medirse

también el tamaño de píxel y comprobarse la linealidad espacial del sistema.

*DQE - Relación señal-ruido*

La eficiencia de detección cuántica (DQE) de un receptor de imagen de rayos X es una medida de su eficiencia en detectar los rayos X frente a un detector ideal que, por definición, tenga una eficiencia de absorción del 100% y no añada nada de ruido en el proceso de detección y conversión de la señal. DQE se define comúnmente como:

$$DQE = \left[ \frac{SNR_{out}}{SNR_{in}} \right]^2 \quad (1)$$

Donde  $SNR_{in}$  es la relación señal-ruido de la radiación incidente en el receptor de imagen y  $SNR_{out}$  es la relación señal-ruido de la señal de salida. DQE es también una medida de la eficiencia de la dosis en el receptor de imagen. Esto es, para conseguir el mismo nivel de ruido en un detector con una DQE del 50% se requerirá la mitad de la fluencia de fotones (y de dosis al paciente por tanto) que la que se necesitaría con un sensor con una DQE del 25%.

La DQE es una función difícil de medir que depende de la frecuencia espacial de la información y de la intensidad de ésta (es decir, de la dosis). La DQE es un parámetro clave en radiología digital y, muy en particular, en su comparación con las características de la radiología analógica convencional con película. Para calcular la DQE de un sistema debe tenerse en cuenta que:

$$(SNR)_{out}^2 = \frac{MTF^2}{W_{\Delta E/E}} \quad (2)$$

Donde  $W_{\Delta E/E}$  es el espectro de potencias de ruido normalizado, también

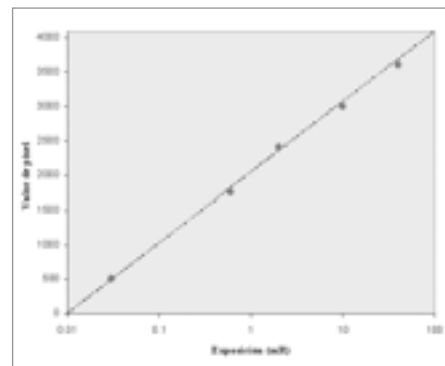


Figura 4.- Relación lineal entre dosis y valor de píxel para un detector digital.

conocido como espectro de Wiener, y MTF es la función de transferencia de modulación. Así, es posible obtener la DQE a partir de los valores del espectro de ruido y de la MTF. El método es laborioso y precisa lógicamente de poder disponer de los valores en bruto (sin procesar) de los píxeles de la imagen [12]. Para que este tipo de cálculos sea viable en un control de calidad periódico es necesario que se desarrollen y estandaricen sistemas automáticos [9, 13].

Mientras no sea posible estimar la DQE de manera simple puede recurrirse a medir la relación señal-ruido (o relación entre la desviación estándar y el valor medio) para varias imágenes sucesivas obtenidas con diferentes dosis (las imágenes obtenidas para evaluar la linealidad del sistema podrían valer). Otra posibilidad es recurrir a medidas subjetivas como puede ser la determinación del umbral de sensibilidad contraste-tamaño del detalle.

*Umbral de sensibilidad contraste-tamaño del detalle*

Esta prueba podría hacerse con objetos de test del tipo de los utilizados para fluoroscopia pero adaptados a la

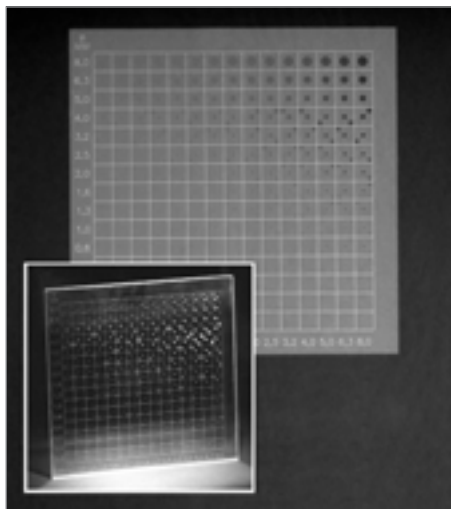


Figura 5.- Maniquí de contraste-tamaño para un detector digital e imagen resultante.

resolución y calidad de imagen que pueden llegar a alcanzar los detectores digitales, que debe ser muy superior a la de una cadena de imagen fluoroscópica. Un ejemplo de este tipo de maniquí es el denominado CDRAD (Nuclear Associates 07-646, Artinis CDRAD 2.0, Artinis CDMAM 3.4 para mamografía) que se muestra en la figura 5.

Estos tests pueden servir como pruebas de constancia del sistema siempre y cuando se realicen con la misma técnica, dosis de entrada al detector y con los mismos algoritmos de procesado y visualización de la imagen. No debe olvidarse que este tipo de pruebas son subjetivas y que dependen fuertemente del observador, por lo que deberían realizarlas varios observadores experimentados. Para evitar la influencia del observador en los resultados existen ya programas comerciales que permiten una evaluación cuantitativa de las imágenes obtenidas con estos maniqués [14].

Existe también la posibilidad de recurrir a medidas cuantitativas como la estimación de la relación contraste-ruido.

Para ello se realizan exposiciones consecutivas con la misma técnica radiográfica con 1 mm Cu, 1mm Cu+0.1 mm Al, 1 mm Cu+0.5 mm Al y 1mm Cu+1 mm Al. Para las tres últimas exposiciones se obtiene el valor medio de píxel en la zona central de la imagen y se resta el correspondiente de la primera. El cociente de este valor con la desviación estándar obtenida da cuenta de la relación contraste-ruido.

*Límite de resolución de alto contraste (o medida de la MTF). Uniformidad de la resolución*

El límite de resolución de alto contraste está limitado por el tamaño de píxel. No debe olvidarse, sin embargo, que debido al postprocesado puede mejorarse la visualización de aquellas frecuencias espaciales que el sistema es capaz de resolver. Por otra parte los errores de visualización de aquellas imágenes pueden afectar también a la resolución espacial, especialmente cuando una imagen de por ejemplo 2000 \* 2500 píxeles se quiere visualizar en un monitor de algo más de 1000 \* 1000. Ahora bien si se amplifica la imagen hasta el límite de resolución intrínseco el monitor dejará de ser el factor limitante.

Un análisis objetivo de la MTF del sistema podría llevarse a cabo con la utilización de un borde o slit, y el correspondiente análisis de los datos. No obstante con los patrones de resolución espacial típicamente utilizados (tests de barras) puede resultar suficiente para la verificación de una apropiada resolución espacial y su constancia con el tiempo. Hay que tener en cuenta, no obstante, que en este tipo de maniqués formados por conjuntos de unos pocos pares de líneas para cada valor de resolución, es posible que el límite de resolución aparentemente estimado sea

mayor que el real del sistema [15]. En la figura 6 puede verse un ejemplo de este problema, conocido por su denominación inglesa "aliasing".

Debe comprobarse además que el detector resuelve las mismas frecuencias espaciales sobre toda su superficie, repitiendo estas medidas en los cuatro cuadrantes.

*Artefactos en la imagen*

La aparición de artefactos en la imagen puede tener distintos orígenes para cada tipo de detector digital. Artefactos típicos pueden ser debidos a suciedad, rayado del detector o incluso a remanencia de imágenes previas. Otros artefactos pueden ser debidos a defectos en el sistema (por ejemplo en el barrido del haz láser en un lector de un CR, o en determinados píxeles que tengan sus TFT fuera de servicio en un panel plano). Existen también artefactos de "software" debidos a una selección impropia de los menús de procesado que resulta en una incorrecta normalización del histograma, rango dinámico y densidad.

## **NOTAS AL CONTROL DE CALIDAD**

Aunque el control de calidad en los sistemas digitales es aún más necesario que en los convencionales como se ha visto anteriormente, existen problemas nuevos que pueden dificultar en gran medida la evaluación final del sistema. En primer lugar muchos de los sistemas son cerrados y el usuario final sólo tiene acceso a las imágenes procesadas y a pocas herramientas de software, de las necesarias para realizar las medidas descritas en este trabajo. En muchas ocasiones es necesaria la cooperación del servicio técnico

del equipo para acceder a las imágenes raw-data (sin procesar) e incluso en ocasiones ni de este modo es posible. En ocasiones también existen problemas insalvables para poder obtener las imágenes DICOM de las medidas realizadas en un soporte tipo CD para manipularlas y cuantificarlas con programas propios o comerciales.

A ello se unen los problemas ya expuestos de acceder a información de los sistemas desconocida en gran medida y muy poco documentada: cómo se define el factor de exposición de determinado detector y cómo lo calcula el sistema, cómo es la relación entre valor de pixel y dosis en las imágenes raw-data, etc.; y a la obtención de programas de software, comerciales o no, para la obtención de resultados cuantitativos reproducibles y comparables, y que permitan realizar los cálculos más laboriosos. Por ello en la práctica es necesario recurrir a verificaciones subjetivas, como en el caso de la resolución espacial y el umbral de sensibilidad contraste-tamaño del detalle, teniendo en cuenta además que no existen valores de tolerancia aplicables, salvo los que se haya impuesto a sí mismo el propio fabricante. En estas condiciones el control de calidad de un sistema de los aquí descritos puede resultar excesivamente frustrante en cuanto a tiempo dedicado y resultados obtenidos.

La gran mayoría de los fabricantes dispone de sistemas automáticos de evaluación de la calidad de imagen, resolución espacial, relación señal-ruido, uniformidad, etc., que en unos casos se distribuyen de manera automática con el equipo y en otros hay que adquirirlos de manera separada. Es muy recomendable disponer de estos maniqués y programas que facilitan de

manera extraordinaria el control de calidad periódico y permiten realizar un seguimiento cuantitativo de las características y propiedades del equipo.

Por último debe recordarse que en los sistemas digitales el procesado de la imagen, el análisis del histograma, su normalización y la aplicación de la correspondiente curva de grises (LUT, "look-up table") depende estrechamente de la anatomía del paciente y debe optimizarse para cada tipo de exploración. En muchos casos los parámetros que por defecto trae el sistema no son lo suficientemente adecuados y es necesario que el suministrador los modifique. Es útil en estos casos una estrecha colaboración con el radiólogo para ajustar estos algoritmos a las distintas exploraciones y optimizar la visualización de las imágenes clínicas. Aunque aquí se ha abordado el control de calidad del sistema de detección de la imagen, para que su visualización sea la adecuada es necesario igualmente realizar el control de calidad periódica de los sistemas de visualización, monitores e impresoras, de acuerdo igualmente con el Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico [6].

**BIBLIOGRAFÍA**

1. Hernando I., Torres R. Características, ventajas y limitaciones de los sistemas de adquisición digital de imágenes radiográficas. I+S. 45:45-53; 2004.
2. Shepard S.J. Radiographic techniques and problems. Advances in Digital Radiography: RSNA Categorical Course in Diagnostic Radiology Physics 153-161; 2003.
3. Doi K. Computer-aided diagnosis in digital chest radiography. Advances in Digital Radiography: RSNA Categorical Course in Diagnostic Radiology Physics 227-236; 2003.
4. Ulissey M.J. Clinical use of computer-aided detection in mammography. Advances in Digital Radiography: RSNA Categorical Course in Diagnostic Radiology Physics 237-241; 2003.
5. Yorkston J. Digital radiographic techno-

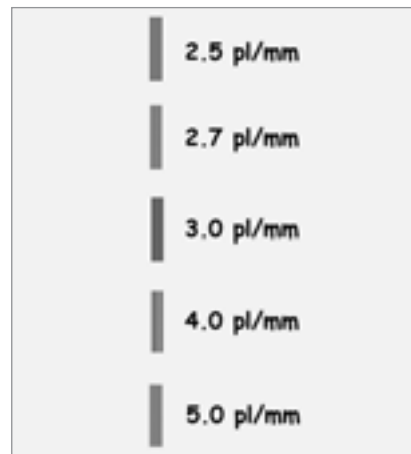


Figura 6.- Ilustración del "aliasing": imagen de distintas frecuencias espaciales adquiridas con un detector digital de 200 µm de tamaño de pixel (2,5 pl/mm de resolución espacial máxima).

- logy. Advances in Digital Radiography: RSNA Categorical Course in Diagnostic Radiology Physics 23-36; 2003.
6. SEFM-SEPR. Protocolo español de control de calidad en radiodiagnóstico, Aspectos técnicos. Revisión 1. 2002
7. AAPM Task group 10. Acceptance testing and quality control of photo-stimulable phosphor imaging systems. Draft document 2002
8. Willis C.E. Computed radiography: QA/QC. Practical Digital Imaging and PaCS. Medical Physics Monograph 28: 157-175; 1999.
9. Samei E. et al. Performance evaluation of computed radiography systems. Med. Phys. 28 (3): 361-371; 2001.
10. Van Metter R., Yorkston J. Proposal for a universal definition of speed for digital radiography. RSNA 2005.
11. Chotas et al. Memory artefact related to selenium-based digital radiography systems. Radiology 203: 881-883; 1997.
12. International Electrotechnical Commission, International Standard IEC 62220-1, "Medical electrical equipment - Characteristics of digital imaging devices - Part 1: Determination of the detective quantum efficiency", Ginebra, 2003.
13. González et al. Evaluación de las funciones MTF, NPS y DQE en un modelo de detector de panel plano. XV Congreso Nacional SEFM. Pamplona 2005.
14. Artinis Medical Systems. CDRAD Analyser. Catálogo comercial. 2003.
15. Yaffe M.J. Jong R.A. Image quality in digital mammography. Advances in Digital Radiography: RSNA Categorical Course in Diagnostic Radiology Physics 123-141; 2003.

# Auditoría en tiempo real de dosis a los pacientes y calidad de imagen en radiología digital

J.M. Fernández <sup>(1,2)</sup>, E. Vañó <sup>(1,2)</sup>, J.I. Ten <sup>(3)</sup>, C. Prieto <sup>(1)</sup>, D. Martínez <sup>(1)</sup>

(1) Servicio de Física Médica. Hospital Clínico San Carlos. Madrid.

(2) Departamento de Radiología. Universidad Complutense. Madrid.

(3) Servicio de Diagnóstico por Imagen. Hospital Clínico San Carlos. Madrid.

## RESUMEN

El presente trabajo describe un sistema de dosimetría a pacientes y evaluación de calidad de imagen en radiología digital en tiempo real. El sistema permite la auditoría de diferentes parámetros en función de la información contenida en la cabecera DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine) de cada modalidad. La auditoría de dosis a pacientes en exploraciones simples se realiza calculando y comparando los valores medios de dosis a la entrada del paciente con retrodispersión (DEP) de los últimos 30 pacientes, con valores de referencia locales y nacionales para cada tipo de exploración evaluada y equipo de rayos X. Los valores medios que excedan el valor de referencia provocan una señal de alarma que da lugar a una evaluación de parámetros técnicos y práctica operacional, utilizando los datos disponibles en la cabecera DICOM de las imágenes. Para el cálculo automático de la DEP se realiza una medida periódica del rendimiento de cada equipo de rayos X a diferentes tensiones (kVp). El sistema permite también auditar la calidad de la imagen relacionándola con la dosis impartida y las condiciones que hayan podido generar una señal de alarma. Finalmente se discuten los resultados y ventajas que proporciona este sistema de control de calidad en tiempo real.

## INTRODUCCIÓN

Los sistemas de radiología digital directa con panel plano (DR) y de radiografía computerizada con fósforos fotoestimulables (CR) pueden proporcionar imágenes de buena calidad dentro de un amplio rango de dosis. Contrariamente a la radiografía con cartulinas reforzadoras y películas radiográficas,

la sobreexposición no se manifiesta como un aumento de la densidad óptica; por tanto un incremento significativo de los niveles de radiación a los pacientes es posible, incluso durante periodos prolongados de tiempo, ya que pueden no ser detectados a menos que se realicen evaluaciones de dosis a los pacientes con frecuencia. La implementación de un sistema continuo de con-

trol de calidad es esencial para mejorar la protección del paciente con el ánimo de evitar sobre exposiciones. Por otro lado, este tipo de evaluaciones de dosimetría a pacientes y de calidad de imagen forman parte habitualmente de los programas de garantía de calidad (QA) en radiodiagnóstico [1].

## ABSTRACT

The present work describes an online patient dosimetry and an image quality audit system in digital radiology. The system allows auditing of different parameters depending on contents of DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine) header. For the patient dosimetry audit, current mean values of entrance surface dose (ESD) were compared with local and national reference values (RVs) for the specific examination type evaluated. Mean values exceeding the RV trigger an alarm signal and then an evaluation of the technical parameters, operational practice and image quality starts, using data available in the DICOM header to derive any abnormal settings or performance to obtain the image. The X-ray tube output for different kVp values is measured periodically, allowing for the automatic calculation of the ESD. The system also allows for image quality audit linking it with the dose imparted and other technical parameters if the alarm condition is produced. Results and advantages derived from this online quality control are discussed.

De acuerdo con la Comisión Internacional de Protección Radiológica (CIPR), las dosis medias al paciente para cada tipo de examen deberían ser comparadas con los niveles de referencia para procedimientos diagnósticos (DRLs). Los DRLs son definidos como niveles de dosis en la práctica médica para exploraciones típicas en grupos de pacientes de tamaño medio o maniqués estándar, para una amplia gama de equipos. Los DRLs no deberían superarse en procedimientos estándar y con una práctica médica normal [2]. La CIPR ha publicado varios informes recomendando la utilización de los DRLs [2,3]. La Comisión Europea también ha hecho referencia a los DRLs en la Directiva de Exposiciones Médicas y ha publicado una Guía de recomendaciones para su utilización [1,4]. Como criterio general, se indica que si las dosis a los pacientes están por encima de los DRLs, los posibles fallos en el equipamiento y la posible práctica inadecuada deberían ser investigados. España ha introducido los niveles de referencia de dosis a los pacientes en el Real Decreto 1976/1999, de 23 de diciembre, por el que se establecen los criterios de calidad en radiodiagnóstico.

En un trabajo previo [5] se ha descrito un sistema de monitorización de dosis a pacientes en CR que aprovechaba el hecho de que algunos equipos de rayos X convencionales incorporan la posibilidad de conectar ordenadores personales para recibir la información técnica (kVp, mAs y distancia foco detector) de las condiciones de exposición. Esta información se recoge en un "servidor" (cada minuto) a través de la red de datos del centro y se incorpora a una base de datos, realizando un cálculo de la DEP y del producto dosis por área (PDA) en cada exposición a cada paciente en base a la informa-

ción recibida y a los rendimientos evaluados en los controles de calidad periódicos realizados a los equipos de rayos X. La distancia foco piel se estima a partir de la distancia foco detector que transmite el equipo de rayos X y el espesor típico de paciente estimado según el tipo de exploración y proyección. La comparación de estos valores medios con los DRLs permite generar señales de alarma cuando éstos son superados, posibilitando que se tomen medidas correctoras. Este primer prototipo está en funcionamiento con carácter piloto en tres salas de radiología convencional con equipos Philips desde 1999, habiendo controlado y almacenando valores de dosis de más de 100.000 exploraciones.

A partir de esta experiencia, se ha desarrollado un segundo prototipo de sistema de auditoría basado en analizar la información contenida en las cabeceras DICOM de las imágenes generadas por varias modalidades digitales. Estas cabeceras no sólo pueden contener información de interés dosimétrico sino los parámetros de la exposición, del procesado, detalles demográficos y de realización de la exploración. La existencia de un vínculo con la imagen permite que la calidad de la imagen pueda también ser auditada, lo que conduce a un proceso de control de calidad global sobre cada imagen individual.

De esta manera, el sistema contribuye a evitar uno de los mayores riesgos de la DR, el incremento de las dosis al paciente sin un beneficio en la calidad de imagen y en el contenido en información diagnóstica, ya que la señal de alarma sugiere la toma de acciones correctoras de forma inmediata si alguno de los parámetros preseleccionados está fuera de rango.

Se describen algunos resultados y ventajas del sistema de control de dosis a los pacientes y calidad de imagen en tiempo real.

### **MATERIAL Y METODO**

El sistema ha sido implantado en un hospital universitario con un servicio de radiología digital que realiza del orden de 350.000 exploraciones anuales, con un total de 46 equipos (4 tomógrafos computarizados, 3 resonancias magnéticas, 9 ecógrafos, 2 salas de radiología intervencionista, 9 salas de radiología convencional, 1 ortopantomógrafo y 4 equipos portátiles digitalizados mediante 5 sistemas de CR, 4 telemandos digitales, 1 equipo con DR para radiología de tórax, 1 equipo de DR para mamografía, 1 mamógrafo con estereotaxia digital y 2 densitómetros óseos). Además se dispone de 4 salas de cardiología intervencionista.

En la primera etapa se han evaluado las imágenes producidas por dos equipos de DR de General Electric (GE Milwaukee, USA) y nueve salas de rayos X atendidas por cinco sistemas CR AGFA ADC Compact (Agfa-Gevaert, Mortsel, Bélgica). Los equipos de panel plano se dedican a radiografía de tórax (GE Revolution XQi) y mamografía (GE Senographe 2000d). Todas las modalidades del servicio de radiodiagnóstico están conectadas a un PACS (Picture Archiving and Communication System) AGFA Impax 4.1, a través de la red fast-ethernet del centro. En la Figura 1 se presenta un esquema de los equipos del Servicio de Radiodiagnóstico conectados al sistema de control de calidad "QCONLINE" (no se muestran en la figura las 4 salas de cardiología intervencionista). Las salas de cardiología intervencionista recientemente conectadas al sistema "QCONLINE" disponen de equipos



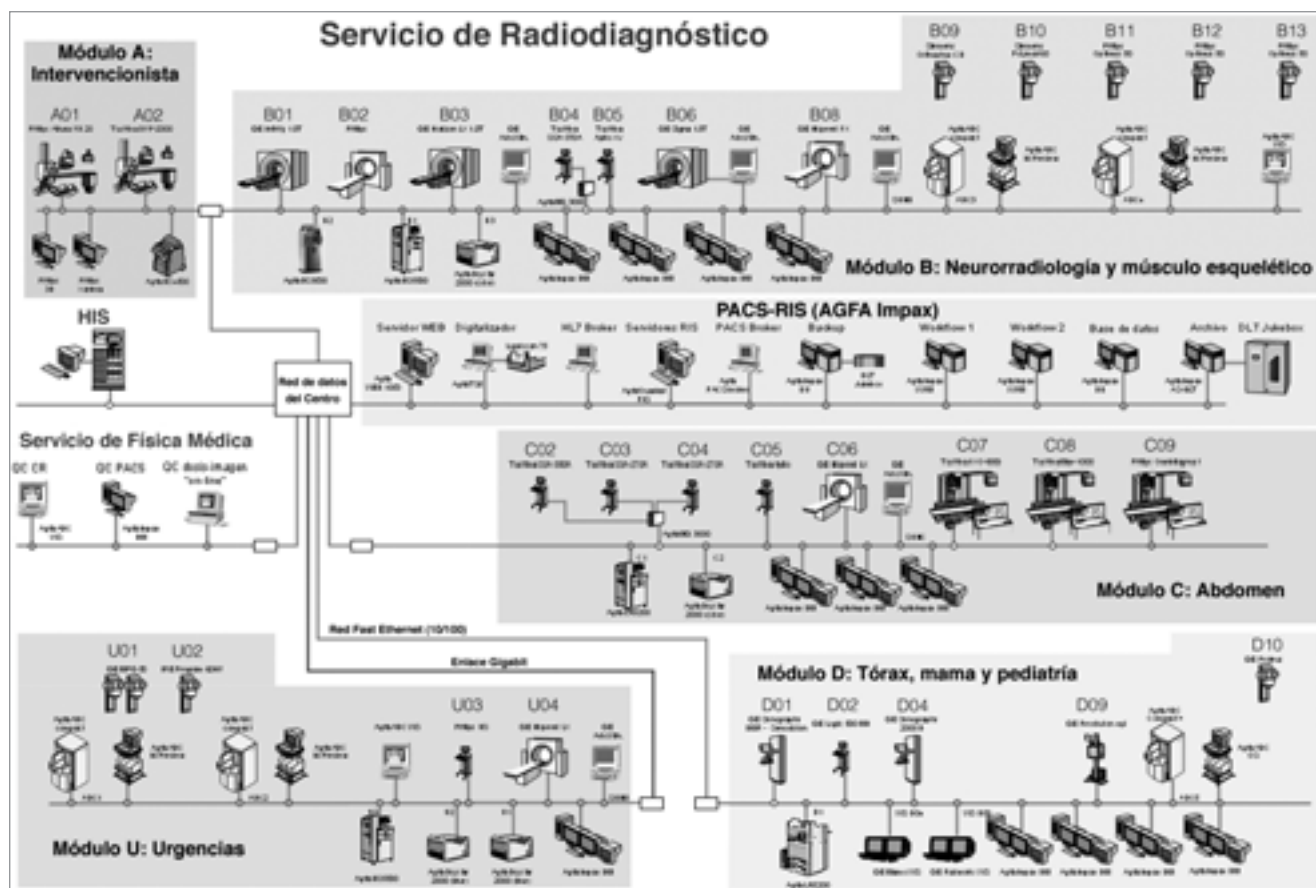


Figura 1.- Esquema de los equipos conectados.

Philips modelos Integrís 3000, 5000 y Allura FD (Philips Medical Systems, Best, Holanda). Estos equipos archivan sus imágenes en un PACS Philips Inturis. Las cabeceras DICOM de las diferentes modalidades incluyen diferentes parámetros de interés dosimétrico, en la Tabla I se detallan algunos ejemplos.

Todas las modalidades envían las imágenes automáticamente a su PACS departamental (del Servicio de Radiodiagnóstico o de Cardiología) que se encarga de redireccionar una copia hacia la estación de trabajo situada en el Servicio de Física Médica. En colaboración con el Servicio de Radiodiagnóstico se ha desarrollado una aplicación sobre Microsoft Visual Basic 6.0 que

actúa como servidor DICOM, recibiendo las imágenes, presentándolas en pantalla, extrayendo el contenido de la cabecera DICOM para almacenarlo en una base de datos y haciendo los cálculos y comparaciones oportunos.

Para las modalidades de DR (equipo de tórax y mamografía), la DEP se calcula usando los parámetros radiográficos de las exposiciones (kVp, mA y tiempo, así como ánodo y filtro en el caso del mamógrafo) contenidos en la cabecera DICOM, junto con las curvas de rendimiento de cada equipo de rayos X medidas durante los controles de calidad periódicos. La distancia foco-detector es constante en el caso del equipo de tórax (180 cm) y se supone

que el espesor medio del paciente es de 27 cm para la proyección posteroanterior (PA) y 35 cm para la lateral (LA), lo que permite estimar la distancia foco-piel media para este equipo. El equipo de mamografía incorpora en la cabecera DICOM de sus imágenes tanto la distancia foco detector como el espesor de mama comprimida, que permite estimar la distancia foco-piel.

Las imágenes de CR no contienen en su cabecera información técnica de las condiciones de exposición, ya que éste es un suceso completamente independiente de la digitalización. Por esta razón se ha mantenido en funcionamiento el primer prototipo antes descrito [5]. En la Tabla II se presentan los valores

**Tabla I. Dos ejemplos de datos disponibles en la cabecera DICOM.**

Campos DICOM relevantes en un equipo de DR para tórax	Campos DICOM relevantes en un equipo de DR para tórax
(0008,0020) : Study Date : 17/12/2001	(0008,0020) : Study Date : 16/01/2003
(0008,0030) : Study Time : 09:15:05	(0008,0030) : Study Time : 11:17:15
(0008,1030) : Study Description : TORAX	(0010,0020) : Patient ID :
(0010,0020) : Patient ID :	(0018,0060) : KVP : 24
(0010,0040) : Patient's Sex : F	(0018,1150) : Exposure Time : 424
(0010,1010) : Patient's Age : 064Y	(0018,1151) : X-ray Tube Current 85
(0018,0015) : Body Part Examined : CHEST	(0018,1190) : Focal Spot(s) : 0.6
(0018,0060) : KVP : 120	(0018,1191) : Anode target material : MOLYBDENUM
(0018,1110) : Distance Source to Detector : 1800	(0018,11A0) : Body part thickness : 47
(0018,1150) : Exposure Time : 7	(0018,1153) : Exposure in uAs : 1560
(0018,1151) : X-ray Tube Current 200	(0018,11A2) : Compression force : 190
(0018,1153) : Exposure in uAs : 1560	(0018,1405) : Relative X-ray Exposure : 2291
(0018,115E) : Image Area Dose Product : 1.00625	(0018,1510) : Positioner primary angle : -30
(0018,1190) : Focal Spot(s) : Multiple values : 0.6	(0018,7001) : Detector Temperature : 30
(0018,1405) : Relative X-ray Exposure : 73	(0018,700A) : Detector ID : PM281_04
(0018,5101) : View Position : PA	(0018,7050) : Filter material : MOLYBDENUM
(0018,7001) : Detector Temperature : 29.799999	(0018,7060) : Exposure control mode : MANUAL
(0018,7060) : Exposure Control Mode : AUTOMATIC	(0028,0010) : Rows : 2294
(0020,0010) : Study ID :	(0028,0011) : Columns : 1914
(0020,0013) : Image Number : 1	(0028,0100) : Bits Allocated : 16
(0028,0010) : Rows : 2022	(0028,0101) : Bits Stored : 12
(0028,0011) : Columns : 2022	(0040,0306) : Distance source to entrance : 604
(0028,0100) : Bits Allocated : 16	(0040,0316) : Organ dose : 0.01779
(0028,0101) : Bits Stored : 14	(0040,0318) : Organ exposed : BREAST

del tercer cuartil de la DEP y PDA para las exploraciones más frecuentes, con los tamaños de las muestras y el valor medio de los parámetros técnicos (kVp y mAs) empleados para obtener la imagen. También se presentan los valores de referencia europeos para comparación. No obstante las cabeceras DICOM de CR analizadas contienen un parámetro denominado nivel de dosis, que representa la cantidad total de luz emitida por la placa de fósforo fotoestimulable durante su lectura y que si bien no es un indicador directo de la DEP, sí puede ser utilizada con propósitos de auditoría, siendo junto con el número de reutilizaciones de la placa, los dos parámetros evaluados en imágenes de CR.

