

Volumen 2

Número 2

2001



Sumario

Carta del Presidente	53
Editorial	55
Artículos científicos	
Establecimiento del estado de referencia inicial de un sistema de planificación de tratamientos de radioterapia <i>A. Gracia, D. Linero, C. Picón, R. de Blas, M.^a C. Lizuain</i>	57
Comparación de varios métodos para la determinación de la resolución temporal de una gammacámara <i>M.^a J. Béjar Navarro, E. De Sena Espinel, R. Berenguer Serrano, J. A. Miñano Herrero, M. Fernández Bordes</i>	74
DPE en pacientes con procedimientos de arteriografía cerebral <i>R. Berenguer Serrano, P. Gómez Llorente, M.^a J. Béjar Navarro, M. Fernández Bordes, J. Melgar Pérez, A. García-Miguel Sánchez</i>	82
Notas técnicas	
Codificación por sensibilidad "SENSE", "Velocidad sin límites" en I.R.M. <i>H. Rademaker, C. Santa Marta</i>	90
Introducción a la Radiografía Digital <i>S. López Bravo</i>	99
Cortadores automáticos de moldes MCP-Hek Especial compensadores (modelos y usos)	111
Informe de Nucletron. Nucletron anuncia la entrega de la versión 8.1 de PLATO que renueva todas sus líneas de planificación	112
La Junta Directiva informa	113
Agenda	114
Conclusiones de la mesa redonda "Adopción de Protocolos Internacionales. Implicaciones" (XIII Congreso Nacional de la SEFM)	117
El Buzón de la SEFM	118
Listado de publicaciones	122

Carta del Presidente

Ya he manifestado en otras ocasiones que la formación del especialista en Radiofísica Hospitalaria o Física Médica, constituye el esqueleto de nuestra profesión y la clave de su correcto desarrollo. No es una opinión aislada, por fortuna, ya que esta misma idea la comparten muchos otros compañeros. Comentarla de nuevo en nuestra revista no es más que insistir en lo que estimamos una de las referencias más importantes para nuestro futuro.

Desde hace tiempo viene entrando en el campo de nuestras reflexiones y debates, cada día con más ardor y frecuencia, todo lo relacionado con el estado actual y las posibles opciones de mejora asociadas a esta formación, tanto la inicial como la continuada.

Por esta razón y por el enorme calado que supone lo que está en juego en cuanto al grado de reconocimiento académico europeo de nuestra especialidad, quiero desde esta plataforma lanzar como reto del año 2002 que éste nos sirva para analizar con detalle el estado real de esta formación, subrayando lo concerniente a la metodología docente utilizada en nuestras unidades acreditadas para impartir la especialidad, con la idea y la voluntad de ofrecer alternativas de mejora: armonizar los conocimientos teóricos con los prácticos, dirigir la formación sobre objetivos específicos, así como articular la programación docente relativa a las radiaciones no ionizantes y la de otros agentes físicos.

La Junta Directiva impulsará reuniones, grupos de trabajo y cursos que den cobertura a esta mejora paulatina de la formación del residente y para ello colaborará con la Comisión Nacional de la especialidad en el desarrollo de actividades que se propongan.

Os recuerdo también la necesidad y exigencia de rellenar el formulario de registro en la formación continuada por cada socio, con el fin de evaluar su alcance en la propuesta de puntuación que realizó la Comisión de Docencia.

Por último quiero aprovechar estas fechas para deseáros, en nombre de la Junta Directiva, unas felices fiestas con vuestros seres queridos y un venturoso año 2002, en el que los aires de paz inunden la tierra.

Manuel Fernández Bordes

El año que termina nos ha deparado, en el ámbito internacional, situaciones insólitas y trágicas, que hace tan sólo unos pocos meses eran difíciles de imaginar.

En España va a suponer la despedida de nuestra entrañable "rubia", la peseta, para dar paso a la moneda europea, lo que ha obligado a que el precio de la revista, desde este mismo número, venga en euros.

Sin embargo, este mismo año atípico se ha caracterizado por ser muy dinámico para la Sociedad Española de Física Médica. Desde la Junta Directiva y con la dedicación de muchos de sus miembros, jóvenes y veteranos, se han impulsado y puesto en marcha muchos proyectos. Los grupos de trabajo han trabajado duro y hay varios documentos que han sido terminados y otros que están próximos a hacerlo. Se han organizado Jornadas Científicas, Cursos y el Congreso de Málaga ha sido un éxito.

La publicación del nuevo Reglamento de Protección Sanitaria contra Radiaciones Ionizantes ha propiciado la creación de un Foro de discusión, del que dimos noticia en el número anterior, con participación del Consejo de Seguridad Nuclear, la Sociedad Española de Protección Radiológica y nuestra sociedad que están elaborando documentos y normas para ayudarnos en nuestro trabajo y cuyo primer resultado ha sido la publicación del "Texto comentado del nuevo Reglamento de Protección Sanitaria contra Radiaciones Ionizantes", en cuya elaboración han participado un buen número de socios y que se ha editado conjuntamente por la Sociedad Nuclear Española, la S.E.F.M. y la S.E.P.R.

La revista se va consolidando poco a poco con el esfuerzo de muchas personas. Por una parte los autores que con sus trabajos contribuyen al tan deseado fondo editorial. En un lugar muy importante hay que destacar a los Asesores Científicos que han realizado su labor concienzudamente y que con sus comentarios, basados en su experiencia, han orientado a los autores. Por último, el Comité Editorial que ha creído en este proyecto, lo ha apoyado con entusiasmo y que se considera muy reconocido por la participación de los autores, la dedicación de los asesores y la acogida que habéis dispensado a la revista.

Desde aquí queremos felicitar y agradecer a todos los socios que durante este año han dedicado parte de su tiempo a trabajar por la Sociedad y por elevar el nivel de nuestra profesión y de una manera muy especial a la Junta Directiva que ha sabido impulsar y apoyar todos estos proyectos. Al mismo tiempo despedimos con cariño a los miembros que han cesado y acogemos con alegría a los nuevos, entre los que se ha incorporado a la siempre ingrata tarea de la Secretaría, un representante de la primera promoción de residentes.

Contemplando este año que se acaba y en el que también han ocurrido cosas inesperadas, aunque buenas para nosotros, sólo nos queda esperar que en el año 2002 se mantenga esta tendencia ascendente para la Sociedad en su conjunto, y que para todos los nuestros lectores, sean socios o no, se alcancen todas sus ilusiones y expectativas tanto en el plano profesional como personal.

Establecimiento del estado de referencia inicial de un sistema de planificación de tratamientos de radioterapia: Fotones

A. Gracia, D. Linero, C. Picón, R. de Blas, M.^a C. Lizuain

Servicio de Física Médica y Protección Radiológica. Institut Català d'Oncologia. L'Hospitalet. Barcelona.

Resumen

En este documento se expone la metodología seguida para fijar el estado de referencia inicial de un sistema de planificación para tratamientos de radioterapia, así como los resultados obtenidos.

El material utilizado ha sido: un sistema de planificación CadPlan v.3.1.3, dos aceleradores Clinac 2100 C, un analizador de haces automático en maniquí de agua, detectores de diodos semiconductores y cámaras de ionización.

Las pruebas se han realizado de acuerdo con recomendaciones internacionales.

Los resultados obtenidos están en buen acuerdo con los criterios de aceptabilidad citados en diversas publicaciones.

Palabras Clave: Sistemas de planificación, control de calidad, dosimetría física, radioterapia externa.

Abstract

This paper exposes the initial commissioning procedure and the results for a radiotherapy treatment planning system.

The material used was: a CadPlan v.3.1.3 treatment planning system, two Clinac 2100 C, a computer controlled water phantom dosimetric system, diodes and ionization chambers.

The developed tests have been made according to international recommendations.

The results obtained were in good agreement with the acceptability criteria given in other papers.

Key words: Treatment Planning System, Quality Assurance.

Introducción

El establecimiento del estado de referencia inicial de un sistema de planificación es una tarea laboriosa y compleja, en la que hay que comprobar la transferencia y manipulación de multitud de datos, tanto relativos a la dosimetría como a otros aspectos no dosimétricos, como el tratamiento de imágenes o las herramientas de evaluación y salida de datos de la dosimetría clínica (*AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 53 - TG 53-1*).

Existe bibliografía en la que se tratan aspectos muy concretos del estado de referencia inicial como la implementación de cuñas dinámicas, conformación con multi-láminas o bien técnicas puntuales como la irradiación de una mama mediante campos tangenciales², pero no se

conocen, por parte de los autores, artículos donde se proporcionen los resultados obtenidos por un conjunto extenso de pruebas. Sin embargo, existen tablas de criterios de aceptabilidad para cálculos de dosis con haces externos en base a la exactitud dosimétrica total requerida (*J. Van Dyk y cols.*³), o bien en base a las expectativas colectivas de los miembros del *TG 53*.

Para la verificación de las diferencias entre distribuciones de dosis absorbida medidas y calculadas se ha seguido la nomenclatura y recomendaciones dadas por el *TG 53* y por *J. Van Dyk y cols.*

Por otra parte, en la actualidad existe una legislación en España, (Real Decreto 1566/1998 por el que se establecen los criterios de calidad en radioterapia⁴), en la que se indica la necesidad de efectuar una serie de pruebas para fijar el estado de referencia inicial en los equipos de planificación y cálculo de teleterapia. Estas pruebas, junto con sus tolerancias, se encuentran recogidas en la tabla 2.E. del Real Decreto (RD) denominada "Pruebas para fijar el estado de referencia inicial en los equipos de planificación y cálculo de teleterapia y braquiterapia y sus tolerancias". Como es

Correspondencia: A. Gracia. Servicio de Física Médica y Protección Radiológica. Institut Català d'Oncologia. Avda. Gran Vía, s/n, km. 2,7. 08907 L'Hospitalet. Barcelona. E-mail: gracia@ico.scs.es

Fecha de recepción: 24-1-2001.

Fecha de aceptación: 4-10-2001.

y reproducibilidad de las medidas; por otro lado, en verificar que la respuesta de los diferentes detectores empleados es indistinguible en determinadas condiciones de medida. Es decir, verificar por ejemplo, la respuesta entre las diversas CI utilizadas de acuerdo con recomendaciones internacionales¹² y el diodo empleado al medir rendimientos en profundidad. En este último caso, el diodo mostró un comportamiento con diferencias inferiores al 1% para campos menores de 12 x 12 cm² siendo más importantes para campos mayores. También se comprobaron las diferencias entre perfiles medidos con CI y diodo o LDA encontrándose, en este caso, una respuesta satisfactoria en el rango de medidas realizadas¹³.

– *Verificación de la geometría de medida: ortogonalidad y alineación del haz con el sistema de medida.* Se comprueba mediante nivel de precisión, el paralelismo entre el cabezal del acelerador y la superficie del maniquí. Se verifica la alineación del detector y del maniquí con respecto a indicadores externos de la posición del mismo (retículo, indicadores del isocentro) de forma que las diferencias angulares sean inferiores a 0.3° y las de posición inferior a un milímetro.

Un segundo grupo consiste en las medidas para la verificación del cálculo de distribuciones de dosis absorbida en materiales no homogéneos. Se efectuaron en maniquíes de plástico diseñados con alojamiento para detectores y láminas de materiales de densidad diferente a la del agua.

El material utilizado fue: maniquí de agua sólida RMI-457, láminas de corcho, láminas de poliestireno expandido y los detectores, electrómetros y sistemas analizados anteriormente mencionados.

3.2.2 Material y método de cálculo

Para el cálculo de los haces medidos se crearon en CadPlan maniquíes virtuales análogos a los utilizados en las medidas. Se realizaron cortes de TC del maniquí descrito en la tabla 3, para verificación de heterogeneidades.

Para el cálculo de la dosis se ha empleado la rejilla de cálculo de 2.5 mm, siempre que el tamaño de campo lo ha permitido. Para campos grandes se ha utilizado la de 5 mm (esto es debido a que existe un límite de 128 x 128 puntos en la matriz de cálculo).

En la extracción de los datos calculados por el sistema CadPlan, se han usado las herramientas facilitadas por el propio sistema, que permiten generar líneas de dosis tanto en horizontal como en vertical. Una vez obtenidas las curvas de isodosis en un plano se pueden exportar gráfica y numéricamente. La distancia entre los puntos de las líneas de dosis depende de la longitud de la línea de dosis seleccionada y no del tamaño de la rejilla de cálculo utilizada, existiendo un máximo de 100 puntos.

3.2.3 Material y método de la verificación

Con el fin de facilitar el análisis de los resultados, se utilizará el método para caracterizar y analizar las diferencias entre los haces medidos y calculados, propuesto en el TG 53 y

basado en el método utilizado por Van Dyk. Dicho método propone la separación del haz en diversas regiones (figura 1):

- Región interior del haz o zona central de dosis elevada y bajo gradiente de dosis.
- Región de penumbra o zona de alto gradiente de dosis (0.5 cm a cada lado del límite de campo).
- Región exterior o zona de baja dosis y bajo gradiente de dosis (zona exterior a la de penumbra).
- Región de *build-up* (comprende desde la superficie hasta el máximo, tanto en la región interior como en la región exterior).
- El eje central.
- El punto de especificación de dosis (punto de normalización).

Los valores de dosis absorbida en los puntos de normalización están referidos a un punto de calibración de referencia, tal como se sugiere en el TG 53, es decir, los resultados no incorporan la incertidumbre asociada a la determinación de la dosis absoluta en condiciones de referencia, ni a las fluctuaciones en el tiempo del acelerador.

Las diferencias porcentuales entre las distribuciones de dosis medidas y calculadas están referidas al punto de normalización, tal como se indica en el TG 53. Esto implica por un lado que las diferencias encontradas en las distribuciones de dosis no incorporan las diferencias encontradas en la dosis en el punto de referencia o normalización para ese campo de irradiación. Por otro lado las diferencias encontradas entre valores medidos y calculados cuando sus valores relativos al de referencia son pequeños, tal como es el caso de los encontrados en la región exterior, son mucho menores que cuando son referidas directamente a sus propios valores, de forma que se mantiene en cierto sentido la importancia clínica relativa de los resultados. Estas medidas tampoco incorporan las incertidumbres de la inestabilidad de los aceleradores en cuanto a posibles variaciones de la energía (rendimientos) o en el sistema de definición del haz (perfiles).

Las determinaciones sobre la reproducibilidad de este tipo de medidas realizadas en los aceleradores aquí mencionados, indican una desviación estándar mejor del 0,3%.

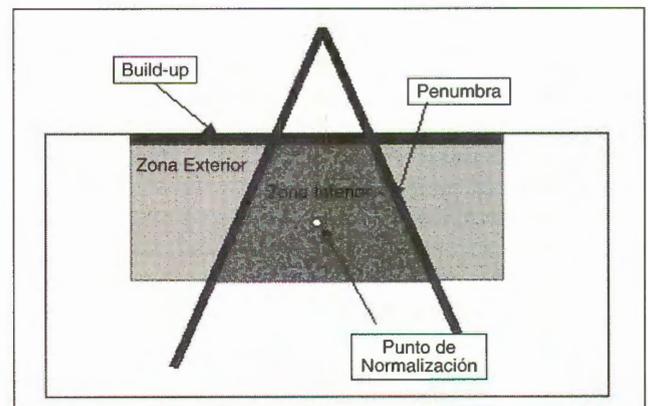


Fig. 1. Regiones o zonas del haz de radiación. TG 53 (AAPM)

Tabla 1. Cálculo y medida de dosis absorbida en puntos para 6 y 18 MV.

Tipo de prueba	Dimensiones (cm x cm)
Cuadrados	6 x 6, 7x7, 10 x 10, 20 x 20, 30 x 30, 40 x 40
Rectangulares	5 x 30, 7 x 20, 10 x 20, 20 x 7, 30 x 5
Asimétricos	0_20 x 10, 3_12 x 10, 12_-2 x 10, 10 x 0_20, 10 x 3_12, 10 x 12_-2
Irregulares ¹ , Bloque 1, Bloque 2, M.L.C.	18 x 18
Atenuación Bandejas, Bloques, M.L.C. Cuñas, EDW	6 x 6, 10 x 10, 17 x 11, 20 x 20
Incidencia 30° y 45°	10 x 10, 15 x 15
Arcoterapia	10 x 10 (330° - 30°)
Pérdida tejido	15 x 15

¹. Ver formas en figura 2 y 3. La conformación con MLC es similar al bloque 1.

Tabla 2. Verificaciones de distribuciones de dosis absorbida en agua para 6 y 18 MV.

Tipo de prueba	Dimensiones (cm x cm)
Campos cuadrados	6 x 6, 10 x 10, 30 x 30
Campos rectangulares	5 x 10, 5 x 30, 10 x 30
Cuadrado	10 x 10
Cuñas dinámicas	10 x 10, 5 x 20, 18 x 12, 8 x 6, 16 x 6_4 30 x 10_20, Irregular 17 x 20 ¹
Cuñas físicas	10 x 10, 20 x 20, 5 x 20 (15°, 30° y 45°)
15°, 30°, 45° y 60°	5 x 15, 15 x 15 (60°)
Campos irregulares y asimétricos	² Bloques 1, 2 y MLC 0_20 x 10, 3_12 x 10
Incidencia 30° y 45°	10 x 10

¹. El campo se puede visualizar en Fig. 4.

². Ver campos en Fig. 2 y 3. La conformación con MLC es similar a la del bloque 1.

3.2.4 Descripción de las verificaciones realizadas en el sistema de planificación

Las verificaciones se han dividido en cuatro grupos de acuerdo con la complejidad de la verificación, que abarca desde la dosis absorbida en puntos en agua hasta las distribuciones de dosis en medios heterogéneos.

Los test de dosis absorbida en puntos en medios homogéneos se dan en la Tabla 1.

Las verificaciones se han efectuado a las profundidades de 5 y 10 cm para la energía de 6 MV, y a 10 y 20 cm para 18 MV. Las verificaciones se han realizado tanto en técnica isocéntrica como a distancia foco superficie (DFS) igual a 100 cm.

Para los campos de 10 x 10 y 10 x 20 cm², se han realizado verificaciones adicionales a DFS 90 y 110 cm. Para la verificación por incidencia tangencial ó pérdida de tejido* se han utilizado técnicas isocéntricas con incidencia a 270°, desplazando el maniquí de arriba hacia abajo, partiendo de la inclusión total del campo en el maniquí, hasta la intersección de éste con sólo la mitad del campo.

* Se entiende por incidencia tangencial o incidencia con pérdida de tejido, aquella en la que parte del haz no intersecta con el maniquí.

En la tabla 2 se muestra el conjunto de las verificaciones de distribuciones de dosis absorbida en agua en medios homogéneos. Para ambas energías se han realizado PDDs y perfiles transversales al maniquí a las profundidades de 5 y 10 cm a DFS 100 cm. Para el campo de 10 x 10 cm², además se han realizado PDDs y perfiles a DFS 90 y 110 cm y se han verificado los cálculos de isodosis en planos sagitales, coronales y transversales con giro de colimador o de mesa.