En la estación de trabajo se realizan dos tipos de auditoría: a nivel de cada imagen individual recibida y a nivel de

valores medios para grupos de pacientes (los últimos 30 de cada exploración y modalidad):

- Para cada imagen recibida, se analizan los parámetros relevantes disponibles en la cabecera DICOM comparándolos con los valores establecidos como adecuados. En la pantalla se presenta junto con cada imagen una señal de alarma si hay algún parámetro fuera de rango, lo que permite adoptar medidas correctoras inmediatamente.

- Para grupos de pacientes, se calcula el valor de DEP para cada imagen recibida que junto con los últimos 29 valores recibidos para esa misma exploración y equipo permite calcular un valor medio que es comparado con DRLs locales o nacionales, generando una señal de alarma si son superados. También se genera una señal de alarma si

un valor individual resulta sustancialmente superior al DRL (el doble de éste).

En la Figura 2 se muestra el aspecto de la pantalla de la estación de trabajo. Las imágenes que se van recibiendo aparecen en la columna izquierda (en el caso de series de cardiología se muestra la primera imagen) con una marca que indica si existe algún parámetro fuera de rango. Si se desea realizar una inspección básica de la calidad de una imagen, ésta puede ser desplazada a la parte derecha de la pantalla, donde además se puede ver sobreimpresa la información contenida en la cabecera DICOM y la anomalía detectada. En la parte inferior de la pantalla se presenta una gráfica con los últimos 30 valores recibidos para cada parámetro analizado y modalidad, lo que permite evaluar las



**Tabla II. Tercer cuartil de la DEP y el PDA para los exámenes más frecuentes de CR, con indicación del tamaño de la muestra y los valores de técnica (kVp y mAs)**

Exámen	Muestra	3 <sup>er</sup> cuartil DEP (mGy)	DRLs Europeos (mGy)	3 <sup>er</sup> cuartil PDA (Gy.cm <sup>2</sup> )	3 <sup>er</sup> cuartil kVp	3 <sup>er</sup> cuartil mAs
Abdomen AP	2398	3,8	10,0	1,75	81	22,8
Cadera	1856	2,4	-	0,97	70	18,8
Pelvis	4828	3,0	10,0	1,28	77	18,3
Tórax PA	8394	0,22	0,30	0,16	141	2,2
Tórax LA	7992	1,1	1,5	0,70	141	8,8
Columna cervical	585	0,3	-	0,10	70	8,6
Columna dorsal AP	595	3,9	-	1,12	70	30,8
Columna dorsal LA	315	3,8	-	0,85	77	17,5
Columna lumbar AP	1014	5,4	10,0	1,70	77	33,8
Columna lumbar LA	1257	13,1	30,0	4,57	102	62,5

tendencias y discriminar casos aislados. Automáticamente las imágenes que generan una señal de alarma son almacenadas en el disco duro de la estación de trabajo para permitir su posterior revisión, incorporando en un campo privado de la cabecera DICOM el motivo de la alarma. El almacenamiento de la información en una base de datos permite con facilidad la obtención de datos estadísticos para el seguimiento y establecimiento de los valores de referencia locales.

## RESULTADOS

El sistema lleva en servicio durante más de 30 meses. Debido a la existencia de un programa de garantía de calidad en el centro, han sido muy pocas las alarmas generadas debidas a valores medios por encima del rango. Por ejemplo para exploraciones de tórax PA solamente se han producido 3 ocasiones con un valor medio por encima de 0,3 mGy durante el periodo inicial de observación de 18 meses. En el caso de la cardiología intervencionista las alarmas generadas han sido debidas a procedimientos individuales con más de 2000 imágenes.

En la actualidad el sistema está auditando imágenes de DR, CR y cardiolo-

gía intervencionista (XA) y se ha comenzado la recepción y análisis de las cabeceras DICOM de equipos de tomografía computerizada y fluoroscopia digital. En la Tabla 3 se presentan los parámetros que se han considerado auditaables para cada modalidad.

El sistema ha permitido el establecimiento de DRLs locales, que han sido

de 0,15 y 0,75 mGy para tórax PA y LA respectivamente, así como 9 mGy para mamografía. Otros valores de referencia locales fijados han sido 18 mGy para mamografía, 0,6 mGy para tórax PA y 3 mGy para tórax LA en imágenes individuales, con el objeto de poder analizar los casos de altos niveles de dosis. Para cardiología



*Figura 2. Aspecto de la pantalla de la estación de trabajo.*

**Tabla III. Parámetros DICOM seleccionados para ser auditados por modalidad**

DR (tórax)	DR (mamografía)
kVp	kVp
mAs	mAs
Tiempo de exposición	Tiempo de exposición
Modo de control de exposición	Modo de control de exposición
Cámara seleccionada	Fuerza de compresión
Temperatura del detector	Temperatura del detector
Número de imágenes en el estudio	Número de imágenes en el estudio
XA (cardiología)	CR
Número de imágenes por serie	Nivel de exposición
Número de series por estudio	Número de usos de la placa
Número total de imágenes por estudio	

intervencionista se han establecido valores de referencia de 200 imágenes por serie y 2000 imágenes por procedimiento.

Los DRLs locales se sitúan entre el 30 y el 60% por debajo de los europeos, presentando las imágenes buena calidad. En la Tabla 4 se presentan algunos resultados de DEP en DR de esta etapa inicial de operación.

Se está ensayando la transportabilidad del sistema para su funcionamiento en otros centros ya sea disponiendo de PACS o mediante conexión directa a la modalidad. Los parámetros evaluables dependen de la información que cada fabricante incluya en la cabecera DICOM. Se está desarrollando por el Grupo de Trabajo 6 del Comité de Estándares DICOM un suplemento sobre "Diagnostic X-Ray Radiation Dose Reporting" que conjuntamente con la Comisión Electrotécnica Internacional (CEI) atenderá los aspectos dosimétricos que deberán implantar de manera normali-

zada los fabricantes. El servicio DICOM MPPS ("Modality Performed Procedure Step") que incorpora algunas modalidades permite transmitir algunos parámetros dosimétricos del estudio completo a un sistema de información radiológica. Es importante destacar que cualquier información dosimétrica que proporcionen las modalidades debería ser verificada y contrastada periódicamente por un especialista en radiofísica para aplicar los factores de corrección y calibración que sean necesarios.

**CONCLUSIONES**

El sistema ha estado en funcionamiento durante suficiente tiempo para establecer su funcionalidad y demostrar las posibilidades que ofrece el análisis de la información contenida en las cabeceras DICOM para monitorizar las dosis a los pacientes en tiempo real, su comparación con DRLs y el análisis de las causas en base a otros

parámetros como técnica y condiciones de exposición, que conduzca a tomar medidas correctoras en el plazo mas breve de tiempo.

Este sistema de control de calidad es implementable sin necesidad de que exista un PACS, ya que se puede realizar una conexión directa a través de una intranet con cualquier modalidad que incluya servicio DICOM de almacenamiento.

**AGRADECIMIENTOS**

Este estudio está siendo parcialmente financiado por la Comisión Europea (programas DIMOND y SENTINEL ref. FP6-012909) y por la Comunidad Autónoma de Madrid (proyecto SADORADI ref. GR/SAL/0272/2004).

**REFERENCIAS**

1. European Commission. Council Directive 97/43/EURATOM on health protection of individuals against the dangers of ionizing radiation in relation to medical exposure, and repealing Directive 84/466 Euratom. Off. J. Eur. Commun., L180, 22-27; 1997.
2. International Commission on Radiological Protection. Radiological protection and safety in medicine. ICRP Publication 73. Ann. ICRP 26(2). Oxford: Pergamon Press. 1996.
3. International Commission on Radiological Protection. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60. Ann. ICRP 21(1-3). Oxford: Pergamon Press. 1991.
4. European Commission. Guidance on diagnostic reference levels (DRLs) for medical exposures (Radiation Protection 109). Office for Official Publications of the European Communities L-2985. Luxembourg: EC.
5. Vañó, E., Fernández, J.M., Ten, J.I., Guibalde, E., González, L. and Pedrosa, C. Real-time measurement and audit of radiation dose to patient undergoing computed radiography. Radiology 225, 283-288; 2002.

**Tabla IV. Resultados de la dosimetría a pacientes en DR para la etapa inicial de operación.**

Exámen	Muestra	DEP media (mGy)	DEP desviación estándar (mGy)	DEP mediana (mGy)	3 <sup>er</sup> cuartil DEP (mGy)	DEP mínima (mGy)	DEP máxima (mGy)
Tórax PA	4238	0,08	0,03	0,07	0,09	0,024	0,31
Tórax LA	3995	0,31	0,17	0,28	0,38	0,042	1,30
Mamografía	9290	9,8	3,0	9,3	11,3	1,2	30,4

# Mamografía digital: Detectores y Control de Calidad

P. Morán<sup>(1)</sup>, M.L. España<sup>(2)</sup>, M. Chevalier<sup>(1)</sup>

(1) Física Médica. Departamento de Radiología. Facultad de Medicina. Universidad Complutense. Madrid

(2) S<sup>o</sup> de Radiofísica y Protección Radiológica. H.U. de la Princesa. Madrid

## RESUMEN

La última innovación en la imagen mamográfica la ha constituido la introducción de la mamografía digital, con el desarrollo de nuevos detectores y algoritmos de procesado de la imagen. Esta tecnología difiere en muchos aspectos de los sistemas tradicionales de cartulina-película, y se ha hecho necesario definir nuevos estándares y procedimientos de control de calidad que garanticen la calidad de la imagen obtenida y los valores de dosis. En este artículo se presenta una revisión del estado actual de la tecnología en mamografía digital, incluyendo las características de los diferentes sistemas, así como los principales parámetros que, por su influencia en la calidad de imagen y la dosis a paciente, deben incluirse o modificarse en los nuevos protocolos de control de calidad.

## INTRODUCCIÓN

El cáncer de mama es el tumor más frecuente en las mujeres occidentales, estimándose que en los países de la Unión Europea, la probabilidad de desarrollar un cáncer de mama antes de los 75 años es del 75%. En España, la tasa ajustada por edad en 1998 era de 67 por 100000, la menor de la UE, y al igual que en otros países occidentales, ha sufrido un considerable aumento [1]. La mamografía continúa siendo la técnica con mayor sensibilidad y especificidad para la detección precoz del carcinoma de mama, y es poco probable que otras técnicas la reemplacen a corto plazo [2]. La realización de la mamografía debe estar justi-

ficada en base a un balance riesgo beneficio, que tenga en cuenta el riesgo de carcinoma radioinducido. En este balance hay que tener en cuenta que, para que la mamografía sea efectiva, es imprescindible que las imágenes tengan la suficiente información diagnóstica para poder detectar cánceres incipientes, utilizando para ello una dosis de radiación tan baja como sea razonablemente posible (criterio ALARA)

En este sentido, durante la última década, se están desarrollando nuevas tecnologías para mejorar tanto los equipos de mamografía, con la introducción de diferentes combinaciones ánodo/filtro, como los sistemas de imagen. En los últimos años se han realizado avances en los sistemas de

## ABSTRACT

Digital mammography, with new detector developments and image processing algorithms represents the last innovation in breast imaging. This technology differs in many aspects from conventional screen film systems, and it has been necessary to define new standards and quality control procedures in order to assure that the image quality and dose values are similar to precedent systems. The aim of this article is to present the state of the art of the digital mammography technology, including different system characteristics, and the main parameters which, due to their influence in the image quality and patient dose, must be included or modified in the new quality control protocols.

cartulina película (SCP) y en las técnicas de procesado, para mejorar la calidad de imagen. Aunque el SCP ofrece una resolución espacial excelente e imágenes de alta calidad diagnóstica, tiene importantes limitaciones para la detección de lesiones principalmente en presencia de tejido glandular denso, dado su rango dinámico y características de contraste. A esto hay que añadir las limitaciones que representa el que la película sirva simultáneamente como receptor de imagen, y medio de visualización y almacenamiento. Algunos estudios muestran que los falsos negativos son más probables que ocurran en mamas densas, ya que se pueden enmascarar algunas patologías debido a su similar atenuación frente a

rayos X y, como ya se ha dicho anteriormente, es precisamente en este tipo de tejido donde el sistema cartulina película tiene mayores limitaciones [3, 4].

La última innovación en la imagen mamográfica la ha constituido la introducción de la mamografía digital, con el desarrollo de nuevos detectores y algoritmos de procesado de la imagen [5-7]. Dado el bajo riesgo de la mamografía en la actualidad, la principal duda acerca de la mamografía digital es en relación a su sensibilidad para permitir detectar anomalías en la mama, y su especificidad para discriminar de forma segura entre patologías benignas y malignas. Su introducción ha abierto un gran debate en su valoración frente al sistema convencional de cartulina película, sobre todo en cuanto a la resolución espacial, que junto con la resolución en contraste son los dos parámetros que más afectan a la detección de estructuras, dado que las estructuras que se visualizan en un mamograma presentan bajo contraste [8, 9].

Además, la tecnología digital ha hecho posible la detección ayudada por ordenador (CAD), que según algunos estudios puede ser una alternativa a la doble lectura recomendada actualmente como una medida para mejorar la calidad diagnóstica [10], ya que los resultados obtenidos en estudios retrospectivos son similares [11].

La aplicación de la tecnología digital al campo de la mamografía no ha hecho más que empezar y es de esperar que el desarrollo de nuevas tecnologías, así como de aplicaciones como el CAD, la energía dual o la tomosíntesis 3D [12, 13] mejoren la sensibilidad y especificidad de esta técnica para la detección precoz del carcinoma de mama con un riesgo cada vez menor para el paciente.

### **CARACTERÍSTICAS DE LOS DIFERENTES SISTEMAS DIGITALES DE MAMOGRAFÍA**

Desde hace varias décadas se han intensificado la investigación y el desarrollo de sistemas digitales para mamografía. Las primeras experiencias se realizaron con detectores digitales para unidades de esterotaxia. Las características del detector digital se pueden cuantificar con dos parámetros: la función de transferencia de modulación (MTF) que permite evaluar la resolución y la eficiencia de detección cuántica (DQE) que permite evaluar de forma global la respuesta del detector en términos del ruido y de la señal. Esta magnitud también puede interpretarse en cierto modo como un tipo de eficiencia cuántica (dosis) ya que está asociada con la proporción de fotones incidentes sobre el sistema que son utilizados para formar la imagen. En la actualidad los avances en los detectores digitales ofrecen un incremento en la DQE, una respuesta lineal en un amplio rango (1000:1) comparado con SCP (40:1), y un bajo ruido, además de que se independizan los procesos de adquisición, visualización, y archivo lo que aporta la posibilidad de optimizar de forma independiente cada uno de ellos [14].

Una importante limitación de las imágenes analógicas es que muestran una pobre penetración en la región densa en comparación con las imágenes digitales, en las que se puede mejorar el contraste de forma que éste puede incrementarse en zonas de la mama de mayor densidad. Diversos estudios han comparado las características de los sistemas digitales para mamografía frente a los sistemas cartulina película, tanto desde el punto dosimétrico como de calidad de imagen [15, 16].

A continuación se presenta una breve reseña de las características de los diferentes sistemas actualmente comercializados.

#### **Sistemas digitales de panel plano** (*Flat Field Digital Mammography. FFDM*)

En este tipo de sistemas se pueden diferenciar dos clases dependiendo del sistema de adquisición, de conversión directa e indirecta.

##### Sistemas de conversión indirecta

La detección se realiza en dos pasos. En el primero un material centelleador, tal como el ICs, absorbe los rayos X y genera fotones luminosos. En el segundo paso, los fotones luminosos son detectados por un conjunto de fotodiodos liberando carga que es recolectada y digitalizada. En este segundo paso, se utilizan detectores matriciales que pueden ser de dos tipos: de silicio amorfo (a-Si) acoplados a una matriz de transistores de película delgada (TFT) o de cargas acopladas (CCD).

El material centelleador más utilizado es el CsI debido a que su estructura permite una canalización de los fotones luminosos a la superficie del sensor, reduciendo la dispersión lateral de la luz y mejorando la resolución del detector. Las impurezas añadidas a dicha estructura, para aumentar su eficiencia de absorción, permiten un cierto grado de dispersión de la luz, que se traduce en una degradación de la resolución a similitud de los SCP. Dicha dispersión aumenta con el espesor del centelleador. Este espesor también determina la eficiencia de absorción cuántica que será menor con espesores finos y, por tanto, ha de llegarse a un compromiso entre resolución y sensibilidad. El espesor más utilizado en



mamografía varía entre 150 a 250  $\mu\text{m}$  y presenta un grado de dispersión de la luz similar al SCP.

Ejemplos de detectores de conversión indirecta son los fabricados por Fischer de Csl /CCD y GE con Csl/TFT .

#### a. Sistema Slot Scanning.

En este sistema (Fig.1), las imágenes se adquieren mediante el desplazamiento lateral de un haz de RX en forma de abanico que barre la superficie completa de la mama sincronizadamente con un conjunto de detectores [17]. Este sistema (Fisher Senoscan) consta de un centelleador (Csl-Tl) acoplado mediante fibra óptica a un conjunto de CCD's. El detector tiene solamente 1 cm de ancho en la dirección del barrido, pero es suficientemente largo (22cm) para poder adquirir imágenes de la mama completa.

El tamaño de la matriz de CCD's es de 400 x 2048 pixels, con un tamaño de campo de 21 x 29 cm. El tiempo total de barrido para una imagen de 30 cm es inferior a 6 s, con un tiempo efectivo de exposición de 1/30 del tiempo de barrido es decir 200 ms. Como consecuencia el efecto del movimiento del paciente es menor que en SCP.

El elemento detector tiene un tamaño de 54  $\mu\text{m}$  en modo estándar y puede llegar a ser de 27  $\mu\text{m}$  en modo de alta resolución. Este sistema utiliza un ánodo de wolframio renio, con tres posibles filtros Mo, Rh o Al. De forma habitual se utilizan altos kV (31kV) en comparación con sistemas con ánodos de Mo ó Rh.

Debido al pequeño volumen que se expone en cada momento la dispersión es muy baja, y no es necesario el uso de rejilla, por lo que la dosis es inferior a otros sistemas. Sin embargo necesita generadores potentes, y un

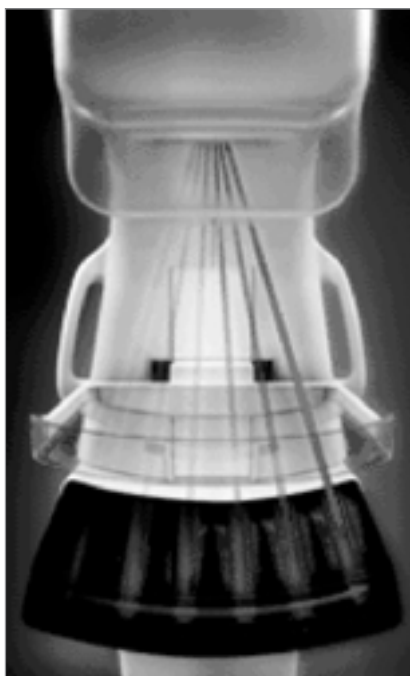


Figura 1. Equipo Fisher Senoscan (Cortesía de Fisher Imaging Corporation)

elaborado sistema de reconstrucción de la imagen además de requerir mayor compresión de la mama que en otros sistemas.

#### b. Panel plano con a-Si (silicio amorfo)

Como ya se ha indicado, en este tipo de sistemas el centelleador está acoplado a un conjunto de fotodiodos de a-Si depositados sobre un sustrato cristalino de forma que cada diodo está conectado a un TFT. La carga producida en un diodo en respuesta a la emisión de luz se lee y digitaliza [18].

El primer sistema de a-Si fue el GE Senographe 2000. Consiste en un detector de 1920 x 2304 elementos en un área de 19,2 x 23 cm, con pixels de 100  $\mu\text{m}$ . La fuerte señal de los diodos permite una alta DQE.

Respecto al tamaño del pixel hay controversia acerca de si tamaños menores de 100  $\mu\text{m}$  son esenciales para

mejorar la detección de calcificaciones, ya que mejorar la resolución espacial al precio de incrementar el ruido, implica disminuir la relación señal ruido para la misma dosis, y quizás la resolución espacial dada por el tamaño de píxel del sistema puede no ser un parámetro apropiado para caracterizar las prestaciones de un sistema de mamografía digital.

#### Sistemas de conversión directa

En este tipo de sistemas los fotones de rayos X son directamente absorbidos por un fotoconductor, que los convierte directamente en una señal digital, con lo que se eliminan las posibilidades de degradación de la resolución por dispersión de la luz. Bajo la influencia de un campo eléctrico los huecos o electrones, dependiendo de la polaridad del campo aplicado, se dirigen hacia un electrodo (píxel) y son recogidos por un condensador. Como los electrones se mueven a lo largo de las líneas del campo eléctrico sin dispersión lateral, el resultado es una respuesta casi puntual de alrededor de 1 $\mu\text{m}$ . El fotoconductor más habitual es el selenio amorfo (a-Se), con una larga historia comercial en xerografía por lo que sus características y proceso de fabricación son de sobra conocidos.

Aunque el detector de conversión directa mantiene la dependencia de la sensibilidad con el espesor, se puede lograr un espesor suficiente sin comprometer de forma significativa la resolución espacial, lo que representa una ventaja muy importante en mamografía donde se necesita una alta resolución con bajas dosis de radiación [19]. El a-Se es un buen fotoconductor con una absorción de rayos X en el rango de mamografía superior al 95%, y su DQE es significativamente mayor que en SPC (50 - 75%), y en

CsI (50 - 80%), además de que su función de respuesta mantiene una dispersión muy pequeña aún con espesores grandes.

El equipo Selenia fabricado por Lorad, con un tamaño de campo de 25 x 29 cm y un tamaño de píxel de 70  $\mu\text{m}$  fue el primer equipo que adoptó este tipo de detector. Su gran tamaño es ideal pues permite obtener imágenes de mamas de todos los tamaños. En la actualidad los sistemas AGFA DM1000 y SIEMENS Mammomat Novation han incorporado este detector a sus sistemas.

Actualmente está ya comercializado un nuevo sistema de conversión directa desarrollado por Sectra Imtec AB. El detector consiste en una capa de silicio cristalino sobre la que interacciona el haz de rayos X, creando pares electrón-hueco que generan una señal eléctrica. El sistema actúa como un contador de fotones y la intensidad de la señal en cada píxel es proporcional no a la energía incidente, sino al número de fotones de rayos X contabilizados. Dado que se puede establecer un umbral de energía por debajo del cual no se contabilice el suceso, se puede eliminar el ruido del detector y de la electrónica asociada. El tamaño de píxel es de 50  $\mu\text{m}$  (10pl/mm), con un tamaño de campo de 26 x 24 cm.

### **Sistemas de fósforos fotoestimulables (CR)**

La abreviatura CR se deriva del término inglés "computed radiography" y se utiliza para denominar a estos detectores que fueron pioneros en la digitalización de las imágenes médicas. Estos sistemas fueron introducidos primeramente por FUJI en 1983. Consisten en una capa de fósforo fotoestimulable depositada sobre un plástico flexible (imaging plate IP). El material

del fósforo es típicamente BaFBr:Eu<sup>2+</sup>. La placa de fósforo se introduce en un chasis con dimensiones iguales a los SPC.

En respuesta a la absorción de RX, se liberan electrones que son almacenados en trampas presentes en la estructura cristalina del fósforo. Los electrones permanecen en estas trampas hasta que la placa es "leída" por un haz láser de luz roja que los libera, emitiéndose luz azul que es recogida y detectada por un tubo fotomultiplicador. La señal resultante es amplificada logarítmicamente, digitalizada y procesada pudiéndose visualizar bien en placa o en monitor. El IP es borrado mediante un haz de luz blanca pudiendo reutilizarse.

La principal ventaja de los CR es la utilización en los equipos convencionales de mamografía sin necesidad de cambiar la unidad, además de poder seguir disponiendo de los tamaños actuales de 18 x 24 y 24 x 30cm. Una de las desventajas que inicialmente presentaba este detector para mamografía era el gran tamaño de píxel efectivo, que está influenciado tanto por las características del IP, como por su espesor, la dispersión de la luz en el IP, la dispersión del haz láser y el diámetro de éste. La nueva tecnología con doble lectura [20] y el haz láser de menor tamaño permiten tamaños de píxel menores (50  $\mu\text{m}$ ), y su utilización en mamografía está experimentando un importante ascenso. No obstante, existen discrepancias sobre la conveniencia de utilizar los CR en los programas de detección precoz de cáncer de mama.

### **Sistemas de visualización**

En la actualidad en muchas unidades de mamografía digital se imprimen las

imágenes en impresoras de láser seco y se visualizan en negatoscopios de igual manera que las imágenes analógicas. Con ello se pierde una de las ventajas asociadas a los sistemas digitales en los que la imagen, después de ser adquirida, puede manipularse para mejorar la visualización de los detalles de interés diagnóstico. La visualización en monitores (5 Mpixel) con variaciones de la ventana o de la magnificación de áreas con posibles patologías, así como la aplicación de algoritmos de post procesamiento, permite una optimización significativa de la calidad de imagen sin exposiciones adicionales del paciente.

### **CONTROL DE CALIDAD EN MAMOGRAFÍA DIGITAL**

Se asume, en general, que la información diagnóstica es proporcional a la calidad de la imagen siendo ésta una compleja mezcla de resolución espacial, contraste y ruido. Además, está influenciada por las características de la lesión, de la mama y del sistema de adquisición, procesado y visualización de la imagen. En concreto, para detectar y caracterizar las lesiones mamarias la imagen ha de tener los siguientes atributos de calidad:

- Incluir todo el tejido mamario
- Alta resolución espacial
- Alto contraste y rango dinámico
- Bajo ruido
- Estar libre de artefactos

Los anteriores requisitos se conseguirán si los sistemas de adquisición, procesado y visualización de la imagen están especialmente diseñados para mamografía, su funcionamiento es óptimo y se utiliza la técnica radiográfica correcta.





Como es conocido, el objetivo del control de calidad es asegurar que todo el sistema funciona al más alto nivel posible y siempre por encima de un nivel mínimo para que al radiólogo le lleguen imágenes con la mejor información diagnóstica posible (siempre que la técnica radiográfica sea la apropiada).

La tecnología de los detectores digitales difiere en muchos aspectos de los sistemas tradicionales de cartulina-película (SCP) y se ha hecho necesario definir nuevos estándares y procedimientos de control de calidad específicos para los nuevos sistemas. Puesto que son relativamente recientes, han hecho su aparición en los últimos cinco años, las pruebas de control de calidad específicas para estos equipos están aún siendo ensayadas con el fin de adquirir la suficiente experiencia desde el punto de vista de su adecuación, su periodicidad y de las tolerancias a establecer. En general, esta experiencia es aún escasa debido al número relativamente pequeño de equipos instalados y al limitado acceso a los mismos, saturados frecuentemente por la práctica clínica. Los cambios que introducen a menudo los fabricantes (de software o componentes) es otro de los factores que complican el análisis de los resultados del control de calidad. Tanto en nuestro país como en la mayoría de los países de nuestro entorno, los protocolos de control de calidad están siendo elaborados o se han añadido al conjunto de pruebas ya existentes para los sistemas tradicionales de cartulina película. Este es el caso de las "European Guidelines for Quality Control in Mammography Screening" [10] cuya cuarta edición, a punto de publicarse, incluye un apéndice de control de calidad en mamografía digital [21] al que nos referiremos reiteradamente.

En nuestro país, dentro de la Sociedad Española de Física Médica y, en el marco del Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico (PECCR) [22], existe un grupo de trabajo que está elaborando el conjunto de pruebas específicas para estos equipos.