Para el campo de 30 x 30 cm² se han verificado también los perfiles de las diagonales del campo.

En la verificación de las EDW es suficiente con evaluar una cuña por energía, ya que el sistema de planificación CadPlan, así como los aceleradores Clinac 2100 (Varian), utilizan, para generar la fluencia de todas las cuñas, la tabla segmentada de tratamiento de la cuña de 60° (*Golden Segmented Treatment Tables*) del campo máximo y de la energía correspondiente. La fluencia del resto de las cuñas es calculada como combinación de ésta con el campo abierto (*Liu C y cols.*¹⁴, *A. Samuelson y cols.*¹⁵, *Storchi P y cols.*¹⁶).

Sólo un campo, 18 x 12 cm², se ha evaluado para todas las EDW disponibles (10, 15, 20, 25, 30, 45 y 60°), para verificar la ponderación entre la fluencia del campo abierto y la fluencia del campo con cuña de 60°. El resto de campos mostrados en la tabla 2 han sido evaluados para las cuñas de 30 y 60°. La evaluación de los PDDs se

Tabla 3. Verificaciones de dosis absorbida en puntos de un maniquí heterogéneo para 6 y 8 MV.

Tamaños de campo (cm x cm)	Configuración y posición del detector
6 x 6, 10 x 10 y 20 x 20	Lámina equivalente a agua 2 cm Lámina de corcho 4 cm
DFS 90 cm	Lámina equivalente a agua 2 cm Lámina equivalente a agua 2 cm con alojamiento para la cámara cilíndrica en el centro.

Tabla 4. Cálculo y medida de distribuciones de dosis absorbida en agua en maniquí heterogéneo para 6 y 18 MV.

Curvas de isodosis en	Planos transversales
Campo	30 x 30 cm ²
DFS	100 cm
Maniquí y detector	Agua y diodo
Heterogeneidad	Poliestireno expandido de 25 x 9 x 1.9 cm ³ .
Posición	Centro de la heterogeneidad desplazado 7 cm respecto del centro del campo.

efectuó para las cuñas de 30 y 60° y para los campos** de 18 x 12 y 30 x 20_10 cm².

La descripción de las verificaciones de dosis absorbida en puntos y distribuciones de dosis en maniqués heterogéneos se presentan en las tablas 3 y 4 respectivamente. Se han evaluado las diferencias encontradas al utilizar las diversas correcciones de heterogeneidad.

Al evaluar las isodosis de un campo con heterogeneidad se pueden distinguir dentro de la región interior del campo tres clases de zonas: la zona de interfase o zona correspondiente a los límites de la heterogeneidad (alto gradiente), zona bajo la heterogeneidad y zona del campo que no atraviesa la heterogeneidad.

Resultados

1. Programación

Se ha verificado el buen funcionamiento de los programas de autocomprobación, tanto de los suministrados por el sistema de planificación, como los desarrollados localmente.

** La notación empleada para los campos asimétricos en el presente trabajo, es una extensión de la empleada habitualmente para los campos simétricos X x Y, que consiste en la división de los tamaños de campo en sus componentes mediante la utilización del signo "_". De esta forma el campo 30 x 20_10 indica: X=30 cm (X1=15 cm, X2=15 cm), Y1=20 cm e Y2=10 cm. En el caso de los aceleradores Varian la nomenclatura de los colimadores en X e Y sigue la norma IEC 1217 donde Y1 se corresponde con la mandíbula que con el colimador a 0° se encuentra más próxima al gantry. X1 indica la mandíbula más próxima al suelo cuando se gira el gantry a 270° manteniendo el colimador a 0°.

2. Equipos

2.1. Verificación del funcionamiento de los distintos dispositivos

Los resultados de las pruebas de aceptación del CadPlan, donde se incluyen las verificaciones del funcionamiento de los distintos dispositivos del sistema, resultaron satisfactorios.

Se comprobó la identidad de los datos transmitidos desde CadPlan a Varis y de Varis a los aceleradores, en diferentes situaciones clínicas (campos conformados con MLC, campos con cuñas físicas y dinámicas, arcos...)

Las diferencias encontradas en la generación de cortes transversales, sagitales y coronales, a partir de cortes transversales de maniqués de geometría conocida, es inferior a 2 mm.

Se comprobaron las dimensiones de diversos tamaños de campo y de las estructuras dibujadas, tanto en cortes transversales, sagitales y coronales como en la representación BEV, en el monitor del sistema de planificación. Las diferencias encontradas entre las dimensiones medidas y las teóricas fueron inferiores a 1 mm.

2.2. Verificación de las escalas en los dispositivos gráficos de entrada y salida

Resultados obtenidos para el test del digitalizador e impresora gráfica.

– Las diferencias entre las dimensiones de las figuras introducidas mediante mesa digitalizadora y las medidas en pantalla han sido inferiores a 0,6 mm es decir, la diferencia máxima encontrada fue de un pixel.

– La diferencia obtenida entre las dimensiones de las figuras introducidas mediante mesa digitalizadora y las medidas en el papel impreso fue inferior a 1 mm.

– La diferencia encontrada entre las dimensiones de los cuadrados introducidos numéricamente y las dimensiones impresas fue inferior a 0,5 mm.

En la transferencia de estructuras procedentes del Somavision, y por tanto de la reconstrucción del TC, se verificó que los contornos transferidos se corresponden con los contornos reales del maniquí, y sus estructuras, con una diferencia inferior a los 2,5 mm.

La transferencia de los números CT del TC al CadPlan es correcta una vez que se tiene en consideración las caracte-

Tabla
rior d

Isod

95

90

85

80

75

50

30

teristi
de im

2.3. V

Es
para
con r
dientSe
mm,
se pu
queña
came
(mejo

Tabla

Maniqu

Campo

Variaci

Campo

Campo

Campo

Irregul

Campo

Campo

Variaci

Maniqu

Lámina

1. La di

terior m

2. La di

3. La di

4. En la

muy ala

5. Con e

das. En

6. En la

256 x
que or

Tabla 5. Diferencia entre el volumen real y el calculado, en el interior de las isodosis, calculado con rejillas de 1.25, 5 y 10 mm.

Isodosis	Diferencia Rejilla 1.25 mm	Diferencia Rejilla 5 mm	Diferencia Rejilla 10 mm
95	-0.1%	-0.6%	-1.5%
90	-0.1%	-0.6%	-1.3%
85	-0.3%	-0.5%	-1.2%
80	-0.2%	-0.2%	-0.8%
70	-0.4%	-0.2%	-0.4%
50	-0.4%	-0.1%	-0.3%
30	-0.1%	-0.3%	-4.0%

terísticas de ambos sistemas (diferentes tamaños de matriz de imagen*** y desplazamiento de origen en las escalas).

2.3. Verificación de los histogramas dosis volumen

Es necesario realizar cortes de TC al menos cada cm, para obtener HDVs con diferencias inferiores al 10%, con respecto al valor teórico, en las zonas de alto gradiente de dosis.

Se calcularon HDVs para las rejillas de 1.25, 5 y 10 mm, con cortes transversales cada cm, cuyos resultados se pueden ver en la tabla 5. Los resultados muestran pequeñas diferencias entre los volúmenes calculados teóricamente y los calculados por el sistema de planificación (mejor del 1%) para las rejillas de 1,25 y 5 mm. En el ca-

so de la rejilla de 10 mm las diferencias están en un 2% excepto para el volumen comprendido por la isodosis del 30% (4%), que en este caso incluye una zona de alto gradiente de dosis.

3. Dosimetría

3.1. Verificación de la correspondencia de las escalas y posiciones de la unidad con el sistema de planificación

Se comprobó la coincidencia entre los datos geométricos de las unidades de tratamiento y los introducidos en CadPlan.

3.2. Para cada energía disponible: curvas de isodosis en campos únicos, unidades de monitor en el punto de referencia.

Como resumen de estos resultados, se presentan las diferencias máximas encontradas entre las distribuciones de dosis absorbida medidas y calculadas, en las tablas 6 (6 MV) y 7 (18 MV). Estas tablas contienen los resultados del modelo de cálculo *pencil beam* que es el utilizado en más del 95% de los casos, teniendo en cuenta que se puede obligar al CadPlan a utilizar siempre el modelo *pencil beam*. No obstante, aquellos resultados en los que existe diferencia notable con el modelo *regular*, se comentan a pie de tabla.

Tabla 6. Resumen de máximas diferencias encontradas entre la dosis medida y calculada en fotones de 6 MV.

	Punto Norm. (%)	Eje del haz (%)	Interior del haz (%)	Penumbra (mm)	Exterior del haz (%)
<i>Maniquí homogéneo</i>					
Campo cuadrado	1	1.6	2.5	2.5	7 ¹
Variación en SSD	8	2	1	2	4
Campo rectangular	1	2	2 ²	2	6 ¹
Campo asimétrico	2	2	3 ³	3	4
Campo irregular	2	2	3	3	4
Irregular MLC	1.7	2	3	3	5 ¹
Campo con cuña	1	2	3 ⁴	2.5	7 ^{5,1}
Campo con EDW	1.6	2	4 ⁶	2	7 ⁵
Variaciones de la superficie externa	1.9	2	3	3	5 ¹
<i>Maniquí inhomogéneo</i>					
Lámina inhomogénea	2.1	2	2.5	3	6 ¹

¹. La diferencia obtenida con el modelo regular y lo medido nunca supera el 4%. Esta diferencia del 7% se encuentra en campos grandes (30x30 cm²), y en la zona exterior más próxima al campo de radiación, decreciendo esta diferencia, rápidamente con la distancia.

². La diferencia obtenida con el modelo regular y lo medido para campos muy alargados (30x5 cm²), puede llegar al 4%.

³. La diferencia obtenida con el modelo regular y lo medido para campos muy asimétricos (0_20x10 cm²), puede llegar al 4%.

⁴. En la zona de la punta de la cuña en campos muy alargados (20x5 cm²) las diferencias pueden ser del 4% si se emplea el modelo regular. En campos cuadrados o no muy alargados la diferencia máxima encontrada en de 3% y en la zona central de la región interior del haz simple es menor del 2%.

⁵. Con el modelo de *pencil beam*, en la zona exterior próxima a la punta de la cuña (parte delgada) estas diferencias alcanzan el 8% para campos grandes y cuñas elevadas. En la otra zona exterior (parte gruesa) no se superan las diferencias encontradas para campos cuadrados grandes.

⁶. En la zona de la punta de la cuña del campo máximo posible (asimétrico) 20_10x40 cm² y en la zona central del haz siempre es menor del 2%.

*** Las imágenes son obtenidas en el TC utilizando matriz de 512 x 512 pixels, mientras que CadPlan trabaja con imágenes de 256 x 256 pixels. En el proceso de conversión se produce por tanto un efecto de suavizado al resultar cada pixel el promedio de lo que originalmente eran cuatro.

Tabla 7. Resumen de máximas diferencias encontradas entre la dosis medida y calculada en fotones de 18 MV.

	Punto Norm. (%)	Eje del haz (%)	Interior del haz (%)	Penumbra (mm)	Exterior del haz (%)
<i>Maniquí homogéneo</i>					
Campo cuadrado	0,6	1	2,5	3	7 ¹
Variación en SSD	0,9	1	2	3	4
Campo rectangular	1,2	1	2,5 ²	3	6 ¹
Campo asimétrico	2	1	3	2	4
Campo irregular	1,8	2	3	3	4
Irregular MLC	1,4	1,5	3	3	7 ¹
Campo con cuña	0,6	1,6	3 ³	2	7 ^{4,1}
Campo con EDW	1,2	1,5	3	2	7 ⁴
Variaciones de la superficie externa	1,1	1	2	3	4
<i>Maniquí inhomogéneo</i>					
Lámina inhomogénea	2,9	1,5	3,5	3	7 ¹

¹. La diferencia obtenida con el modelo regular y lo medido nunca supera el 4%. Esta diferencia del 7% se encuentra en campos grandes (30x30 cm²), y en la zona exterior más próxima al campo de radiación, decreciendo esta diferencia, rápidamente con la distancia.

². La diferencia obtenida con el modelo regular y lo medido para campos fuertemente elongados (30x5 cm²), puede llegar al 3,5%.

³. En la zona de la punta de la cuña en campos muy elongados (20x5 cm²) las diferencias pueden ser del 3,5% si se emplea el modelo regular. En campos cuadrados o no muy elongados la diferencia máxima encontrada es de 3% y en la zona central de la región interior del haz siempre es menor del 2%.

⁴. Con el modelo de *pencil beam*, en la zona exterior próxima a la punta de la cuña (parte delgada) estas diferencias llegan al 8% para campos grandes y cuñas elevadas, en la otra zona exterior no se superan las diferencias encontradas para campos cuadrados grandes.

3.2.1 Dosis absorbida en puntos en maniquí homogéneo.

Las diferencias entre la dosis absorbida medida en campos cuadrados en puntos de normalización y la calculada son siempre inferiores al 1% para ambas energías.

En los campos rectangulares las diferencias son siempre inferiores al 1%, excepto para campos de 18 MV tan alargados o más que el de 30 x 5 cm² (1,2%).

Para campos asimétricos sólo en el caso de gran asimetría y tamaño, como el campo de 0_20 x 10 cm², se obtienen diferencias superiores al 1,5%. Para campos más asimétricos****, pero pequeños, como el 12_-2 x 10 cm², no se encuentran diferencias superiores al 1,5%.

En la tabla 8 se exponen las diferencias encontradas para la energía de 18 MV en campos conforma-

dos. Véase la conformación de los campos en las figuras 2 y 3. La conformación en el campo con MLC es análoga a la de la figura 2. Las diferencias encontradas para ambas energías son inferiores al 2%, excepto para los puntos medidos bajo la zona bloqueada del haz, que no corresponden a puntos de normalización.

Para campos con cuñas físicas las diferencias encontradas son inferiores al 1% tanto para fotones de 6 como de 18 MV.

En campos con EDW las diferencias son, en general, inferiores al 1,3% para ambas energías. El peor resultado se obtiene para la energía de 6 MV en el campo 10_20 x 30 cm² (1,6%).

Tabla 8. Diferencias entre la dosis absorbida medida y calculada. Campos irregulares. 18 MV.

Campo (cm x cm)	Accesorio	Posición punto (x,y,Z _{eff})			Diferencia (%)
18 x 18	Bloque 1	0	0	10	-0,3%
18 x 18	Bloque 1	5,5	6	10	-1,8%
18 x 18	Bloque 1	0	5	10	1,2% ¹
18 x 18	Bloque 1	-4	-4	10	-0,5%
18 x 18	Bloque 2	5,5	0	10	-0,1%
18 x 18	Bloque 2	0	3	10	1,0% ¹
18 x 18	Bloque 2	5	-5	10	-0,4%
18 x 18	Bloque 2	-5,5	5	10	-0,7%
18 x 18	MLC1	0	0	10	-0,6%
18 x 18	MLC1	5,5	6	10	-1,0%
18 x 18	MLC1	0	5	10	3,2% ¹
18 x 18	MLC1	-4	-4	10	-1,4%

¹ Medidas realizadas bajo la zona protegida del campo.

**** La notación 12_-2 x 10 indica: X1= 12 cm, X2=-2 cm e Y= 10 cm. X2=-2 significa que la posición del colimador X2 bloquea el eje del haz y el límite del campo se encuentra a 2 cm de dicho eje, es decir la mandíbula X2 "invade" el hemicampo contralateral en 2 cm.

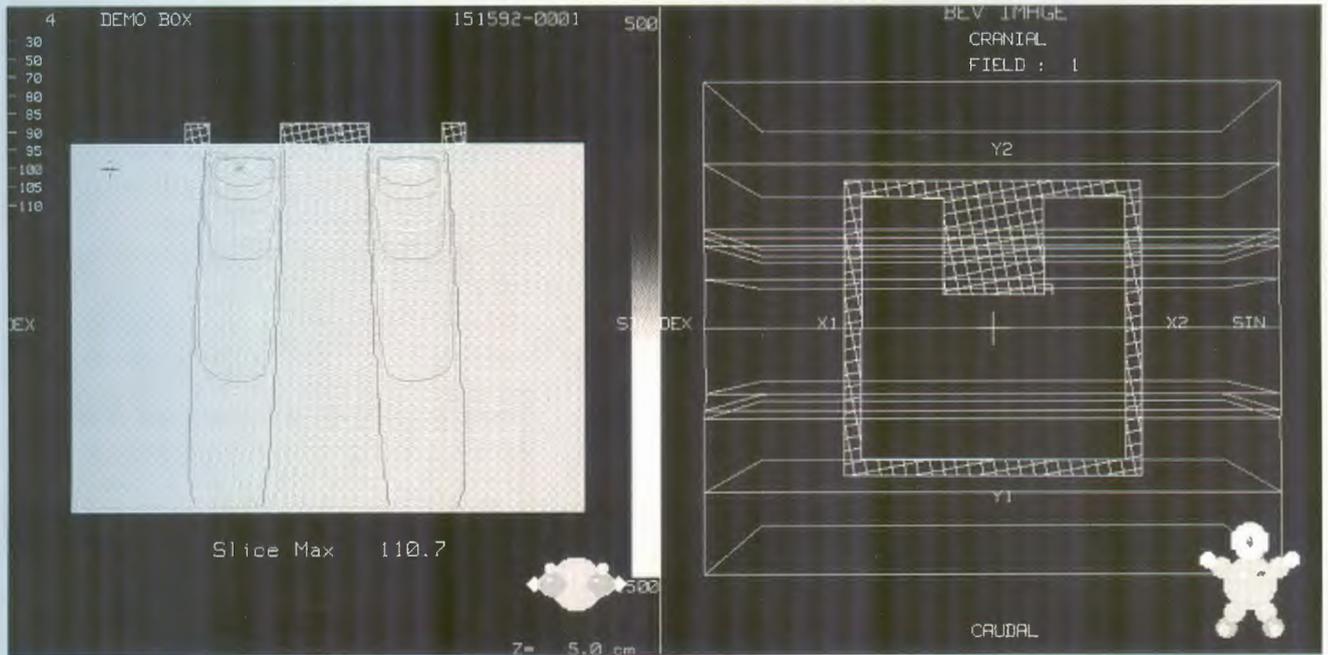


Fig. 2. Verificación de campos irregulares. Bloque 1.

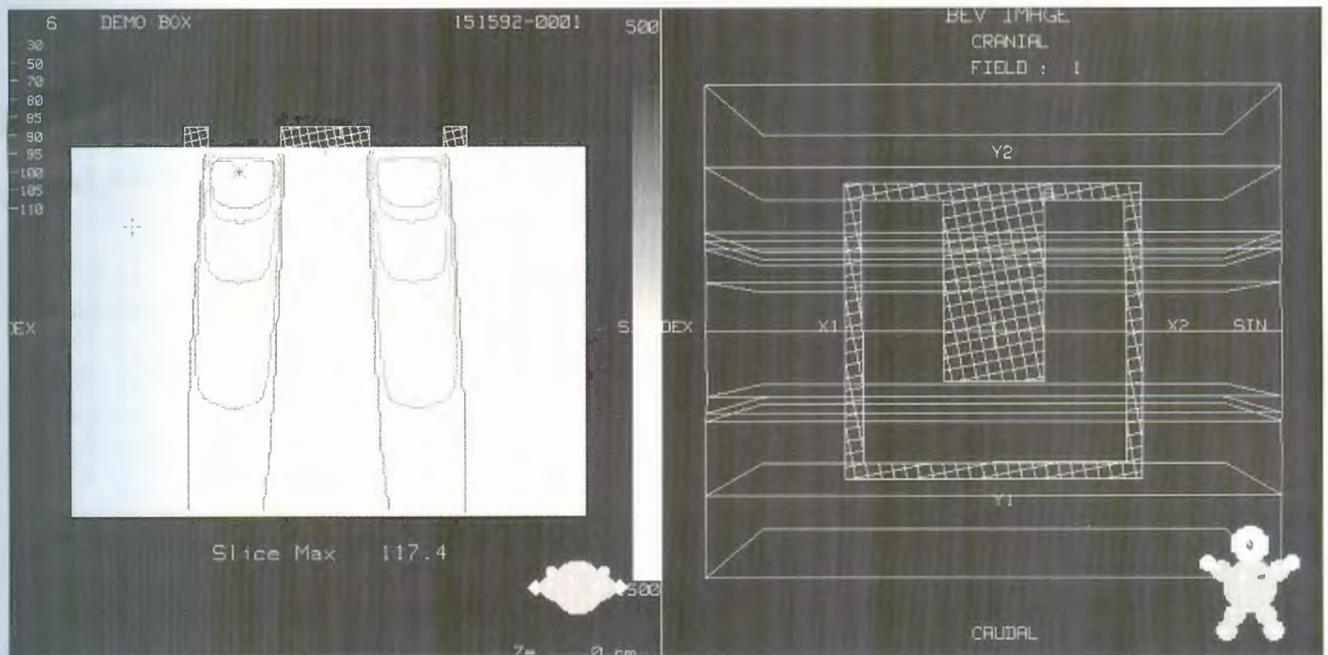


Fig. 3. Verificación de campos irregulares. Bloque 2.

Las diferencias entre dosis absorbida para campos con incidencia tangencial o pérdida de tejido, en puntos de normalización, y la dosis calculada en dichos puntos difieren en menos de un 1%, excepto para el caso más extremo evaluado (aquel en que sólo la mitad del campo incide en el maniquí). La mayor diferencia para fotones de 6 MV es 1,6%, mientras que para fotones de 18 MV es 1,1%.

Las diferencias encontradas para incidencias oblicuas y arcos son inferiores al 1% para ambas energías.

3.2.2 Dosis absorbida en puntos en maniquí heterogéneo.

En la tabla 9 se muestran las diferencias encontradas entre dosis absorbida y calculada, en maniquí heterogéneo, en el punto de normalización y para la energía de 6 MV. Las diferencias, entre las diversas correcciones por heterogeneidad, no son aparentemente significativas. Probablemente esto sea debido a que la geometría de la prueba es muy simple. Sin embargo puede verse que, incluso para este sencillo caso, las

Tabla 9. Diferencias entre la dosis absorbida medida y la calculada según las diferentes correcciones. Heterogeneidad en forma de lámina. 6 MV.

Campo	Algoritmo de corrección de heterogeneidad	Diff. %
6 x 6	Batho	-1.0%
10 x 10	Batho	-1.3%
20 x 20	Batho	-1.3%
6 x 6	Batho Modificado	-2.0%
10 x 10	Batho Modificado	-2.1%
20 x 20	Batho Modificado	-2.1%
6 x 6	ETAR	-1.5%
10 x 10	ETAR	-1.9%
20 x 20	ETAR	-1.9%
6 x 6	Sin Corrección	9.9%
10 x 10	Sin Corrección	7.7%
20 x 20	Sin Corrección	5.5%

diferencias encontradas, si no se realiza corrección de heterogeneidad, son mayores del 5% para fotones de 6 MV y del 4.4% para 18 MV. Para fotones de 18 MV

los resultados son similares, resultando el peor caso (2,9%), para el campo de 6 x 6 cm² con la corrección de Batho modificada. En el resto de los casos las diferencias son inferiores al 2.5%.

3.2.3 Distribuciones de dosis absorbida en maniquí homogéneo

3.2.3.1 Eje del haz:

A excepción de la zona de *build-up*, no se han encontrado diferencias superiores al 2% entre PDDs medidos y calculados, ni con el modelo de cálculo *regular* ni con el de *pencil beam*. La diferencia entre ambos modelos (en aquellos casos en que es posible la evaluación con ambos), es inferior al 0.5%.

Las diferencias encontradas entre los PDDs medidos y calculados con el modelo *pencil beam*, en campos cuadrados con y sin cuñas físicas, se adjuntan en la tabla 10. En la figura 5 se muestra la gráfica de diferencias entre PDDs medidos y calculados para un campo rectangular de 30 x 5 cm² para 18MV.

Tabla 10. Diferencias entre los PDDs medidos y calculados. Modelo de cálculo *pencil beam*.

Energía de fotones (MV)	Tamaño de campo (cm x cm)	Cuña	Diferencia máxima (%)	Diferencia media (%)
6	4 x 4		1.4	0.5
6	6 x 6		1.0	0.6
6	10 x 10		0.6	0.4
6	20 x 20		0.7	0.4
6	30 x 30		0.6	0.2
6	40 x 40		0.7	0.3
6	6 x 6	15°	1.1	0.8
6	10 x 10	15°	1.3	0.9
6	20 x 20	15°	0.8	0.5
6	6 x 6	30°	1.3	1.0
6	10 x 10	30°	1.2	0.8
6	20 x 20	30°	0.9	0.3
6	6 x 6	45°	0.8	0.5
6	10 x 10	45°	0.6	0.3
6	20 x 20	45°	0.5	0.2
6	6 x 6	60°	1.4	0.8
6	10 x 10	60°	1.0	0.6
6	15 x 15	60°	0.8	0.3
18	6 x 6		0.6	0.2
18	10 x 10		0.5	0.2
18	20 x 20		0.4	0.2
18	30 x 30		0.4	0.1
18	40 x 40		0.7	0.4
18	6 x 6	15°	1.2	0.8
18	10 x 10	15°	0.7	0.4
18	20 x 20	15°	0.3	0.1
18	6 x 6	30°	1.5	1.0
18	10 x 10	30°	1.2	0.6
18	20 x 20	30°	0.7	0.3
18	6 x 6	45°	0.7	0.3
18	10 x 10	45°	0.4	0.1
18	20 x 20	45°	0.5	0.2
18	6 x 6	60°	1.3	0.9
18	10 x 10	60°	1.0	0.5
18	15 x 15	60°	0.8	0.4

Fig. 4.

% Dosis

Fig. 5.
nes de
30x5 c3.2
Las
dosis
beam
4% p
de a l
ña"),
el res
difer
las ca
en arr

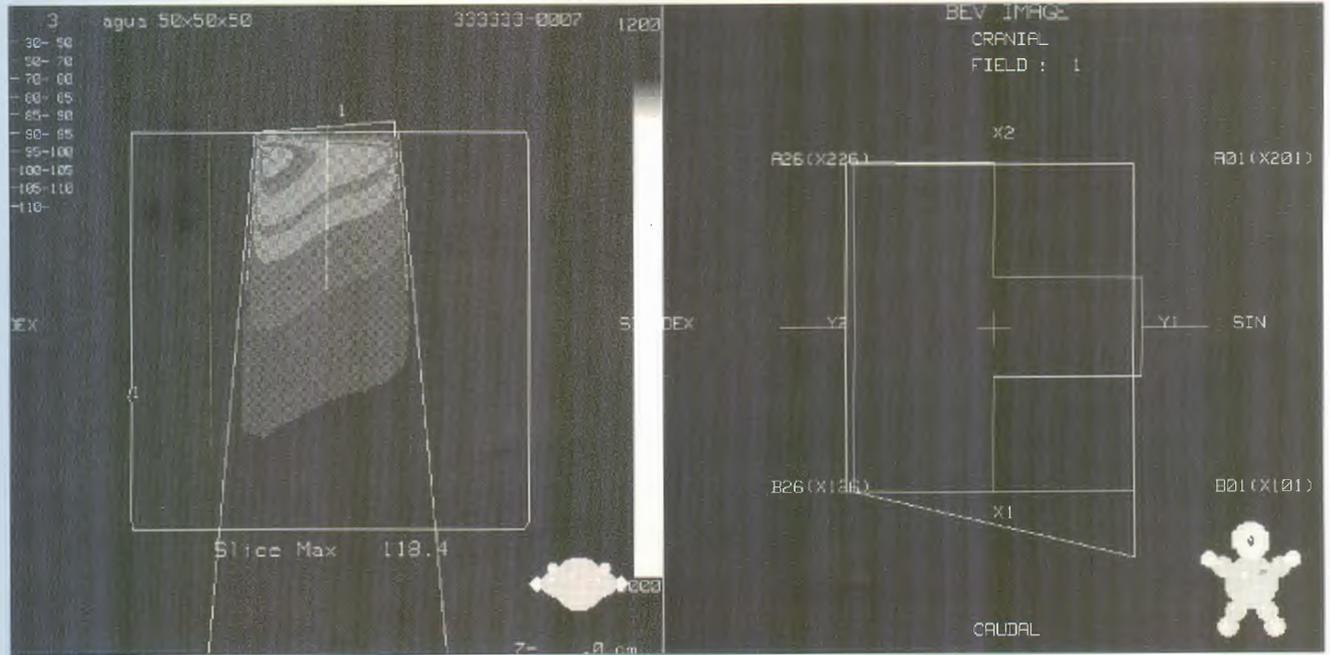


Fig. 4. Campo conformado con MLC y con cuña dinámica. Distribución de dosis en un plano principal del haz y BEW del haz.

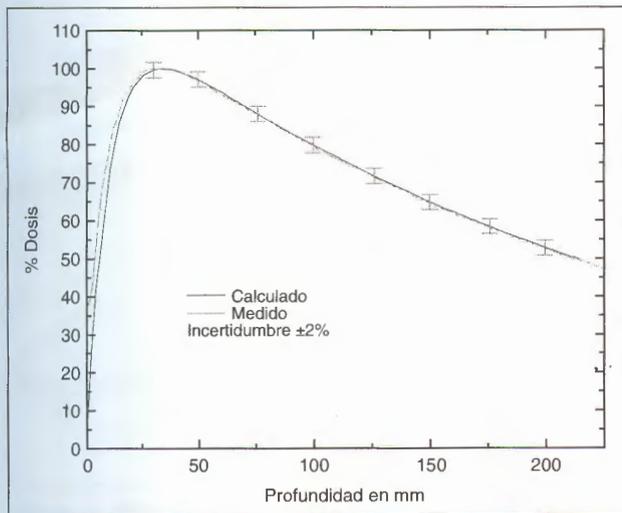


Fig. 5. Diferencias entre valores medidos y calculados en distribuciones de dosis en profundidad en el eje del haz. RX de 18 MV, campo de 30x5 cm², DFS =100 cm. Modelo de cálculo: *pencil beam*.

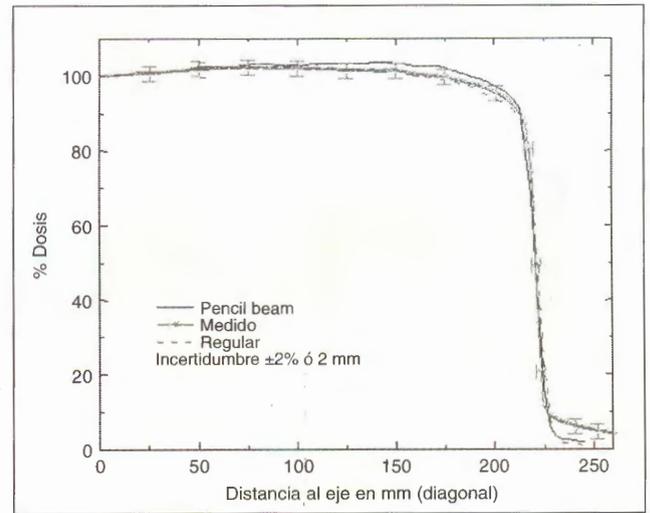


Fig. 6. Diferencias entre valores medidos y calculados en perfiles diagonales. RX de 6 MV, campo de 30x30 cm², DFS =100 cm y z=5 cm.

3.2.3.2 Zona interior del haz:

Las diferencias encontradas entre las distribuciones de dosis medidas y las calculadas con el modelo *pencil beam* son inferiores al 3% para fotones de 18MV y al 4% para 6MV. La mayor diferencia en 6 MV corresponde a la zona de mayor dosis de la EDW ("punta de la cuña"), del campo máximo asimétrico, 40 x 20₁₀ cm². En el resto de casos las diferencias son inferiores al 3%. Las diferencias entre las distribuciones de dosis medidas y las calculadas con el modelo regular son inferiores al 4% en ambas energías.

La Tabla 11 muestra las máximas diferencias encontradas según las diversas regiones de campos cuadrados para fotones de 6 MV.

Las figuras 6, 7 y 8 muestran las diferencias entre perfiles de dosis medidos y calculados para campos cuadrados según los dos modelos posibles (*regular* y *pencil beam*) para la energía de 6 MV. El mismo comportamiento cualitativo puede ser observado en 18 MV. Ambos modelos se ajustan muy bien en todas las regiones para campos pequeños, sin embargo el modelo regular se ajusta mejor en los campos cuadrados grandes.

Tabla 11. Campos cuadrados. Diferencias entre los perfiles medios y calculados. 6 MV.

Profundidad (cm)	Modelo de Cálculo	Campo (cm x cm)	Región interior Diferencia (%)	Región de penumbra Diferencia (mm)	Región exterior Diferencia (%)
5	Regular	6 x 6	<1	<1.5	<1
5	Pencil beam	6 x 6	<1	<2	<2
10	Regular	6 x 6	<1	<1.5	<1
10	Pencil beam	6 x 6	<1	<2	<2
1.5	Regular	10 x 10	<1	<1	<1
5	Regular	10 x 10	<1	<1	<1
5	Pencil beam	10 x 10	<1	<2	2.5
10	Regular	10 x 10	<1	<1	<1
10	Pencil beam	10 x 10	2	<2	<2
20	Regular	10 x 10	<1	<1.5	<1
1.5	Regular	30 x 30	<1	<1	<1
5	Regular	30 x 30	<1	2	<1
5	Pencil beam	30 x 30	2	2.5	7
10	Regular	30 x 30	<1	2.5	<1
10	Pencil beam	30 x 30	1.5	2.5	7
5	Regular	30 x 30 diagonal	<1	<1	4
5	Pencil beam	30 x 30 diagonal	2.5	<1	4
10	Regular	30 x 30 diagonal	<2	<1	4
10	Pencil beam	30 x 30 diagonal	<2	<1	4
20	Regular	30 x 30	<1	<1	<1

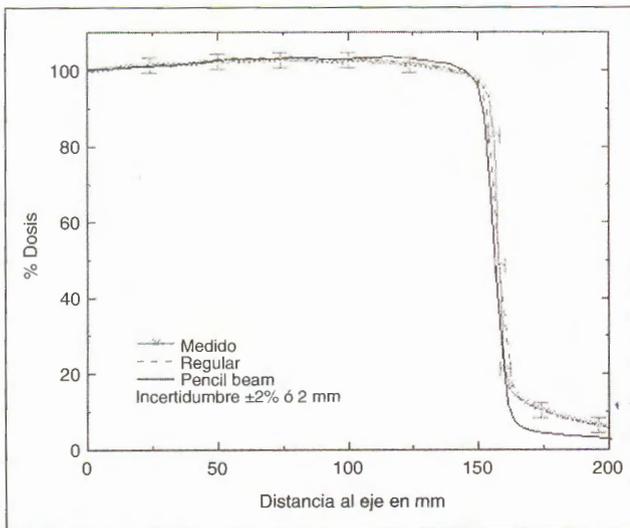
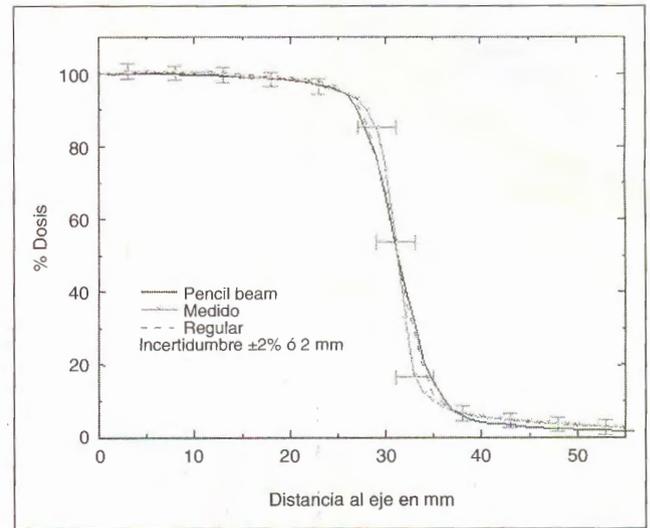
Fig. 7. Diferencias entre valores medidos y calculados en perfiles transversales. RX de 6 MV, campo de 30x30 cm², DFS =100 cm y z=5 cm.

Fig. 8. Diferencias entre valores medidos y calculados en perfiles transversales).

La Tabla 12 muestra las máximas diferencias encontradas según las diversas regiones de campos rectangulares para fotones de 18 MV.

La figura 9 ilustra el hecho de que para campos muy alargados (30 x 5 cm²) las diferencias entre distribuciones de dosis medidas y calculadas con el modelo *pencil beam*, en la región interior del haz, son menores que las diferencias con las distribuciones de dosis calculadas con el modelo regular.

Las diferencias máximas encontradas entre las distribuciones de dosis medida y calculada, para campos asimétricos utilizando el modelo de *pencil beam* son infe-

riores al 3%, (4% con el modelo regular). Para campos asimétricos no extremos, es decir, sin bloquear el eje del haz, las diferencias no son superiores al 2%.

La figura 10 muestra el caso más desfavorable evaluado (0_20 x 10 cm²). La figura 11 es un caso de campo asimétrico menos extremo y por tanto con menores diferencias.