La filosofía general de estos protocolos es enlazar los nuevos controles con los ya existentes para el generador y el tubo de rayos X, añadiendo los destinados a evaluar los detectores y los sistemas de visualización. Al igual que se hace en los sistemas tradicionales, la mayor parte de las medidas relacionadas con el detector se realizan exponiendo maniqués de PMMA de distintos espesores. En este caso, las placas de PMMA deben cubrir completamente el área activa del detector. No obstante, las condiciones de referencia (molibdeno/molibdeno (Mo/Mo), 28 kV y densidad óptica (DO) igual a un valor determinado) utilizadas para la mayoría de los controles con el maniqué estándar pierden vigencia y en su lugar hay que utilizar las condiciones clínicas habituales con cada equipo. Los equipos mamográficos modernos están equipados con varios ánodos y filtros de forma que las imágenes clínicas son adquiridas con distintas calidades de haces de rayos X en función de la atenuación (espesor y composición) de la mama. Por ello la combinación Mo/Mo deja de ser la más habitual e incluso desaparece en alguno de los equipos digitales antes descritos. Además se amplía y cambia el intervalo de tensiones utilizado. Por último, la DO que es el parámetro fundamentalmente utilizado con los SCP y cuyo valor de referencia es aproximadamente el mismo para la mayoría de esos conjuntos ya no tiene sentido con los sistemas digitales (SD),

excepto cuando evaluamos la impresión en película. El parámetro a utilizar aquí es la relación señal ruido (RSR) o la relación contraste ruido (RCR) medidas en la región de interés (ROI). El valor absoluto de estos parámetros depende fuertemente de las características del detector (por ejemplo del tamaño del píxel) y no es posible establecer un valor de referencia como sucede con la densidad óptica. Todo ello induce a hacer gran parte de los controles en condiciones clínicas, quedando las de referencia para las pruebas del generador y tubo y para comparar en ocasiones el funcionamiento de los distintos sistemas.

El conjunto de medidas de control de calidad las hemos agrupados en pruebas similares a los sistemas convencionales y pruebas específicas para los detectores digitales.

### **Conjunto de pruebas similares a las de los SCP.**

Están relacionadas con el generador y el tubo de rayos X y abarcan los procedimientos de control de calidad relativos al tamaño del foco, sistema de colimación, alineación del haz de rayos X, calidad del haz, valor y reproducibilidad de los rendimientos, sistema de compresión y rejilla antidifusora, etc. Todos estos procedimientos están recogidos en el PECCR bajo el epígrafe de "Adquisición de la Imagen". Los métodos de medida, tolerancias y periodicidades son, en la mayoría de los protocolos, las ya establecidas para los SCP. Dentro de este apartado se incluye también la verificación del control automático de exposición (CAE), que es el dispositivo que más esfuerzo y tiempo consume dentro de los controles de calidad. En mamografía con SCP el objetivo del CAE es conseguir que todas

las imágenes mamográficas tengan la DO requerida con independencia del espesor de la mama y de la técnica radiográfica utilizada. Imágenes pobremente expuestas o sobreexpuestas adolecen de falta de contraste ya que el gradiente de la película depende de la DO. En mamografía digital, el CAE no se utiliza con este propósito ya que el brillo y el contraste de la imagen pueden ajustarse en el proceso de visualización y por tanto, independientemente de la adquisición de la imagen. Su principal misión consiste en seleccionar la técnica radiográfica y exposición necesaria para que la RSR y/o la RCR sean las adecuadas con cada mama y, dependiendo del tipo de detector, asegurar que la intensidad que le llega no excede su capacidad o la del digitalizador.

Se recomienda que todos los sistemas mamográficos digitales incorporen este dispositivo y es altamente deseable que pueda seleccionar automáticamente no solo el número de fotones sino también el espectro del haz (combinación ánodo/filtro, tensión y mAs) más adecuado para que la calidad de la imagen sea suficiente y los valores de dosis aceptables. Por ello, las pruebas de verificación del CAE van encaminadas a verificar que la RSR y/o la RCR se mantienen dentro de límites aceptables al variar el espesor de la mama y la calidad del haz. Ambos parámetros se miden en un ROI estándar sobre las imágenes sin procesar (crudas) de distintos espesores de PMMA. Además, cuando el sistema dispone de distintos modos automáticos de exposición debe verificarse que el CAE selecciona adecuadamente los parámetros de la técnica radiográfica con cada uno de ellos. En general, la mayoría de los equipos automáticos o semiautomáticos utilizan el espesor de la mama pa-

ra seleccionar la calidad de haz y, por tanto, comprobar la exactitud en la medida del espesor adquiere una especial significación. Errores en esta determinación por parte del equipo pueden conducir a una técnica radiográfica no optimizada de cara a la calidad de la imagen o la dosis o incluso incapacitar al sistema para seleccionar cualquier técnica radiográfica.

### **Pruebas específicas para los SD.**

Abarcan el conjunto de pruebas destinadas a evaluar el receptor y los sistemas de visualización de la imagen (sobre monitor o la impresión en película). Hay que tener en cuenta que entre los distintos SD descritos anteriormente (campo completo (ICs (TI), Selenio), CR y barrido) existen diferencias esenciales que obligan a diversificar las pruebas en función de las propiedades del detector. De hecho las "Mammography Quality Standards Assurance Act (MQSA)" americanas remiten a las recomendaciones o manuales de cada fabricante para la realización de los controles [23, 24]. Las principales pruebas comunes a todos ellos son a) la evaluación de la respuesta y del ruido del detector frente a la dosis, b) la pérdida de imagen en la pared del tórax c) la homogeneidad, y la aparición de artefactos como por ejemplo, persistencia de la imagen previa. Pruebas específicas de los detectores de panel plano son la evaluación de la uniformidad en la respuesta de los elementos del detector (del "Flat-field") y la detección y localización de píxeles no activos ("muertos" o "dañados"). En los CR hay que verificar las diferencias entre las distintas placas en respuesta (diferencias en la RSR) y atenuación (ESAK) y el desvaneci-

cimiento de la señal antes que sea digitalizada.

**a) Respuesta y ruido del detector:** La señal en forma digital es proporcional a la cantidad de radiación transmitida por la mama e incidente en el detector. En los sistemas de panel plano la relación es lineal, y logarítmica en los actuales CR. En general todos tienen un rango dinámico (o latitud) suficientemente amplio, de forma que puede registrarse adecuadamente el intervalo de intensidades transmitidas por la mama. Por ello la imagen almacenada conserva completamente el contraste inherente de los tejidos mamarios. En esta prueba se verifica si la señal proporcionada por el detector se ajusta a la dosis en la forma prevista. También que no se producen saturaciones del detector en el intervalo de dosis habitual.

En mamografía (analógica o digital) el ruido cuántico es una fuente de ruido que no puede eliminarse, puede minimizarse maximizando la eficiencia cuántica del detector y utilizando la dosis apropiada. En los SD, para descartar la existencia de otras fuentes de ruido adicionales al ruido cuántico, como puede ser el electrónico, se mide el ruido de la imagen a través de la RSR o de la desviación estándar (SD) de la señal en el ROI de referencia y se comprueba si su relación con la dosis concuerda razonablemente con lo esperado. En los sistemas de panel plano la  $RSR^2$  debe ser directamente proporcional a la dosis de entrada mientras que en los CR actuales, que tienen una respuesta logarítmica, la  $SD^2$  debe variar linealmente con el inverso de la dosis.

**b) Pérdida de imagen en la pared del tórax.** Es evidente la importancia que



tiene en mamografía no perder en la imagen ninguna información del tejido mamario. Este control, importante en todos los sistemas de mamografía, cobra con los SD especial relevancia, debido a que el diseño especial de algunos de ellos puede ampliar la zona muerta en la parte correspondiente a la pared del tórax más de lo que las tolerancias permiten con los sistemas tradicionales. En el caso de los CR es conveniente realizar esta prueba varias veces dado que la inserción de la placa dentro del chasis puede no ser reproducible.

**c) Artefactos.** El propósito de estas pruebas es detectar la presencia de artefactos, evaluar su extensión e identificar la fuente que los produce. Los artefactos son estructuras en la imagen no relacionadas con los tejidos mamarios, que afectan negativamente a la calidad de la mamografía: pueden enmascarar la detección o deteriorar la caracterización de una lesión debido a que añaden ruido o simular lesiones que no existen. En mamografía digital, al igual que con los SCP, pueden aparecer todos los artefactos ocasionados por los dispositivos del equipo que se interponen en el haz de rayos X (filtro, compresor, tablero, rejilla, etc.). Además, en los detectores de panel plano pueden darse otros artefactos debidos a variaciones espaciales de la respuesta del detector que no han sido adecuadamente corregidas por el fabricante ("Flat-field") o a la presencia en el detector de "dels muertos". Los fabricantes pueden enmascarar la señal correspondiente a estos "dels" asignando al píxel correspondiente un valor basado en las lecturas de los dels contiguos (simplemente el promedio). Si los "dels muertos" son escasos y están aislados unos de otros su efecto es poco impor-

tante. Pero si ocupan áreas extensas o líneas completas, la imagen puede degradarse. En otros sistemas (SenoScan (Fischer) y CR) errores en el barrido de la mama o del el láser durante el proceso de lectura pueden ser otras fuentes de artefactos. Por último, un mal ajuste de los monitores de visualización o las impresoras pueden a su vez introducir artefactos en el proceso de visualización.

### **Evaluación de la calidad de imagen**

Para cuantificar la información diagnóstica de una imagen mamográfica el parámetro más utilizado por los físicos es la RSR de la lesión ya que se ha demostrado que está positivamente correlacionada con la detectabilidad de los detalles de la imagen. La RSR de la imagen depende de la eficiencia de detección cuántica (DQE) del sistema definida como:

$$DQE = \frac{RSR_{IMR}^2}{RSR_{IMP}^2}$$

Siendo  $RSR_{IMR}$  la relación señal ruido correspondiente a la imagen proporcionada por el receptor y  $RSR_{IMP}$  la de la imagen radiante o primaria en él incidente.

En términos sencillos, la DQE nos indica la proporción de fotones incidentes que son utilizados *eficientemente* por el sistema de imagen, su valor está comprendido entre cero y uno y refleja la degradación de la RSR en el receptor de la imagen. Este parámetro depende de la función de transferencia de modulación (MTF) y del espectro de potencias de ruido (NPS). En los sistemas digitales estas funciones son relativamente fáciles de obtener y se han

convertido en herramientas útiles para la determinación de la RSR de una imagen desde el punto de vista del propio sistema. También posibilitan una medida más efectiva de otros criterios de calidad como es el límite de resolución espacial utilizado durante años con los SCP. Sin embargo los procedimientos para obtenerlos en las condiciones rutinarias del control de calidad no son triviales y se están desarrollando procedimientos estandarizados que posibiliten las comparaciones entre sistemas o con los datos proporcionados por el fabricante. Por otro lado, es difícil relacionar directamente la DQE, que caracteriza esencialmente el comportamiento del detector, con los mecanismos que permiten al radiólogo extraer la información de la imagen. Por ello, en última instancia, la forma más práctica y extendida de evaluar la capacidad de detección de detalles pequeños en una imagen es utilizar maniqués que los simulan.

Este método tiene varios inconvenientes, algunos puestos ya de manifiesto con los sistemas analógicos: los maniqués que tienen un número reducido de detalles son fáciles de evaluar pero tienen una limitada capacidad de discriminación entre sistemas o técnicas radiográficas. En algunos de estos maniqués, cuando el tamaño del objeto lo permite, puede realizarse una medida objetiva de la RCR y con ese objetivo se pueden utilizar también en mamografía digital.

Por otro lado, los maniqués capaces de diferenciar entre sistemas o acusar deterioros en su funcionamiento contienen un gran número de detalles con distintos diámetros y contraste y aleatoriamente distribuidos, lo que dificulta la evaluación y alarga excesivamente el tiempo necesario para ello. Otro inconveniente es su alto

coste económico. La evaluación depende fuertemente de la experiencia del observador (variabilidad inter-observador) y de las condiciones subjetivas de evaluación (variabilidad intra-observador). Consecuentemente una evaluación correcta requiere varias lecturas y varios observadores. Una forma de superar estos inconvenientes es sustituir los observadores humanos por un observador matemático que elimine la tediosa tarea de la lectura y las fuentes de variabilidad asociadas a este proceso. Para que un algoritmo matemático o software sea una alternativa válida a los observadores humanos tiene que cumplir determinados requisitos: ambas lecturas han de estar muy correlacionadas, la lectura automática tiene que tener una sensibilidad igual o mayor y un alto poder de discriminación. En la actualidad hay disponibles algoritmos de lectura automática para uno de estos maniqués (CDMAM (Artinis) que están siendo objeto de estudio y evaluación [25-27].

En un intento de simplificar el proceso de evaluación con el CDMAM, un proyecto europeo estudia actualmente un maniqué específicamente diseñado para mamografía digital que es una versión simplificada del anterior [28].

La tendencia de los protocolos europeos de control de calidad en mamografía digital [21, 29] es evaluar la calidad de imagen midiendo los umbrales de contraste o detección para objetos con diámetros entre 0,1 y 2 mm. Siempre se recomienda utilizar imágenes sin procesar y las herramientas de visualización como lupa, inversión de la imagen, etc. En las Guía Europeas [21] las tolerancias se han fijado en virtud de la experiencia ya existente con SCP ya que la premisa generalmente aceptada es que la calidad de imagen con los SD debe ser,

como mínimo, similar a la de los anteriores. Para ello se han analizado los resultados obtenidos con el maniqué CDMAM en SCP de un gran número de centros del programa de detección precoz de cáncer de mama del Reino Unido. Se han tomado como valores aceptables los umbrales de contraste que verificarían el 97,5% de los SCP analizados. Con respecto a estos límites el citado documento hace una consideración a tener en cuenta: las tolerancias propuestas no son demasiado exigentes y, por tanto, un sistema que solo cumpla con los valores propuestos no puede ser considerado equivalente a un SCP de alta calidad. Insistiendo en lo anterior, resultados obtenidos en Holanda y Alemania concluyen que la calidad de la imagen solo puede considerarse aceptable cuando se verifiquen las tolerancias correspondientes a todos los detalles propuestos (incluidos los más pequeños).

### **Evaluaciones dosimétricas**

En el capítulo de mamografía del PECCR para las evaluaciones de dosis se fija el kerma en aire sin retrodispersión en la superficie de entrada (ESAK) como magnitud dosimétrica. La tolerancia se establece para el ESAK requerido para obtener la imagen del maniqué estándar (45 mm de PMMA) en las condiciones de referencia ( $\leq 10$  mGy). Tanto el método como la tolerancia son acordes con los propuestos en las ediciones previas de las Guías Europeas y en el "European Protocol on Dosimetry in Mammography" [30]. Sin embargo, la cuarta edición de estas Guías ha cambiado de filosofía, pasando de las determinaciones dosimétricas en condiciones de referencia a las clínicas. Las razones son las apuntadas anteriormente. En condiciones clínicas, la

igualdad del ESAK no implica el mismo riesgo en tejido glandular dado que el depósito de dosis en profundidad depende del espectro de rayos X utilizado. Esto aconseja elegir la dosis media en tejido glandular como magnitud dosimétrica y fijar en función de ella las tolerancias. El cálculo de la dosis media en tejido glandular se hace a partir del ESAK medido en la superficie de la mama y los coeficientes de conversión en tejido glandular. Se ha sustituido el coeficiente de conversión  $g_{gs}$  del Protocolo Europeo de Dosimetría antes mencionado por los nuevos coeficientes de conversión obtenidos por Dance [31] que tienen en cuenta, además del espesor de la mama, su composición en grasa y tejido glandular. Los coeficientes varían en función de la calidad del haz y de la combinación ánodo/filtro seleccionada. Esta nueva metodología hace que los valores de dosis obtenidos sean más representativos de las dosis a pacientes y de los riesgos radiológicos.

De acuerdo con el principio ALARA no hay que admitir incrementos de riesgo radiológico al pasar de los SCP a los SD y, por ello, las tolerancias se han establecido en función de los datos previos existentes con estos sistemas analógicos en Europa. El valor de dosis media glandular medido con el maniqué estándar en condiciones clínicas no debe superar los 2,5 mGy. Asimismo, la experiencia acumulada hasta ahora con los SD aconseja establecer tolerancias para otros espesores de PMMA (entre 20 - 70 mm) que simulan el intervalo práctico de espesores de mama. Medidas realizadas con algunos de estos SD permiten afirmar que, en general, las tolerancias propuestas son razonables y que los valores de dosis impartidos con ellos son intermedios entre los que se imparten



con SCP rápidos y lentos [32]. Conviene hacer algunas matizaciones con respecto a los resultados anteriores. Puesto que la RSR (y por tanto la calidad de la imagen) aumenta con la dosis, algunos SD incrementan los valores de dosis. En concreto, en nuestro país se han medido diferencias de hasta un 40 % en los valores de dosis estimados en muestras extensas de pacientes exploradas en dos equipos de la misma marca y modelo instalados con una diferencia de dos años [33]. Medidas con maniqués de PMMA demuestran que las diferencias de dosis están en un excelente acuerdo con las diferencias de la RSR entre las imágenes. Otros SD, con el fin de mejorar la calidad de la imagen (aumentando la señal y/o disminuyendo el ruido cuántico) podrían llegar a valores de dosis sensiblemente mayores a los medidos hasta ahora con los SCP.

### **Técnicas Radiográficas**

Como es bien sabido, la elección de la técnica radiográfica está condicionada por las características de la mama y también por las del detector de la imagen. Previamente hemos comentado que los nuevos equipos mamográficos permiten, en su mayoría, seleccionar combinaciones ánodo/filtro diferentes de la Mo/Mo tradicional. Cambios en el espectro repercuten tanto en la calidad de la imagen como en la dosis. En los SCP es particularmente importante maximizar el contraste inherente a los tejidos mamarios mientras que con los SD las posibilidades de potenciar el contraste con las herramientas de visualización permiten un endurecimiento del haz. Aunque en general la energía efectiva del haz puede variarse con la tensión, su efecto sobre el espectro de rayos X es limitado

debido al predominio de la radiación característica del ánodo. Los cambios más importantes para ajustar el espectro a las características de la mama se consiguen con ánodos y filtros de distintos materiales. El espectro producido con Mo/Mo tiene una alta proporción de fotones de radiación característica del molibdeno (17,9 y 19,5 keV). El filtro de Mo elimina en gran parte la radiación de frenado de baja energía y de energía superior a 20 keV que corresponde a su borde de absorción-K. Esta es la combinación más adecuada para mamas pequeñas. Con mamas por encima de 4 cm si son densas o por encima de 5 cm si son grasas o intermedias, la combinación Mo/Rh y un kilovoltaje más alto consiguen un haz más penetrante que ahorra dosis sin deteriorar severamente el contraste. El filtro de rodio deja pasar fotones con energías entre 20 y 23 keV ya que tiene el borde de absorción-K en 23 keV (frente a 20 keV del Molibdeno).

La utilización de un ánodo de rodio y un filtro de rodio (Rh/Rh) aumenta aún más la energía media del haz - la radiación característica del rodio tiene energías de 20 y 23 keV- y con ello su poder de penetración. Esta combinación es la más efectiva con las mamas gruesas o muy densas para ahorrar dosis preservando todo lo posible el contraste.

La utilización de un ánodo de volframo en combinación con filtros de Mo o Rh y una tensión adecuada proporciona espectros que representan importantes ahorros de dosis y una buena calidad de imagen sobre todo con mamas densas.

Con los SCP el intervalo habitual de tensiones está entre 24 y 32 kV dependiendo de las características de la mama. No hay que olvidar que para producir la suficiente radiación ca-

racterística con los ánodos de Mo y Rh es preciso utilizar una tensión que numéricamente supere al menos en 3 ó 4 kV el borde de absorción-K del correspondiente material. Con los SD, por la posibilidad ya mencionada de ajustar el contraste, puede ser ventajoso seleccionar tensiones ligeramente más altas que las anteriores.

Como ejemplo de lo expuesto, presentamos las técnicas radiográficas automáticamente seleccionadas por dos sistemas digitales: Senographe 2000D (GE Medical Systems) y Mammomat Novation DR (Siemens).

El Senographe 2000D tiene un ánodo con doble pista de Mo y Rh y filtros de estos dos materiales para formar las combinaciones Mo/Mo, Mo/Rh y Rh/Rh. Selecciona la técnica radiográfica en función del espesor de mama (medido por la posición del compresor) y de la atenuación de la misma estimada mediante una preexposición de 4 mAs. La tabla 1 ilustra las combinaciones ánodo/filtro utilizadas para cada intervalo de espesores de mama en el modo "STD" (estándar) que es el más habitual y la figura 3 las tensiones seleccionadas con cada combinación. La información se ha extraído de las cabeceras DICOM de una muestra de aproximadamente 20000 imágenes [33].

El Mammomat Novation DR (Siemens) dispone de un doble ánodo Mo y volframo (W) y dos filtros Mo y Rh. Esto permite seleccionar tres combinaciones diferentes Mo/Mo, Mo/Rh y W/Rh. El CAE muestrea la señal con tres áreas activas. Al ejercer la fuerza de compresión el equipo selecciona la técnica más adecuada al espesor de mama. Esta técnica tiene que ser confirmada por el usuario. Realiza un predisparo que forma parte de la imagen y cuyo tiempo (30 - 50 ms) se integra en el tiempo de exposición total. La tabla 2

**Tabla 1. Combinaciones ánodo/filtro utilizadas para cada intervalo de espesores de mama en el modo "STD" por un equipo Senographe 2000D (GE). Los datos corresponden a muestras de pacientes**

Espesor de mama bajo compresión (mm)	Ánodo/filtro		
	Mo/Mo	Mo/Rh	Rh/Rh
< 35	75%	23,5%	1,5%
35 - 60	7,5%	54%	38,5%
> 60	---	9%	91%

muestra la técnica seleccionada con cada espesor de PMMA en los controles de calidad. En ella, para mayor claridad, se han añadido los espesores equivalentes de mama calculados por Dance [31].

**BIBLIOGRAFÍA**

- López-Abente et al. Informe sobre el cáncer en España 2003. Instituto de Salud Carlos. Disponible on line www.isciii.es
- Elmore JG, Armstrong K., Lehman CD, Fletcher SW. Screening for breast cancer. *Jama* 2005 Mar 9;293(10):1245-56
- R.E. Bird, T.W. Wallace, B.C. Yankaskas. "Analysis of cancers missed at screening mammography". *Radiology* 1992; 184: 613-617
- Buist DSM, Porter PL, Lehman C., Taplin SH, White E. Factors contributing to mammography failure in woman aged 40-49 years. *J Natl Cancer Inst* 2004; 920:1432-1440
- James JJ. The current status of digital mammography. *Clin Radiol.* 2004 Jan; 59(1):1-10
- Pisano ED, Yaffe MJ, Hemminger BM y col. Current status of full field digital mammography. *Acad Radiol* 2000; 7:266-280
- Pisano ED, Yaffe MJ. Digital mammography. *Radiology* 2005;234:353-361
- Lewin JM, Hendrick RE, D'Orsi CJ y col. Comparison of full-field digital mammography with screen-film mammography for cancer detection: results of 4945 paired examinations. *Radiology* 2001. Mar; 218 (3): 873-80
- Rong XJ, Shaw CC, Johnston DA, y col. Microcalcification detectability for four mammographic detectors: flat panel, CCD, CR and screen/film. *Med Phys* 2002 sep;29(9):2052-61
- Perry N, Broeders M, de Wolf C, Törnberg S. European guidelines for quality assurance in mammography screening" 3<sup>ed</sup> Luxembourg: European Commission; 2001.
- Ciatto S, Rosselli del Turco M., Burke P, Viooli C, Paci E, Zappa M. Comparison of standard and double reading and computer-aided detection (CAD) of interval cancers at prior negative screening mammograms blind review. *Br J. Cancer* 2003;89:1645-9
- Niklason LT, Christian BT, Niklason LE, y col. Digital Tomosynthesis in breast imaging. *Radiology* 1997; 205:399-406
- Lewin JM, Isaacs PK, Vance V, Larke FJ. Dual energy contrast-enhanced digital subtraction mammography feasibility. *Radiology* 2003; 229:261-268
- Cooper VN, Oshiro T, Cagnon H y col. Evaluation of detector dynamic range in the x-ray exposure domain in mammography: A comparison between film-screen and flat panel detector systems. *Med Phys* 2003. 30 (10) 2614-21

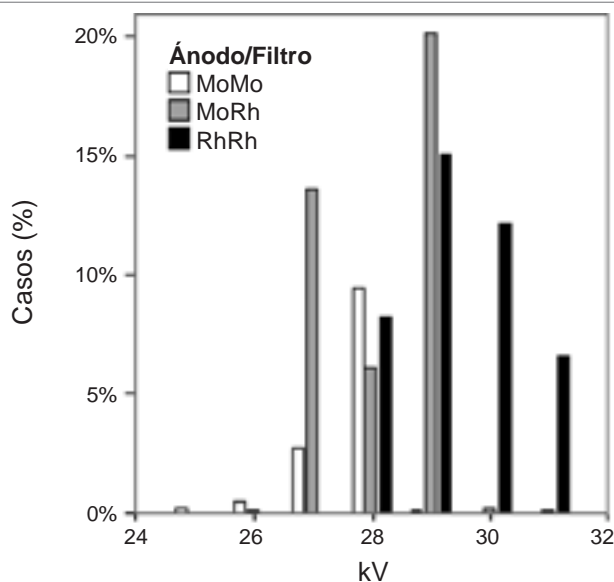


Figura 2. Distribución de tensiones utilizada con cada combinación ánodo/filtro en el modo "STD" por un equipo Senographe 2000D (GE).

**Tabla 2. Técnicas radiográficas seleccionadas automáticamente por un equipo Mammomat Novation DR (Siemens) en el ajuste H de sensibilidad durante las pruebas de control de calidad.**

Espesor de PMMA (mm)	Espesor equivalente de mama (mm)	Ánodo/filtro	kV
20	21	W/Rh	25
30	32	W/Rh	27
40	45	W/Rh	27
45	53	W/Rh	27
50	60	W/Rh	28
60	75	W/Rh	32
70	90	W/Rh	32



15. Yamada T, Ishibashi T, Sato A, Saito H, Matsuhashi T, Takahashi S. Comparison of screen-film and full-field digital mammography: image contrast and lesion characterization. *Radiol Med.* 2003 Jul-Aug; 21(4): 166-71

16. Obenaus S, Hermann K-P, Grabbe E. "Dose reduction in full field digital mammography: an antropomorphic breast phantom study. *B.J. Radiol* 2003; 76: 478-482

17. Tesic MM, Piccaro MF, Munier B. Full field digital mammography scanner. *Eur J Radiol* 1999;31:25-34

18. Muller S. Full-field digital mammography designed as a complete system. *Eur J Radiol* 1999;31:25-34

19. Zhao W, Ji WG, Debie A, Rowlands JA. Imaging performance of amorphous selenium based flat-panel detectors for digital mammography: characterization of a small area prototype detector. *Med Phys* 2003; 30:254-263

20. Fetterly KA, Schuler BA. Performance evaluation of a "dual-side read" dedicated mammography computed radiography system. *Med Phys.* 2003 Jul; 30(7): 1843-54.

21. R Van Engen., K Young, H.Bosmans and M.Thijssen, "The European protocol for the quality control of the physical and technical aspects of mammography screening. Part B: Digital mammography." In the Fourth Edition of the European Guidelines for Breast Cancer Screening (2005). In print by the European

Commission. Disponible on line: [www.euref.org](http://www.euref.org)

22. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico. Aspectos Técnicos. Revisión 1. Sociedad Española de Física Médica y Sociedad Española de Protección Radiológica. Edicomplet, 2002

23. Mammography Quality Standards Assurance Act (MQSA) U. S. Food and Drug Administration (FDA).

24. S. Vedantham, "Quality Control Techniques for Digital Mammography Systems. En: *Syllabus: Advances in Breast Imaging: Physics, Technology and Applications. Categorical Course in Diagnostic Radiology Physics* Ed. por A. Karellas y M.L. Giger. Radiological Society of North-America (RSNA, Oak Brook, EEUU). 113-117, 2004

25. CDCOM Downloadable for Windows or Linux environment. Disponible on line: [www.euref.org](http://www.euref.org).

26. R. Rico, S. Muller, G. Meter, A. Noël and J. Stinés. "Automatic Scoring of CDMAM: A Dose Study". *Proceedings of SPIE - Volume 5034. Medical Imaging 2003: Image Perception, Observer Performance, and Technology Assessment*, Dev P. Chakraborty, Elizabeth A. Krupinski, Editors, 164-173, 2003

27. Young KC, Cook J, Oduko JM, Bosmans H. "Comparison of software and human observers in reading images of the CDMAM test object to assess digital mammography systems".

*Proceedings of the SPIE* 2006.

28. H. Bosmans, K. Nijs, K. Young, F. Rogge, P. Morán, M. Chevalier, M. Borowski, R. van Engen, A. Taibi, J. Cook, Guy Marchal. "First validation of a new phantom for global quality control in digital mammography". *Proceedings of the SPIE* 2006.

29. A C Moore, D R Dance, D S Evans, C P Lawinski, E M Pitcher, A Rust, K C Young. The Commissioning and Routine Testing of Mammographic X-ray Systems. Report 89. Institute of Physics and Engineering in Medicine (IPEM). York, 2005.

30. CEC (Commission of the European Communities). "European Protocol on Dosimetry in Mammography". EUR 16263 (Luxembourg: CEC), 1995.