Al evaluar las cuñas físicas se obtienen resultados similares a los obtenidos con campos abiertos, es decir sin cuñas. Los peores resultados utilizando el modelo *pencil beam* se obtienen en la zona correspondiente a la punta de la cuña (parte delgada), en campos grandes (20 x 20 cm²).

Tabla 12. Campos rectangulares. Diferencias entre los perfiles medidos y calculados. 18 MV.

Profundidad (cm)	Modelo de Cálculo	Campo (cm x cm)	Región interior Diferencia (%)	Región de penumbra Diferencia (mm)	Región exterior Diferencia (%)
5	Regular	5 x 10	<1	<1	<2
5	Pencil beam	5 x 10	<1	<1	≤4
10	Regular	5 x 10	<1	<1	<2
10	Pencil beam	5 x 10	<1	<1	<2
5	Regular	10 x 5	<1	1.5	<1
5	Pencil beam	10 x 5	<1	<1	≤4
10	Regular	10 x 5	<1	1.5	<1
10	Pencil beam	10 x 5	<1	<1	<2
5	Regular	10 x 30	1.5	2	<2
5	Pencil beam	10 x 30	≤1.5	≤2	≤4
10	Regular	10 x 30	<1	2.5	<2
10	Pencil beam	10 x 30	<1	<2	≤4
5	Regular	30 x 5	≤3.5	≤2	≤2.5↓ ¹
5	Pencil beam	30 x 5	≤2	≤2	≤3.5↑
10	Regular	30 x 5	≤3.5	≤2.5	≤2.5↓
10	Pencil beam	30 x 5	≤2	≤2	≤3.5↑
5	Regular	30 x 10	≤2	<2	<1
5	Pencil beam	30 x 10	<1	<2	≤4.5↑
10	Regular	30 x 10	≤2	≤2	<2
10	Pencil beam	30 x 10	<1	≤2	≤6↑

¹. El sentido de las flechas indican el signo de las diferencias entre dosis medida y calculada.

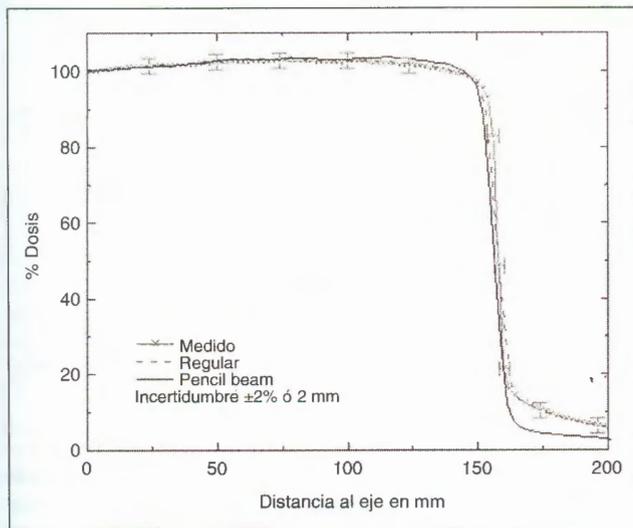


Fig. 9. Diferencias entre valores medidos y calculados en perfiles transversales. RX de 6 MV, campo de 30x5 cm², DFS =100 cm y z=5 cm.

En el modelo regular, las mayores diferencias son para campos muy alargados, 20 x 5 cm².

La figura 12 muestra un perfil en el sentido longitudinal de la cuña. Este es uno de los casos recogidos en la bibliografía (DeClemente and Paddick IAJ¹⁷), donde pueden encontrarse mayores diferencias entre distribuciones de dosis medidas y calculadas, ya que puede ocurrir que un sistema de planificación no tenga en cuenta, o no lo haga correctamente, la diferencia en la fluencia, en el eje del campo perpendicular al de máximo gradiente de la cuña, debida al filtro adicional de la

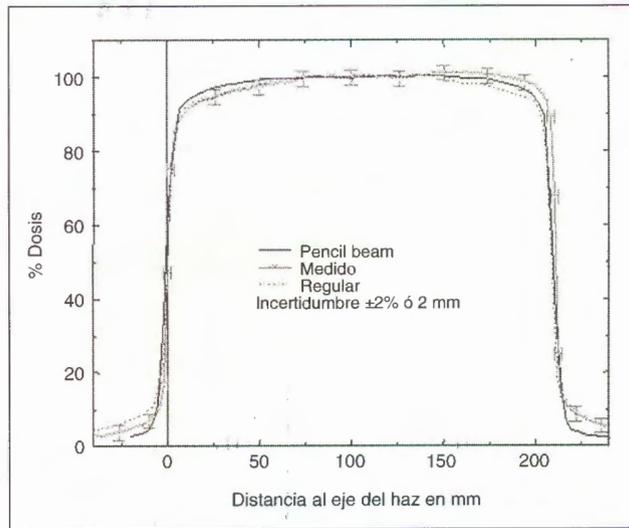


Fig. 10. Diferencias entre valores medidos y calculados en perfiles transversales. RX de 6 MV, campo asimétrico de 0_20 x 10 cm², DFS =100 cm y z= 5 cm.

cuña. CadPlan solventa este problema calculando espesores equivalentes de agua para cada cuña (Storchi P y cols. 1995).

La figura 13 corresponde al campo asimétrico máximo permitido (10_20 x 40 cm²), utilizando EDW. Este caso corresponde también a la máxima diferencia detectada, 3% para fotones de 18 MV y 4% para 6 MV.

Las diferencias encontradas en las EDW, en aquellos campos analizados también para las cuñas físicas (10 x 10, 20 x 20 y 20 x 5 cm²), son similares a las diferencias encontradas en las cuñas físicas (Picón C y cols¹⁸).

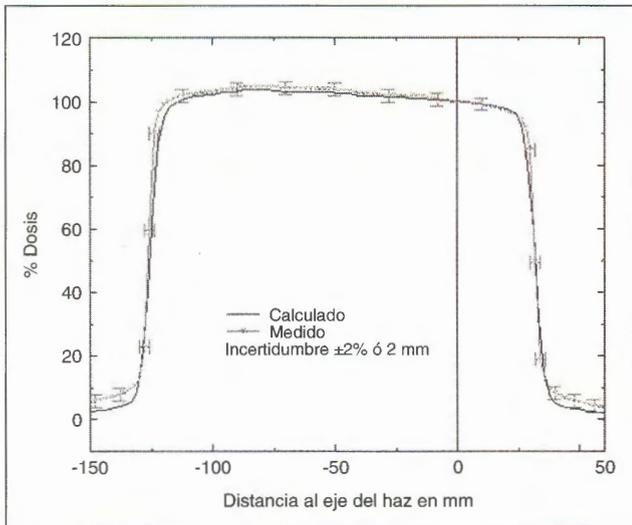


Fig. 11. Diferencias entre valores medidos y calculados en perfiles transversales. RX de 6 MV, campo asimétrico de $12.3 \times 10 \text{ cm}^2$, DFS = 100 cm y profundidad 5 cm. Modelo de cálculo: *pencil beam*.

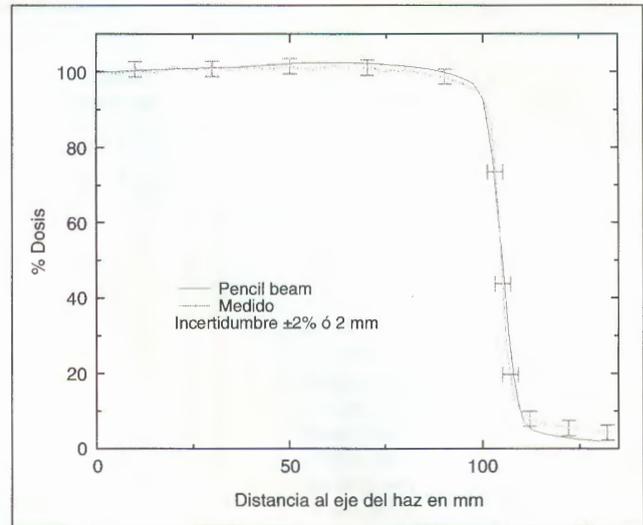


Fig. 12. Diferencias entre valores medidos y calculados en un perfil perpendicular a la dirección de la cuña. RX de 6 MV, campo de $20 \times 5 \text{ cm}^2$, DFS = 100 cm y $z=5 \text{ cm}$, cuña de 30° . Modelo de cálculo: *pencil beam*.

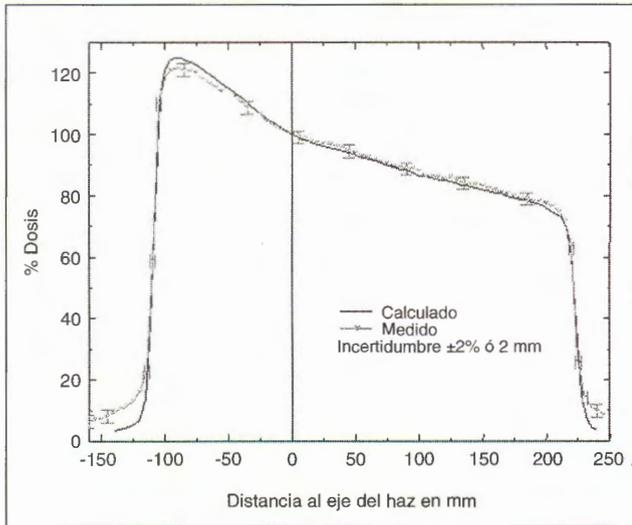


Fig. 13. Diferencias entre valores medidos y calculados en un perfil en la dirección de la cuña. RX de 18 MV, campo de $10.20 \times 40 \text{ cm}^2$, DFS = 100 cm y $z=10 \text{ cm}$, cuña dinámica mejorada (EDW) de 30° . Modelo de cálculo: *pencil beam*.

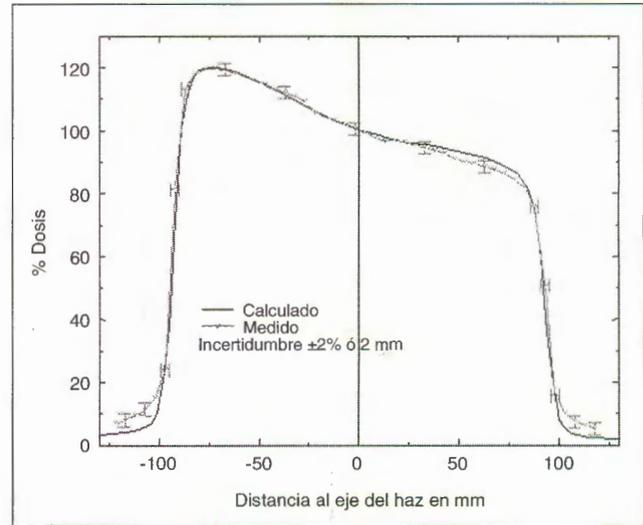


Fig. 14. Diferencias entre valores medidos y calculados en un perfil en la dirección de la cuña. RX de 18 MV, campo de $17 \times 20 \text{ cm}^2$ conformado (Ver figura 4), DFS = 100 cm y $z=10 \text{ cm}$, cuña dinámica mejorada (EDW) de 30° . Modelo de cálculo: *pencil beam*.

La figura 14 muestra un campo con EDW y conformado con MLC, cuyo diseño puede verse en la figura 4. En este caso CadPlan calcula por exceso, en la zona interior en la parte del campo conformada, donde la anchura del campo se reduce de 20 a 6 cm (máxima diferencia de 2.5%).

La tabla 13 muestra las diferencias encontradas, entre distribuciones de dosis medidas y calculadas para un campo irregular con MLC (figura 2) y fotones de 18 MV.

En la figura 15 se presentan las diferencias entre perfiles de dosis calculados y medidos de 6 MV con MLC, con el mismo campo que para 18 MV, calculados en el plano transversal del maniquí, que se encuentra centrado en el área bloqueada (mitad del hemicampo superior).

No se ha encontrado diferencias cualitativas ni cuantitativas entre los resultados obtenidos al evaluar conformación mediante bloques focalizados o mediante MLC.

3.2.3.3 Zona de penumbra:

La versión 3.1.3 de CadPlan tiende a suavizar las penumbras. Este efecto es más acusado cuanto mayor es la rejilla de cálculo utilizada. Por eso, al evaluar esta zona, debe prestarse atención al tamaño de rejilla utilizado para el cálculo, y por supuesto, también al tamaño efectivo del detector empleado en la medida.

Tabla 13. Campo con MLC. Ver figura 4. Campo 18 x 18 cm². Máximas diferencias entre la dosis medida y calculada. 18 MV. Modelo de cálculo *Pencil beam*.

Profundidad (cm)	Tipo de corte / posición	Región Interior Diferencia (%)	Región de penumbra Diferencia (mm)	Región exterior Diferencia (%)
15	Transversal centrado en bloque (mitad de la mitad superior del campo)	≤ 2	≤ 2	5
10	Transversal centrado en bloque (mitad de la mitad superior del campo)	≤ 2	≤ 2	4
15	Transversal central (mitad de campo)	≤ 2	≤ 2	5
10	Transversal central (mitad de campo)	≤ 2	≤ 2	6
15	Transversal centrado en zona abierta (mitad de la mitad inferior del campo)	≤ 2	≤ 2	5
10	Transversal centrado en zona abierta (mitad de la mitad inferior del campo)	≤ 2	≤ 2	7
15	Sagital central	≤ 3	≤ 3	5
10	Sagital central	≤ 2	≤ 3	5
15	Sagital central en zona abierta (mitad de la mitad derecha del campo)	≤ 2	≤ 3	5
10	Sagital central en zona abierta (mitad de la mitad derecha del campo)	≤ 2	≤ 3	5

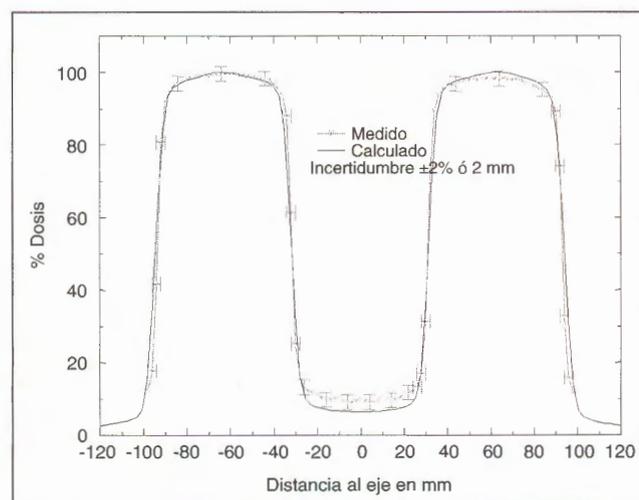


Fig. 15. Diferencias entre valores medidos y calculados en un perfil que atraviesa el centro de la zona conformada y desplazado a la mitad del hemicampo superior. RX de 6 MV, campo conformado con MLC (Ver figura 2), DFS =100 cm y z=5 cm. Modelo de cálculo: *pencil beam*.

CadPlan v 3.1.3 no diferencia, en el cálculo de penumbras entre campos con MLC, con bloques focalizados o con bloques sin focalizar. Además los MLC de los aceleradores Varian, producen dos tipos de penumbras: la focalizada (transversal a las láminas) y la no focalizada, que corresponde a la punta redondeada de las láminas (longitudinal a las láminas). Pese a estas limitaciones las diferencias encontradas entre las distribuciones calculadas y medidas son siempre inferiores a 3 mm, y en la mayoría de los casos no superan los 2 mm.

No se han encontrado diferencias significativas entre los dos modelos de cálculo.

3.2.3.4 Zona exterior del haz:

Utilizando el modelo *regular*, excepto para campos muy alargados (30 x 5 cm²), las diferencias encontradas entre las distribuciones de dosis calculadas y medidas se ajustan dentro del 3%.

Las diferencias encontradas utilizando el modelo *pencil beam*, para campos mayores de 20 x 20 cm², pueden ser del orden del 7%, para puntos donde la dosis es inferior al 10% del valor en el eje central. Esto se debe a que el modelo *pencil beam* implementado en CadPlan no tiene en cuenta el aumento de la radiación dispersa procedente del equalizador y de las mandíbulas, en la región exterior próxima al haz (Storchi P y cols. 1996). Debido a esto, al aumentar el tamaño de campo y por tanto la radiación dispersa procedente del propio acelerador, el error se ve incrementado.

Para campos más pequeños y también para campos grandes, a partir de 2 cm del límite de la zona de penumbra (situaciones más relevantes en la dosimetría clínica), la diferencia es inferior al 5% (figuras 6, 7 y 8 y Tabla 11).

Para campos rectangulares, el modelo *regular* sobrealora la radiación dispersa, mientras que el modelo *pencil beam* la infravalora. Las máximas diferencias para fotones de 6 y 18 MV están entorno al 6% en el modelo de *pencil beam* y alcanzan el 4% para el modelo *regular*: (figura 9 y tabla 12).

En los campos con cuñas, tanto físicas como EDW, las diferencias en la región exterior del campo, contigua a la parte donde está la punta de la cuña, se incrementan con respecto al caso de campos cuadrados sin cuña (8%). Esto se debe al aumento de la radiación dispersa procedente del propio acelerador (figuras 13 y 14).

La figura 16 se corresponde con el corte sagital principal del campo conformado con MLC (figura 2). En esta gráfica se puede observar la discontinuidad de la radiación transmitida, en su paso de la zona protegida por MLC a la zona protegida por los colimadores primarios (los dos primeros centímetros de la gráfica).

3.2.4 Distribuciones de dosis absorbida en maniquí heterogéneo.

Al evaluar los resultados para las correcciones de Batho, Batho Modificado y EqTAR para la prueba descrita

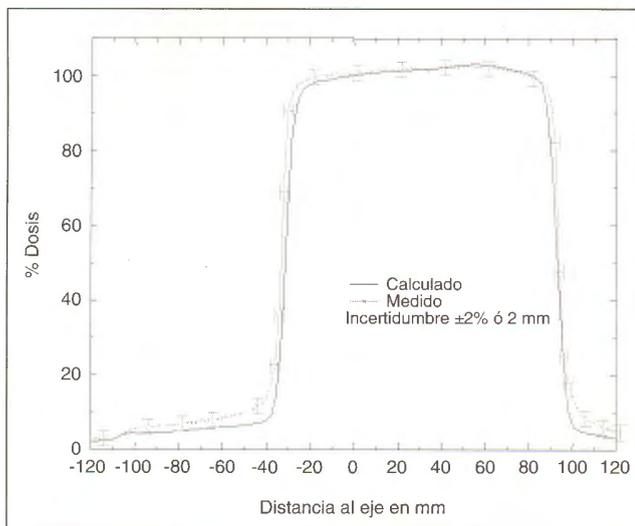


Fig. 16. Diferencias entre valores medidos y calculados en un perfil longitudinal del campo conformado con M.L.C. de la figura 2. RX de 6 MV, DFS = 100 cm y $z=5$ cm. Modelo de cálculo: *pencil beam*.

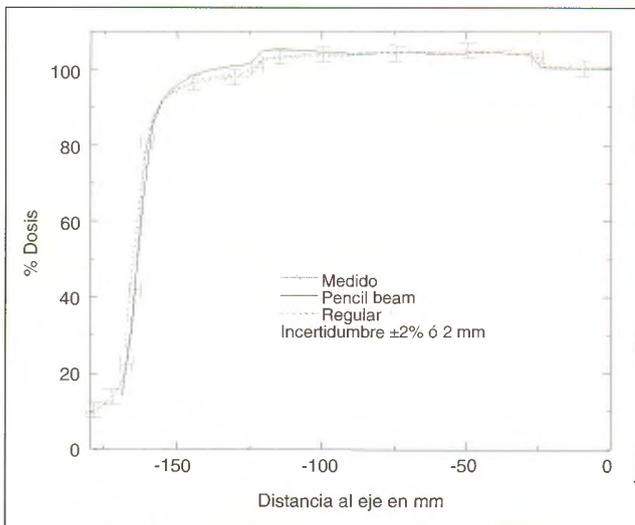


Fig. 17. Diferencias entre valores medidos y calculados en un perfil del campo conformado con heterogeneidad descrito en la tabla 4. RX de 18 MV, DFS = 100 cm y $z=10$ cm. Modelo de corrección de heterogeneidad EqTAR.

en la tabla 4, no se encuentran diferencias significativas. No obstante, con la corrección EqTAR, se observa un mejor ajuste de las isodosis en la zona de alto gradiente situada bajo las interfaces.

La figura 17 es un ejemplo de las diferencias encontradas en un perfil a 10 cm de profundidad para fotones de 18 MV con corrección por heterogeneidad EqTAR. En esta figura puede observarse la diferencia entre los modelos *regular* y *pencil beam*. Es de resaltar que la sobrevaloración en el extremo de campo, con el modelo de cálculo *pencil beam*, es del mismo orden que la que se puede observar en la figura 7 (campo de $30 \times 30 \text{ cm}^2$).

Conclusiones

– Los valores de las diferencias encontradas entre las dosis medidas y calculadas y los valores del ejemplo de criterios de aceptabilidad dado en el TG 53, en base a las expectativas de sus autores, son en general compatibles.

- En el punto de normalización los resultados obtenidos en el presente trabajo son peores, duplicando prácticamente los valores dados en el TG 53, 0,5% para campos cuadrados y rectangulares, 1% para asimétricos y conformados...

- En el eje central, zona interior del haz y penumbra las máximas diferencias obtenidas entre las dosis medidas y calculadas son en general similares a los criterios de aceptabilidad dados en el TG 53.

- En la región externa del haz los resultados son bastante peores al considerar campos mayores de $20 \times 20 \text{ cm}^2$. En general el ejemplo del TG 53 no considera que estas diferencias debieran ser en este caso mayores del 5%.

– La comparación de nuestros resultados con los criterios de aceptabilidad dados por Van Dyk es, en general, compatible.

- En el eje central Van Dyk propone como criterio el 2%, valor que resulta equivalente a nuestros resultados.

- En la zona interior de los campos sin modificadores el criterio es del 3%, y del 4% en haces con modificadores, valores que corresponden con los aquí presentados.

- El valor dado como criterio en las zonas de alto gradiente es de 4 mm, ligeramente superior a los resultados comentados en este trabajo.

- Sin embargo el valor dado para la zona externa del campo es del 3%, valor que como se ha visto es muy inferior a los aquí obtenidos.

– Los valores de las diferencias encontradas entre las dosis medidas y calculadas y los valores de las tolerancias citadas en el Real Decreto son compatibles.

- La diferencia entre la dosis medida y calculada, en el punto de normalización, sólo supera el 2%, en los campos con heterogeneidad. No obstante debido a la incertidumbre en los procesos de medida y cálculo de este caso, es conservador asignar un nivel de acción de un 3%.

- En el eje del haz las máximas diferencias encontradas están dentro de un 2%.

- En la región interior del haz, se ha considerado con carácter general, un nivel de acción del 3% debido a las incertidumbres asociadas a los procesos de cálculo y en especial, en este caso, a los de medida ya que la utilización del lineal array LDA-25 presupone una mayor incertidumbre. Para los campos con EDW y asimétricos se ha establecido un nivel de acción del 5%. Por ser campo asimétrico el RD establece una tolerancia

del 3%, además el RD establece que el intervalo de nivel de acción no debe superar en 2/3 el intervalo del valor de tolerancia lo que implica que el nivel de acción máximo aceptando estos antecedentes no debe superar el 5%. Por otro lado la mayor diferencia tiene lugar en la zona situada bajo la "parte estrecha" de la cuña (figura 13), que no es ni una zona extensa, ni de gran importancia en la dosimetría clínica y que por tanto, no va a ocasionar modificaciones apreciables del tratamiento. El nivel de acción para campo con heterogeneidad se ha establecido en el 5%.

- En la región de alto gradiente o penumbra se ha establecido un nivel de acción de 3 mm.

- Las máximas diferencias entre las distribuciones de dosis medidas y calculadas, en la zona exterior del haz, son importantes, superando el 5%. Estas diferencias se obtienen en campos mayores de 20 x 20 cm² calculados con el modelo *pencil beam*. El modelo regular, salvo para los campos muy alargados (30 x 5 cm² en campos abiertos), se ajusta dentro del 3%. Clínicamente esta zona no suele ser de relevancia, excepto en el caso de uniones de campos en los que al menos uno de ellos sea extenso. Por otro lado, esta diferencia está confinada en un área pequeña y va decreciendo conforme nos alejamos del borde del campo.

El nivel de acción en este caso se ha establecido en un 8%, considerando que es "una zona restringida y de gran dificultad de cálculo y medida". (Real Decreto página 29392).

- Los resultados de las diferencias obtenidas entre las dosis medidas y calculadas pueden ser aprovechados en la realización de las dosimetrías clínicas.

- Puede ser posible una mayor exactitud del cálculo de las distribuciones de dosis absorbida cuando es posible escoger el modelo de cálculo. Por ejemplo, los tratamientos de neuroblastoma ("neuroejes"), compuestos por un campo posterior rectangular muy alargado (del orden de 40 x 6 cm) junto a dos campos laterales craneales. Este cálculo se realiza con el modelo *pencil beam*, añadiendo un pequeño bloque fuera del campo posterior, con bandeja de transmisión igual a uno.

- El conocimiento de las bondades y limitaciones del sistema de planificación, pueden llevar a la elección de una técnica de tratamiento en lugar de otra. Por ejemplo, en el tratamiento de tumores de mama, dado que la exactitud en el cálculo de EDW y de las cuñas físicas es similar, se podrán elegir las EDW ya que se reduce considerablemente el tiempo de ejecución del tratamiento. También se reduce la radiación dispersa sobre la mama contralateral al utilizar EDW, (*Warlick W B y cols*¹⁹).

- Por último insistir en la necesidad de verificar las reconstrucciones de tipo geométrico, el cálculo de los HDV y la transferencia de datos con otros equipos como TC, sistema de registro y verificación y localizador y simulador virtual.

Referencias

1. Fraas B, Doppke K, Hunt M, Kutcher G, Starkschall G, Van Dyke J. Quality Assurance for clinical radiotherapy treatment planning. AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 53. *Med Phys* 1998; 25: 1773-1829.
2. Cheng C W, Das I J, Tang W, Chang S, Tsai J S, Ceberg C, De Gaspe B, Singh R, Fein D A, Foubler B. Dosimetric comparison of treatment planning systems in irradiation of breast with tangential fields. *Int. J Radiation Oncology Biol Phys* 1997; 38: 853-847.
3. Van Dyk J, Barnett R B, Cygler J E and Shragge P C. Commissioning and Quality Assurance of treatment planning computers. *Int. J Radiation Oncology Biol Phys* 1993; 26: 261-273.
4. Real Decreto 1566/1998, de 17 de Julio, por el que se establecen los criterios de calidad en radioterapia. Ministerio de Sanidad y Consumo. BOE núm. 206, 29383-29394, del 28-08-1998.
5. Storchi P, Woudstra E. Calculation models for determining the absorbed dose in water phantoms in off-axis planes of rectangular fields of open and wedged photon beams. *Phys Med Biol* 1995; 40: 511-527.
6. Storchi P, Woudstra E. Calculation of the absorbed dose distribution due to irregularly shaped photon beams using pencil beams kernels derived from basic beam data. *Phys Med Biol* 1996; 41: 637-556.
7. Ahnesjo A, Aspradakis M M. Dose calculations for external beams in radiotherapy. *Phys Med Biol* 1999; 44: R99-R155.
8. Mackie T R, el-Khatib E, Battista J, Scrimger J, Van Dyk J, Cunningham J R. Lung dose corrections for 6- and 15-MV x rays. *Med Phys* 1985; 12: 327-332.
9. Parsons D M, Kim Y, Haynor D R. Quality control of cathode-ray tube monitors for medical imaging using a simple photometer. *Journal of Digital Imaging* 1995; 8: 10-20.
10. Vano E, Fernandez J M, Gracia A, Guibelalde E, Gonzalez L. Routine quality control in digital versus analog radiology. *Physica Medica* 1999; 15: 319-321.
11. Fellner C, Sommer B, Siedhoff N, Potter R. Calculation accuracy of volumes for evaluating dose-volume histograms. Comparison of various radiation planning systems. *Strahlentherapie und Onkologie* 1998; 174: 345-349.
12. Andreo P, Burns D T, Hohlfeld K, Huq M S, Kanai T, Laitano F, Smyth V, Vynckier S. Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry Based on Standards of Absorbed Dose to Water. IAEA TRS-398 (2000).
13. Sidhu N P. Interfacing a linear diode array to a conventional water scanner for the measurement of dynamic dose distributions and comparison with a linear ion chamber array. *Medical Dosimetry* 1999; 24: 57-60.
14. Liu C, Li Z, Palta J R. Characterizing output for the Varian enhanced dynamic wedge field. *Med. Phys.* 25, 64-70 (1998).
15. Samuelsson AC, Mattsson O, Palm A, Puurunen H, Sernbo G. Practical implementation of enhanced dynamic wedge in the CadPlan treatment planning system. *Medical Dosimetry* 1997; 22: 207-211.
16. Storchi P, Woudstra E, Verlinde P, Johansson K A, Samuelsson A. Calculation of absorbed dose distributions from dynamic wedges. *Phys Med Biol* 1998; 43: 1497-1506.
17. DeClemente AJ, Paddick I. Errors in three-dimensional doses calculated from a two-dimensional database- case report: wedged fields at 6 MV. *Phys Med Biol* 1997; 42: 1197-1202.
18. Picón C, Linero D, Gracia A, Saldaña O, Lizuain M. Performance evaluation of enhancement dynamic wedge implementation in a radiotherapy treatment planning system. Digest of papers of the 2000 World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering. MO-CXH-09 (2000).
19. Warlick W B, O'Rear J H, Earley L, Moeller J H, Gaffney D K, Leavitt D D. Dose to the contralateral breast: a comparison of two techniques using enhanced dynamic wedge versus a standard wedge. *Medical Dosimetry* 1997; 22: 185-191.

Comparación de varios métodos para la determinación de la resolución temporal de una gammacámara

M.^a J. Béjar Navarro, E. de Sena Espinel, R. Berenguer Serrano, J. A. Miñano Herrero, M. Fernández Bordes

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario de Salamanca.

Resumen

Introducción: En este trabajo se comparan los resultados obtenidos con distintos métodos encontrados en la bibliografía para la caracterización de la respuesta temporal de una gammacámara de doble cabezal y se realiza un análisis de las ventajas, desventajas, incertidumbres y posibles fuentes de error de cada uno de ellos. Asimismo, se compara la respuesta temporal de la gammacámara con la de un detector idealmente paralizable y con la de uno idealmente no paralizable.

Material y Métodos: El equipo estudiado es una gammacámara Picker modelo Axis de doble cabezal. La respuesta temporal se ha evaluado tomando una fuente de ^{99m}Tc con suficiente actividad y modificando la tasa de cuentas que llega a los detectores mediante cuatro métodos diferentes descritos en la bibliografía: el método de los atenuadores de cobre, el método del decaimiento, el método de reducción de la distancia y el método de las dos fuentes.

Resultados y discusión: La coherencia de resultados entre los distintos métodos es bastante aceptable si excluimos la determinación del parámetro $R_{20\%}$ mediante el método de reducción de la distancia y de los atenuadores. Este último método conlleva una serie de errores debido a que el número de láminas de cobre durante el proceso de calibración de las mismas es diferente del que existe durante el proceso de determinación de la curva de respuesta, lo cual origina cambios en el espectro de radiación y alteraciones del valor de $R_{20\%}$. Además, un error en la calibración de una lámina afecta a todas las medidas una vez retirada dicha lámina. El método del decaimiento está sujeto a menos fuentes de error pero tiene como contrapartida el tiempo necesario para realizar la prueba. El método de reducción de la distancia es rápido pero presenta el inconveniente de que la geometría de medida no es constante a lo largo del experimento.

Conclusiones: La representación de la curva de respuesta de la gammacámara mediante cualquiera de los métodos descritos da una mejor idea del comportamiento con la tasa de cuentas que el método de las dos fuentes. El comportamiento de nuestra gammacámara es más parecido al de un sistema paralizable. Se propone el método del decaimiento para pruebas de aceptación o tras cambios importantes en el equipo y el método de las dos fuentes para controles rutinarios de constancia de la respuesta con la tasa de cuentas.

Palabras clave: Tiempo muerto, resolución temporal, paralizable, control de calidad.

Abstract

Introduction: Values obtained by different methods described in the literature in order to characterise the temporal resolution of a dual head gammacamera has been compared. Advantages, disadvantages and uncertainties of each method are analysed and temporary response of our gammacamera is compared with the response of detectors which follow the paralyzable and non paralyzable models.

Methods and Materials: A dual head Picker gammacamera, Axis model has been studied. Temporal response has been assessed using a ^{99m}Tc source with enough activity and varying the count rate reaching the detectors by using four different methods reported in the literature: the copper absorbents method, the decay method, the reducing distance method and the two sources method.

Results and discussion: There is a good agreement between the results measured with different methods excluding the $R_{20\%}$ determination using the reducing distance method and the copper absorbents method. The copper absorbent method implies some uncertainties due to a different number of copper plates in the calibration procedure and in the response curve determination procedure. This causes changes in radiation spectrum and $R_{20\%}$ value. Besides, an error in the calibration of a copper plate affects to further measurements after removing that sheet. Decay method entails lower uncertainties but it is time consuming. The distance reduction method is quite fast but the measurement geometry is not constant along the experiment.

Conclusion: Response curve determination gives a more complete idea of the behaviour of the system at high count rates than the two sources method. The behaviour of our gammacamera is close to the ideal paralyzable system. Decay method is proposed for acceptance tests or after important changes in the equipment and the two sources method is proposed for routine constancy checks.

Key words: Dead time, temporal resolution, paralyzable, quality control.

Introducción

Según el Protocolo Español de Control de Calidad en la Instrumentación en Medicina Nuclear¹, la resolución temporal es un parámetro de calidad que juega un papel importante en los estudios funcionales. Una deficiente respuesta temporal puede afectar a la uniformidad y a la resolución espacial a altas tasas de cuentas. La resolución temporal depende del centrado del fotopico, la anchura de la ventana del analizador, la presencia de circuitos de corrección de uniformidad, energía y linealidad espacial, la localización de las fuentes con respecto a la cara del detector y la tasa de contaje.

La respuesta temporal de una gammacámara es, en realidad, la combinación de la respuesta temporal de todos y cada uno de los fotomultiplicadores del cabezal y de la electrónica asociada.

En un sistema no paralizabile, los sucesos producidos dentro de un tiempo muerto (τ) tras otro evento no son detectados, pero no contribuyen con su tiempo muerto a la respuesta del equipo. La tasa observada de cuentas viene dada por²:

$$R|_{no\ paralizabile} = \frac{C}{1 + C\tau} \quad (1)$$

siendo R la tasa observada de cuentas y C la tasa real, es decir, la que registraría un detector ideal con pérdidas por tiempo muerto nulas. En un sistema paralizabile, un suceso que ocurra separado del anterior un intervalo de tiempo menor que un tiempo muerto no será detectado, pero producirá a su vez un tiempo muerto igual a τ , con lo que el tiempo muerto medio que sigue a cada suceso detectado será mayor. La tasa de cuentas observada viene dada por²:

$$R|_{paralizabile} = C \cdot e^{-C\tau} \quad (2)$$

Una gammacámara se comporta según un modelo intermedio entre los dos citados como se verá más adelante.

Los objetivos de este trabajo son:

- 1) Evaluar el tiempo muerto del sistema por los métodos:
 - A) Método de los atenuadores de cobre.
 - B) Método del decaimiento.
 - C) Método de reducción de la distancia.
 - D) Método de las dos fuentes.
- 2) Medir la curva de tasa real frente a la observada o curva de respuesta temporal de la gammacámara por los métodos A, B y C.
- 3) Comprobar la coherencia entre los resultados obtenidos mediante cada uno de estos métodos.
- 4) Decidir cuál será el método a adoptar para los controles rutinarios de la gammacámara.
- 5) Realizar un análisis teórico de los distintos métodos de evaluación del tiempo muerto, analizando las ventajas, desventajas, incertidumbres y posibles fuentes de error asociadas a cada uno de ellos.
- 6) Comparar la respuesta temporal de la gammacámara con la de un detector idealmente paralizabile y con la de uno idealmente no paralizabile.

Material y métodos

El equipo en el que se ha realizado el estudio es una gammacámara Picker modelo Axis de doble cabezal con cristales de NaI de 9.5 mm de espesor y un campo útil de visión de 39.4 x 53.3 cm. La obtención de la curva de respuesta temporal de una gammacámara implica la realización de medidas a altas y bajas tasas de cuentas con una misma fuente. La respuesta temporal de nuestra gammacámara se ha evaluado tomando una fuente de ^{99m}Tc con suficiente actividad y reduciendo el número de cuentas que llega a los detectores mediante diversos métodos recomendados por diferentes organismos (tabla 1).

Los valores especificados por el fabricante para $R_{-20\%}$ y máxima tasa de cuentas (MTC) son en nuestro caso de 75 kcps y 165 kcps respectivamente para el modo normal de tasa de cuentas.

En este trabajo se ha analizado la resolución temporal intrínseca (es decir, sin colimador) y sin medio dispersor de una gammacámara de doble cabezal. Todas las adquisiciones se han realizado con una asimetría de fotopico <1%, una anchura de ventana del analizador del 20% al-

Tabla 1. Métodos de determinación de la resolución temporal de la gammacámara y tolerancias recomendadas en diferentes protocolos. (MTC: máxima tasa de cuentas).