31. Dance DR, Skinner CL, Young KC, Beckett JR, Kotre CJ. Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol. *Phys. Med Biol* (11):3225-40, 2000

32. M. Chevalier, P. Morán, J. I. Ten, J.M. Fernández Soto, T. Cepeda and E. Vañó. "Patient dose in digital mammography". *Med. Phys* 31, 2471-2479, 2004.

33. M. Chevalier, P. Morán, J.M. Fernández Soto, E. Vañó, M.V.Martínez Asensio y T. Cepeda. "Análisis comparativo de valores de dosis a pacientes obtenidos con dos equipos de mamografía digital". XV Congreso nacional de Física Médica". Pamplona, Junio 2005.

SEPR  
XI

TARRAGONA 2007  
18 AL 21 DE SEPTIEMBRE

# XI Congreso Nacional de la SEPR

Palacio de Congresos de Tarragona  
18 - 21 de septiembre de 2007

# Imagen dinámica en fluoroscopia con detector digital

M.A. Gracia, C. Ojeda, J. Santín

Philips Sistemas Médicos. Madrid.

## RESUMEN

La tecnología de detectores fluorográficos digitales permiten diseñar sistemas que cubren el rango completo de aplicaciones cardiovasculares diagnósticas e intervencionistas. El diseño del detector viene condicionado por los requisitos de las aplicaciones médicas a las que está destinado. Así, la resolución espacial y temporal, la sensibilidad, el DQE y la relación señal-ruido, son figuras de mérito que caracterizan su idoneidad. El detector se compone de una primera capa de Csl que es el receptor primario de la imagen de RX, seguido por una capa de lectura de silicio amorfo, y una matriz de transistores TFT que permiten enviar la información a los multiplexadores y convertidores A/D que nos proporcionan la imagen digital final.

## INTRODUCCIÓN

La tecnología de los detectores digitales para imágenes estáticas está sobradamente aceptada como la mejor solución digital para el Departamento de Radiología. Mejoras sustanciales en términos de calidad de imagen, flujo de trabajo y reducción de dosis se han llevado a cabo haciendo uso de ella.

En los últimos años, la investigación se ha centrado en los equipos de Rayos X dedicados a las aplicaciones intervencionistas, habiendo experimentado una gran revolución con la introducción del detector digital dinámico, elemento que ha demostrado su superioridad ante el intensificador de

imagen. Tecnológicamente, ha sido un gran avance no exento de dificultades que nos va a aportar la mejor calidad de imagen con la menor dosis posible.

Nuestro propósito es analizar las dificultades y soluciones que se han encontrado en el desarrollo del detector digital dinámico y finalmente estudiar su estructura, repasando los principales elementos que lo constituyen.

## DIFICULTADES Y SOLUCIONES EN EL DISEÑO DEL DETECTOR

Los detectores digitales para estudios dinámicos están compuestos por una superficie de píxeles de silicio amorfo hidrogenado (a-Si:H), superficie que

## ABSTRACT

The Flat Detector technology allows systems to be designed for covering the complete range of cardiovascular applications. Requirements from some medical applications translate into design requirements of the detector. This affects spatial and temporal resolution, sensitivity, DQE and signal to noise ratio. The current technology of choice for the actual dynamic flat detector is the combination of a scintillator of Thallium doped Csl with an amorphous silicon photodiode array with TFT. The flat panel is connected to dedicated electronics, which provides low noise column readout and multiplexing into an electrical signal, which is digitalized to provide a direct digital image output.

lleva solidaria una capa que es el receptor primario de la radiación. La lectura de estos dispositivos se lleva a cabo en tiempo real con tasas de hasta 30 imágenes por segundo. Esta tecnología permite realizar un diseño del detector que cubre todos los rangos de aplicaciones con Rayos X. Los requerimientos de algunas aplicaciones clínicas, como la angiografía con sustracción digital (DSA), las aplicaciones cardíacas y la fluoroscopia a baja dosis, son muy exigentes con respecto al comportamiento temporal, a la velocidad de lectura, y la eficiencia de detección cuántica (DQE).

Por tanto, a la hora de diseñar un detector plano dinámico nos encontramos





Figura 1. Comportamiento temporal interno del detector.

con una serie de requerimientos que afectan principalmente a tres áreas:

- Comportamiento temporal
- Velocidad de lectura
- DQE, particularmente a bajas dosis

La velocidad de lectura del sistema está directamente relacionada con la electrónica de éste, mientras que el comportamiento temporal y el DQE vienen principalmente determinadas por la elección del material conversor de los Rayos X. Especialmente con respecto a estos dos últimos parámetros veremos que el yoduro de cesio dopado con talio (CsI:TI) en combinación con fotodiodos de a-Si:H es actualmente la mejor elección tecnológica para los detectores planos dinámicos.

### Comportamiento temporal

Todos los detectores basados en la tecnología de silicio amorfo presentan un efecto de remanencia que da lugar a artefactos en la imagen. Existen tres motivos principales que causan señales residuales dando lugar a borrosidad y sombras en la imagen obtenida por el sistema:

- Destellos de la capa de CsI
- Electrones atrapados en los fotodiodos de a-Si:H
- Lectura incompleta del píxel debido a la constante RC del fotodiodo y TFT.

Los destellos de la capa de CsI:TI pueden minimizarse seleccionando el nivel de dopado adecuado y asegurando que el talio (TI) se encuentra distribuido de una forma homogénea en el material.

La densidad de trampas en los fotodiodos de a-Si:H depende en gran parte del proceso de sedimentación del material. El uso de una luz de refresco permite reducir la señal residual en un factor aproximado de 3-5. Se basa en mantener ocupados los estados de trampa en el a-Si:H, mediante la exposición del panel, una vez antes de cada imagen, a fotones ópticos. Esta exposición permitirá rellenar las trampas, aunque permanecerá una carga remanente que ha de ser eliminada sometiendo al sistema a un reseteo eléctrico antes de que éste sea expuesto a los Rayos X, como muestra la figura 1.

Por tanto, el uso de la luz de refresco nos permitirá, además de reducir la señal residual, tener una señal de carga disponible mayor de los fotodiodos; este efecto se conoce como el efecto de ganancia del fotodiodo y puede llegar a ser hasta un 8% mayor. La luz de refresco permite una reducción de este efecto en un factor de 4-10, dependiendo de la luz y la dosis de Rayos X.

La última contribución a la señal residual, la lectura incompleta, se minimiza realizando un buen diseño de la combinación fotodiodo-TFT y de los cir-

cuitos integrados. Además, el uso del reseteo eléctrico tras la aplicación de la luz de refresco elimina cualquier señal residual debida a una lectura incompleta.

A 25 i/s y con luz de refresco el porcentaje de señal residual en la primera imagen sería de 1.86%, disminuyendo al 1.43% en la segunda; después de un segundo será de un 0.43% y de un 0.06% tras diez segundos de la exposición

### La velocidad de lectura

En primer lugar, nos encontramos con paneles con una gran cantidad de píxeles que deben ser leídos de una manera extraordinariamente rápida y con la máxima fiabilidad. Para aumentar esta velocidad, el panel del detector se distribuye en dos grupos, de modo que pueda realizarse una lectura en paralelo de las dos mitades del panel. La electrónica de lectura del detector está constituida por una serie de circuitos integrados que alimentan un convertidor analógico digital (ADC) de 14 bits. El diseño del panel y de los circuitos integrados asociados permite que la lectura de una línea en cada mitad del panel se realice en un tiempo de 22.5  $\mu$ s. Por tanto, en el caso de una matriz de 1080 x 960 píxeles, dividiéndola en dos grupos de 1080 x 480 píxeles, el tiempo de lectura completo será de 10.8 ms. También se implementa el llamado modo agrupado que mediante hardware específico da como resultado que una matriz de 540 x 480 píxeles pueda ser leída en 5.4 ms. En el cálculo del tiempo de lectura necesario para obtener una imagen, se tiene en cuenta un retardo de 3 ms por imagen debido a la luz de refresco y al reseteo eléctrico entre otros factores.

Tanto el tamaño de la matriz efectiva como la posición del área activa es programable. Por consiguiente, cualquier formato de imagen deseado puede ser definido como un modo de trabajo del detector.

La información desde los convertidores analógico-digitales se transmite a una memoria dedicada en la que tiene lugar la reordenación de los píxeles que han sido adquiridos simultáneamente. La transmisión de la imagen al procesador se realiza mediante una conexión óptica y comienza en el momento en que la primera línea de la mitad superior del panel se encuentra disponible en la memoria. La conexión óptica es capaz de transmitir a una velocidad de 50 Mpíxel/s. Finalmente, se obtiene un tiempo de transmisión de 22.4  $\mu$ s por línea de 1080 píxeles.

### DQE a bajas dosis

El DQE viene determinado por la capa de CsI:Tl, a través de la absorción primaria y de la función de transferencia de modulación (MTF), y por el ruido electrónico. El límite teórico para el DQE a una frecuencia espacial de cero se define por la fracción de absorción de la capa de CsI:Tl.

Para mantener una alta MTF, para espesores efectivos de la capa de CsI:Tl de 510 mm, los parámetros del proceso de sedimentación del CsI pueden variarse para obtener un compromiso entre resolución espacial y sensibilidad. Algunos experimentos nos han mostrado que podemos alcanzar una alta MTF con una caída en la sensibilidad del 20%. Por consiguiente, la decisión en el diseño será: O bien, tomamos una alta MTF en combinación con una caída en la sensibilidad de un 20%, o asumimos una baja MTF en

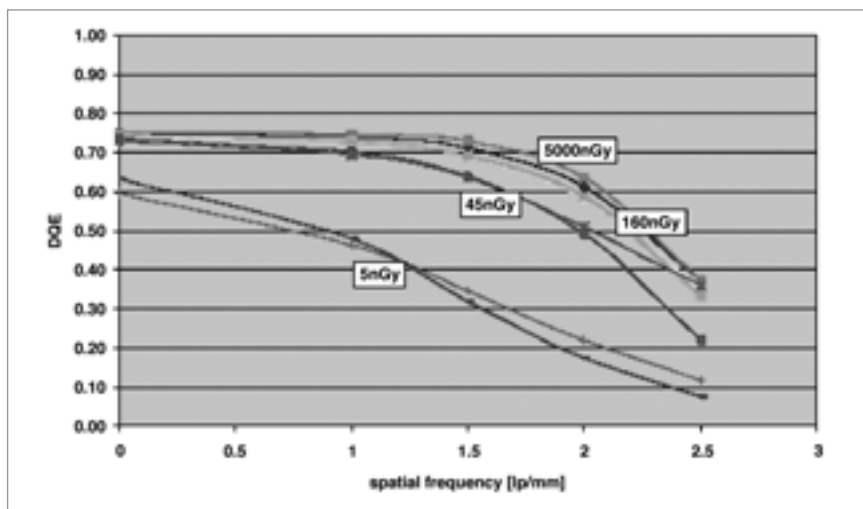


Figura 2. Curvas simuladas de DQE para varios niveles de dosis. Para cada valor de dosis se han calculado los valores para dos procesos de deposición diferentes del CsI.

combinación con una sensibilidad más alta.

La figura 2 muestra un modelo donde representamos el DQE como función de la frecuencia espacial para diferentes niveles de dosis, comparando dos procesos de sedimentación distintos.

Los resultados de la simulación nos muestran que no hay una gran diferencia entre las curvas de la DQE para los dos procesos de sedimentación para valores altos de dosis. Para los valores más bajos de fluoroscopia (5 nGy) los resultados son similares para ambos procesos, con una ligera mejor respuesta dentro de las frecuencias espaciales más bajas para los procesos con mayor sensibilidad y, por el contrario, una mejor respuesta dentro de las frecuencias espaciales más altas para procesos con una mayor MTF.

Estos resultados nos dan un margen para considerar otros parámetros de diseño como, por ejemplo, los requisitos de fabricación y el rendimiento global del sistema.

Otro parámetro relevante es el ruido electrónico. En la figura 2 podemos apreciar como este parámetro tiende a

degradar el DQE a niveles de dosis muy bajos como se demuestra para la curva de 5 nGy. Hay varias fuentes de ruido electrónico en un detector digital, los más importantes son el ruido KTC y el ruido debido a los amplificadores operacionales que se encuentran en la placa de silicio amorfo. Los mejores resultados solamente se podrán obtener si todas las contribuciones al ruido electrónico son optimizadas individualmente.

### ESTRUCTURA DEL DETECTOR DIGITAL

El detector digital es el componente del sistema que se encarga de convertir la imagen proyectada por los Rayos X en imágenes digitales. Los fotones de Rayos X, emitidos por el tubo de Rayos X, atraviesan al paciente e impactan en el detector. A la entrada de éste, los fotones incidentes alcanzan la capa de yoduro de cesio, siendo transformados en fotones de luz visible. La intensidad de los fotones emitidos es proporcional a la energía depositada a la entrada del detector. Finalmente, son convertidos por

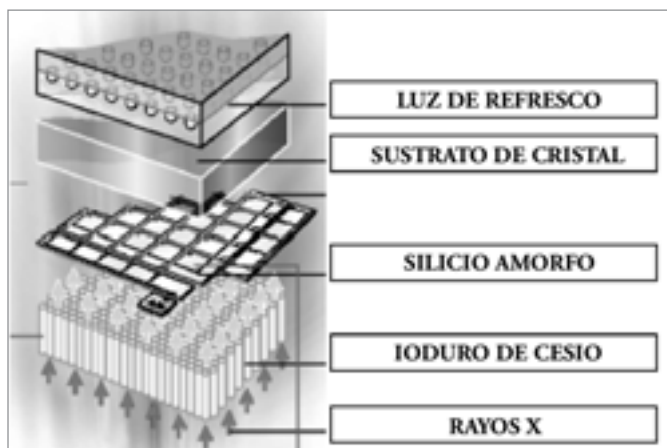


Figura 3. Elementos del detector digital.

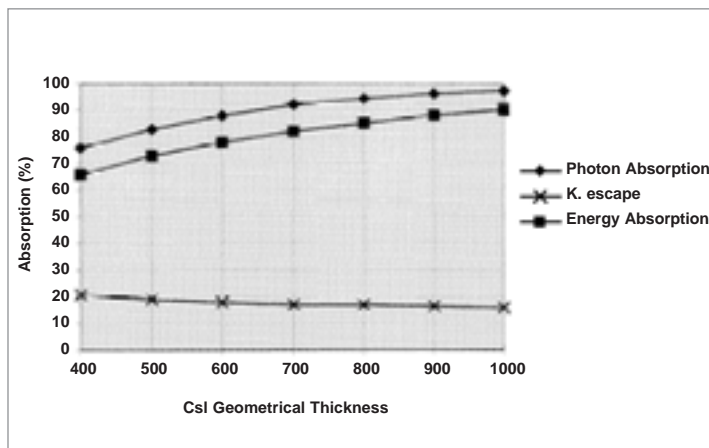


Figura 4. Relación entre la absorción de fotones y el espesor de la capa de CsI.

los fotodiodos contenidos en la matriz de silicio amorfo en impulsos eléctricos que serán recogidos y convertidos en datos digitales. Cada píxel recoge una señal proporcional al flujo local de Rayos X y a su energía.

Todo este proceso de detección y conversión hasta llegar a una imagen digital se lleva a cabo de un modo tan eficiente que el detector digital se ha convertido en el nuevo "gold standard".

Las diferentes partes que constituyen el detector se encuentran representadas en la figura 3.

### Capa de ioduro de cesio dopado con talio

El detector primario lo constituye una capa de CsI:Tl, adherido al sustrato de a-Si:H mediante un procedimiento especial de evaporación termal que asegura un acoplamiento perfecto. El CsI es dopado con Tl que es usado como activador.

Una tecnología alternativa basada en el selenio (Se) está aún bajo discusión ya que, mediante pruebas en laboratorio, se ha determinado que el CsI:Tl proporciona una eficiencia de conver-

sión mayor que el selenio, gracias a su alta capacidad de absorción de Rayos X, su alta emisión de luz y su rápida respuesta. Por lo que la sensibilidad del Se y por lo tanto la relación señal ruido, incluso para capas gruesas, es más baja que para la combinación CsI/a-Si. Adicionalmente, en el Se, pueden presentarse problemas con respecto al comportamiento temporal, debido a la alta densidad de trampas del material.

Otro de los motivos por el que se selecciona CsI:Tl, es que permite crear una estructura microscópica de columnas que canalizan los fotones visibles a la capa de a-Si:H sin pérdida de resolución, actuando como guías de luz.

La capa de CsI:Tl tiene un espesor de aproximadamente 610 µm y una densidad de empaquetamiento del 90%, siendo el espesor sólido equivalente de unos 550 µm. Este espesor nos permitirá absorber los fotones de Rayos X en un porcentaje superior al 80% y convertirlos en fotones de luz visible verde, que son detectados fácilmente por el a-Si:H, ya que se encuentran dentro de su rango espectral, manteniendo un valor óptimo de MTF.

La figura 4 representa la absorción estimada de fotones de Rayos X incidentes en función del espesor de la capa de CsI:Tl. Se observa que para un espesor de unos 550 µm, la absorción de fotones de Rayos X es mayor del 80%.

### La capa de silicio amorfo

El corazón del detector plano está constituido por una capa semiconductor de silicio amorfo hidrogenado (a-Si:H). El silicio amorfo, o no cristalino, nos permite cumplir con los requerimientos funcionales necesarios en el sistema: un campo útil adecuado y una excelente resolución.

La capa de a-Si:H está dividida en una matriz de millones de sensores denominados fotodiodos. Cada uno de estos fotodiodos tiene un elemento de conexión del tipo TFT ("Thin Film Transistor"), situado de tal manera que pueda ser conectado en ambas direcciones, filas y columnas, de lectura. Cada píxel de la imagen lleva asociado un conjunto de fotodiodo y TFT (figura 5). Cada sensor de la capa de a-Si:H se corresponde de manera directa con un píxel de la imagen.

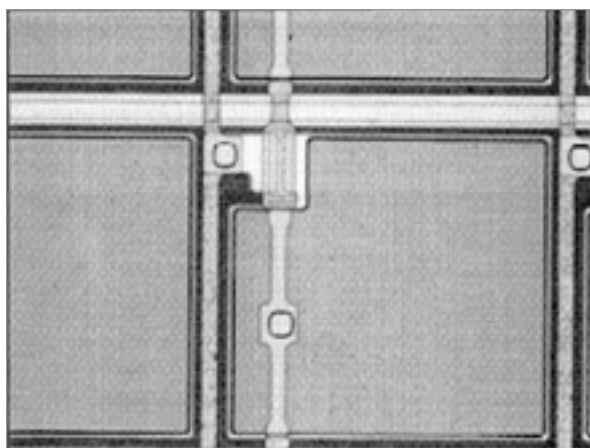


Figura 5. Detalle de un píxel.

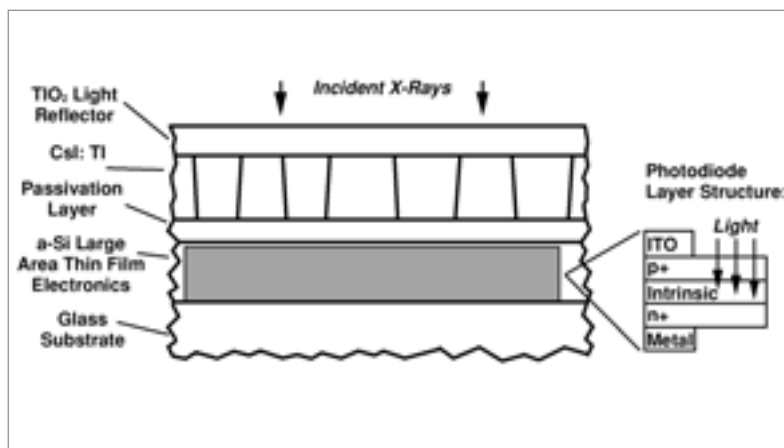


Figura 6. Sección del detector digital

La función de un TFT es la de un interruptor que permite el flujo de cargas desde cada uno de los fotodiodos hacia la denominada "línea de Datos".

En el diseño de los fotodiodos se tiene en cuenta una gran cantidad de parámetros:

- El espesor de los fotodiodos debe ser compatible con un bajo nivel de ruido, ya que, cada vez que el píxel es leído, es reseteado, con lo que introducimos el ruido KTC.
- La eficiencia cuántica de los fotodiodos debe ser cuidadosamente optimizada, minimizando al máximo la capa "p" (figura 6). A su vez, el grosor de la capa intrínseca es de aproximadamente de 1 a 1.5  $\mu\text{m}$ . De esta manera, se optimiza la eficiencia cuántica de los fotones incidentes hasta un máximo de un 90% para una longitud de onda de 560nm.
- El factor de llenado óptico del fotodiodo debe ser el máximo para alcanzar el valor óptimo en la relación señal-ruido en modo fluoroscopia a baja dosis.
- Sin embargo, no es deseable que el factor de llenado óptico sea del

100%, ya que si reducimos el espacio entre el fotodiodo y las líneas de lectura se incrementa la capacitancia parásita, lo que a su vez lleva que la capacitancia total de la línea de lectura aumente, aumentando el nivel de ruido. Además, tendremos que dejar espacio para que la "luz de frescos" pueda infiltrarse entre los fotodiodos. En la práctica, el factor de llenado óptico es del 70%, contando con la existencia de algunos fotones que se reflejan en las líneas metálicas.

- Más importante incluso que el valor del factor de llenado óptico es el factor de llenado en relación con la absorción de Rayos X, ya que éste afecta de manera directa al ruido cuántico. Este "factor de llenado de Rayos X" es del 100% ya que todo el área del píxel está cubierta por CsI
- Debemos cuidar que la superficie que ocupan los elementos de conexión (TFT) sea la menor posible, y de optimizar la velocidad de transmisión: esto significa que la impedancia en el modo activado debe ser lo suficientemente pequeña como para permitir, junto con la capacitancia del fotodiodo, una constante temporal RC que sea compa-

tible con el modo más rápido requerido por el sistema.

El diseño de la matriz en su conjunto presenta, a su vez, una gran complejidad:

- El tiempo de retardo a lo largo de la "línea de datos" tiene que ser controlado. Esto depende de la resistencia del fotodiodo, la capacitancia del TFT y el número de píxeles en una línea.
  - Para alcanzar un mayor número de imágenes por segundo, la matriz se divide horizontalmente, de manera que dos partes puedan ser leídas simultáneamente.
  - La capacitancia y resistencia de la línea de datos son factores críticos para controlar el nivel de ruido. La capacitancia determina en gran medida el ruido de los chips de lectura. La resistencia de la línea de datos, por su parte, añade un ruido térmico con un ancho de banda que depende del tiempo de lectura. En la práctica, la capacitancia de la mitad de la línea de datos es muy baja (50pF) y su resistencia es de aproximadamente 800  $\Omega$ .
- Entre las capas de silicio amorfo y CsI:TI se sitúa una capa pasiva de

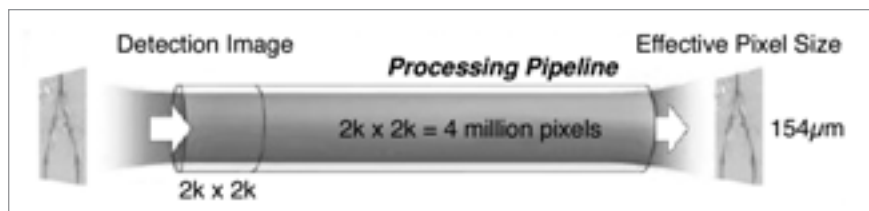


Figura 7. Cadena de imagen.

SiON de 0.6µm. Este material tiene una buena transparencia y es una buena base para la colocación del CsI:Tl. Además, protege a las estructuras de a-Si:H de cualquier tipo de interacción química con la capa de CsI:Tl y reduce el ruido térmico de ésta.

### Electrónica del sistema

Cada uno de los fotodiodos produce señales a razón de treinta veces por segundo, es decir, grandes cantidades de datos generados a una gran velocidad. Sin duda, poder utilizar esta ingente cantidad de datos es el principal reto de las cadenas de imagen de los

sistemas. Los sistemas electrónicos tienen que convertir todos los datos obtenidos para crear imágenes de alta calidad (figura 7). Así pues, obtendremos una altísima resolución con una mejor calidad de imagen, permitiéndonos, además, hacer un zoom a las diferentes zonas de interés sin perder detalle.

La estructura general del detector se muestra en la figura 8. Los ánodos de los fotodiodos están conectados a un electrodo común que a su vez, está conectado a una fuente externa de voltaje.

Los cátodos de todos los fotodiodos de cada columna se conectan a una lí-

nea de lectura común a través de los TFT, que actúan como interruptores. Las puertas de los fotodiodos se activan de forma secuencial, línea por línea, para transferir de forma individual a través de los amplificadores operacionales, la información contenida en cada fotodiodo. Las puertas de todos los TFT de cada fila están conectadas a una línea común de salida, que está gobernada por un controlador dedicado.

Con esta estructura todos los píxeles de una línea son leídos simultáneamente. Por lo tanto, la velocidad máxima de lectura de la configuración estará caracterizada por  $\tau = C_p \times R_{TFTon}$ , donde  $C_p$  es la capacitancia del fotodiodo y  $R_{TFTon}$  es la resistencia del TFT en modo ON.

Los voltajes de salida de los amplificadores son muestreados, y, más tarde, almacenados en circuitos locales sample&hold, para posteriormente, llevarlos a un multiplexor analógico innovador, que añade menos del 0.1% de ruido. La amplificación se realiza antes del multiplexor para evitar una amplificación del ruido.

Las funciones anteriores están integradas en un chip (LOMAX) que es el componente central de la electrónica de lectura (figura 9). Es un ASIC (Application-Specific Integrated Circuit) fabricado con tecnología CMOS. El chip ofrece 64 ó 120 entradas multiplexadas en una única salida.

El avanzado diseño del detector y la excelencia en los componentes nos aseguran que la información disponible no se perderá ni se verá distorsionada. Combinando las columnas con el multiplexor, los convertidores analógico/digital (A/D) puede colocarse fuera de los chips de lectura donde hay suficiente espacio para colocar un convertidor A/D de alta potencia que entrega al menos 14 bits efectivos por fila.

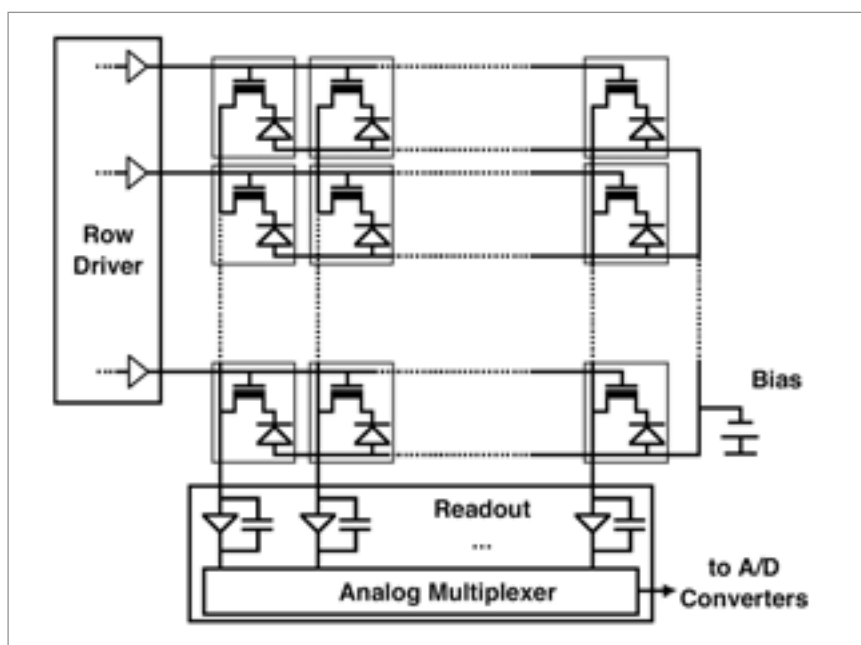


Figura 8. Esquema general del detector.

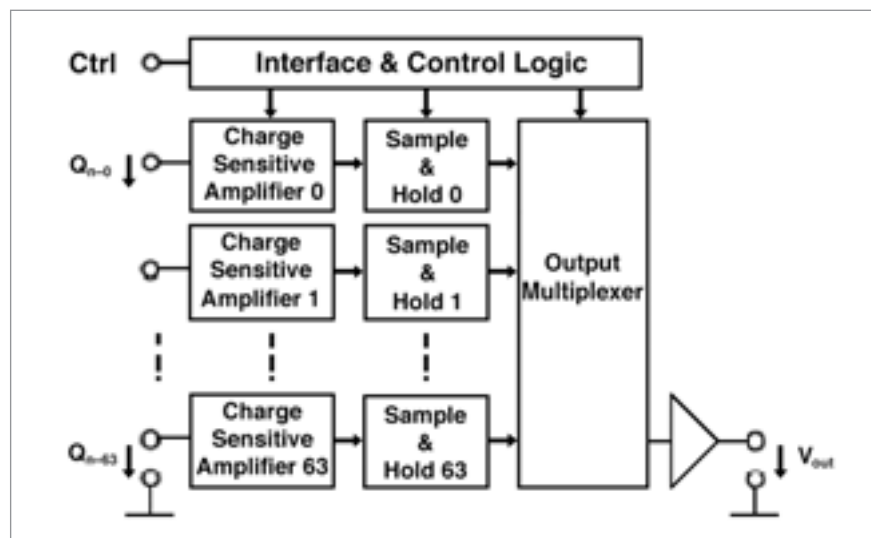


Figura 9. Esquema del LOMAX.