Protocolo	Método recomendado	Tolerancias
Protocolo Español ¹	A y D	$\Delta R_{-20\%} \leq 20\%$ fabricante, $\Delta\tau \leq 10\%$ fabricante
IAEA ³	A, C y D	$\Delta R_{-20\%} \leq 20\%$ fabricante, DMTC $\leq 20\%$
NEMA ⁴	B	-
IPSM Report N° 66 ⁵	B y D	-
AAPM Report N° 9 ⁶	C y D	-
Real Decreto ⁷	-	$\Delta R_{-20\%} \leq 20\%$ fabricante

A: Método de los atenuadores de cobre, B: método del decaimiento, C: método de reducción de la distancia, D: método de las dos fuentes.

rededor del fotopico y las correcciones de uniformidad, energía y linealidad activadas. Salvo para el método de reducción de la distancia, las fuentes se han introducido en un contenedor de plomo de 6 mm de espesor en las paredes y en su base, el cual aparece en la figura 1 colocado sobre unas planchas de poliespán que se utilizan para conseguir que la fuente se sitúe a la altura del campo útil de visión del detector y en su eje central. Dicho contenedor debe estar a una distancia como mínimo cinco veces superior a las dimensiones del campo útil de visión del detector, de modo que la diferencia de intensidad entre el centro y el borde del campo sea despreciable. Además se han interpuesto 6 mm de cobre entre fuente y detector para minimizar la cantidad de radiación dispersa que llega al mismo procedente del propio contenedor de la fuente. En todos los casos las fuentes se han situado alejadas de objetos que pudieran producir dispersión. La dependencia con la tasa de conteo se ha evaluado determinando la tasa máxima de cuentas y, a partir de ella, el tiempo muerto. Efectivamente, si a partir de la expresión de la tasa de cuentas observada (R) para un sistema paralizante, derivamos respecto a la tasa de cuentas real (C) e igualamos a cero obtenemos:

$$C_{R_{\text{max. paralizante}}} = \frac{1}{\tau} \quad (3)$$

y, por tanto, τ será el inverso de la tasa real de cuentas correspondiente a la máxima tasa de cuentas observada. Se calcula también la tasa observada para la cual se produce un 20% de pérdidas por tiempo muerto, $R_{20\%}$ según:

$$R_{20\%} = 0,8 C \quad (4)$$

El **método de los atenuadores de cobre**^{1,3,8} (método A) consiste en la utilización de una serie de láminas de

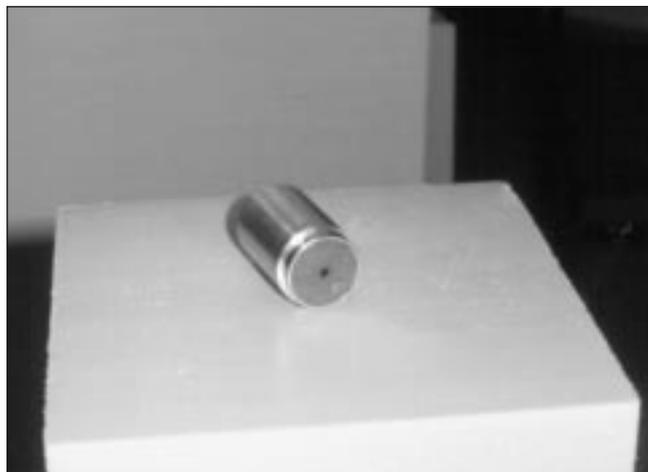


Fig. 1. Contenedor de plomo donde se introduce el vial con ^{99m}Tc.

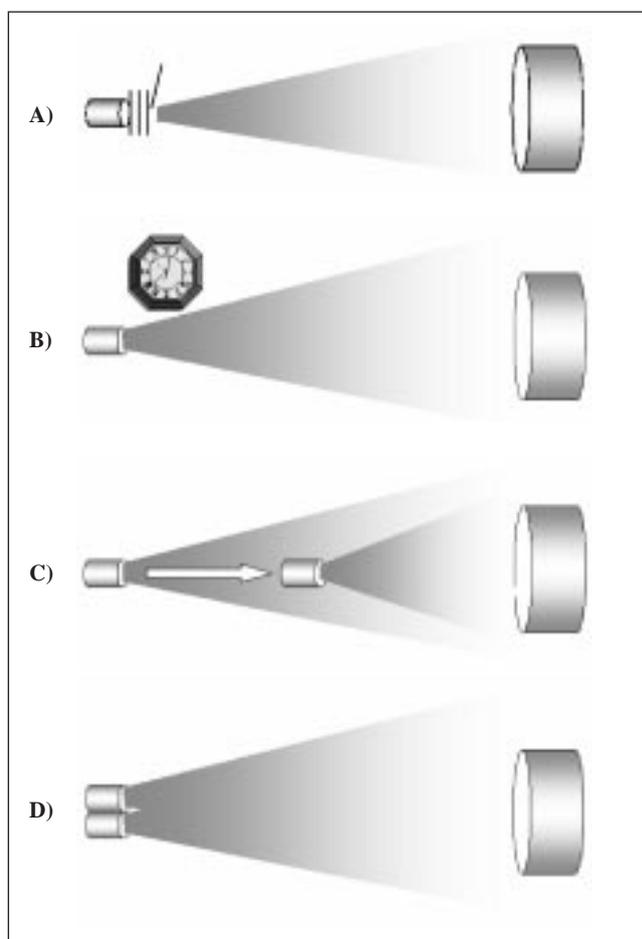


Fig. 2. a) Esquema del método de los atenuadores de cobre, b) esquema del método del decaimiento, c) esquema del método de reducción de la distancia, d) esquema del método de las dos fuentes.

cobre (en nuestro caso hasta un total de 38.95 mm) que han sido previamente calibradas para conocer su atenuación y que se van eliminando una a una para conseguir tasas de cuentas cada vez mayores (véase figura 2a).

a) Calibración de las láminas de cobre

Se utiliza la propia gammacámara para calibrar las láminas de cobre suponiendo que las pérdidas por tiempo muerto son despreciables a tasas de conteo suficientemente bajas. Se utiliza una fuente con actividad tal que la tasa de cuentas observada tras atravesar 6 mm de cobre (para eliminar la radiación dispersa) esté entre 1000 y 3000 c/s. Se registran las cuentas durante 200 s y se les resta el valor de las cuentas del fondo, obteniéndose una tasa de cuentas A_0 . Se añade la lámina absorbente "i" a calibrar y se registran las cuentas durante 100 s que, corregidas por fondo, conducen a una tasa de cuentas A_i . Se corrige la tasa A_0 por decaimiento al momento en que se realiza la medida con la lámina i, obteniéndose A_{0i} . Se calcula el factor de atenuación, f_i de cada lámina como A_i/A_{0i} .

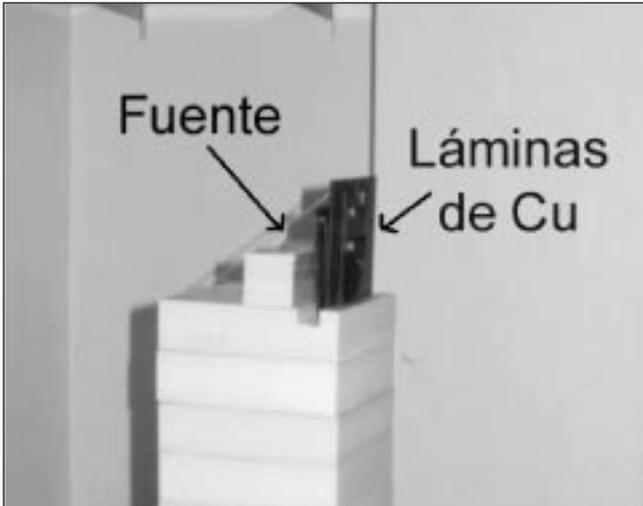


Fig. 3. Configuración para la determinación de la curva de respuesta temporal con el método de los atenuadores.

b) *Determinación de la curva de respuesta de la gammacámara*

Se utiliza una fuente tal que, colocadas todas las láminas calibradas, incluidos los 6 mm de cobre que permanecen fijos (ver figura 3), la tasa de cuentas medida corregida por fondo, R_0 , esté entre 1000 y 3000 c/s. Se elimina la lámina absorbente más externa, se registran las cuentas durante 20 s y se corrigen por fondo, obteniéndose la tasa de cuentas observada, R_1 . Uno a uno se eliminan el resto de los absorbentes y se registran las tasas correspondientes, R_i , hasta que delante de la fuente quedan únicamente los 6 mm de cobre fijos.

Se corrige el valor de la tasa de cuentas teórica con todos los absorbentes, C_0 (que se supone igual a R_0), por decaimiento al momento correspondiente a los puntos medios de las medidas realizadas al retirar cada uno de los absorbentes, obteniendo los valores C_{0i} como:

$$C_{0i} = C_0 \cdot e^{-\frac{\ln 2(t_i - t_0)}{T_{1/2}}} \quad (5)$$

Se calcula la tasa de cuentas teórica con cada uno de los absorbentes eliminados, C_i , dividiendo los valores C_{0i} , por los correspondientes factores de atenuación de los absorbentes eliminados, según:

$$C_i = C_{0i} / \prod_{j=1}^i f_j \quad (6)$$

Por último, se representa R_i frente a C_i .

El **método del decaimiento**^{4,5} (método B) se basa en medir a intervalos de tiempo adecuados para aprovechar la disminución de tasa debida al decaimiento de la fuente (vé-

ase esquema de la figura 2b). Dado que el decaimiento es exponencial, mejor que medir tras intervalos fijos de tiempo, es conveniente realizar medidas tras intervalos fijos de decaimiento, es decir, realizar un mayor número de medidas al principio del experimento y espaciar las mismas al final.

La tasa de cuentas teórica para cada medida, C_i , se calcula corrigiendo por decaimiento la medida tomada en el último punto, C_n , (a muy baja tasa) a las cuentas que habría en el tiempo, t_i , en que se hicieron las medidas a altas tasas según:

$$C_i = C_n \cdot e^{\frac{\ln 2(t_i - t_n)}{T_{1/2}}} \quad (7)$$

Y la tasa de cuentas observada se calcula como:

$$R_i = \frac{(C_i - N_{fondo} \cdot \Delta t_i) \cdot \ln 2}{21672 \cdot (1 - \exp(-\Delta t_i / 21672 \cdot \ln 2))} \quad (8)$$

donde 21672 representa el número de segundos en un período de semidesintegración del ^{99m}Tc y Δt_i el tiempo que dura la medida. Esta ecuación tiene en cuenta el decaimiento que se produce durante el tiempo, Δt_i , que dura la medida. Durante toda la prueba se mantienen fijos 6 mm de cobre para filtrar la radiación dispersa (método B) y también se realizan medidas sin filtro de ningún tipo (método B*).

El **método de reducción de la distancia**^{3,6} (método C) se basa en el aumento de la tasa de cuentas a medida que se acerca la fuente al detector (figuras 2c y 4). La tasa de cuentas teórica se calcula a partir de la tasa de cuentas, C_1 , en el punto más alejado (lo suficientemente alejado como para que la tasa de cuentas sea suficientemente baja) y corrigiendo por decaimiento y por el inverso del cuadrado de la distancia:

$$C_i = C_1 \cdot e^{-\frac{\ln 2(t_i - t_1)}{T_{1/2}}} \cdot \left[\frac{d_1}{d_i} \right]^2 \quad (9)$$



Fig.4. Configuración para la determinación de la curva de respuesta temporal por el método de reducción de la distancia.

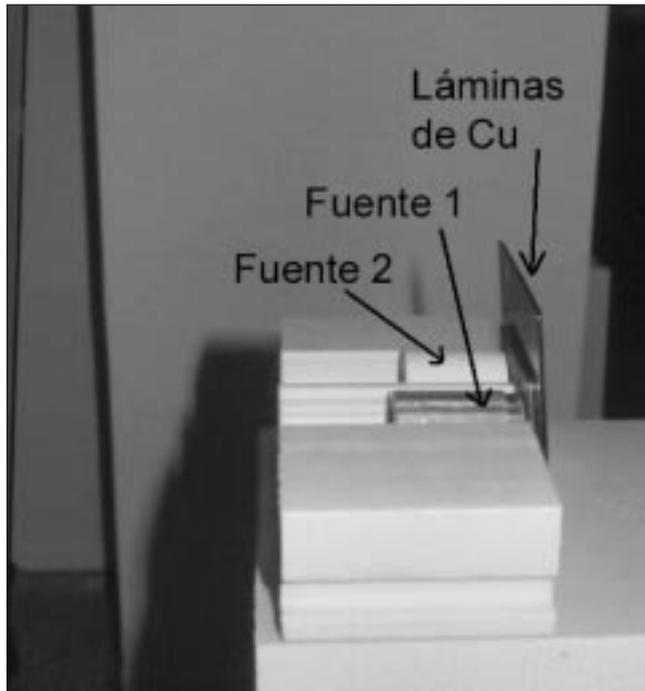


Fig. 5. Colocación de las dos fuentes de ^{99m}Tc dentro de sendos contenedores de Pb y filtradas por 6 mm de Cu.

El método de las dos fuentes^{3,5,6} (método D) se basa en el hecho de que, debido al tiempo muerto, la tasa de cuentas observada con dos fuentes radiactivas actuando conjuntamente sobre el detector durante un cierto intervalo de tiempo es menor que la suma de los impulsos proporcionados por las fuentes actuando separada y sucesivamente durante intervalos de tiempo iguales (véanse figuras 2d y 5). El método permite calcular el tiempo muerto (τ) y $R_{-20\%}$ como:

$$\tau = \frac{2 \cdot R_{12}}{(R_1 + R_2)^2} \cdot \ln \left(\frac{R_1 + R_2}{R_{12}} \right) \quad (10)$$

$$R_{-20\%} = \frac{1}{\tau} \cdot \ln \left(\frac{10}{8} \right) \quad (11)$$

donde R_1 es la tasa observada con la fuente 1, R_2 la tasa observada con la fuente 2 y R_{12} la tasa observada con ambas fuentes. En la deducción de esta ecuación se supone que ambas fuentes tienen la misma actividad (se admite un 10% de error) y que la gammacámara se comporta de forma perfectamente paralizante. Este método es rápido y cómodo pero con él no puede obtenerse la curva de respuesta temporal de la gammacámara.

Con objeto de tratar de asemejar el comportamiento de nuestro sistema a alguno de los dos modelos descri-

tos (paralizable y no paralizable) se despeja el tiempo muerto (τ) de las ecuaciones (1) y (2), de modo que para cada pareja de valores (C, R) obtenida por el método del decaimiento se obtiene un valor de τ . La representación gráfica de este parámetro en función de la tasa de cuentas debería ser una función constante. A continuación se calcula el valor promedio de los valores de τ así obtenidos. Finalmente, se representa la curva de respuesta obtenida experimentalmente por el método del decaimiento junto con las curvas teóricas de un sistema paralizante y no paralizante que se obtendrían con el valor promedio de τ .

Resultados

En las figuras 6a y 6b se muestran las curvas de respuesta temporal de los dos detectores de nuestra gammacámara obtenidas por los diferentes métodos.

En la tabla 2 aparecen los valores de máxima tasa de cuentas, tiempo muerto (determinado aplicando la ecuación 3 para los métodos A, B y C, suponiendo un sistema paralizante) y $R_{-20\%}$ para los dos detectores de nuestra gammacámara. Entre paréntesis se muestra la desviación de dichos valores con respecto a los especificados por el fabricante.

Existe una buena coincidencia entre los valores de τ determinados a partir de los diferentes métodos. Los valores de MTC obtenidos experimentalmente (tabla 2) coinciden dentro de un 6% con los especificados por el fabricante. Los valores de $R_{-20\%}$ determinados a partir de los métodos B, B* (método del decaimiento sin los 6 mm de cobre para minimizar la radiación dispersa) y d coinciden dentro de un 8% con los del fabricante pero se desvían hasta un 46% para el método C y hasta un 85% para el método A.

La máxima tasa de cuentas resultó algo superior a la especificada por el fabricante excepto con el método del decaimiento cuando no se utilizaron láminas de cobre para filtrar la radiación dispersa. Aunque la diferencia entre los métodos B y B* (con y sin láminas de cobre para filtrar la radiación dispersa) no es muy grande, se observa que el método B* conduce a tasas de cuentas observadas menores debido al mayor número de eventos que deben ser rechazados cuando no se elimina adecuadamente la radiación dispersa con las láminas de cobre.

Si se despeja el tiempo muerto (τ) de las ecuaciones (1) y (2) y se representa en función de la tasa de cuentas teórica debiera obtenerse una función constante igual a:

$$\tau = \frac{1}{C} \left(\frac{C}{R} - 1 \right) \quad (12)$$

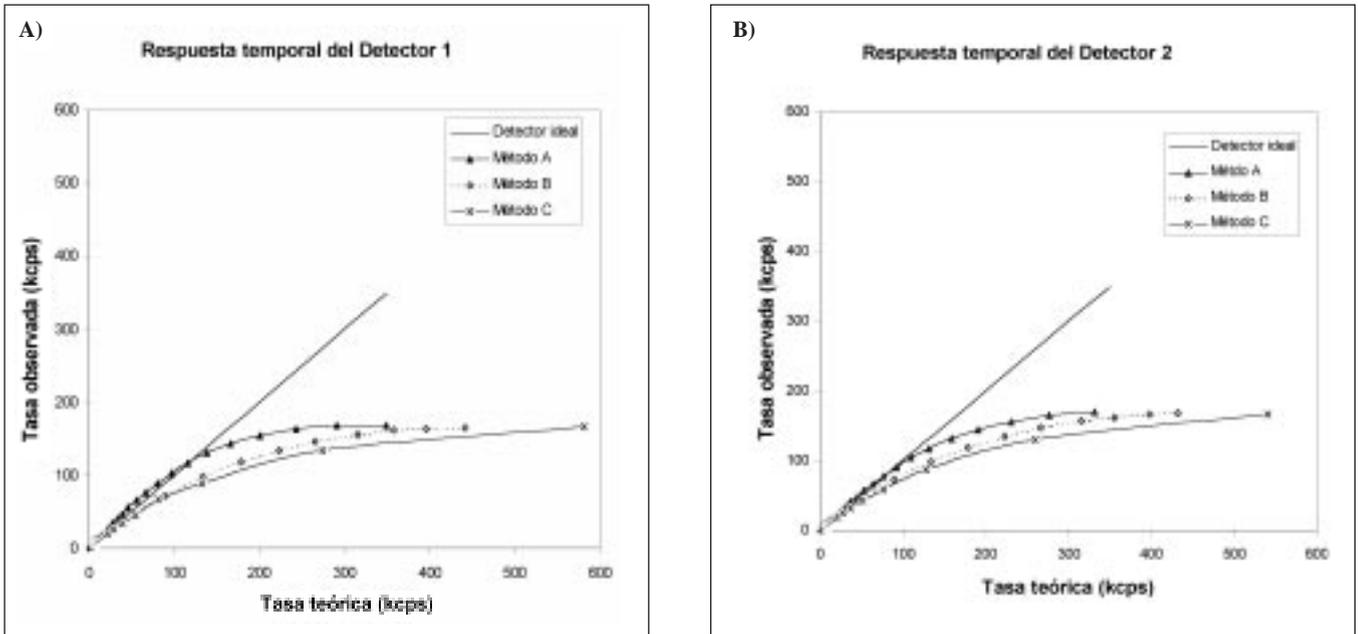


Fig. 6. Curva de respuesta temporal de los detectores 1 (figura 6a) y 2 (figura 6b) de la gammacámara estudiada obtenida por los diferentes métodos utilizados. A: Método de los atenuadores de cobre, B: método del decaimiento, C: método de reducción de la distancia.

Tabla 2. Parámetros medidos por los diferentes métodos para cada uno de los dos detectores de la gammacámara y % de desviación con respecto a los valores especificados por el fabricante.

Método	τ (s)		$R_{-20\%, \text{obs}}$ (kcps) (%)		Máxima tasa (kcps) (%)	
	Detector 1	Detector 2	Detector 1	Detector 2	Detector 1	Detector 2
A	3.43E-6	3.02E-6	139.1 (85%)	133.0 (77%)	168.2 (2%)	169.2 (2%)
B	2.26E-6	2.31E-6	71.6 (-4%)	76.8 (2%)	165.5 (0.3%)	167.5 (1%)
B*	2.59E-6	2.60E-6	71.3 (-5%)	68.9 (-8%)	155.4 (-6%)	155.4 (-6%)
C	1.22E-6	0.89E-6	44.4 (-41%)	40.7 (-46%)	172.1 (4%)	173.5 (5%)
D	2.30E-6	2.25E-6	77.6 (3%)	79.2 (6%)		

A: Método de los atenuadores de cobre, B: método del decaimiento, B*: método del decaimiento sin 6 mm de Cu, C: método de reducción de la distancia, D: método de las dos fuentes.

suponiendo que la gammacámara se ajusta perfectamente a un sistema paralizabile, o igual a:

$$\tau = \frac{\ln C - \ln R}{C} \quad (13)$$

suponiendo que la gammacámara se ajusta perfectamente a un sistema no paralizabile.

En la figura 7 se representa τ en función de la tasa de cuentas teórica para uno de los detectores de nuestra gammacámara considerando un modelo paralizabile y uno no paralizabile y con los datos experimentales obtenidos por el método del decaimiento que, como veremos, es el de menor error intrínseco. Como puede observarse, el tiempo muerto resulta aproximadamente constante si suponemos un sistema paralizabile, pero no se obtiene este resultado si tratamos de ajustar nuestros datos a la ecuación que describe un sistema no paralizabile.

En la figura 8 se representa la curva de respuesta teórica de un modelo estrictamente paralizabile y la de uno estrictamente no paralizabile que se obtendrían con el valor

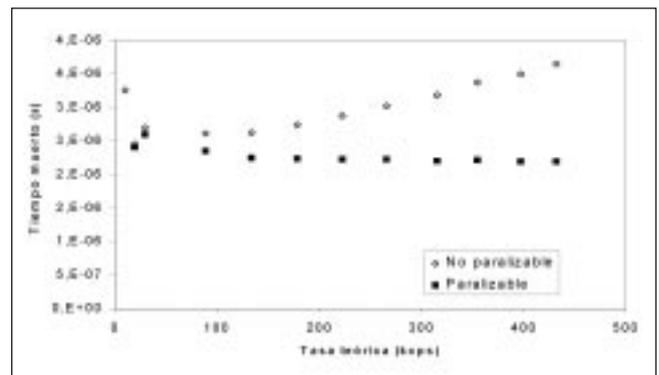


Fig. 7. Tiempo muerto en función de la tasa de cuentas teórica considerando modelo paralizabile y no paralizabile.

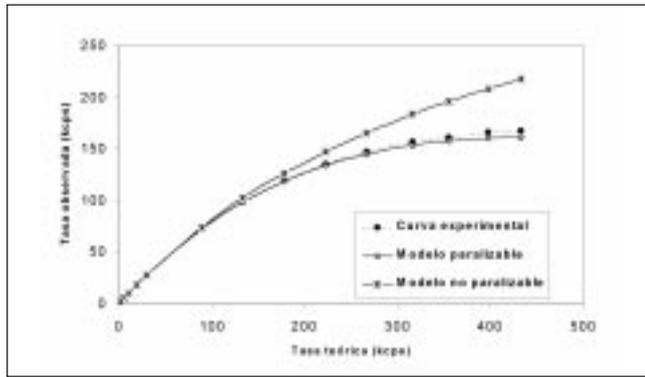


Fig. 8. Comparación de las curvas teóricas de modelo paralizable y no paralizable con la curva experimental de nuestra gammacámara.

promedio de los τ calculados según el modelo paralizable ($\tau = 2.29 \mu\text{s}$) y la curva experimental obtenida por el método del decaimiento. Como puede observarse, la curva experimental se asemeja más a la del modelo paralizable.

Discusión

Método de los atenuadores de cobre

Una desventaja de este método es la necesidad de calibrar los atenuadores de cobre. Posteriormente, sin embargo, no habrá que recalibrarlas salvo deformación, permitiendo un método cómodo y rápido de realizar esta prueba.

Del análisis de errores en la determinación de la tasa de cuentas teórica se obtiene:

$$\left(\frac{s_{C_i}}{C_i}\right)^2 = \left(\frac{s_{C_{0i}}}{C_{0i}}\right)^2 + \sum_{j=1}^i \left(\frac{s_{f_j}}{f_j}\right)^2 \quad (14)$$

Como puede observarse, la incertidumbre asociada al cálculo de las cuentas teóricas, S_{C_i} , depende de la incertidumbre asociada a la medida de C_{0i} , es decir, de la precisión con que se determina la tasa de cuentas con todos los absorbentes. Cuanto mayor sea C_{0i} menor será la incertidumbre estadística, pero aumentarán las pérdidas por tiempo muerto, con lo que ya no podrá considerarse $C_{0i} = R_{0i}$. Esta es la razón por la que la medida se realiza con tasas de contaje del orden de 2000 c/s durante un tiempo suficientemente largo para reducir la incertidumbre estadística.

Pero no es ésta la fuente de error más importante. Nótese que un error en la determinación de un factor f_j afectará a todos los valores calculados C_k para $k > j$, de tal manera que las medidas para altas tasas de contaje estarán sometidas a una incertidumbre importante. Del mismo modo, si se comete un error en la calibración de una de las primeras láminas, este error se propagará a todas las medidas una vez retirada dicha lámina.

Por otra parte, el método no tiene en cuenta que el haz de fotones que tenemos no es completamente monoenergético (siempre hay una cierta cantidad de radiación dispersa) y, como consecuencia, el producto de los factores de atenuación de varias láminas no es igual al factor de atenuación global que suponen todas esas láminas juntas⁹. Esta discrepancia, junto con la propagación de errores de la calibración de las láminas de cobre, altera el valor de $R_{.20\%}$. Por otra parte, a bajas tasas se observa que la tasa de cuentas medida supera a la real. Esto se debe a que los cambios en el espesor de cobre presente durante las medidas ocasionan cambios en la cantidad de radiación dispersa que entra dentro de la ventana del 20%. Además, el hecho de que el número de láminas de cobre durante el proceso de determinación de la curva de respuesta temporal de la gammacámara no sea igual a la utilizada en la calibración de las mismas, ocasiona cambios en el espectro de radiación que producen errores en el factor de atenuación que pueden llegar al 25% para espesores suficientemente grandes^{8,9}.

Proponemos una forma de evitar errores en la calibración de las láminas que consiste en medir el espesor x_i de cada lámina mediante un calibre y, junto con la atenuación medida, se calcula el coeficiente de atenuación de dicha lámina como:

$$\mu_i = \frac{-\ln\left(\frac{A_i}{A_{0i}}\right)}{x_i} \quad (15)$$

y se representa gráficamente. Cualquier error o desviación será fácilmente detectado a partir de dicha representación. El valor medio de μ debería ser próximo a 2 cm^{-1} .

Método del decaimiento

Dado que se parte de actividades altas y que se hacen medidas hasta que la tasa de cuentas es del orden de 2000 c/s, las medidas pueden durar entre uno y dos días, con todos los problemas que ello ocasiona.

El error relativo de todas las medidas será igual al error de la última medida $s_{C_i}/C_i = s_{C_n}/C_n$. Para disminuir la incertidumbre estadística de esta última medida es conveniente que se realice durante, al menos, 100 segundos. Este error se propaga a todas las medidas, pero no aumenta de una medida a la siguiente como ocurría en el caso del método de los atenuadores de cobre, por lo que puede considerarse como un método más exacto.

Método de reducción de la distancia

Para conseguir tasas de cuentas suficientemente grandes deben hacerse medidas a distancias relativamente cortas de la cabeza de la gammacámara, por lo que no puede asegurarse un flujo uniforme de radiación en el

campo de visión. La tasa de cuentas que reciben los fotomultiplicadores de la parte central del campo de visión es mayor que la que reciben los situados en la periferia. Esta diferencia se va acentuando a medida que la fuente se acerca al detector, por lo que la respuesta temporal de la gammacámara es, en realidad, el promedio de la respuesta temporal de los fotomultiplicadores del campo de visión sometidos a tasas de cuentas distintas. Además, al cambiar la geometría de una medida a otra cambia también el porcentaje de radiación dispersa que consigue alcanzar al detector.

Dadas las dimensiones habituales de las salas de exploración puede no ser posible conseguir el rango de tasas de contaje que se consigue con los anteriores métodos variando únicamente la distancia y sin acercarse en exceso al cabezal. Además, la medida de las distancias está también sometida a una incertidumbre. Por último, la adecuada colocación de la fuente en cada posición supone un mayor tiempo cerca de la fuente, por lo que, de todos los métodos, éste es el que implica mayores dosis de radiación.

Método de las dos fuentes

Es el método habitualmente utilizado por ser el más sencillo y rápido. Sin embargo, este método no permite obtener la curva de respuesta temporal de la cámara. Además, en la deducción de la ecuación que se aplica se supone que las fuentes tienen exactamente la misma actividad y que la gammacámara se comporta de forma perfectamente paralizable, cosa que no es totalmente cierta, especialmente a altas tasas de contaje.

Conclusiones

La determinación de la curva de respuesta temporal de la gammacámara o curva de tasa real frente a tasa observada mediante cualquiera de los métodos A, B o C da una idea más completa del comportamiento del sistema con la tasa de cuentas que el método de las dos fuentes y no supone como éste un modelo de comportamiento temporal de la gammacámara.

La coherencia de resultados entre los distintos métodos es bastante aceptable si excluimos la determinación de $R_{20\%}$ mediante el método de los atenuadores de cobre y de reducción de la distancia. El inconveniente del método de los atenuadores es que cualquier error en la determinación del coeficiente de atenuación de una de las láminas de cobre se propaga en las medidas sucesivas que se realicen tras haber retirado dicha lámina. Además, el hecho de que la configuración de las láminas de cobre

durante el proceso de determinación de la curva de respuesta temporal de la gammacámara no sea igual a la utilizada en la calibración de las mismas ocasiona cambios en el espectro de radiación que producen alteraciones de la curva de respuesta temporal y, por tanto, en el valor de $R_{20\%}$.

El método de disminución de la distancia es un método rápido de determinar la curva de respuesta temporal de la gammacámara, pero tiene el inconveniente de que la geometría de medida va cambiando a medida que nos acercamos al detector y en los puntos de medida más cercanos se aprecia una falta de homogeneidad entre las cuentas que se recogen en el centro del detector y en la periferia.

El método del decaimiento está sujeto a menores fuentes de error pero implica un tiempo de medida quizá excesivamente largo.

Del estudio de la respuesta temporal obtenida se concluye que la gammacámara no es un sistema idealmente paralizable ni idealmente no paralizables aunque, ciertamente, su comportamiento es mucho más parecido al de un sistema paralizables.

Teniendo en cuenta los resultados, nuestra propuesta es determinar la curva de respuesta temporal de la gammacámara mediante el método de decaimiento en la aceptación del equipo, así como determinar τ y $R_{20\%}$ por el método de las dos fuentes para utilizarlos como referencia. Posteriormente, con la periodicidad que se determine, se realizará el método de las dos fuentes, comparando con los resultados de referencia (los de las pruebas de aceptación). Sólo se determinará de nuevo la curva de respuesta temporal por el método de decaimiento tras cambios o reparaciones importantes de la gammacámara.

Referencias

1. Protocolo Español de Control de Calidad en la Instrumentación en Medicina Nuclear, SEFM, SEMN, SEPR, 1999.
2. Sorenson JA. "Physics in Nuclear Medicine", Saunders, 1987
3. Quality control of nuclear medicine instruments, IAEA, 1991.
4. Performance measurements of scintillation cameras, NEMA, 1994.
5. Quality control of gamma cameras and associated computer systems, Report No. 66, IPSM, 1992
6. Computer-Aided Scintillation Camera Acceptance Testing. AAPM Report N° 9, 1981.
7. REAL DECRETO 1841/1997, de 5 de diciembre, por el que se establecen los criterios de calidad en medicina nuclear. B.O.E. n° 303, 19/11/97.
8. Geldenhuis EM, et al. "A new approach to NEMA scintillation camera count rate curve determination". J Nucl Med 1998; 29: N° 4.
9. Breen SL, Craddock TD. "Spectral changes affect intrinsic count rate tests". J Nucl Med 1990; 31: N° 2.

DPE en pacientes con procedimientos de arteriografía cerebral

R. Berenguer Serrano, P. Gómez Llorente, M.^a J. Béjar Navarro, M. Fernández Bordes, J. Melgar Pérez, A. García-Miguel Sánchez

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario de Salamanca.

Resumen

Propósito: En este trabajo se presenta el método utilizado para estimar la dosis piel a la entrada¹ (DPE) de pacientes sometidos a procedimientos de arteriografía cerebral. Se utiliza dosimetría de termoluminiscencia para obtener la dosis en piel. Se analizan los resultados del producto dosis-área (PDA) de 53 pacientes recogidos entre 1999 y 2001 frente a los valores ofrecidos por la bibliografía. Finalmente se comparan nuestros resultados de dosis en piel con los valores de dosis umbral a partir de los cuales pueden surgir efectos deterministas.

Material y método: Se utilizan dosímetros Harshaw TLD-100 y una cámara de transmisión PTW Diamentor M2 incluida en un equipo Philips Integris V-3000. La DPE se obtuvo a partir de los datos proporcionados por dicha cámara al tiempo que se iban recopilando datos para establecer la DPE que corresponde a cada proyección.

Resultados: Se obtienen resultados pormenorizados para cada paciente y se muestran resultados globales de 53 pacientes. El valor medio de PDA obtenido es de 172.9 Gy*cm² y el 3º cuartil es de 265.4 Gy*cm². El valor medio de tiempo de escopia es 10.3 min y el número medio de imágenes es de 233.

Conclusiones: Nuestro valor medio de PDA es superior a los que aparecen en la bibliografía. Se analiza esta diferencia aunque no se puede determinar con claridad la causa debido a la falta de parámetros para comparar. Los valores de dosis en piel no alcanzan los valores umbral para ningún efecto determinista.

Palabras Clave: Arteriografía cerebral, efectos deterministas, dosis piel a la entrada.

Abstract

Purpose: In this work a method is presented to estimate entrance skin dose (ESD) during a cerebral angiography. Thermoluminescence dosimetry is used to obtain skin doses. Dose-area product (DAP) values of 53 patients from 1999 to 2001 obtained from this study are compared with data from other patient dose surveys. Finally, our results are compared with the single fraction dose thresholds for deterministic risks of the skin.

Methods and materials: Measurements were performed using Harshaw TLD-100 dosimeters and transmission ionization chamber integrated on a Philips Integris V-3000 digital system. ESD was obtained from the data delivered by that chamber while other data was accrued to estimate ESD for each projection.

Results: Detailed results were obtained for every patient and global results were presented for 53 patients. The mean PDA value was 172.9 Gy*cm² and the 3^o quartile is 265.4 Gy*cm². The mean time of fluoroscopy is 10.3 min and the mean number of images 233.

Conclusions: Our mean PDA value is high compared with the values in the literature. This difference is analyzed although a clear cause can not be determined because of the lack of parameters to compare. Skin doses do not reach the threshold values in any deterministic effect.

Key words: Cerebral arteriography, deterministic effects, entrance skin dose.

Correspondencia: R. Berenguer Serrano. Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Clínico Universitario. Paseo de San Vicente 58-182. 37007 Salamanca. E-mail: mfbordes@gugu.usal.es
Fecha de recepción: 7-5-2001.
Fecha de aceptación: 4-10-2001.

Introducción

El riesgo de que se produzca un efecto determinista depende de varios factores entre los cuales están: órgano irradiado, edad del paciente, dosis total impartida en la

Tabla 1. Efectos potenciales de la fluoroscopia sobre la piel²

Efecto	Umbral de dosis única	Comienzo	Máximo
Eritema temporal	2 Gy	Horas	≅ 24 horas
Eritema	6 Gy	10 días	≅ 2 semanas
Depilación temporal	3 Gy	≅ 3 semanas	(a)
Depilación permanente	7 Gy	≅ 3 semanas	(a)
Descamación seca	10 Gy	≅ 4 semanas	≅ 5 semanas
Atrofia dermal (1ª fase)	10 Gy	> 10 semanas	(a)
Atrofia dermal (2ª fase)	10 Gy	> 1 año	(a)
Telangiectasia	12 Gy	> 1 año	(a)

(a) Indican que no hay un valor de pico para dicho efecto

exploración, dosis total impartida durante exploraciones previas, el intervalo entre procedimientos² y las posibles patologías del paciente³.

El órgano con mayor riesgo para sufrir efectos deterministas a corto plazo (pocas semanas posteriores a la exploración radiológica) es la piel² (tabla 1).

Otros órganos que también se ven afectados por la fluoroscopia son (tabla 2):

Tabla 2. Otros efectos potenciales de la fluoroscopia²

Efecto	Umbral de dosis única	Comienzo
Cataratas (sin afectación de visión)	≅ 1 Gy	> 1 año
Cataratas (con afectación de visión)	≅ 5 Gy	> 1 año
Función de la glándula parótida (saliva)	> 2 Gy	Instantáneo
Parotiditis	2-10 Gy	Instantáneo
Déficit del crecimiento del hueso (niños)	≅ 6 Gy	Después pubertad
¿Incorrecto desarrollo intelectual? (niños)	≅ 0.5 Gy	???