### “Luz de refresco”

Todos los detectores basados en la tecnología de silicio amorfo presentan un efecto de remanencia que da lugar a artefactos en la imagen (apartado 2.1.). Sin embargo, se ha desarrollado un concepto único: “la luz de refresco”. Esta es una técnica innovadora que nos permite eliminar la sombra en las imágenes estáticas y la borrosidad en las dinámicas.

El retraso que aparece se produce cuando algunos electrones son de forma momentánea “atrapados” en el silicio amorfo. Cuando éstos son liberados, permanecen atrapados durante un periodo de tiempo que oscila entre algunos  $\mu$ s y varios segundos, los fotodiodos recogen la señal que se traducirá en sombra o borrosidad en la imagen.

Para prevenir el retraso, se expone a la capa de silicio amorfo, una vez por imagen, a fotones ópticos, de modo que todas las trampas de la capa amorfa se rellenan con electrones, no dejando ninguna vacía que retrase la señal en la siguiente imagen. Cada

imagen es adquirida desde la “línea de salida”, creando imágenes perfectamente bien definidas gracias a que virtualmente no hay una señal residual y a que la señal de carga del fotodiodo es hasta un 8% mayor.

### Estructura física del detector

El detector, incluyendo la capa de CsI:TI, la de a-Si:H, la electrónica y la protección de plomo, está integrado en una carcasa plana, con un espesor total  $< 100$  mm, con forma rectangular o cuadrada y bordes redondeados.

Consiste en una ventana de entrada hecha de un material compuesto de fibra de carbono y una base donde se encuentran las partes térmicas y mecánicas del sistema. El área sensible se encuentra centrada en la carcasa, situada de forma optimizada de tal manera que la distancia entre los bordes exteriores y la superficie de entrada de la ventana sea mínima.

Todo esto lleva al diseño de un detector plano ultra fino que permite más espacio y acceso al paciente

### CARACTERÍSTICAS FUNCIONALES DEL DETECTOR

El diseño se realiza de tal manera que permita alcanzar un compromiso entre la mejor adaptación a la zona de estudio, la cobertura y el menor tamaño físico externo.

En el mercado existe una gran variedad de tamaños de detectores que permiten cubrir un amplio rango de aplicaciones. En primer lugar, para aplicaciones radiográficas se ofrecen detectores de 43cm x 43cm. para satisfacer los estándares (35cm x 43cm) que se utilizan en radiografía.

Para aplicaciones intervencionistas, el tamaño compacto de 18cm x 18cm. es el ideal para cardiología, donde la posibilidad de realizar proyecciones con angulaciones múltiples es esencial. Este tamaño es equivalente al del intensificador de imagen de 23 cm.

Para todas las demás aplicaciones intervencionistas, radiología vascular y neurorradiología, el tamaño de detector más extendido es de 30cm x 40cm (figura 10). Con esta disposición tenemos la posibilidad de adaptarnos a la forma anatómica objeto del estudio. El nuevo detector, con su diseño compacto, garantiza el mejor acceso al paciente en cualquier proyección y la mejor cobertura en cada estudio o aplicación, permitiendo situar el detector en posición longitudinal, apaisada u oblicua. Este detector es equivalente a un tamaño de intensificador de imagen de 31cm y 38cm.

La resolución es un parámetro que está directamente relacionado con el tamaño del píxel y el píxel pitch (distancia desde el centro de un píxel al centro del píxel vecino.). El detector digital debe ser fabricado con un píxel pitch optimizado para la aplicación que vayamos a realizar: píxeles más

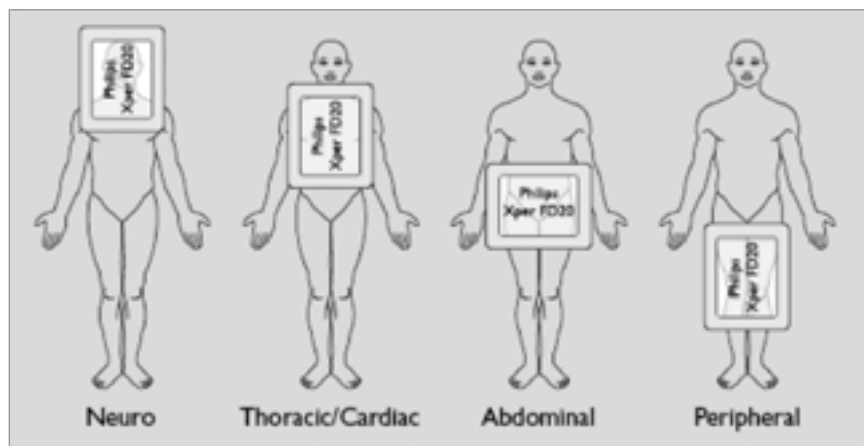


Figura 10. Diferentes posicionamientos del detector.

grandes para cuando necesitemos una mayor sensibilidad y píxeles más pequeños para apreciar detalles más finos.

La figura 11 representa el rango en el que se puede mantener la calidad de imagen en un nivel constante en función del píxel pitch (desde 140  $\mu\text{m}$  hasta 190  $\mu\text{m}$  aproximadamente). Píxeles por debajo de este rango nos darán un ruido muy alto que degradará la imagen, mientras que, píxeles por encima reducirán la resolución hasta el punto de perder detalles esenciales.

Con estos parámetros de tamaño de detector y de píxel las matrices resultantes serán de 2480 x 1920 píxeles para detectores de aplicaciones radiológicas intervencionistas y de 1080 x 960 píxeles para detectores de aplicaciones cardiológicas.

### CALIDAD DE IMAGEN

La introducción de la tecnología digital ha llevado consigo un aumento considerable en la calidad de imagen de

los sistemas. La calidad del detector es medida en función de su sensibilidad, resolución y nivel de ruido.

El ruido, la sensibilidad y la MTF deben ser optimizadas por separado. Aunque siempre, teniendo en cuenta que los tres parámetros interactúan entre si de la siguiente manera:

### MTF vs. Sensibilidad

La sensibilidad debe ser maximizada a la vez que mantenemos la resolución (MTF) en su valor óptimo. Óptimo no necesariamente quiere decir máximo; optimizando el espesor de la capa de CsI, podemos obtener el balance óptimo entre sensibilidad y MTF. La figura 12 nos da la relación entre la frecuencia espacial y la MTF para un espesor de capa de CsI desde 400  $\mu\text{m}$  hasta 1000  $\mu\text{m}$ .

En la figura 13 se detalla la relación entre la sensibilidad y el espesor de la capa de CsI para diferentes valores de temperatura.

### Ruido y relación señal ruido (SNR)

El ruido es también crítico para el DQE. Muchas fuentes contribuyen al ruido del detector.

- El mecanismo de lectura del píxel introduce el ruido KTC
- La corriente de fuga del fotodiodo produce un ruido adicional. En fluoroscopia, este ruido es despreciable, pero es especialmente crítico para el modo radiográfico.
- El conjunto de TFTs, que pertenecen a una misma línea de datos, durante el tiempo de lectura de esta línea también contribuyen al ruido.
- La resistencia de la línea de datos introduce un ruido térmico que viene

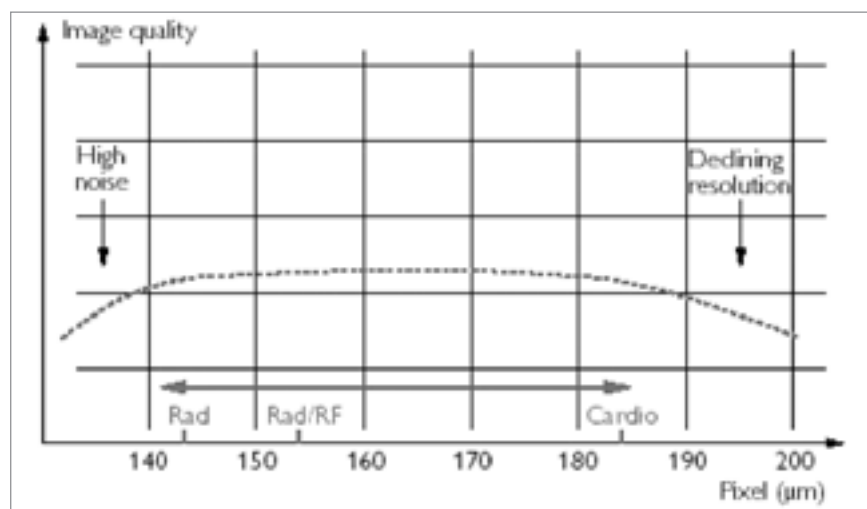


Figura 11. Relación entre tamaño de píxel y calidad de imagen.

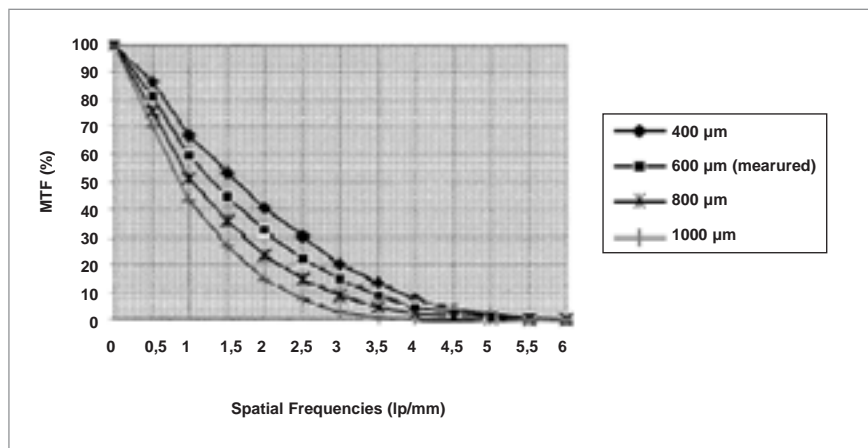


Figura 12. MTF vs. Espesor de la capa de CsI.

determinado por el circuito integrado de lectura.

- La electrónica analógica y el convertidor A/D deben ser cuidadosamente diseñados para que produzcan un ruido muy bajo para altas tasas de multiplexación.
- Otras fuentes menores de ruido existentes que son prácticamente despreciables no se han tenido en cuenta.

Usando los datos de sensibilidad y ruido, la SNR puede ser cuantificada. De esta manera se obtiene la figura 14, que nos da una indicación de la SNR estimada a 10 nGy, en el mejor y peor de los casos, así como para dos temperaturas diferentes.

### DQE

La eficiencia del detector, o la capacidad de convertir los Rayos X en una imagen es medida por el DQE. Cuanto mayor sea el grosor de la capa de CsI:TI, mayor será el DQE. Pero con espesores muy gruesos reduciremos la MTF, por tanto tendremos que llegar a un compromiso entre ambos parámetros.

Basándonos en los datos anteriores (ruido, MTF y sensibilidad), podemos

obtener la DQE estimada para modos fluoroscópicos de alta resolución con espesores de capa de CsI de 600 y 800 μm (figura 15). Como era de es-

perar, la absorción y la SNR (a bajas frecuencias) son mejores para espesores de 800 μm. Por último, la DQE, para modos radiográficos con una alta resolución, se espera que sea muy buena para rangos de μGy.

### CONCLUSIÓN

Los detectores digitales se han convertido en un "gold-standard", mejorando, sin lugar a duda, la calidad de imagen con respecto a las combinaciones II/TV, reduciendo, a su vez, la dosis tanto al paciente como al personal y permitiendo que el flujo de trabajo sea mucho más eficaz. Los detectores poseen una sensibilidad optimizada con valores del DQE de hasta un 75%. Todo ello cubriendo un amplio rango de aplicaciones clínicas.

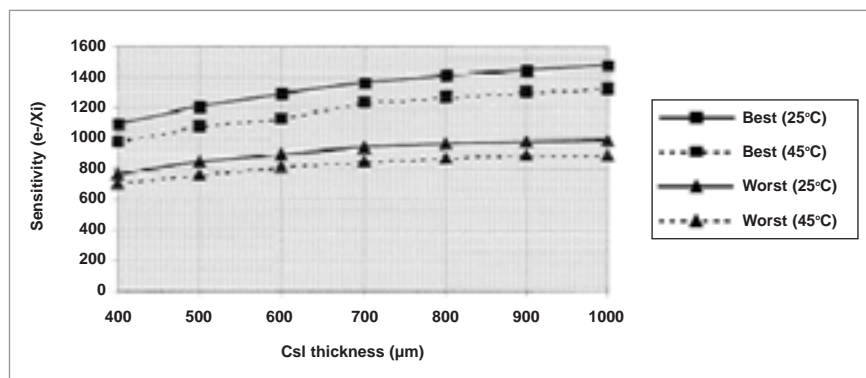
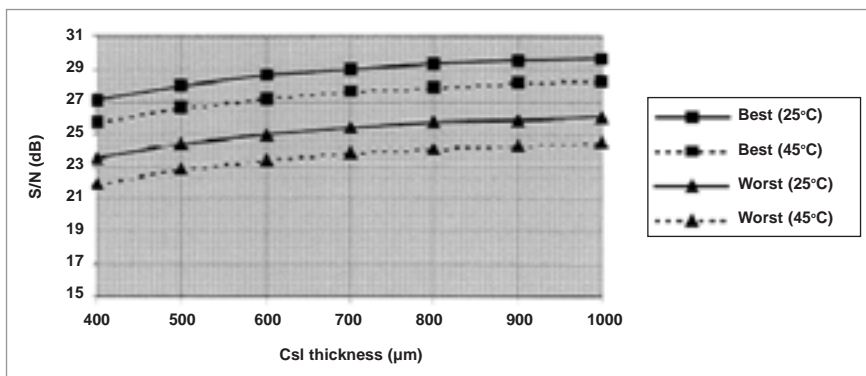


Figura 13. Sensibilidad vs. Espesor de la capa de CsI.

Figura 14. S/N @ 10 nGy, 2x2, 30 i/s.





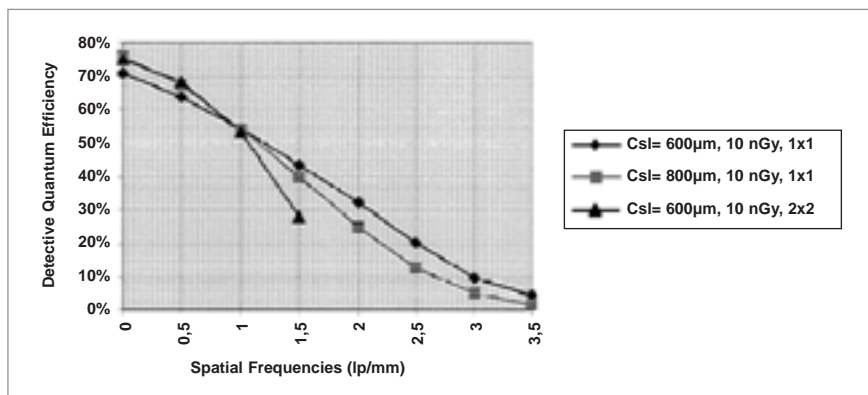


Figura 15. DQE.

mental Performance Parameters of X-Ray Detectors. Proc. SPIE Vol. 4320: 287-298; 2001.

6. Chaussat C. y col. TRIXELL, New CsI/aSiH 17x17 in. X-Ray flat-panel detector provides superior detectivity and immediate direct digital output for general Radiography systems. SPIE 98.

7. Moy J-P. TRIXELL, Image quality of scintillator-based X-Ray electronic imagers. SPIE 98.

8. Chabbal J. y col. TRIXELL, Amorphous Silicon X-Ray Image Sensor. SPIE 96.

9. Jung N. y col. Philips Research Lab, Dynamic X-Ray Imaging System based on an Amorphous Silicon Thin Film Array. SPIE 98.

10. Bruijns T.J.C. y col. Philips Medical Systems, Technical and Clinical Assessments of an experimental Flat Dynamic X-Ray Image Detector System. SPIE 99.

11. Schiebel U. y col., Philips Research Lab, Fluoroscopic X-ray Imaging with Amorphous Silicon Thin Film Array. SPIE 94

12. Weisfield R. y col., dpiX, High Performance Amorphous Silicon Image Sensor for x-ray Diagnostic Medical Imaging Application. SPIE 99.

13. Colbeth R.E. y col., VARIAN Associates, Inc, Characterization of a third generation, multi-mode sensor panel. SPIE 99.

## REFERENCIAS

1. Granfors P.R., Albagli D., Tkaczyk J.E., Aufrichtig R., Netel H., Brunst G., Boudry J., Luo D. Performance of a Flat Panel Cardiac Detector. Proc. SPIE Vol.4320: 77-86; 2001.
2. Overdick M., Solt., Wischmann H.A. Temporal Artifacts in Flat Dynamic X-Ray Detectors. Proc. SPIE Vol.4320: 47-58; 2001.
3. Weisfield R.L., Bennett N.R. Electronic noise analysis of a 127-micron pixel TFT/pho-

tododiode array. Proc. SPIE Vol.4320: 209-218; 2001.

4. Wischmann H.A., Luijendijk H., Meulenbrugge H., Overdick M., Schmidt R., Kiani K. Correction of Amplifier Non-Linearity, Offset, Gain, Temporal Artifacts, and Defects for Flat Panel Digital Imaging Devices. Proc. SPIE Vol. 4682; 2002.

5. Busse F., Rütten W., Wischmann H.A., Geiger B., Spahn M., Bastiaens R.J.M., Ducourant T. Methodology to Measure Funda-

Declarado de Interés Sanitario  
por el Ministerio de Sanidad  
y Consumo



# SIPRP06

## Simposium Internacional sobre Protección Radiológica del Paciente

2 - 4 de octubre de 2006

Aula Magna de la Facultad de Medicina de Málaga

Organizado por:

Sociedad Española de Protección Radiológica  
Sociedad Española de Física Médica

## Especial Radiología Digital

### Reunión de consultores para puesta en marcha de la web del OIEA sobre protección radiológica de los pacientes celebrada en Viena los días 28, 29 y 30 de noviembre de 2005

El Organismo Internacional para la Energía Atómica (OIEA) coordina el Plan Internacional de Protección Radiológica de los Pacientes que tuvo su origen en la Conferencia de Málaga (marzo 2001) y que fue refrendada posteriormente por la Asamblea General del OIEA.

Uno de los objetivos del citado Plan fue la puesta en marcha de una WEB que pudiera ser de utilidad por los pacientes y profesionales sanitarios en todo lo relativo a temas de protección radiológica (PR).

El OIEA está dedicando un considerable esfuerzo en preparar la citada WEB a través de reuniones de expertos en las diferentes áreas médicas, en las que los aspectos de PR son de especial relevancia. Además de algunos temas singulares, como la PR en el embarazo, las áreas de interés se están canalizando por actividades o especialidades concretas, y la cardiología intervencionista ha sido una de las seleccionadas por su gran desarrollo y por el nivel de riesgo radiológico implicado en los procedimientos de cateterismo cardíaco, tanto para los pacientes como para los profesionales sanitarios.

En la reunión de consultores celebrada en la sede del OIEA en Viena, durante los días 28, 29 y 30 de noviembre de 2005, han participado dos cardiólogos: G. Bernardi de Italia, E. Kuon de Alemania y Eliseo Vañó de España como experto en Física Médica y PR. Ha actuado como secretario científico el Prof. M. Rehani, funcionario del OIEA.

Durante la reunión se han planteado los temas que deberían incluirse en la página WEB para cardiología intervencionista, para cuando esta se inaugure oficialmente, preparando un borrador

del material a incorporar, así como un conjunto de preguntas y respuestas que puedan ser útiles para los profesionales y para los pacientes en el área de la cardiología intervencionista.

La inauguración oficial de esta página probablemente sea en el segundo semestre del año 2006.

*Prof. Eliseo Vañó Carruana*

### Tomografía Computerizada multicorte en el Hospital Universitario La Paz

La tomografía computerizada (TC) ha sido una herramienta de incalculable valor diagnóstico desde su introducción en el año 1972. Todavía hoy se incrementa su utilización y se amplían sus aplicaciones gracias a los incesables estudios que han llevado al desarrollo y comercialización de los escáneres multi-corte.

El Servicio de Radiología del Hospital La Paz cuenta con uno de los escáneres más avanzados de la sanidad pública. Este equipo, el Aquilon 64 de Toshiba, posee un detector Quantum que permite adquirir simultáneamente 64 cortes de 0.5 mm de espesor cada uno en cada giro del Gantry, de 400 ms. El resultado es una imagen isotrópica de cualquier región del cuerpo manteniendo la respiración durante 10 segundos. El reducido espesor de corte (0.5 mm) favorece el uso del escáner para calcular volúmenes y planificar tratamientos cuantitativos.

Una de las mayores ventajas de este equipo es que optimiza la calidad de la imagen sin aumentar la dosis que recibe el paciente. El TC-64 de Toshiba aumenta la relación señal/ruido reduciendo el ruido en el sistema de adquisición y procesado de la imagen. De esta manera, se mejora la calidad de la imagen sin aumentar la dosis que recibe el paciente. Además, permite una mejor optimización de la dosis al variar la intensidad de la radiación según el espesor del paciente y la parte del cuerpo que se esté explorando.

Según nuestra experiencia, esta optimización de la dosis no se consigue si no se presta especial atención al diseño de los protocolos que serán utilizados de manera rutinaria. El solapamiento entre cortes contiguos contribuye a una mejora de la calidad de la imagen, sin embargo, también incrementa la dosis al paciente. De acuerdo con esto, hay que establecer un compromiso entre calidad de imagen y dosis al paciente, ajustando la capacidad del equipo a las necesidades del estudio que se realiza.

La tecnología de 64 cortes permite llevar a cabo estudios de las arterias coronarias de manera rutinaria. El detector de 64x0.5, que cubre 32 mm en el eje z, junto con la gran velocidad a la que gira el gantry (400 ms en una rotación) permiten obtener una imagen completa de las coronarias entre 6 y 9 segundos, tiempo durante el cual el paciente es capaz de mantener la respiración, de esta manera se eliminan los artefactos de movimiento producidos por la respiración del paciente que impedían obtener una imagen sin artefactos de las coronarias con el escáner de 16 cortes.

La resolución espacial submilimétrica del equipo, permite que el resto de aplicaciones, como la endoscopia virtual de colon, la perfusión cerebral, y la detección de patologías vasculares, torácicas y abdominales también experimenten mejoras.

*Aurora Vicedo Gonzalez*  
Servicio de Radiofísica Radioprotección  
Hospital Universitario La Paz

### Reducción de dosis en Tomografía Computerizada Multicorte

*Walter Hundt et al. J Comput Assist Tomogr, 2005;29:140-147*

Se tiende cada vez más a que la reducción de la dosis al paciente dependa menos del usuario y más, directamente, de los propios equipos. El

técnico podría conseguirlo simplemente reduciendo la carga del tubo seleccionada para toda la exploración, con la contrapartida de la potencial introducción de errores ocasionales y el aumento del ruido cuántico, siendo ambos factores posibles causas de repetición de exposiciones.

En una imagen de Tomografía Computarizada, el ruido cuántico obtenido en cada pixel va a depender mayoritariamente del introducido por la proyección del haz con más atenuación (típicamente direcciones laterales) de manera que si en aquellas proyecciones donde se registra una buena señal, porque la atenuación es pequeña (proyecciones anteroposteriores), se disminuye la intensidad del haz, el aumento del ruido no va a ser significativo puesto que el peso de su aportación es pequeño. De manera que se puede homogeneizar el ruido cuántico de la imagen, sin aumentar su máximo y por tanto sin degradar la calidad diagnóstica, incrementando la corriente del tubo en aquellas proyecciones con más atenuación y disminuyéndola drásticamente (hasta un 90 %) en las que van a encontrarse menor espesor del paciente.

La aplicación utilizada en este trabajo, en un escáner de 4 cortes, va adquiriendo los datos de atenuación del paciente en tiempo real y modulando la corriente del tubo durante su rotación.

Al hacer la comparación entre estudios realizados a pacientes sin modulación de corriente, y los de seguimiento a los mismos pacientes un mes después (en promedio), se observa que con este sistema de modulación en tiempo real se consiguen reducciones de dosis del  $30,5 \pm 3,2$  % ( $P = 0,002$ ) en exploraciones de tórax,  $29,7 \pm 2,9$  % ( $P = 0,002$ ) en abdómenes y  $28,7 \pm 2,7$  % ( $P = 0,003$ ) en estudios conjuntos de tórax y abdomen.

La calidad de las imágenes fue evaluada visualmente por dos radiólogos que valoraron la relación señal-ruido, la resolución espacial y de contraste, artefactos y la imagen en su conjunto. Como resultado global no se encontraron discrepancias estadísticamente significativas entre unas imágenes y otras.

Aunque atendiendo exclusivamente a la aparición de artefactos, precisamente la adquisición con corriente constante resulta menos recomendable.

Se concluye por tanto, que esta tecnología de modulación de la intensidad de la corriente del tubo permite mantener la calidad de las imágenes reduciendo la dosis absorbida por el paciente, o bien mantener la dosis y mejorar la calidad de las imágenes. Ya lo incluyen todos los equipos del fabricante referido en este artículo, e incluso constituye parte de su sistema de control automático de exposición, que adapta la exposición al tamaño del paciente y a la calidad deseada de la imagen.

El resto de fabricantes están implementando aplicaciones similares.

*Elena Antolín San Martín*  
Residente de Radiofísica Hospitalaria.  
Hospital Universitario Ramón y Cajal  
(Madrid)

### Comparación entre mamografía digital y mamografía analógica con respecto al contraste y la resolución espacial en maniqués de imagen

*Medical Physics 32 (10) 3144-3150, October 2005*

El objetivo de este artículo es comparar la efectividad de la mamografía digital con la analógica a la hora de detectar objetos en maniqués de imagen. Para ello se emplearon maniqués que simulaban una relación entre el tejido adiposo y mamario de 50/50, 30/70 y 20/80, y se evaluaron para cuatro equipos distintos de mamografía digital (Fuji, Sectra, Fischer y General Electric) y para uno de mamografía analógica (Siemens MammomatII 2000). A su vez, para cada equipo, se evaluaron los maniqués tanto en película como en monitor. En el caso de la mamografía analógica, se digitalizó con un scanner. La

evaluación consistía en determinar la resolución a alto contraste, el número de conjuntos de microcalcificaciones, fibras y masas.

La resolución espacial era mucho mejor en la mamografía analógica que en el resto de equipos digitales, si bien la resolución espacial de éstos mejoraba en el monitor. En cuanto a la detección de objetos, no se vio una mejoría de los sistemas digitales en los maniqués con menor relación de tejido adiposo con respecto al tejido glandular, a pesar de que en teoría los sistemas digitales ofrecen mejor contraste, si bien es cierto que en todos los sistemas se detectaron más objetos en el maniqué de 50/50 que en el resto. De hecho, se detectaron más objetos en la mamografía analógica que en los equipos de Fischer y Sectra, mientras que los equipos de Fuji y de General Electric daban un resultado equivalente.

Este estudio tiene sus limitaciones, ya que las imágenes digitales fueron impresas con una profundidad de pixel de 8 bits (excepto en el sistema de Fuji que era de 12 bits), mientras que la imagen digital tiene más profundidad de pixel, lo que significa una reducción del contraste al imprimir la imagen. Además, a la hora de visualizar las imágenes digitales en el monitor, hubo que usar la imagen directamente obtenida de cada detector, es decir, no se pudo evaluar el procesado de imagen de los sistemas digitales en la evaluación por monitor.

*David Sevillano Martínez*  
Residente de Radiofísica hospitalaria  
Hospital Universitario de la Princesa

### Informe técnico comparativo de detectores digitales de imagen para radiografía general

*NHS Report 05078, October 2005.*

La radiografía digital directa está poco a poco reemplazando a la analógica

en exploraciones de radiología general en muchos hospitales. A la hora de elegir un equipo de radiografía directa, resulta útil conocer las características básicas del detector de imagen asociado a dicho equipo, las cuales varían en función de la tecnología empleada para su diseño.

En este estudio se lleva a cabo la comparación de 6 detectores diferentes asociados a sistemas digitales: 3 detectores indirectos de panel plano con matriz de fotodiodos de Silicio amorfo (Canon CXDI-31, GE Revolution, Trixell Pixium 4600), 1 detector directo de panel plano de Selenio amorfo (Hologic DirectRay) y 2 detectores centelleadores acoplados a sensores CCD (Delft Thorascan y SwissRay dOd). La comparación se basa en la medida y posterior evaluación de ciertos parámetros básicos que caracterizan la respuesta de un detector digital, como son la Función de Transferencia de Modulación (MTF) o la Eficiencia de Detección Cuántica (DQE). La metodología, procedimientos experimentales y procesado de datos han sido los mismos para todos los equipos objeto del estudio, pues se ha comprobado, tanto en el propio estudio como en algunos anteriores, que tienen un efecto muy significativo sobre las medidas de dichos parámetros.

Se ha evaluado en primer lugar la MTF de todos los sistemas, encontrándose que el detector de Selenio amorfo, el Hologic, al ser directa la conversión de energía de rayos X a carga, presenta el valor más alto de dicha función y ésta se ajusta mucho mejor a una función senc  $(\theta) = (\text{sen } \theta) / \theta$ , como es de esperar en un detector ideal. Sin embargo, debido a que la MTF en ese sistema sigue presentando un valor alto a la frecuencia de Nyquist, la imagen presenta mucho ruido de alta frecuencia y fenómenos nocivos, en particular el "aliasing".

A la vista de que la MTF proporciona información sobre la resolución del detector pero no sobre las fuentes de ruido que afectan al sistema, se analiza la DQE, la cual contempla ambas facetas, por lo que resulta el mejor parámetro a evaluar a la hora de caracterizar y ele-

gir un detector. Si lo que se desea es un equipo con una buena eficiencia de dosis, ha de exigírsele un alto pico de DQE, y en este sentido, los mejores detectores son dos indirectos de panel plano, el GE Revolution y el Trixell. Además, el Trixell tiene un valor más alto de la DQE integrada (IDQE). Por otra parte, la DQE en el sistema Hologic presenta una fuerte variación con la dosis, lo que indica ruido estructural significativo en la imagen.

Analizando los resultados del estudio, no se puede concluir cuál de los sistemas es el más adecuado considerando únicamente las propiedades del detector; sería más acertado considerar los sistemas de forma global a la hora de evaluarlos, teniendo en cuenta también los filtros de dosis, el método de reducción de dispersión y el procesado de la imagen.

*Paula García Castañón*  
Residente de Radiofísica Hospitalaria  
Hospital Universitario Marqués de Valdecilla

### **Rendimiento diagnóstico de la mamografía digital frente a la mamografía analógica en el cribado de cáncer de mama**

*The New England Journal of Medicine 2005; 353(17): 1773-1783*

Hoy por hoy, la detección precoz del cáncer de mama mediante programas de cribado ha supuesto una significativa reducción de la tasa de mortalidad en mujeres. Este importante hecho es independiente del sistema de imagen empleado, ya sea digital o mediante el uso de cartulina-película.

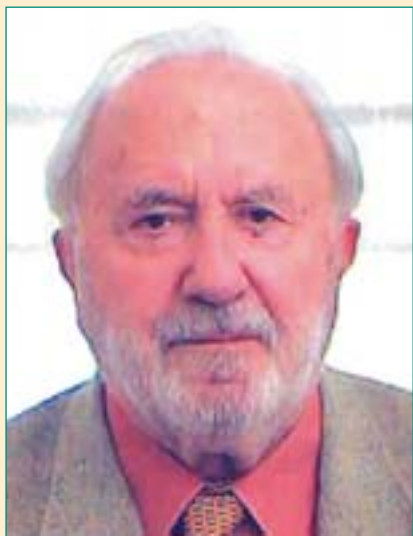
A través de un estudio realizado a 49.500 mujeres, los autores del artículo tienen como propósito evaluar las posibles diferencias entre la exactitud diagnóstica de la mamografía digital frente a la realizada con cartulina-película, en

mujeres sometidas a un programa de cribado mamario. Del número total de mujeres, se descartaron del estudio el 13,7% por diversas razones: mala aplicación del protocolo establecido, pérdida de información, etc. Todas las participantes se sometieron a los dos tipos de técnica, cada una de las cuales fue interpretada por dos radiólogos distintos de manera independiente. Además de seguirse un estricto protocolo en cuanto a procedimientos (procesado de imagen, escala de malignidad de la patología, etc), y con el objetivo de que se pudieran apreciar mejor los posibles beneficios de la mamografía digital frente a la analógica, las máquinas se sometieron también a rigurosos controles de calidad, de manera que la diferencia entre las mismas fuera la menor posible. Por otra parte, se utilizaron cinco tipos de mamógrafos digitales diferentes, para así poder establecer una generalización sobre la exactitud diagnóstica de la mamografía digital frente a la de cartulina-película.

De los resultados obtenidos en el estudio se pone de manifiesto que, a nivel global, no existen diferencias significativas entre una técnica y otra, lo que concuerda además con la mayoría de las publicaciones más recientes. Existen, sin embargo, grupos en los que la mamografía digital parece presentar ventajas a la hora de detectar el cáncer de mama: mujeres por debajo de 50 años, mujeres premenopausicas o perimenopausicas y mujeres con tejido mamario radiográficamente denso. Estos resultados se pueden entender a la luz de las ventajas técnicas que presenta la mamografía digital sobre la de cartulina-película, y, concretamente, la relacionada con una adecuada manipulación de la imagen para resaltar posibles cambios estructurales. Los autores justifican, en vista de la mejora en la exactitud diagnóstica que presenta, la utilización de la mamografía digital en los grupos mencionados.

*Pablo Castro Tejero*  
Residente de Radiofísica Hospitalaria  
Hospital Universitario de la Princesa

## El Dr. Miguel Barrachina nombrado Académico Correspondiente de la Real Academia de Doctores de España



Miguel Barrachina.

Es muy grato para la SEPR informar que uno de sus Socios, el Doctor Miguel Barrachina Gómez tomó posesión, el pasado 18 de enero, de su cargo como Académico Correspondiente de la Real Academia de Doctores de España.

Para la inmensa mayoría de los profesionales de la protección radiológica en España no es necesaria la presentación del Dr. Barrachina, una institución en el "mundo radiológico", pero siempre es un placer poder repasar su currículo vite, aunque sea de forma muy resumida.

Se licenció en Ciencias Químicas por la Universidad de Valencia, habiendo sido becario del Ilustre Colegio de San Juan de Ribera de Burjasot. **Doctor en Ciencias Químicas** por la Universidad Complutense de Madrid, con Premio Extraordinario, habiendo sido durante esta etapa de su vida becario del Instituto de Química Física Gregorio de Rocasolano del CSIC en Madrid.

Entre los años 1956 y 1989 fue Funcionario de Carrera en el Centro de Investigaciones Energéticas Medio Ambientales y Tecnológicas (antes Junta de Energía Nuclear, JEN), donde ocupó los cargos de **Jefe de División de Isótopos** (1981-1986) y de **Científico Senior** de la Dirección Científica (1986-1989). Tras esta etapa, fue **Asesor Técnico** de la Presidencia del Consejo de Seguridad Nuclear (1989-1995) en materias de *Seguridad Nuclear y Protección Radiológica*.

En paralelo con su labor investigadora, ejerció de **Profesor Adjunto de Materiales de Construcción y Química** de la Escuela Técnica Superior de Ingenieros de Caminos, Canales y Puertos de la Universidad Politécnica de Madrid (1970-1982). Así mismo, ha sido Profesor de *Radioquímica de Centrales Nucleares* en el Instituto de Estudios de la Energía del CIEMAT y, en colaboración con la Universidad Autónoma de Madrid, de *Aplicaciones de los isótopos* en el Master de Energía Nuclear (1991-1997).

Destacar su labor como **Profesor Visitante y Experto** del Organismo Internacional de la Energía Atómica (OIEA) de las Naciones Unidas en Argentina, Perú y Colombia, en *Producción de Isótopos Radiactivos y Efectos Químicos de las Radiaciones Ionizantes*.

**Diplomado** en *Comunidades Europeas* por la Escuela Diplomática del Ministerio de Asuntos Exteriores (Madrid) y Secretario de la Asociación Nacional de Diplomados.

Ha sido **conferenciante** en los cursos de la Sociedad de Estudios Internacionales sobre el *Tratado de la No Proliferación de Armas Nucleares y Efectos Biológicos de los Usos Pacíficos de la Energía Nuclear*. También ha desarrollado una intensa labor como **ponente** en Seminarios para Profesionales de la Enseñanza, impartidos por el Foro de la Industria Nuclear Española y **conferenciante** en múltiples Centros de Enseñanza Secundaria y Universitaria sobre *temas energéticos, impactos medioambientales, gestión de residuos radiacti-*



*vos, aplicaciones de los isótopos y de las radiaciones ionizantes, desarrollo sostenible*, etc. Ha participado como **profesor** en los cursos de divulgación del Centro de Documentación de la Comunidad Autónoma de Madrid (2003) sobre la *Unión Europea y las Políticas Comunitarias*.

**Autor o coautor** de más de medio centenar de trabajos de investigación, publicados en revistas nacionales e internacionales, y Director de dos Tesis Doctorales sobre *Radionucleidos (n,p) de los Elementos de Transición*, y *Producción de los Radionucleidos de Fisión <sup>131</sup>I, <sup>133</sup>Xe y <sup>99</sup>Mo*.

**Coautor** del *Diccionario Nuclear* de la JEN y de un ensayo sobre *Lexicología Nuclear*, que mereció el premio Conde de Cartagena de la Real Academia Española. **Autor** de la monografía *Introducción a la Problemática de los Residuos Radiactivos* (1990) y **coautor** de las obras de divulgación *El Libro de la Energía* (1987) y *222 Cuestiones sobre la Energía* (1993 y 2001), todas ellas editadas por el Foro de la Industria Nuclear Española. **Colaborador** en la *Historia Nuclear de España* dirigida por el Prof Caro et al (1995). Entre sus últimas publicaciones destacan: *Energía y Desarrollo Sostenible* (Dyna, 2003) y el *Diccionario Español de la Energía* (en colaboración con otros autores), publicado con el aval de las Reales Academias de Ciencias Exactas, Físicas y Naturales, y de la Real Academia de

Ingeniería (2003). Así mismo, es **coautor** del libro *El Estado de España* de la Real Academia de Doctores de España (2005).

**Miembro de la Comisión del Aula Club** de la Sociedad Nuclear Española (SNE), que ha promovido las monografías sobre *Generación y Gestión de Residuos de Baja Actividad* (1994), *Ética y Tecnología Nuclear* (1996) y *Desmantelamiento y Clausura de Instalaciones Nucleares y Radiactivas* (2000).

**Miembro de las Comisiones** de Publicaciones (1994-1997) y de Terminología (desde 1997 hasta el presente) de la SNE. **Miembro de la Sociedad Española de Protección Radiológica** (SEPR) y del Grupo Consultivo de la OIEA sobre *Combustible Nuclear Gastado* (1990).

**Consultor** en trabajos específicos sobre *Residuos Radiactivos* para el CSN y la Empresa SENER (1996). **Director** de la Empresa Medidas Ambientales S.L (1999 y 2000) que estudia los impactos radiológicos de las CC. NN.

En el acto de toma de posesión, el discurso de ingreso del Dr. Barrachina versó sobre el tema "*Los isótopos en la vida cotidiana*". La elección este tema no fue casual, ya que como el propio Dr Barrachina dijo "Los isótopos han sido mi principal quehacer en la JEN y el CSN". En el discurso se aludieron cuatro etapas históricas relacionadas con los isótopos: (1ª) Del atomismo griego (S. V a.C.) a la Tabla Periódica (1.869), o *del caos al orden*; (2ª) De la radiactividad natural (1.896) a los isótopos de los elementos (1.913), o simplemente, *los isótopos*; (3ª): ¿Qué es un átomo?, la pregunta de principios del S. XX, o *el modelo atómico*; (4ª) Del asalto al núcleo a la Tabla de los Nucleidos (1932), o *las fuerzas nucleares*.

El Dr Barrachina también aludió al tema de las aplicaciones de los isótopos, resaltando el uso que de ellos se hace en Investigación, Medicina, Industria, Datación, Medio Ambiente, etc. Tras presentar varias reflexiones sobre los interrogantes de nuestro tiempo, el Dr. Barrachina finalizó su discurso diciendo "Los átomos nada tienen que ver con su uso para el Bien o para el Mal. Esto depende de la mente humana" y agradeciendo a todos los asistentes su atención.

Desde la SEPR queremos darle nuestra

más sincera enhorabuena al Dr. Miguel Barrachina por este merecidísimo nombramiento.

Comité de Redacción

## Mesa de Diálogo Sobre La Evolución de la Energía Nuclear en España

El Ministerio de Industria, Turismo y Comercio, en cumplimiento de una de las resoluciones aprobadas por el Congreso de los Diputados con motivo del debate sobre el Estado de la nación, celebrado en Junio de 2005, ha puesto en marcha una Mesa de diálogo sobre la evolución de la energía nuclear en España. La sesión constitutiva de la Mesa tuvo lugar el 29 de noviembre de 2005.

La Mesa está presidida por el Secretario General de la Energía, actuando como Vicepresidente el Director General de Política Energética y Minas y el Subdirector General de Energía Nuclear como Secretario. Los vocales representan a: todos los grupos parlamentarios de las Comisiones de Industria, Turismo y Comercio del Congreso y del Senado; las Comunidades autónomas en las que se ubican centrales nucleares; otros Ministerios implicados-Economía y Hacienda, Medio Ambiente, Sanidad y Consumo y Educación y Ciencia; la Federación Española de Municipios y Provincias; los sindicatos UGT y CC.OO; el Consejo de Seguridad Nuclear; la Comisión Nacional de Energía; Red Eléctrica; ENRESA; UNESA; el Foro de la Industria Nuclear; la Asociación de Empresas de Gran Consumo de Energía Eléctrica; el Consejo de Consumidores y Usuarios; AMAC; Ecologistas en Acción y Grenpeace. La Mesa incluye también expertos en materia energética, profesores universitarios e investigadores en materias relacionadas con la energía y el medio ambiente.

En la reunión constitutiva se fijaron los criterios de funcionamiento y se definieron cinco sesiones temáticas y una sesión final. Ya se han celebrado las dos primeras sesiones temáticas: **Estrategia para la gestión de los residuos radiactivos de alta actividad**, celebrada el 18-01-

2006, e **Información a la sociedad y su participación en los mecanismos de toma de decisiones**, celebrada el 15-02-2006. La sesión de clausura se celebrará el 17-05-2006 y en ella se discutirán y redactarán las conclusiones de la Mesa. En cada sesión temática se presentan cuatro ponencias previamente elegidas de entre las propuestas presentadas por los vocales a la que sigue una discusión general de la que el Presidente deduce sus propias conclusiones, sin perjuicio de que cada vocal que lo desee haga constar en acta sus propias conclusiones o recomendaciones.

La primera sesión temática incluyó ponencias del Presidente de ENRESA, Ecologistas en Acción, el Director General de la NEA/OECD, y AMAC.

El Presidente de ENRESA propuso la construcción de un único Almacén Temporal Centralizado, ATC, para gestionar los elementos combustibles irradiados y los residuos de elevada actividad específica procedentes de la reelaboración del combustible de Vandellós I y Santa María de Garoña, junto con el desarrollo de un Centro Tecnológico asociado.

Ecologistas en Acción, en colaboración con Greenpeace, declararon que la gestión del combustible irradiado es un problema irresoluble y, tomando como referencia el Programa Electoral del PSOE para las elecciones generales del 2004, propusieron el cierre de todas las centrales nucleares como única solución viable y necesaria para resolver el problema.

Por su parte, el Director General de la NEA/OECD expuso los programas de gestión en los países de la OECD, donde parece que predomina el interés por los repositorios geológicos profundos, aunque sin desprestigiar los resultados que pueden surgir de los programas de investigación y desarrollo sobre la separación y transmutación de los actínidos.

Finalmente, AMAC presentó los resultados del programa COWAM, que está siendo considerado como un procedimiento válido de participación de los agentes sociales en la selección del emplazamiento del ATC.

En la discusión que siguió a las ponencias, se debatió fundamentalmente acerca de las ventajas e inconvenientes de los Almacenes Temporales Centralizados, que requieren el transporte desde las centrales hasta el almacén, y los

Almacenes Temporales Individualizados, ATI, que ya existen en todas las centrales españolas. Se discutió también acerca de los requisitos técnicos y de seguridad del posible ATC, sobre el que se centraron la mayor parte de las preferencias. Las organizaciones ecologistas mantuvieron la postura extrema que habían defendido en su ponencia.

La segunda sesión temática incluyó ponencias del Director General de Energía y Minas de la Comunidad Autónoma de Castilla y León. Del Coordinador del área de defensa Jurídica de Ecologistas en Acción, que también representaba la opinión de Greenpeace. Del Presidente de AMAC, y del experto, Miembro de la Mesa, Prof. A. Alonso.

El Director General de Energía y Minas de Castilla-León presentó la problemática asociada a la información pública en materia energética en dicha Comunidad y las iniciativas concretas tomadas para difundir los conocimientos energéticos. Se mostró partidario de la utilización de la energía nuclear.

El representante de las organizaciones ecologistas disertó sobre la participación pública y transparencia en materia de energía nuclear. Declaró que la participación del público en las decisiones era un derecho constitucional y se refirió extensamente al Convenio de Aarhus como el modelo a tomar para llegar al acceso a la información y a la participación del público en la toma de decisiones. Declaró que la participación pública es en España una ficción y se refirió al Consejo de Seguridad Nuclear para demostrar que así es.

El Presidente de AMAC y Alcalde de Vandellós se refirió a las relaciones que deben existir entre el territorio y la energía nuclear. Expuso la composición, objetivos y procedimientos de las llamadas Comisiones Locales de Información creadas por AMAC durante el año 2005 en todas las centrales nucleares españolas y propuso la modificación del artículo 13 del Real Decreto 1836/1999, de 3 de diciembre, por el que se aprueba el nuevo Reglamento sobre Instalaciones Nucleares y Radiactivas, con el objetivo de modificar adecuadamente la composición y funciones de los Comités de Información que se crean en dicho artículo, a fin de tener en cuenta las Comisiones Locales de Información

creadas, cuya composición es más amplia y los objetivos más concretos.

El experto Prof. A. Alonso, del Departamento de Ingeniería Nuclear de la Universidad Politécnica de Madrid, expuso las recomendaciones que ha formulado el Grupo Internacional sobre Seguridad Nuclear, INSAG, sobre la información al público y la participación de los agentes sociales en la toma de decisiones. Reconoció el derecho del público a la información y a la participación y la necesidad de que tales derechos sean definidos y encauzados mediante procedimientos legales, tomando como base de partida las disposiciones legales ya existentes y desarrollándolas teniendo en cuenta la experiencia de otros países y la idiosincrasia y ordenamiento jurídico nacional. En su disertación mencionó de forma expresa las actividades de la Sociedad Española de Protección Radiológica en la materia, con referencia especial al reciente Seminario de Salamanca.

En la discusión que siguió a las presentaciones se reconocieron los derechos de la sociedad a ser informada y a participar en las decisiones significativas. Se expresaron distintos puntos de vista sobre el régimen jurídico a establecer y cómo ordenar la información y la participación. Se puso de manifiesto que la participación no debe restar responsabilidad a los órganos decisorios ni transmitir responsabilidad a los agentes sociales, que tendrán derecho a exponer sus puntos de vista y a ser escuchados y considerados, pero sus opiniones no pueden ser vinculantes para los que deciden.

La próxima sesión temática considerará el régimen normativo aplicable al ámbito nuclear, incluirá ponencias de Comisiones Obreras, Ecologistas en Acción y Greenpeace, el Consejo de Seguridad Nuclear y UNESA. Se prevé que la Sesión se centre con especial empeño sobre la Proposición de ley, propuesta por el Grupo Parlamentario de Izquierda Verde-Izquierda Unida-Iniciativa per Catalunya Verds, ya tomada en consideración por el Congreso de los Diputados en su sesión núm. 100.

*Agustín Alonso Santos  
Miembro de la Mesa.*

## Proyecto sobre el desarrollo de la metodología para el cálculo de dosis realistas

Ante la necesidad de que los operadores nacionales dispongan de una metodología para el cálculo de dosis realistas en el entorno de las instalaciones nucleares españolas, en Julio de 2005 UNESA lanzó el proyecto de investigación "Desarrollo de una metodología para el cálculo de dosis realistas en el entorno de las instalaciones nucleares españolas".

El objetivo principal del proyecto es generar un modelo de cálculo, basado en la metodología CREAM, que permita estimar de forma realista las dosis en las centrales nucleares españolas, en la fábrica de elementos combustibles de Juzbado (ENUSA) y en el centro de almacenamiento de residuos radiactivos de El Cabril (ENRESA), e implantarlos en una herramienta informática de fácil uso para cada instalación y para el CSN.

El proyecto, iniciado a finales del 2005 será desarrollado conjuntamente por IBERDROLA INGENIERÍA Y CONSTRUCCIÓN y CIEMAT. Las principales actividades del proyecto serán: 1) Revisión documental para el desarrollo de una metodología de cálculo de dosis realista; 2) Evaluación de códigos y especificación funcional de la herramienta de cálculo a desarrollar; 3) Desarrollo de la herramienta que permita el cálculo de dosis realista, 4) Recopilación y carga de parámetros específicos de cada emplazamiento; 5) Implantación de la herramienta de cálculo y realización de cursos de formación.

*Comité de Redacción*

## Creación de la red nacional sobre radiactividad natural "RedRadNa"

Existe consenso casi absoluto entre los científicos que trabajan en este campo en admitir que las fuentes de radiación natural son las responsables de la dosis más importante a la que el ser humano está sometido. Lo es también, el admitir

que el fenómeno de la globalización ha puesto en el mercado industrial mercancías y productos con alto nivel de radiactividad natural (NORM, NATURAL OCCURRING RADIOACTIVE MATERIALS), que cada día están siendo más empleados en los distintos procesos de fabricación, que hace que los productos puedan adquirir ese carácter radiactivo o que lo sean los desechos de los procesos industriales correspondientes.

El Título VII de la Directiva del Consejo 96/29/EURATOM aplica a "actividades laborales" no recogidas en el Artículo 2 de dicha directiva, en las cuales la presencia de fuentes naturales de radiación conducen a un incremento significativo de la exposición de trabajadores o de miembros del público los cuales no pueden dejar de ser atendidos desde el punto de vista de la protección radiológica.

De lo expuesto anteriormente, se deduce que en España se necesita la existencia de grupos de trabajo que respondan a los interrogantes que desde el punto de vista científico y práctico se plantean en el campo de la protección contra las radiaciones derivadas de fuentes naturales tomando obviamente como punto de partida las publicaciones mencionadas anteriormente. Para ello, se está gestando el diseño de una red nacional, cuyo promotor es el Dr Luis Quindós, cuyo objetivo principal consiste en posibilitar el intercambio de información y experiencia en el campo de la radiación natural y en definitiva, producir una integración de todos los grupos científicos españoles que trabajan en la materia.

Para la coordinación y el desarrollo de la Red se creará una página electrónica [www.redradnat.com](http://www.redradnat.com) que servirá como portal de entrada y comunicación.

*Comité de Redacción*

### El CIEMAT rinde homenaje a Einstein y a El Quijote

"De la caballería andante a la teoría de la relatividad. Un encuentro en el espacio y el tiempo". Con este sugerente título, el CIEMAT organizó a finales de 2005 una jornada en la que se conme-



moró el Año Mundial de la Física y el IV Centenario de El Quijote.

Bajo la conducción de Miguel Ángel Aguilar, el evento contó con diversos actos. En primer lugar, el premio Nobel Carlo Rubbia pronunció la conferencia "Einstein, one century later", presentándose seguidamente el libro "De la caballería a la teoría de la relatividad. Un encuentro en el espacio y el tiempo", editado por la Editorial Ciemat, en el que se reproducen cuatro artículos de Einstein publicados en 1905, así como cuatro capítulos de El Quijote.

Las conferencias de Manuel Toharia, Miquel Barceló, Inés Rodríguez Hidalgo y Francisca Sauquillo dieron paso a la

entrega de premios del I certamen de relatos breves CIEMAT 2005, a cargo de Rosa Regás. Estos relatos han sido recogidos en una publicación editada por el Ciemat.

Uno de los momentos más emotivos fue la imposición de las medallas del CIEMAT al mérito científico a Federico Mayor Zaragoza y a Alberto Galindo Tixaire, a cargo de Salvador Ordóñez, Secretario de Estado de Universidades e Investigación, y de Juan Antonio Rubio, Director General del CIEMAT.

El Coro de la Universidad de Alcalá puso el cierre musical a esta jornada.

*Comité de Redacción*





### Medición de la radiación gamma en la zona de pruebas nucleares de Semipalatinsk y categorización preliminar de la misma

En Diciembre de 2005 la Comisión Europea, dentro de su programa TACIS, adjudicó al Consorcio formado por IBERINCO (como compañía líder) y AeroGeoPhysica (empresa rusa) la ejecución del proyecto "Aero-gamma survey of the Semipalatinsk Test Site and preliminary zona categorisation".

El objetivo del proyecto es la realización de un mapa radiológico de la zona de pruebas nucleares de Semipalatinsk (República de Kazajstán) donde, desde 1949 hasta 1989, la antigua Unión Soviética realizó un total de 456 explosiones nucleares, tanto subterráneas como atmosféricas.

La actividad más significativa del proyecto es la realización de una campaña de medidas radiológicas sobrevolando un área de unos 16.000 km<sup>2</sup> con helicópteros en los que se han instalado los correspondientes equipos de medida. Los datos obtenidos se procesarán posteriormente y, a partir de los niveles radiológicos establecidos por la IAEA, se clasifica-



Onboard Gamma-ray spectrometer GR-820 (Exploranium, Canada)

rán las áreas en diferentes categorías.

Este proyecto, con una duración estimada de 18 meses, es el primer paso en el proyecto global previsto de rehabilitación ecológica y económica de Kazajstán (periodo 2004-2015), coordinado a través de la OIEA y promovido por el Alto Secretariado de las Naciones Unidas.

Desde el punto de vista técnico, es un proyecto complejo, dado que se pretende estimar desde el aire la concentración superficial de emisores gamma, principalmente Cs-137, y de transuránidos, mediante la medida de Am-241. El primer punto ya se ha realizado con éxito anteriormente (p.e., en el área afectada por el accidente de la C.N. de Chernobyl), pero el segundo, la medida de Am-241, se puede considerar como novedoso. Los vuelos se realizarán con helicóptero del tipo Mi-8T en el que irán

montados dos equipos de espectrometría gamma, uno con detector de INa/Tl de alto rendimiento (48 litros) y otro de Ge ultrapuro de tipo planar (BDEG-60, de fabricación rusa), junto con un sistema de localización simultáneo GPS-GLONASS. Se volará a 50 metros de latitud y a 100 km/h de promedio, durante 420 horas (320 efectivas), en las que se medirán un total de 32.000 km lineales.

Tras la realización del mapa radiológico, y basándose en los niveles establecidos por la OIEA en su Plan de Evaluación Radiológica, IBERINCO hará una clasificación preliminar de la región en áreas no-restringidas, áreas restringidas y áreas controladas. Posteriormente, y dentro del citado Plan, se realizarán medidas terrestres y tomas de muestras para análisis en laboratorio, con el objeto de establecer la desclasificación definitiva.

Comité de Redacción

### Reunión Plenaria del Grupo de Científicos expertos del Artículo 31 de EURATOM: Seminario científico sobre "Emisores alfa: fiabilidad de la valoración del riesgo para protección radiológica"

El pasado mes de noviembre de 2005 tuvo lugar en Luxemburgo la Reunión Plenaria del Grupo de Científicos Expertos del Artículo 31 de EURATOM, encargados de proporcionar información sobre los Estándares Básicos de Seguridad a la Comisión Europea.

Coincidiendo con dicha reunión tuvo lugar el 21 de noviembre un seminario científico sobre "Emisores alfa: fiabilidad de la valoración del riesgo para protección radiológica", al que asistieron expertos de toda Europa en los campos de la dosimetría, la epidemiología y los efectos biológicos de la radiación. Tres fueron las ponencias presentadas en el seminario:

- "Cuestiones biológicas tras irradiación alfa: potenciales implicaciones de recientes investigaciones en la protección



Zona de pruebas nucleares de Semipalatinsk (República de Kazajstán).

radiológica". Prof. Sisiko Salomaa (STUK, Finlandia). En esta charla se trataron aspectos relacionados con las células blanco de la radiación alfa, la inestabilidad genómica, los efectos circunstantes ("bystander"), el papel de la edad y la influencia de las susceptibilidades genéticas en los efectos de la radiación alfa, las implicaciones prácticas para la actual regulación y las potenciales implicaciones en el futuro.

- "Incertidumbres dosimétricas tras exposición a emisores alfa". Dr. Francois Pacquet (IRSN, Francia). Se describieron las diferentes incertidumbres existentes en el actual sistema de protección radiológica y su rango para el caso de radiación alfa, aspectos de microdosimetría, situaciones de contaminación interna crónica y las implicaciones prácticas tanto en la actual regulación como en el futuro.

- "Aspectos epidemiológicos tras irradiación alfa" Dr. Peter Jacob (GSF, Alemania). En esta última charla se trató la disponibilidad de datos en humanos tras irradiación alfa, los estudios recientes tras exposiciones alfa, la exposición de niños y la relación de toda la información epidemiológica existente con radiación alfa con la epidemiología de radiación gamma.

Tras las presentaciones los asistentes tuvieron la posibilidad de expresar su opinión en el tema y de plantear cuestiones a los conferenciantes.

Las conclusiones del seminario fueron que un mejor entendimiento de los efectos no dirigidos de la radiación alfa pueden tener consecuencias importantes para la estimación del riesgo para la salud y por tanto en protección radiológica. Respecto a la dosimetría de radiación alfa, se puso de manifiesto que las incertidumbres en este campo pueden proceder de los modelos biocinéticos, los modelos dosimétricos o del uso de esos modelos. En el caso de la dosimetría interna de esos emisores, las incertidumbres también proceden de las cantidades y las formas químicas de los radionucleidos incorporados, los valores de los parámetros biocinéticos, variaciones en la biocinética entre individuos, distribución no homogénea de los radionucleidos, identificación y localización de las células blanco para la inducción del cáncer, elección de los fac-

tores de ponderación para el cálculo de la dosis y las asunciones para la relación dosis-respuesta. Todas estas incertidumbres realmente no aplican en evaluaciones de dosis prospectivas para planificaciones, pero deben definirse y tenerse en cuenta para dosimetría retrospectiva. En lo que respecta a la epidemiología de emisores alfa, se puso de manifiesto que actualmente en lo que respecta a cáncer de pulmón, el estudio de los trabajadores de Mayak es la única cohorte que permite realizar estimaciones cuantitativas de riesgo de cáncer debido a exposición prolongada a plutonio. En este estudio se ha observado que la mayoría de los casos de cáncer de pulmón se deben al hábito de fumar, seguido de los provocados por la interacción del tabaco y la radiación. No se han obtenido evidencias que hagan necesario un cambio del factor de ponderación para el plutonio ( $W_{T=20}$ ). Un estudio europeo relativo al riesgo de cáncer por Radón, muestra un aumento significativo del riesgo para no fumadores a concentraciones iguales o superiores a 100-199 Bq m<sup>3</sup>. Respecto a otros cánceres, se ha observado que en pacientes tratados con "Thoroplast", el riesgo de cáncer en diversos órganos y de leucemias aumenta de manera proporcional a la dosis, al igual que tras la administración de Ra-224.

Se hizo hincapié en la necesidad de seguir mejorando el conocimiento sobre los efectos biológicos, la dosimetría y la epidemiología de emisores alfa.

Comité de Redacción

### Nuevo grupo de Trabajo de la Comisión Internacional de Protección Radiológica sobre "Dosimetría de la biota"

Dentro de las actividades del Comité 5 de la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP), se ha creado recientemente un Grupo de Trabajo sobre "Dosimetría de la Biota".

Los objetivos del grupo de trabajo son:

(i) Proporcionar una base científica sólida sobre la dosimetría de la biota.

Para ello, se revisarán y compararán las asunciones y los detalles técnicos de una serie de modelos existentes, como son FASSET-ERICA, EDEN, EPIC-3D, RESRAD-BIOTA entre otros, con objeto de identificar las diferencias significativas que existan entre ellos y sus limitaciones. Se alcanzará un consenso sobre la aproximación más adecuada.

(ii) Desarrollar coeficientes de conversión de dosis para animales y plantas de referencia, es decir, 12 animales y plantas hipotéticos representativos de familias taxonómicas. La aproximación elegida será utilizada para calcular una serie de factores de dosis por unidad de concentración (DPUCF; Gy d<sup>-1</sup> por Bq kg<sup>-1</sup>) con relación a vías de exposición internas y externas.

El grupo de trabajo elaborará un informe para finales de 2006, en el que se resumirán brevemente los modelos de dosimetría para biota actualmente existentes, se describirá la aproximación "más adecuada" y se recogerán una serie de bases de datos o tablas que sirvan como valores DPUCF para el grupo de animales y plantas de referencia de ICRP.

En el grupo de trabajo, presidido por Gerhard Proehl (GSF, Alemania, Miembro del Comité 5 de ICRP), participan Masahiro Doi (Nat. Inst. Radiol. Sci., Japón; miembro del Comité 5 de ICRP); Sunita Kamboj (Argonne Nat. Lab, EE.UU.); Vladislav Golikov (Institute of Radiation Hygiene, Rusia); Justin Brown (Norwegian Radiation Protection Authority, Noruega); Jordi Vives i Batlle (Westlakes Res. Inst., Reino Unido) y Karine Beaugelin-Seiller (IRSN, Francia).

Almudena Real  
Miembro del Comité 5 de ICRP

### Reunión anual de EURADOS en Oxford

La organización EURADOS (European RADIation DOSimetry group) ha celebrado su Reunión Anual 2006 en el Training Centre de la HPA (Health Protection Agency, antigua NRPB) en Oxford, Reino Unido, durante los días 24-27 del pasado mes de Enero.

En primer lugar se procedió a las jornadas dedicadas a los 9 grupos de trabajo que actualmente están en marcha y que cubren diversos aspectos de la Dosimetría de Radiaciones Ionizantes. Tales grupos se dedican por ejemplo, a la Armonización en la Dosimetría Personal, a la organización de la tercera campaña de Espectrometría Gamma in situ, o al estudio de las dosis en el personal de las compañías aéreas. Además, 4 grupos de trabajo están relacionados con la coordinación en la investigación europea en Dosimetría, como parte del Proyecto CONRAD (Coordinated Action on Radiation Dosimetry) patrocinado por la Comisión Europea (VI Programa Marco de EURATOM). Así, están en marcha acciones de investigación coordinada en Dosimetría Computacional, Dosimetría Interna ocupacional, campos mixtos de radiación en lugares de trabajo y protección radiológica del personal implicado en exposiciones médicas. Dentro del proyecto CONRAD se vela de forma primordial por la diseminación del conocimiento científico y se potencia el "Network" entre laboratorios dedicados a la Dosimetría en nuestro continente. Numerosas y relevantes instituciones europeas están implicadas en las distintas tareas mencionadas, entre ellas el CIEMAT (Madrid), el INTE (Barcelona) y la Escuela de Ingenieros (UPM, Madrid).

El día 26 de Enero se celebró un Simposio Científico dedicado a las Incertidumbres asociadas a la estimación de las Dosis en los distintos campos de la Dosimetría de Radiaciones. Bajo el título "Uncertainties in Radiation Dosimetry: from principles to practice", tuvieron lugar 9 presentaciones que trataron desde aspectos básicos y metodologías para el cálculo de incertidumbres (Bernard Sivert, PTB), hasta la utilización de métodos de Monte Carlo (Roger Cox, HPA) para este tipo de estimaciones, con aplicación práctica al cálculo de las incertidumbres asociadas a la dosis ambiental neutrónica. Respecto a las incertidumbres en la Dosimetría Personal, en el campo de la Dosimetría Externa Ocupacional se consideró tanto el enfoque analítico (Peter Ambrosi, PTB) como el enfoque Monte Carlo (Janwillen van Dijk, NRG), y se presentó el complejo mundo de las incertidumbres en juego cuando se intenta lle-

var a cabo la estimación de las dosis internas por incorporación de radionucleidos al organismo (George Etherington, HPA). Otros trabajos presentaron los Límites de Detección y niveles de decisión en las medidas de radiaciones (Rolf Michel, Hannover Univ.), aplicación de la teoría Bayesiana (Marcel Reginatto, PTB) y las incertidumbres en las dosis en juego en radioterapia (optimización de la exactitud en radioterapia mediante la visualización por imagen de las dosis impartidas).

Durante la Asamblea General de EURADOS celebrada el 27 de Enero, se confirmó la estructura de esta organización, compuesta en la actualidad por más de 50 instituciones denominadas "voting members", con su representante correspondiente, y cerca de 200 investigadores o "Associate Members". En este momento 13 instituciones apoyan económicamente a la organización con una cuota anual (CIEMAT y Universidad Politécnica de Cataluña entre ellas); tradicionalmente se cuenta también con un soporte económico procedente de la Comisión Europea. Tres nuevas instituciones, como el BfS alemán, presentaron su candidatura a ser "Voting Member" de EURADOS, y fueron aprobadas tras la votación durante la Asamblea General.

La próxima Reunión Anual 2007 de la organización EURADOS, se celebrará en España, concretamente en las instalaciones del CIEMAT, en Madrid. En vista del éxito de este año, se ha aprobado seguir apoyando la iniciativa del seminario científico celebrado en Oxford, y organizar un segundo Workshop dedicado a "Uncertainties in Radiation Dosimetry", asociado a dicha Reunión Anual.

*María Antonia López Ponte*  
Miembro de EURADOS

## Influencia del teléfono móvil en la incidencia de tumores cerebrales

Resultados de dos nuevos estudios epidemiológicos, uno británico y otro alemán, incluidos en el programa euro-

peo Interphone (13 países participantes), coordinado por la Agencia Internacional de Investigación en Cáncer (IARC) de la Organización Mundial de la Salud (OMS).

El estudio británico realizado por la Universidad de Leeds, el Centro Médico de Nottingham y el Instituto de Cáncer, con sede en Londres ha sido publicado el 20 de enero de 2006 en la revista *British Medical Journal*. El estudio alemán realizado por las Universidades de Mainz y Bielefeld en cooperación con el Instituto de Epidemiología del Cáncer en Copenhague, Dinamarca, ha sido publicado el 27 de enero de 2006 en el *American Journal of Epidemiology*.

"Los teléfonos celulares no causan cáncer cerebral... al menos a corto plazo", han señalado los científicos británicos y los alemanes, aunque advierten que todavía es pronto para concluir que son seguros. El cáncer puede desarrollarse durante 30 años antes de ser diagnosticado, y la mayoría de los usuarios de teléfonos móviles los han utilizado durante menos de una década. De hecho, en el estudio británico se detectó una incidencia incrementada (20%) de glioma entre personas que utilizaron el móvil durante más de diez años. Aunque, como advierten los autores, ese incremento no es estadísticamente significativo.

En este estudio británico, para aquellos tumores cerebrales localizados en el lado de la cabeza donde el teléfono era aplicado (localización ipsilateral), el incremento de riesgo (Riesgo Relativo, OR) para sujetos con diez años o más de uso fue un 24% mayor de lo esperado, siendo este incremento significativo estadísticamente. Por el contrario, para tumores localizados en el lado contralateral de la cabeza, donde no se usa el teléfono, el OR era de 0,75, también significativo estadísticamente. Un riesgo relativo menor de 1 sería indicativo de menos tumores en los usuarios de móviles que en los no usuarios (efecto protector o beneficioso de la irradiación.) Los autores argumentan que este aparente efecto protector en el lado contralateral es probablemente un artefacto metodológico atribuible a sesgos de memoria. Es decir, los pacientes con tumores cerebrales tenderían a tener un

recuerdo sesgado sobre cómo usaban sus teléfonos, a fin de adjudicar una causa para su cáncer. Dicho de otra manera, el incremento del riesgo observado en un lado de la cabeza (ipsilateral) se encontraba equilibrado por el riesgo inferior encontrado en el otro lado (contralateral).

Los paralelismos entre los resultados de este estudio británico y datos publicados en 2005 por el grupo sueco de Interphone, dirigido por María Feychting del Instituto Karolinska en Estocolmo, dan una cierta relevancia a los resultados descritos arriba. Así, tampoco Feychting y colaboradores observaron un riesgo general elevado de tumores cerebrales, pero sí una incidencia incrementada (60 - 80 %, no significativa) de gliomas ipsilaterales en usuarios con 10 años o más de utilización del teléfono.

Por su parte, el estudio alemán publicado recientemente muestra que entre las personas que habían usado el teléfono móvil durante 10 o más años existía un riesgo incrementado para glioma (OR= 2,20; significativo estadísticamente) pero no para meningioma. Los autores señalan que el potencial incremento a largo plazo de riesgo de glioma debe ser confirmado por otros trabajos, ya que el número de casos de uso prolongado del teléfono móvil era pequeño y los efectos debidos a sesgos de memoria no pueden ser descartados.

En estas circunstancias, a falta de datos concluyentes, la controversia sobre los potenciales efectos de los teléfonos móviles persiste. Entre las diversas causas se encuentra la compleja metodología inherente a estos estudios epidemiológicos. Una parte esencial del problema estriba en el hecho de que el uso del teléfono móvil es una práctica relativamente reciente, y por ello cada uno de los estudios nacionales incluidos en el Proyecto Interphone dispone, por sí solo, de muy pocos casos de sujetos con 10 o más años de uso del teléfono móvil. Por lo tanto, sólo el análisis del conjunto de los resultados de estudios multinacionales como el proyecto en curso dará una respuesta válida a las indeterminaciones presentes.

*Comité de Redacción*

## Se cumplen 20 años del accidente de Chernobyl

En abril de 2006 se cumplen 20 años del accidente de Chernobyl. Durante estos años se han publicado numerosos informes sobre el accidente y sus consecuencias para la salud de las personas y para el medio ambiente.

Ya en los primeros informes publicados se puso de manifiesto la necesidad, y dificultad, de poner al servicio del público y otros profesionales implicados en el accidente de Chernobyl la protección radiológica. El Comité sobre Protección Radiológica y Salud Pública (CRPPH) de la Agencia de Energía Nuclear (NEA) está a punto de finalizar el informe titulado "Stakeholders and radiological protection: Lessons from Chernobyl after 20 years" con el que se pretende demostrar como una disciplina técnica, como es la protección radiológica, puede ajustarse para ser más eficaz a la hora de dar cobertura a las necesidades de la gente corriente obligada a vivir en circunstancias extraordinarias. El informe describe como la protección radiológica ha sido adaptada para cubrir las necesidades de las personas que siguen estando afectada por el accidente y las lecciones aprendidas.

El accidente de Chernobyl no tiene precedentes. Millones de personas estuvieron, y siguen estando, directamente afectadas. El impacto más obvio del accidente, además de la contaminación física, fue el hecho de que las poblaciones afectadas se adaptaran a vivir en un medio ambiente contaminado a largo plazo. Se inició un proyecto piloto utilizando el compromiso de los grupos interesados para implicar a parte de la población afectada en el proceso de toma de decisiones. El éxito de este proyecto ha llevado a que se extienda a otras áreas.

A principios de los 90, las autoridades nacionales en protección radiológica fueron conscientes que su misión de transmitir la información y las soluciones a la población no estaba funcionando y que era necesario establecer colaboraciones. Estas autoridades reconocieron que no tenían todas las respuestas y que necesitaban la implicación de los grupos interesados tanto para que se enten-

diera la escala y el alcance de los acontecimientos, como para poner en práctica soluciones que funcionaran. Mediante un compromiso activo con las personas afectadas, las autoridades comenzaron a ganar confianza y crédito con los grupos interesados. Entre los grupos interesados se encontraban granjeros, madres y profesores, los cuales contribuyeron a que se conociera mejor la situación existente en las zonas afectadas y que se tomaran medidas para que se pudieran paliar en gran medida las consecuencias de la contaminación.

Como resultado de esta experiencia, se ha demostrado que la implicación de los grupos interesados tiene el potencial de permitir a las autoridades locales tomar decisiones que son apoyadas en términos de hacer contribuciones positivas a la economía local y a la salud pública local.

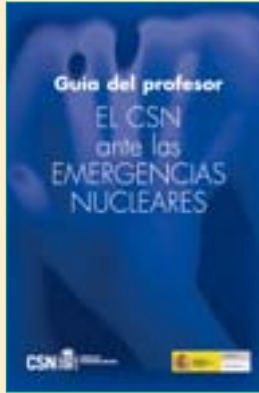
La rehabilitación de las zonas afectadas por el accidente de Chernobyl ha permitido aprender importantes lecciones que tienen una clara aplicación en potenciales situaciones futuras en las que se produzcan liberaciones de toxinas. Entre ellas se incluye el reconocimiento de que en dichas situaciones es necesario centrarse en diversos aspectos clave como son: implicación de los grupos afectados; compromiso y confianza; aproximación multidisciplinar; aproximación de abajo a arriba; aprendizaje colectivo; respuestas de complejidad adecuada; basé científica sólida; estar abierto a un compromiso en cualquier etapa del proceso; validación pluralista; resurgimiento de la autodependencia y sostenibilidad.

El accidente de Chernobyl ha revelado que la implicación de los grupos interesados locales es una parte indispensable del éxito del esfuerzo de rehabilitación, por lo que cada vez es más ampliamente reconocido que tienen una contribución importante que hacer a la hora de planificar los planes de emergencia, los esfuerzos de recuperación y rehabilitación en cualquier situación de contaminación que pueda ocurrir en el futuro, ya sea debida a un accidente industrial o a una liberación deliberada, ya sea en un área rural o urbana.

*Comité de Redacción*

# PUBLICACIONES

## **"El CSN ante las emergencias nucleares". Guía del profesor**



Continuando con la serie de publicaciones dirigidas a los profesores de enseñanza media, el Consejo de Seguridad Nuclear ha editado la segunda guía, dedicada en esta ocasión a las emergencias nucleares.

Esta publicación, realizada conjuntamente con el Instituto Superior de Formación del Profesorado del Ministerio de Educación, expone los principios de seguridad en las centrales nucleares, los diferentes tipos de emergencias y las funciones de los organismos implicados. Se hace especial hincapié en la organización del CSN para la respuesta ante emergencias, así como en la información al público de los sucesos y la formación para actuar en estas situaciones.

El libro está acompañado por un CD, que incluye también un test para confirmar los conocimientos adquiridos y que se propone como un elemento de apoyo para el trabajo de los profesores con sus alumnos.

## **Publicaciones OIEA**

### **Natural Activity Concentrations and Fluxes as Indicators for the Safety Assessment of Radioactive Waste Disposal**

IAEA-TECDOC-1464

Este informe presenta los hallazgos del proyecto de investigación coordinado de



la OIEA "Natural Safety Indicators (Concentrations and Fluxes)", cuyo objetivo era contribuir a la evaluación de la seguridad a largo plazo de los almacenamientos de residuos radiactivos, mediante indicadores adicionales de seguridad basados en la observación de sistemas naturales. La participación de países de todo el mundo ha contribuido a que actualmente se conozca mejor la distribución de radionucleidos naturales a escala local, regional y global. Esto ha permitido al proyecto definir maneras en las que estas distribuciones puedan ser utilizadas para definir criterios frente a los que evaluar potenciales liberaciones de los repositorios. El informe también contiene la opinión de expertos de la comunidad internacional y debería ser de utilidad para aquellas personas implicadas en la elaboración de estándares y guías nacionales e internacionales en esta materia.

IAEA-TECDOC-1472

ISBN 92-0-109805-7. Publicado el 16 de noviembre de 2005. Tamaño del documento 3828 KB.

Documento descargable en: [www.pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/te\\_1464\\_web.pdf](http://www.pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/te_1464_web.pdf)

### **Naturally Occurring Radioactive Materials (NORM IV) Proceedings of an International Conference held in Szczyrk, Poland, 17-21 May 2004**

IAEA-TECDOC-1472

Aunque normalmente las fuentes de radiación natural no son objeto de regulación, algunas exposiciones a radón y a material radiactivo de origen natural (NORM) pueden necesitar ser consideradas en cuanto a como se deben aplicar los controles. Cada vez más países están regulando las exposiciones a fuentes

naturales y el conjunto de datos radiológicos sobre dichas exposiciones está aumentando con rapidez. La conferencia internacional NORM IV, es la cuarta de una serie de conferencias que se iniciaron en 1997 y es la siguiente a la celebrada en Río de Janeiro en 1999 (Los resúmenes están publicados en el IAEA-TECDOC-1271). Entre los temas tratados en NORM IV se encuentran la exposición a radionucleidos de origen natural en minería y otras operaciones industriales que impliquen NORM (incluyendo impacto ambiental), estándares y regulaciones, y técnicas de medida incluyendo medidas de radón. Esta publicación pretende difundir la información más reciente sobre la exposición a fuentes naturales entre los técnicos y personal que trabaja en el tema.

ISBN 92-0-110305-0. Tamaño del documento: 9539 KB.

Documento descargable en:

[http://www.pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/te\\_1472\\_web.pdf](http://www.pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/te_1472_web.pdf)

### **Selection of Decommissioning Strategies: Issues and Factors**

IAEA-TECDOC-1478

La evaluación detallada de posibles estrategias constituye un paso decisivo en el proceso de desmantelamiento. La OIEA ha proporcionado gran cantidad de guías sobre la selección de la estrategia de desmantelamiento, pero hay una serie de casos, particularmente en países con recursos limitados, en los que la selección está marcada por factores y condiciones predominantes. En su papel de comité experto asesor de la OIEA, el grupo técnico sobre desmantelamiento (TEGDE) debate y concluye sobre temas que no habían sido tratados en guías anteriores.

ISBN 92-0-111705-1. Tamaño del documento: 861 KB. Publicado el 15 de diciembre de 2005.

Documento descargable en:

[http://www.pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/TE\\_1478\\_web.pdf](http://www.pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/TE_1478_web.pdf)

**Radiation Protection Aspects in the Design of Nuclear Power Plants Safety Standards**

Series No. NS-G-1.13

Esta publicación ha sido preparada dentro del programa "safety standards for nuclear power plants (NPs)" de la OIEA. Esta Guía de Seguridad trata de las previsiones que deben de realizarse en el diseño de las centrales nucleares para proteger al personal, al público y al medio ambiente frente a los riesgos radiológicos en la operación, desmantelamiento y en condiciones accidentales, incluyendo los accidentes severos. Aporta también recomendaciones.

STI/PUB/1233. ISBN 92-0-107905-2, English. Publicado el 19 de diciembre de 2005. Tamaño del documento 1202KB. Documento descargable en: [http://www.pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/Pub1233\\_web.pdf](http://www.pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/Pub1233_web.pdf)

**Applying Radiation Safety Standards in Nuclear Medicine**

Safety Reports Series No. 40

Esta publicación intenta ser de ayuda tanto para el órgano regulador como para los usuarios de fuentes radiactivas en el campo de la medicina nuclear para aplicar en la práctica las Normas básicas internacionales de seguridad para la protección contra la radiación ionizante y para la seguridad de las fuentes de radiación (NBS). Los reguladores pueden encontrarla útil para revisar las peticiones de autorización y las inspecciones de las prácticas. Los usuarios de las radiaciones en medicina nuclear pueden seguir esta guía para cumplir con las NBS o sus reglamentaciones nacionales.

STI/PUB/1207. ISBN 92-0-111104-5, English. Publicado el: 31 de octubre de 2005. Tamaño del documento 748 KB. Documento descargable en: [http://www.pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/Pub1207\\_web.pdf](http://www.pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/Pub1207_web.pdf)

**Derivation of Activity Concentration Values for Exclusion, Exemption and Clearance**

Safety Reports Series No. 44

Este documento ha sido preparado para apoyar la Guía de Seguridad RS-G-1.7 "Aplicación de los conceptos de exclusión, exención y dispensa". La información que aporta esta publicación puede ser aplicada a todos los productos de consumo (commodities), exceptuando los alimentos y las aguas de bebida. En este documento se presentan las bases sobre las cuales se han dado los niveles de actividad de la Guía de Seguridad RS-G-1.7, presentando en detalle la descripción de los escenarios y los parámetros utilizados.

STI/PUB/1213. ISBN 92-0-113104-6, English. Publicado el 25 de abril de 2005. Tamaño del documento 1295 KB. Documento descargable en: [http://www.pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/Pub1213\\_web.pdf](http://www.pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/Pub1213_web.pdf)

**ICRP**

**Icrp publication 97 prevention of high-dose-rate brachytherapy accidents**

Se estima que alrededor de medio millón de tratamientos se llevan a cabo anualmente en unidades de Alta Tasa de Dosis (HDR). Este procedimiento terapéutico proporciona tasas entre 1.6 - 5 Gy/min, de forma que los errores de aplicación pueden llevar a una infra/sobredosis con efectos clínicos adversos. Más de 500 accidentes (incluyendo una muerte) han sido notificados. En este informe se dan recomendaciones específicas sobre procedimientos y equipamiento; se insiste en la urgente necesidad de disponer de un adecuado plan de emergencia que contemple la posibilidad de pérdida o robo de fuentes y también en que, en las instalaciones, debe existir un equipo humano muy entrenado que siga los procedimientos de garantía de calidad para prevenir y evitar accidentes. Accidentes e incidentes de-

ben notificarse y se trata de aprender de los mismos para evitar errores similares.

ISBN: 0080446582, 52 páginas; fecha de publicación 2005. ELSEVIER

**ICRP PUBLICATION 95: DOSES TO INFANTS FROM INGESTION OF RADIONUCLIDES IN MOTHER'S MILK**

En este informe, ICRP proporciona información sobre dosis de radiación a niños lactantes por ingestión de radionúclidos contenidos en la leche materna. Se proporcionan coeficientes de dosis por unidad de actividad incorporada (Sv/Bq), para los mismos 31 radionúclidos cuyos modelos biocinéticos de incorporación según edades, se dieron en las publicaciones 56, 57, 69 y 71 y además para otros cuatro elementos: Na, Mg, P y K. Los modelos para adultos dados en las más recientes publicaciones de ICRP se adaptan para incluir transferencia a la leche materna. Para los elementos adicionales no contemplados en la publicación 88, se da información también para dosis al embrión y feto para actividades incorporadas antes o durante el embarazo.

ISBN: 0080446272, 280 páginas; fecha de publicación 2005

**NEA/OCDE**

**Evolution of the System of Radiological Protection**

Second Asian Regional Conference, Tokyo, Japan, 28-29 July

Uno de los retos que afrontan los expertos en protección radiológica es integrar la protección radiológica dentro del concepto moderno de gobernanza del riesgo (risk governance). Es dentro de este contexto que la ICRP decidió desarrollar unas nuevas recomendaciones que sustituyan a las recomendaciones del ICRP 60 1de 990. En el proceso de desarrollo de estas nuevas recomendaciones, la visión del ICRP ha evolucionado significativamente, en su mayor parte debido a los stakeholder implicados que han estado activamente solicitados por

la ICRP. En este sentido, fue apoyado durante la Primera Conferencia Regional Asiática organizada por la NEA en octubre de 2002 que la implementación del nuevo sistema pueda tener en cuenta las diferencias regionales, de la sociedad y culturales.

ISBN: 92-64-01362-8, OECD English. Publicado el: 26 de octubre de 05, 160 pages NEA#06000.

## NCRP

### **Report No. 150 - Extrapolation of Radiation- Induced Cancer Risks from Nonhuman Experimental Systems to Humans**

Este documento revisa las publicaciones científicas asociadas con la extrapolación de los riesgos de cánceres radioinducidos experimentalmente en no humanos con los humanos. Los principios básicos de los efectos de la radiación a nivel celular y molecular son examinados poniendo énfasis en la

comparación entre varias especies incluyendo la humana. Estas comparaciones entre especies se han realizado también para cánceres de similares tipos de células del mismo sistema orgánico. Se han revisado los modelos de extrapolación tanto para las exposiciones a la radiación externas como internas.

Disponible en pdf en:  
<http://www.ncrppublications.org/index.cfm?fm=Product.AddToCart&pid=5256385741>

## Radiation Protection

### **RP 119: Multimedia and Audio-visual Radiation Protection Training in Interventional Radiology**

Se encuentra disponible en la página electrónica de la EC la aplicación MARTIR CDROM (282.830 KB). La aplicación puede descargarse en:

[http://europa.eu.int/comm/energy/nuclear/radioprotection/index\\_en.htm](http://europa.eu.int/comm/energy/nuclear/radioprotection/index_en.htm)

([www.sepr.es](http://www.sepr.es)) o contactar con la secretaria del seminario: Marie-Claire Meerkens. FANC-AFCN, 36 rue Ravenstein, 1000 Bruselas, Bélgica.

Teléfono: +32 2 289 20 70

Fax: +32 2 289 20 07.

[marie-claire.meerkens@fanc.fgov.be](mailto:marie-claire.meerkens@fanc.fgov.be)

### **• Conference on Electromagnetic Fields, Health and Environment-EHE06.**

Del 27 al 29 de abril de 2006 en The Savoy Madeira Resort Hotel, Madeira, Portugal. Más información en [www.apdee.org/ehe06](http://www.apdee.org/ehe06). Contacto: [ehe06-secretariado@apdee.org](mailto:ehe06-secretariado@apdee.org)

### **• Jornada sobre Estudios epidemiológicos tras exposición a dosis bajas de radiación ionizante.**

La Jornada, que se celebrará el día 28 de abril de 2006 en el Salón de Actos del Consejo de Seguridad Nuclear de (Madrid), está organizada por la SEPR en colaboración con el CSN, y con la participación de UNESA y SNE. Está previsto que la Dra Elizabeth Cardis presente el mayor estudio epidemiológico realizado hasta la fecha en trabajadores de la industria nuclear. También se expondrá la contribución española a dicho estudio. Cuando se disponga de más información sobre la jornada, se pondrá en la página web de la SEPR ([www.sepr.es](http://www.sepr.es)).

### **• 2006 International High Level Radioactive Waste Management Conference.**

El encuentro se celebrará del 30 de abril al 4 de mayo de 2006 en Las Vegas, Nevada, Estados Unidos. La conferencia es un foro para la discusión de los aspectos científicos, técnicos, sociales y reguladores del procesamiento final del ciclo del combustible nuclear. Más información en [www.ans.org](http://www.ans.org)

## MAYO

### **• VALues in Decisions On Risk, VALDOR 2006.**

Del 14 al 18 de mayo de 2006 en Estocolmo, Suecia. Más información en [www.congrex.com/valdor2006](http://www.congrex.com/valdor2006)

# CONVOCATORIAS

## ABRIL

### **• COST281 Workshop, "Emerging EMF Technologies and Potentially Sensitive Groups."**

Del 20 al 21 de abril 2006. Technical University, Graz, Austria. Más información en la página web: [www.kht.tugraz.at/conference2006.html](http://www.kht.tugraz.at/conference2006.html)

### **• Jornada sobre el programa europeo SENTINEL.**

La Jornada se celebrará los días 21 y 22 de abril de 2006 en el Aula Prof. Pedrosa (Planta baja ala norte) del Hospital Clínico San Carlos de Madrid. Organizada por el Servicio de Física Médica - Hospital Clínico San Carlos y el Departamento de Radiología de la Universidad Complutense de Madrid,

con la colaboración de la Sociedad Española de Radiología Vasculat e Intervencionista (SERVEI); la Sociedad Española de Protección Radiológica (SEPR) y la Sociedad Española de Física Médica (SEFM). Para asistir a las jornadas ES IMPRESCINDIBLE LA INSCRIPCIÓN PREVIA. Más información en [www.sepr.es](http://www.sepr.es)

### **• Seminario científico: "Ionizing radiation, genetic and embryonic risk: Chernobyl data and new insights"**

El 21 de abril de 2006. Bruselas, Bélgica. El seminario científico está organizado por la Agencia Federal Belga para el Control Nuclear (FANC-AFCN), en cooperación con el Centro de Investigación Belga (SCK.CEN). Para más información consultar la web de la SEPR

- **Second European Congress of the IRPA: "Radiation Protection: from Knowledge to Action".**

Del 15 al 19 de mayo de 2006 en París, Francia. El Congreso está organizado por la French Society for Radiation Protection (SFRP). Más información en <http://www.irpa2006europe.com/>

- **Curso de supervisores de instalaciones radiactivas.**

El curso se celebrará del 22 mayo al 16 junio de 2006 en el CIEMAT, Madrid. Programa homologado por el CSN. Para más información contactar con la Unidad de Formación. Teléfono: 91 3466298. Correo electrónico: [ana.calle@ciemat.es](mailto:ana.calle@ciemat.es). Más información en [www.ciemat.es](http://www.ciemat.es)

- **XXVIII Congreso Nacional de la Sociedad Española de Radiología y XXIII Congreso del Colegio Interamericano de Radiología.**

Del 26 al 29 de mayo de 2006 en Zaragoza. Más información en: <http://seram2006.pulso.com/>

## JUNIO

- **Jornada sobre "Protección radiológica en instalaciones radiactivas en la Industria".**

La Jornada se celebrará el día 6 de junio de 2006, en el Salón de Actos de la Escuela Técnica Superior de Ingenieros Industriales de la Universidad Politécnica de Madrid. Más información en [www.sepr.es](http://www.sepr.es)

- **Jornada técnica sobre Emergencias en Instalaciones Radiactivas Hospitalarias.**

Las Jornadas se celebraran en el Hospital San Pau y Santa Creu de Barcelona, los días 7 y 8 Junio de 2006. Organizada por la SEPR, en colaboración con el Consejo de Seguridad Nuclear. Se contará como organizadores locales con Carmen Baixeras y Montse Rivas y como representantes de la SEPR con Leopoldo Arranz y Eugenio Gil. Más información en [www.sepr.es](http://www.sepr.es)

- **XXVII Congreso de la Sociedad Española de Medicina Nuclear.**

Del 7 al 9 de junio de 2006 en Gra-

nada. Más información en: [www.semn2006granada.com](http://www.semn2006granada.com)

- **The Bioelectromagnetics Society 28<sup>th</sup> Annual Meeting.**

Del 11 al 15 de junio de 2006 en Cancún, México. Más información en <http://marriott.com/property/property-page/CUNJW>

- **Tenth Symposium on Neutron Dosimetry.**

El simposio se celebrará del 12 al 16 de junio de 2006 en Uppsala, Suecia. Más información en [www.conference.slu.se/neudos10/](http://www.conference.slu.se/neudos10/)

- **X Congreso de la Sociedad Española de Radiocirugía.**

Se celebrará del 14 al 16 de junio de 2006 en el Palacio de la Exposición de Valencia. Para más información contactar con la Secretaría del X Congreso de la Sociedad Española de Radiocirugía: Hospital NISA Virgen del Consuelo. Servicio de Oncología Radioterápica. C/ Callosa de Ensarriá 12. Valencia 46007. Teléfono: 963 177 846 Fax: 963 177 870 Srt.: Mónica Pérez Email: [radiocirugia@hospitales.nisa.es](mailto:radiocirugia@hospitales.nisa.es). La fecha límite de recepción de trabajos es el 15 de abril de 2006.

## JULIO

- **5<sup>th</sup> International Workshop "Natural Radiation and Environment"**

Del 3 al 7 de Julio de 2006 en la Facultad de Ciencias de la Universidad de Valladolid.

Más información en la página web de la conferencia:

[http://www.uva.es/natural\\_radiation](http://www.uva.es/natural_radiation)

## AGOSTO

- **35<sup>th</sup> Annual Meeting of European Radiation Research Society. European Radiation Research 2006.**

La Conferencia se celebrará del 22 al 25 de agosto de 2006 en la Universidad Nacional de Taras Shevchenko en Kiev, Ucrania. En breve se publicará el segundo anuncio de la conferencia. Hasta entonces, si desea más información puede enviar un correo solicitando más información a la dirección: [dmgrid@ukrpac.net](mailto:dmgrid@ukrpac.net)

- **CAARI 2006: 19<sup>th</sup> International Conference on the Application of Accelerators in Research and Industry.**

Del 20 al 25 de agosto de 2006. Renaissance Worthington Hotel en Fort Worth, Texas EE.UU. CAARI reúne científicos de todo el mundo que utilizan aceleradores de partículas en sus investigaciones y aplicaciones industriales. La Conferencia CAARI puede considerarse un conjunto de simposios sobre los temas: Física nuclear; Física atómica; Física de aceleradores; Análisis de haces de iones; Modificación de materiales por haces de iones; Aplicaciones médicas; seguridad y efectos dañinos de la radiación. Los resúmenes de la Conferencia serán publicados por Elsevier como un número especial de la revista Nuclear Instruments and Methods in Physics Research B (NIMB). La fecha límite para el envío de resúmenes es el 17 de abril de 2006.

## SEPTIEMBRE

- **Bioelectrochemistry Gordon Research Conference.**

Del 3 al 8 de septiembre de 2006 en Virginia, Estados Unidos. Contacto: Richard Nuccitelli, Center for Bioelectrics, Norfolk, Virginia, USA. Tel: +1 757 683 2405. Mobile: +1 757 613 2619. Fax: +1 757 314 2397.

E-mail: [rnuccite@odu.edu](mailto:rnuccite@odu.edu)  
[justin.teissie@IPBS.FR](mailto:justin.teissie@IPBS.FR)  
[a.m.rajnicek@abdn.ac.uk](mailto:a.m.rajnicek@abdn.ac.uk)

- **Curso superior de protección radiológica.**

El curso se celebrará del 11 de septiembre al 15 de diciembre de 2006 en el CIEMAT, Madrid. Programa según la instrucción del CSN IS-03. Para más información contactar con la Unidad de Formación. Teléfono: 91- 3466298. Correo electrónico: [ana.calle@ciemat.es](mailto:ana.calle@ciemat.es). Más información en [www.ciemat.es](http://www.ciemat.es)

## OCTUBRE

- **Simposio internacional sobre el presente y futuro de la protección radiológica del paciente (plan de acción del Organismo Internacional de la Energía Atómica)**

El evento tendrá lugar del 2 al 4 de octubre de 2006 en el Aula Magna de



Facultad de Medicina de Málaga, España. El objetivo principal es valorar el estado actual de la Protección Radiológica del Paciente, basándonos en el Plan de Acción del OIEA 2002-2006. Estará organizado por la Sociedad Española de Protección Radiológica y la Sociedad Española de Física Médica, con la colaboración y participación del Organismo Internacional de la Energía Atómica, la Comisión Internacional de Protección Radiológica, el Ministerio de Sanidad y Consumo, el Consejo de Seguridad Nuclear, la Junta de Andalucía y la Universidad de Málaga. Más información en [www.pru.ma.uma.es/pr06/](http://www.pru.ma.uma.es/pr06/)

• **Workshop on Internal Dosimetry of Radionuclides: Occupational, Public and Medical Exposure.**

Del 2 al 5 de octubre de 2006 en Montpellier, Francia. Organizado por el Institut de Radioprotection et de Sûreté Nucléaire (IRSN) y el National Radiological Protection Board (NRPB). Más información en [www.montpellier2006.irsn.org/](http://www.montpellier2006.irsn.org/)

• **32ª Reunión Anual de la SNE**

Del 4 al 6 de octubre de 2006 en Tarragona. El plazo para la presentación de sinopsis finaliza el 11 de abril. Más información en [www.sne.org.es](http://www.sne.org.es).

• **4th Workshop on Biological Effects of Electromagnetic Fields.**

Del 16 al 20 de octubre de 2006 en Creta, Grecia. Más información en la página electrónica: <http://imm.demokritos.gr/bioeffects> or [www.telecomlab.gr/bioeffects](http://www.telecomlab.gr/bioeffects) o contactar con: Ms Ketty Apostolou, Tel: +30 210 650 3129. Fax: +30 210 6532910. E-mail: [conf2006@imm.demokritos.gr](mailto:conf2006@imm.demokritos.gr)

## NOVIEMBRE

• **International Conference on Quality Assurance and New Techniques in Radiation Medicine.**

Del 13 al 15 de noviembre de 2006 en Viena, Austria. Organizado por la OIEA. Más información en [www.pub.iaea.org/MTCD/Meetings/Announcemnts.asp?ConfID=146](http://www.pub.iaea.org/MTCD/Meetings/Announcemnts.asp?ConfID=146)



**Proyecto de I+D Europeo: "Genetics of Predisposition to Radiation-Induced Cancer of the Thyroid"**

El pasado mes de junio finalizó el proyecto europeo del V Programa Marco "Genetics of Predisposition to Radiation-Induced Cancer of the Thyroid" (GENRAD-T). En el proyecto han participado, el GSF (Alemania), la Unidad de Dosimetría de Radiaciones del CIEMAT, el CEA (Francia y la Universidad de Swansea (Reino Unido).

El cáncer de tiroides, que se induce con alta eficacia tras la incorporación de yodo radiactivo, tiene un componente genético claramente establecido. Como consecuencia de ello, diferencias en el fondo genético pueden influir significativamente el riesgo de desarrollar enfermedades tiroideas tras exposición a radioyodo. Los modelos animales de cánceres inducidos por radiación constituyen una herramienta conveniente para realizar estudios genéticos dirigidos a identificar componentes genéticos que modifiquen el riesgo de cáncer, pero hasta el momento no existía ningún modelo de cáncer de tiroides validado. El objetivo del proyecto GENRAD-T era desarrollar herramientas adecuadas para comenzar los estudios de componentes genéticos implicados en la sensibilidad a desarrollar cáncer de tiroides tras exposición a yodo radiactivo.

Las investigaciones realizadas por el Consorcio GENRAD-T han establecido un modelo de ratón de cáncer de tiroides radioinducido, utilizando un protocolo definido de inducción. El sistema ha mostrado ser eficaz en diversas cepas de ratón, convirtiéndolo en una herramienta muy valiosa para realizar estudios genéticos. En el proyecto se ha realizado un ejercicio único dirigido a establecer un conjunto de criterios diagnósticos para la evaluación histológica de malignidades de tiroides inducidas por radiación en ratón. En un esfuerzo conjunto de patólogos humanos y veterinarios se ha realizado un examen riguroso de los tejidos de los ratones tratados con yodo radiactivo, produciendo una clasificación basada en la actual clasificación utilizada en cánceres de tiroides humanos.

Se han realizado análisis genéticos de los tumores y de los animales portadores del tumor, habiéndose establecido que las diferencias genéticas efectivamente contribuyen al riesgo de cáncer en el modelo animal. Se han observado diferencias tanto en la frecuencia como en el tipo de malignidad dependiendo de la cepa de ratón utilizada, lo que ha permitido comenzar los análisis cuantitativos de los genes responsables de las diferencias entre cepas (mapeo QTL). Se ha identificado un conjunto de loci genéticos cuya herencia confiere un mayor riesgo a cáncer de tiroides. En paralelo se estudiaron las alteraciones genéticas en los tejidos tumorales para conocer las alteraciones genéticas que acompañan al desarrollo de cáncer de tiroides. Se inició una estrategia de "gen candidato", utilizando análisis genéticos en cánceres de tiroides humanos radioinducidos (pacientes y afectados del accidente de Chernobyl). Estos estudios, junto con los realizados en el modelo de ratón, han puesto al Consorcio en una posición altamente competitiva para liderar el reto de entender la genética que es causa fundamental del riesgo de cáncer de tiroides tras irradiación y ha dado al grupo la ventaja en el desarrollo de un modelo de ratón que es altamente sensible a yodo radiactivo, en el que será posible realizar estudios a dosis bajas en el futuro. En este sentido, el Consorcio ha presentado una nueva propuesta de proyecto al VI Programa de la Unión Europea de título "Defining the genetic component of thyroid cancer risk at low doses" con el que se pretende continuar con las investigaciones iniciadas en GENRAD-T.

*Almudena Real*  
Dosimetría de Radiaciones. CIEMAT.  
Participante de GENRAD-T

• **Publicación de la Comisión Europea (Enero 2006) sobre proyectos FP5 e Impacto de Campos Electromagnéticos y teléfonos móviles en la Salud**

Esta publicación, describe la investigación sobre el impacto sobre la salud de los campos electromagnéticos y da algunos ejemplos de proyectos financiados por la Comisión Europea (FP5). Además, sitúa la investigación en el contexto de las estrategias políticas e iniciativas de la Unión Europea a nivel internacional.

*Comité de Redacción*

# Índice de artículos de RADIOPROTECCIÓN 2005

<b>AUTORES</b>	<b>TÍTULO ARTÍCULO</b>	<b>NÚMERO</b>
SÁNCHEZ, R.; SÁEZ, M; FAYOS, F. y POZUELO, A.	Aspectos de protección radiológica y control de calidad de la técnica de intensidad modulada	Nº 43 VOL. XII 2005
DELGADO, A.	Apuntes para un análisis crítico del sistema de dosimetría en protección radiológica	Nº 43 VOL. XII 2005
LITTLE, J.B,	Efectos no dirigidos de la radiación ionizante: Implicaciones para la protección radiológica	Nº 43 VOL. XII 2005
ÚBEDA, A.	Conclusiones de la Jornada científica sobre "Protección ante radiaciones no ionizantes: Mitos y Realidades. Espectro, Normativa y Protección	Nº 44 VOL. XII 2005
FERNÁNDEZ, A. y GUILLEM, V.	Campos electromagnéticos y salud: información y percepción del Riesgo en la población española	Nº 44 VOL. XII 2005
ÚBEDA, A. y TRILLO, Mª A.	Exposición a radiaciones no ionizantes ambientales y salud pública: una revisión de las bases biomédicas de los límites de seguridad actuales	Nº 44 VOL. XII 2005
JIMÉNEZ, M.	Dosimetría de campo electromagnéticos para el cumplimiento de normativas de seguridad radiológica	Nº 44 VOL. XII 2005
	Ponencias X Congreso de la Sociedad Española de Protección Radiológica	Nº 45 EXTRAORDINARIO VOL. XII 2005
OTEO, M. y REAL, A.	La Técnica de Pintado Cromosómico mediante FISH en Dosimetría Biológica: Evolución y Aplicabilidad	Nº 46 VOL. XII 2005
SÁNCHEZ, G.	Resolución de los Modelos de la ICRP con BIOKMOD: Aplicación a la Evaluación de Bioensayos	Nº 46 VOL. XII 2005
CARRERA, F. y BOLÍVAR, J.P.	X Congreso de la Sociedad Española de Protección Radiológica	Nº 46 VOL. XII 2005

## Entrevistas

<b>ENTREVISTADO</b>	<b>CARGO</b>	<b>NÚMERO</b>
Francisco Carrera	Presidente del Comité Organizador X Congreso SEPR	Nº 43 VOL. XII 2005

## INFORMACIÓN PARA LOS AUTORES

### 1. PROPÓSITO Y ALCANCE:

La revista *Radioprotección* es el órgano de expresión de la Sociedad Española de Protección Radiológica (SEPR).

Los trabajos que opten para ser publicados en *Radioprotección* deberán tener relación con la protección radiológica y con todos aquellos temas que puedan ser de interés para los miembros de la SEPR. Los trabajos deberán ser originales y no haber sido publicados en otros medios, a excepción de colaboraciones de especial interés, según criterio del Comité de Redacción. Los trabajos aceptados son propiedad de la Revista y su reproducción, total o parcial, sólo podrá realizarse previa autorización escrita del Comité de Redacción de la misma.

Los conceptos expuestos en los trabajos publicados en *Radioprotección* representan exclusivamente la opinión personal de sus autores.

Todas las contribuciones se harán en castellano y se enviarán por correo electrónico a la dirección: [redaccionpr@gruposenda.net](mailto:redaccionpr@gruposenda.net)

o por correo postal a:

SEDA Editorial. Revista *Radioprotección*.  
Calle Isla de Saipán, 47  
28035 MADRID

En el caso de que se utilice el correo postal, se enviarán tres copias en papel y disquete con el trabajo.

### 2. RADIOPROTECCIÓN EN INTERNET

La revista *Radioprotección* también se publica en formato electrónico y puede consultarse en la página de la Sociedad Española de Protección Radiológica (<http://www.sepr.es>).

### 3. NORMAS DE PUBLICACIÓN DE LA REVISTA RADIOPROTECCIÓN

#### 3.1. Tipo de contribuciones que pueden enviarse a la revista.

Las contribuciones que pueden enviarse a *Radioprotección* son:

- Artículos de investigación teórica o práctica (Normas para su preparación en el apartado 3.2).

- Revisión técnica sobre temas actuales de especial interés (Normas para su preparación en el apartado 3.2).

- Noticias relacionadas con la protección radiológica, tanto de España como del Mundo en general. Las noticias han de ser breves (máximo de una hoja DIN-A4 escrita a espa-

cio sencillo en *Times New Roman*, tamaño 12), de interés para los miembros de la Sociedad, redactadas en un lenguaje periodístico y deberán hacer referencia, cuando proceda, a documentos más extensos. En casos excepcionales, podrán ocupar un espacio mayor. De ser necesario por razones editoriales será preciso indicar el origen de la noticia.

- Publicaciones (revistas, libros, documentos de organismos nacionales e internacionales) de interés en el ámbito de la protección radiológica. La reseña debe incluir título, autor o autores, editorial, precio, forma de adquirirlo y extensión, así como un pequeño resumen del contenido de la publicación. Siempre que sea posible se facilitará una imagen de la portada de la publicación para que aparezca junto con la nota. La extensión de la reseña debe ser como máximo de una hoja DIN-A4 escrita a espacio sencillo en *Times New Roman*, tamaño 12.

- Reseñas de libros. La reseña supondrá que el autor ha analizado el texto de la publicación y está en condiciones de emitir un juicio crítico que ayude al lector a mostrar o no interés por la publicación reseñada. Se identificará título, autor o autores, editorial, precio, forma de adquirirlo y extensión. Se facilitará así mismo una imagen de la portada de la publicación a fin de que sea reproducida en la revista junto con el texto enviado. Las reseñas han de ir firmadas por el autor de las mismas. La extensión máxima será de una hoja DIN-A4 escrita a espacio sencillo en *Times New Roman*, tamaño 12.

- Convocatorias de jornadas y congresos relacionados con la protección radiológica. Se facilitará el nombre de la convocatoria, fecha y lugar de celebración, así como un breve resumen de los aspectos más relevantes de la convocatoria. Siempre que sea posible se especificará la dirección de Internet donde aparece más información de la convocatoria. La extensión no será superior a una hoja DIN-A4 escrita a espacio sencillo en *Times New Roman*, tamaño 12.

- Cartas al director. En ellas se podrá hacer referencia a artículos publicados con anterioridad en la revista, o exponer comentarios o sugerencias relacionadas tanto con la revista como con la SEPR, así como con cualquier otro tema relacionado con la protección radiológica que se considere de interés para los socios de la SEPR.

- Proyectos de I+D. Breves reseñas sobre aquellos proyectos relevantes que estén financiados nacional o internacionalmente. Para aquellos proyectos de investigación que

estén empezando, la nota debe incluir el título del proyecto, sus características y objetivos, instituciones implicadas y marco institucional. En aquellos casos en los que el proyecto ya haya finalizado o se encuentre en un estado avanzado de desarrollo, la nota también incluirá los resultados más relevantes obtenidos y posibles acciones futuras. La extensión no será superior a una hoja DIN-A4 escrita a espacio sencillo en *Times New Roman*, tamaño 12.

#### 3.2. Normas para la presentación de artículos y revisiones técnicas.

En todos los trabajos se utilizará un tratamiento de texto estándar (word, wordperfect). El texto debe escribirse a espacio sencillo en *Times New Roman*, tamaño 12. La extensión máxima del trabajo será de 12 páginas DIN-A4 para los artículos y de 6 páginas para las revisiones técnicas, incluyendo los gráficos, dibujos y fotografías.

Los trabajos (artículos y revisiones técnicas) deberán contener:

3.2.1. Carta de presentación. Con cada trabajo ha de enviarse una carta de presentación que incluya el nombre, institución, dirección, teléfono, fax y correo electrónico del autor al que hay que enviar la correspondencia. Los autores deben especificar el tipo de contribución enviada (ver apartado 3.1).

3.2.2. Página del título. Esta página debe contener, y por este orden, título del artículo, primer apellido e inicial(es) de los autores, nombre y dirección del centro de trabajo, nombre de la persona de contacto, teléfono, fax, dirección de correo electrónico y otras especificaciones que se consideren oportunas. Cada autor debe relacionarse con la correspondiente institución usando llamadas mediante números.

Proporcionar una versión reducida del título para usar en el encabezamiento del trabajo, no mayor de 50 caracteres (incluyendo letras y espacios) y un máximo de 6 palabras clave que reflejen los principales aspectos del trabajo.

3.2.3. Resumen. Se escribirá un resumen del trabajo en castellano y en inglés que expresará una idea general del artículo. La extensión máxima será de **200 palabras en cada idioma**, que se debe respetar por razones de diseño y de homogeneización del formato de la revista.

- Es importante que el resumen sea preciso y sucinto, presentando el tema, las informaciones originales, exponiendo las conclusiones, e indicando los resultados más destacables.

3.2.4. Texto principal. No hay reglas estrictas sobre los apartados que deben incluirse, pero hay que intentar organizar el texto de tal forma que incluya una introducción, materiales y métodos, resultados, discusión, conclusiones, referencias bibliográficas, tablas y figuras y agradecimientos.

Se deberían evitar repeticiones entre los distintos apartados y de los datos de las tablas en el texto.

Las abreviaturas pueden utilizarse siempre que sea necesario, pero siempre deben definirse la primera vez que sean utilizadas.

3.2.5. Unidades y ecuaciones matemáticas. Los autores deben utilizar el Sistema Internacional de Unidades (SI). Las unidades de radiación deben darse en el SI, por ejemplo 1 Sv, 1 Gy, 1 MBq. Las ecuaciones deben numerarse (1), (2) etc. en el lado derecho de la ecuación.

3.2.6. Anexos. Se solicita a los autores que no incluyan anexos, si el material puede formar parte del texto principal. Si fuera imprescindible incluir anexos, por ejemplo incluyendo cálculos matemáticos que podrían interrumpir el texto, deberá hacerse después del apartado referencias bibliográficas. Si se incluye más de un anexo, éstos deben identificarse con letras. Un anexo puede contener referencias bibliográficas, pero éstas deben numerarse y listarse separadamente (A1, A2, etc.). Debe hacerse mención a los anexos en el texto principal.

3.2.7. Tablas. Las tablas deben citarse en el texto pero deben proporcionarse en hojas separadas. Deben ir numeradas con números romanos (I, II, III etc.) y cada una de ellas debe tener un título corto y descriptivo. Se debe intentar conseguir la máxima claridad cuando se pongan los datos en una tabla y asegurarse de que todas las columnas y filas están alineadas correctamente.

Si fuera necesario se puede incluir un pie de tabla. Éste debe mencionarse en la tabla como una letra en superíndice, la cual también se pondrá al inicio del pie de tabla correspondiente. Las abreviaturas en las tablas deben definirse en el pie de tabla, incluso si ya han sido definidas en el texto.

3.2.8. Figuras. Las figuras deben citarse en el texto numeradas con números arábigos, proporcionándose en hojas separadas. Las figuras aparecerán en blanco y negro en la revista, excepto casos muy excepcionales, lo que debe ser tenido en cuenta por los autores a la hora de elegir los símbolos y tramas empleados en ellas. Las **fotografías** deberán entregarse en **original** (papel o diapositiva) o como **imágenes digitalizadas en**

**formato de imagen** (jpg, gif, tif, power point, etc.) con una **resolución superior a 300 ppp**. Aunque las imágenes (fotos, gráficos y dibujos) aparezcan inscritas en un documento de word es necesario enviarlas también por separado como archivo de imagen para que la resolución sea la adecuada.

Cada imagen (foto, tabla, dibujo) debe ir acompañada de su **pie de foto** correspondiente.

3.2.9. Referencias Bibliográficas. Debe asignarse un número a cada referencia siguiendo el orden en el que aparecen en el texto, es decir, las referencias deben citarse en orden numérico. Las referencias citadas en una tabla o figura cuentan como que han sido citadas cuando la tabla o figura se menciona por primera vez en el texto.

Dentro del texto, las referencias se citan por número entre corchetes. Dentro del corchete, los números se separan con comas, y tres o más referencias consecutivas se dan en intervalo. Ejemplo [1, 2, 7, 10-12, 14]. Las menciones a comunicaciones privadas deben únicamente incluirse en el texto (no numerándose), proporcionando el autor y el año. La lista de referencias al final del trabajo debe realizarse en orden numérico.

Ejemplos de cómo citar las referencias bibliográficas:

#### Artículo de revista:

1. Ghiatas A.A., Chopra S., Schnitker J.B. Is Sonographic Flow Imaging Useful in the Differential Diagnosis of Adrenal Masses? Br. J. Radiol. 69:1005-8; 1996.

#### Libros:

2. Lovelock D.J. Radiation Incidents in Dentistry. In: Radiation Incidents. Pg: 6-11. Faulkner K, Harrison RM, editors. London: British Institute of Radiology, 1996.

#### Resúmenes de congresos:

3. Ring E.F.J., Elvins D.M., Bhalla A.K., editors. Current Research in Osteoporosis and Bone Mineral Measurement IV: 1996. Proceedings of the 1996 Bath Conference on Osteoporosis and Bone Mineral Measurement; 1996 June 24-26; Bath. London: British Institute of Radiology, 1996.

## 4. PROCESO DE REVISIÓN DE LOS TRABAJOS.

En el caso de artículos y revisiones técnicas, la dirección de la revista acusará recibo de los mismos, pero ello no compromete a su publicación. No se devolverá ningún origi-

nal, excepto que sea solicitado explícitamente por los autores.

Todos los artículos y revisiones técnicas recibidos serán revisados al menos por dos miembros del Comité Científico de Radioprotección. Los comentarios y sugerencias se enviarán a los autores para que sean tenidos en cuenta en la redacción final del trabajo. Si no estuvieran de acuerdo con alguno de dichos comentarios/sugerencias, deberán explicar los motivos de su desacuerdo. Una vez revisados, el Comité de Redacción decidirá finalmente cuando se publica cada trabajo.

Una vez se disponga de las pruebas de imprenta, éstas serán enviadas a los autores para que puedan revisarlas en el plazo que se indique.

El resto de contribuciones a Radioprotección (ver apartado 3.1) serán revisadas por el Comité Científico y/o de Redacción de la revista con objeto de evaluar su idoneidad para ser publicadas.

## 5. LISTA DE ASPECTOS A COMPROBAR ANTES DE ENVIAR LOS ARTÍCULOS Y REVISIONES TÉCNICAS.

Se invita a los autores a usar la siguiente lista de comprobaciones antes de enviar su contribución:

1. ¿Han utilizado unidades del SI?
2. Si se han usado abreviaturas ¿Son las estándar?
3. ¿Se ha usado la nomenclatura correcta?
4. ¿Será el trabajo inteligible para aquellas personas que no sean expertas en el tema?
5. ¿Se ha confeccionado la lista de referencias bibliográficas siguiendo las instrucciones de Radioprotección? (apartado 3.2.5)
6. ¿Se proporciona una versión reducida del título del trabajo?
7. Si el primer autor no es la persona de contacto ¿Se ha identificado el autor al que debe contactarse en la página del título?
8. ¿Se citan las figuras en el texto en orden correcto?
9. ¿Se han confeccionado las figuras teniendo en cuenta que se publicarán en escala de grises?
10. ¿Se citan las tablas en el orden correcto?
11. Si mandas tu contribución por correo postal ¿Se envían las tres copias en papel y el disquete?.