??? Indica inconsistencia de los datos.

Para el caso de las arteriografías cerebrales, el efecto determinista más probable de todos los presentados es el eritema temporal debido a los niveles de radiación que imparte y al tipo de exploración de que se trata.

El objetivo de este trabajo ha sido triple. Por un lado se ha obtenido la DPE a partir de los valores que ha proporcionado una cámara de transmisión, y se han analizado estos valores con los valores de dosis piel obtenidos a través de la lectura de los dosímetros de TLD; en segundo lugar se ha investigado si los valores de dosis piel son próximos a los valores de dosis umbral para los que se producen efectos deterministas en piel apoyándonos en datos propuestos por la bibliografía; y por último, se proporcionan valores estadísticos de PDA y otros parámetros de esta exploración radiológica y se comparan con los datos presentados por la bibliografía.

Método

El cálculo de dosis en piel se ha realizado mediante la colocación de 5 dosímetros de LiF TLD-100 en las localizaciones del paciente donde consideramos que recibe una dosis más elevada que en las arteriografías cerebrales es en cabeza posición posterior, lateral izquierda y derecha y oblicua posterior a $\pm 45^\circ$, coincidiendo así con las 5 proyecciones que lleva a cabo el radiólogo intervencionista.

Para ello, previamente se mide el diámetro de la cabeza del paciente y se colocan los dosímetros TLD equiespaciados de manera que queden en las posiciones anteriormente comentadas. La figura 1 muestra la cinta adhesiva en la que se fijan los dosímetros TLD-100 y en la figura 2 se observa la colocación de la cinta sobre la cabeza del paciente durante una exploración. Los dosímetros TLD-100 han sido leídos mediante un lector Harshaw 3500 siguiendo el procedimiento explicado en la referencia⁴.

La dosis piel a la entrada (DPE) se ha obtenido a partir del producto dosis-área (PDA) medido con una cámara de transmisión Diamentor M2, distancia fuente-piel del paciente y el área irradiada. Para conocer dicha DPE en cualquier localización e incidencia se han recogido una serie de datos a lo largo de la exploración que completan la tabla 3.

En dicha tabla 3, se pasa de una fila a la siguiente cuando el radiólogo modifica la localización, la incidencia ($^\circ$), el tamaño de intensificador de imagen (f.I.I.), o la

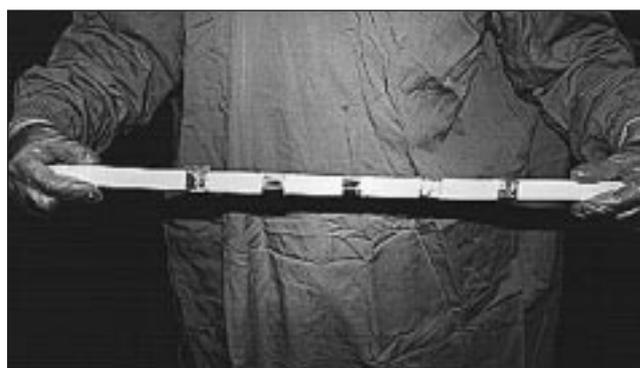


Fig. 1. Cinta adhesiva con los dosímetros TLD-100.



Fig. 2. Paciente con cinta colocada en la cabeza.

distancia entre el foco y el intensificador (D.F.I.). En ese momento, se rellenan los campos correspondientes de la fila según se trate de escopia o de grafía. De esa manera se va completando la tabla para cada uno de los pacientes

analizados. Aparte de los datos de la tabla 3, también recogemos el espesor del paciente en la zona irradiada según la dirección del haz incidente y la distancia entre el paciente y el intensificador de imagen y puesto que conocemos D.F.I., se puede establecer la distancia entre el foco y el paciente que se requiere para la obtención del DPE.

Con este doble procedimiento de medida se puede, por un lado, establecer la dosis piel en las cinco localizaciones de cabeza comentadas anteriormente y además por otro lado, a partir de los datos recogidos en la tabla 3, se puede establecer la DPE en esas mismas cinco localizaciones.

En la tabla 4 se observa el detalle de los datos recopilados durante una exploración a modo de ejemplo.

Este método está planteado para cualquier tipo de exploración de Radiología Intervencionista (RI) y cualquier tipo de equipo de rayos X. En particular, el equipo sobre el que se han tomado las medidas ha sido un Philips Integris V-3000 que ha facilitado la toma de datos que se van incluyendo en la tabla 3 ya que son proporcionados por el propio equipo. Se ha de tener en cuenta que la colocación de los dosímetros en esta localización y disposición

Tabla 3.

Localización	°	ϕ I.I.	T. escopia acumulado	PDA grafía acumulado	PDA escopia acumulado	Nº imágenes	D.F.I.

Tabla 4.

Nombre del paciente	
Edad	52
Radiólogo	A
Tipo de exploración	Arteriografía cerebral
Fecha	15-03-00
Radiofísico	
Técnico	

Localiz.	Proy.	ϕ (cm)	Tesc (min)	DFI (cm)	PDA esc (Gy*cm ²)	PDA graf (Gy*cm ²)	Nº imág	DPE Esc (mGy)	DPE graf (mGy)	mGy / min	mGy / img
Tórax	PA	38	1.7	119	6.8			13.34		7.85	
Cabeza	PA	25	0.2	119	0.5			2.12		10.61	
Cabeza	PA	25		119		47.5	36		201.54		5.60
Cabeza	ObD	25		119		38	35		315.29		9.01
Cabeza	LaD	25	0.5	119	1.1			7.67		15.34	
Cabeza	LaD	25		119		20.1	35		140.14		4.00
Tórax	PA	38	2.9	119	9.8			19.23		6.63	
Cabeza	PA	25		119		42.4	35		179.90		5.14
Cabeza	LaI	25	0.1	119	0.1			0.7		6.97	
Cabeza	LaI	25		119		20.7	36		144.32		4.01
Tórax	PA	38	1.4	119	5			9.81		7.01	
Cabeza	PA	25		119		45.6	36		193.47		5.37
Cabeza	LaD	25	0.2	119	0.3			2.09		10.46	
Cabeza	LaD	25		119		24.5	36		170.81		4.74

se debe a que esta es la zona donde la dosis piel es más elevada. En otro tipo de exploración, la colocación de aquellos debe ser estudiada.

Para el cálculo de la DPE se ha empleado la siguiente relación:

$$DPE = \frac{PDA}{\text{Área (DFP)}} * BSF (\text{Área}) * (\mu_{en}/\rho)_{\text{Air}}^{\text{Tej}}$$

Bajo el control automático de tasa de exposición (AERC), el kilovoltaje del tubo cambia con el grosor del paciente y por consiguiente el valor de la relación de coeficientes máxicos de absorción de energía, $(\mu_{en}/\rho)_{\text{Air}}^{\text{Tej}}$ se debe promediar en este intervalo⁵. Como tejido de referencia se ha tomado el músculo estriado⁵ y hemos tomado por consiguiente el valor de 1,06⁶.

El factor de retrodispersión (BSF) lo tomamos igual a 1,35 como factor medio en radiodiagnóstico convencional de adultos⁶.

El área irradiada se obtiene a partir de una relación experimental que depende del tamaño de intensificador y lógicamente de la distancia fuente-paciente. Dicha relación se consiguió mediante la irradiación de placa radiográfica.

En las proyecciones P.A. se ha tenido en cuenta la atenuación de la mesa (27%) tomado como valor medio en el rango de calidad del haz utilizado habitualmente (de 70kV a 80 kV y modo de escopia 1). En esta práctica radiológica no se emplea colimación adicional.

Resultados

Este apartado lo podemos dividir en dos bloques: los resultados para cada paciente y los resultados globales de los 53 pacientes sometidos a arteriografías cerebrales objeto de nuestro estudio.

Para cada paciente se puede aportar:

- PDA total (cGy.cm²).
- porcentaje PDA grafía.
- porcentaje PDA escopia.
- Tiempo total de escopia.
- porcentaje del tiempo de escopia frente a cada localización.
- porcentaje del tiempo de escopia frente a cada tamaño de I.I.
- Número de series y de imágenes.
- mGy / min de escopia y mGy / imagen de grafía.
- DPE en cabeza para las distintas incidencias.
- Valores de dosis en piel obtenidos a partir de la lectura de los TLD.

Se muestra un ejemplo de la toma de datos de un paciente (tabla 4).

En esta tabla, *Localiz.* indica la localización del paciente; *Proy.* indica la proyección de dicha localización que puede ser PA (postero-anterior), LaI (lateral izquierda), LaD (lateral derecha), ObI (oblicua izquierda poste-

rior) u ObD (oblicua derecha posterior); *f* es el diámetro del intensificador en cm; *Tesc* indica el tiempo de escopia en min; *DFI* es la distancia entre el foco y el intensificador; *PDAesc* y *PDAgraf* es el producto dosis-área de escopia y de grafía respectivamente; *N° imag* es el número de imágenes en cada serie; *DPEesc* y *DPEgraf* es la dosis piel a la entrada de escopia y de grafía respectivamente y finalmente *mGy/min* es dosis piel a la entrada por minuto de escopia y *mGy/img* es la dosis piel a la entrada por imagen de grafía.

El análisis de los resultados del mismo paciente (tabla 5) citado en la tabla 4:

Tabla 5. Ejemplo de análisis de datos para un paciente.

PDA total (Gy*cm ²)	262.4
Porcentaje escopia (%)	8.99
Porcentaje grafía (%)	91.01
Tiempo total escopia (min)	7.0
N° series	7
N° imágenes	249

Porcentaje escopia vs localización

Abdomen PA (%)	0
Tórax PA (%)	85.71
Cabeza PA (%)	2.86
Cabeza LaI (%)	1.43
Cabeza ObI (%)	0
Cabeza LaD (%)	10
Cabeza ObD (%)	0

Porcentaje escopia vs tamaño de intensificador

38 cm (%)	85.71
31 cm (%)	0
25 cm (%)	14.29
20 cm (%)	0
17 cm (%)	0

DES en localizaciones de cabeza*

DPE cabeza PA (mGy)	577.03
DPE cabeza LaI (mGy)	145.02
DPE cabeza LaD (mGy)	320.71
DPE cabeza ObI (mGy)	0.00
DPE cabeza ObD (mGy)	315.29

Dosis piel en localizaciones de cabeza**

Dosis piel cabeza PA (mGy)	500.8
Dosis piel cabeza LaI (mGy)	147.6
Dosis piel cabeza LaD (mGy)	244.3
Dosis piel cabeza ObI (mGy)	435.0
Dosis piel cabeza ObD (mGy)	564.4

* Indica valores de DPE obtenidos a partir del PDA en distintas localizaciones de cabeza.

** Indica valores de dosis piel obtenidos a partir de la lectura de los TLD.

Los resultados obtenidos para 53 pacientes son los reflejados en la tabla 6.

"Dosis piel máxima" indica el valor máximo de dosis en piel registrado de entre los cinco dosímetros TLD colocados sobre la cabeza del paciente.

Tabla 6. Resumen de los valores obtenidos.

	Media	Mediana	1 ^{er} Cuartil	3 ^{er} Cuartil	Máximo	Mínimo
PDA (Gy*cm ²)	172.9	122.7	73.7	265.4	491.3	19.5
PDAgraf. (")	142.0	97.1	54.3	229.6	462.1	2.8
PDAesc. (")	30.9	21.4	11.5	30.8	227.4	2.4
Tiempo escopia (min)	10.3	7.4	5.4	12.2	39.6	2.7
Nº series	9	9	6	11	22	1
Nº imágenes	233.2	210.0	148.0	293.0	611.0	17.0
Porc. Magnificación	38.4	36.7	13.0	66.4	93.5	0.0
Porc. Cateterización	60.0	59.3	41.8	83.3	96.4	12.7
Dosis piel máxima (mGy)	314.3	177.1	93.4	512.6	1135.0	12.0

Entre todos los resultados mostrados en la tabla 6, existen dos que requieren cierta explicación. En primer lugar aparece el porcentaje del tiempo de escopia de empleo del tamaño de intensificador de imagen distinto al de 38 cm de diámetro que representa el porcentaje del tiempo de escopia de empleo de la magnificación para el equipo Philips Integrís V3000. Por otro lado se presenta el porcentaje de cateterización que es el valor que se describe como el porcentaje del tiempo de escopia en las localizaciones de pelvis, abdomen y tórax irradiadas para guiar el catéter.

Los resultados comparativos de los dos especialistas responsables se muestran en la tabla 7. El 60% de las 53 exploraciones las ha realizado el radiólogo A. Los procedimientos realizados por ambos radiólogos son de similar dificultad.

Tabla 7. Comparación entre los radiólogos.

PDA medio Radiólogo A	197.9 Gy*cm ²
PDA medio Radiólogo B	134.9 Gy*cm ²
Tiempo escopia medio Radiólogo A	9.6 min
Tiempo escopia medio Radiólogo B	11.4 min
Nº imágenes medio Radiólogo A	248.8
Nº imágenes medio Radiólogo B	209.4

También se muestra una comparación entre el PDA medio para mayores y menores de 18 años (tabla 8):

Tabla 8. PDA según rango de edad.

PDA medio para mayores de 18 años	174.0 Gy*cm ²
PDA medio para menores de 18 años	154.5 Gy*cm ²

Para 8 de esos 53 pacientes se han calculado otros parámetros como los que aparecen en la tabla 9, es decir, mGy por minuto de escopia o por imagen de grafía y

DPE en cabeza en posición posterior. Se omite la DPE o dosis en piel en cualquier otra localización de cabeza debido a que no aporta información relevante.

El histograma de edad de los 53 pacientes es el mostrado en el gráfico 1.

Por último se muestra la evolución del PDA a lo largo de las distintas exploraciones ordenadas cronológicamente (gráfico 2) y el valor medio del PDA (gráfico 3).

Por último, se presenta la tabla 10 que muestra los resultados globales obtenidos en este estudio y se comparan con los obtenidos por otros autores⁷⁻¹³.

Discusión

El valor medio obtenido de DPE en cabeza en posición posterior supera al de dosis en piel en la misma localización en un porcentaje del 33% tal y como se observa en la tabla 9. La dosis en piel debería superar a DPE puesto que recibe la contribución de otras localizaciones e incidencias. La lectura de los dosímetros de termoluminiscencia proporcionan el valor de dosis en piel en las localizaciones de cabeza comentadas. El cálculo de DPE es un modo indirecto de obtener la dosis piel a la entrada en dichas cinco localizaciones pero sin tener en cuenta contribuciones de otros haces no directos. Este valor más elevado de DPE de lo esperado ateniéndose a la lectura de los dosímetros se debe a varios factores de incertidumbre. A nuestro juicio, los más significativos son:

-Incertidumbre en la estimación de las distancias entre el foco y el paciente.

-Sobre-estimación de la cámara de transmisión del Philips Integrís V3000 (ver a continuación en tabla 11).

Tabla 9. Valores de DPE y dosis en piel. DPE por escopia y por imagen. DPE y dosis piel comparadas en la misma localización posterior.

	Media	Máximo	Mínimo
mGy / min escopia	10.70	18.28	6.82
mGy / imagen grafía	3.34	5.41	1.44
DPE cabeza posición posterior (mGy)	311.20	800.12	61.63
Dosis piel cabeza posición posterior (mGy) con TLD	233.43	500.80	46.57

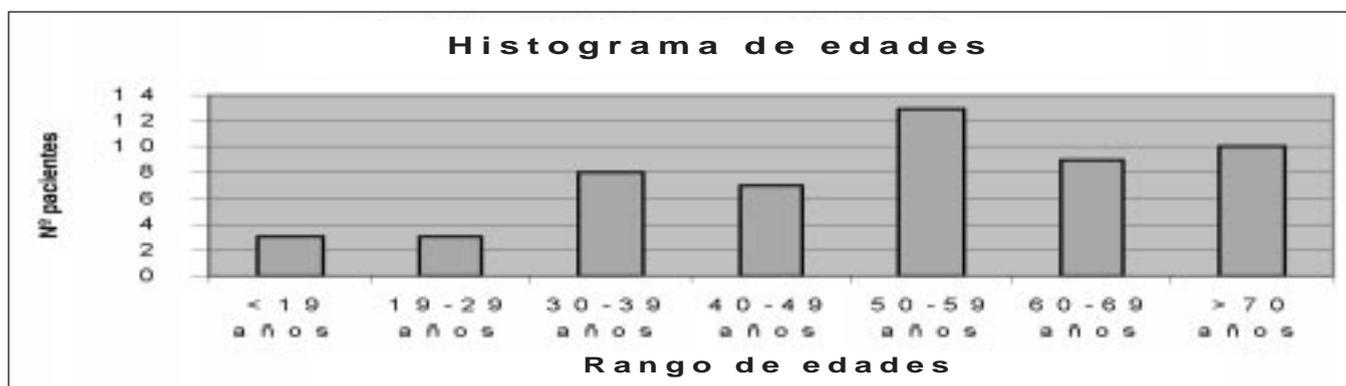


Gráfico 1.

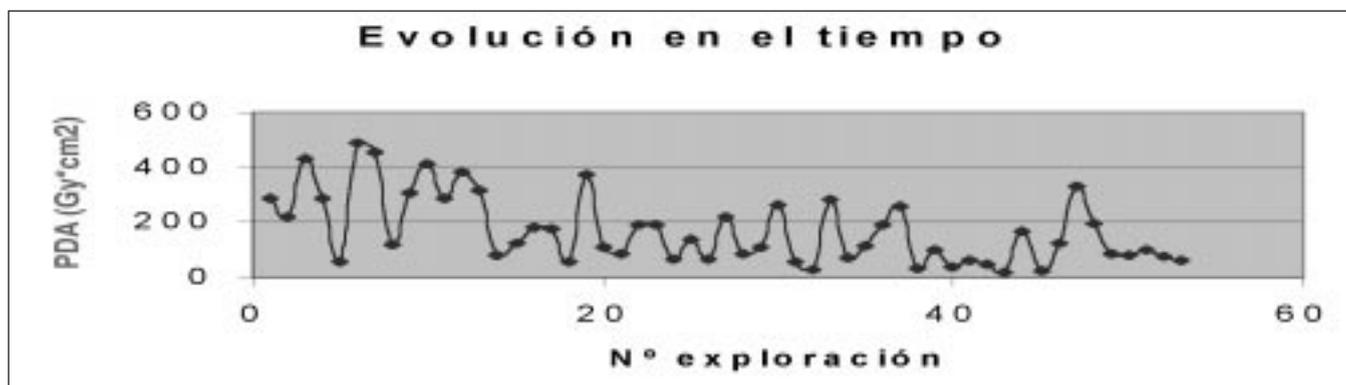


Gráfico 2.

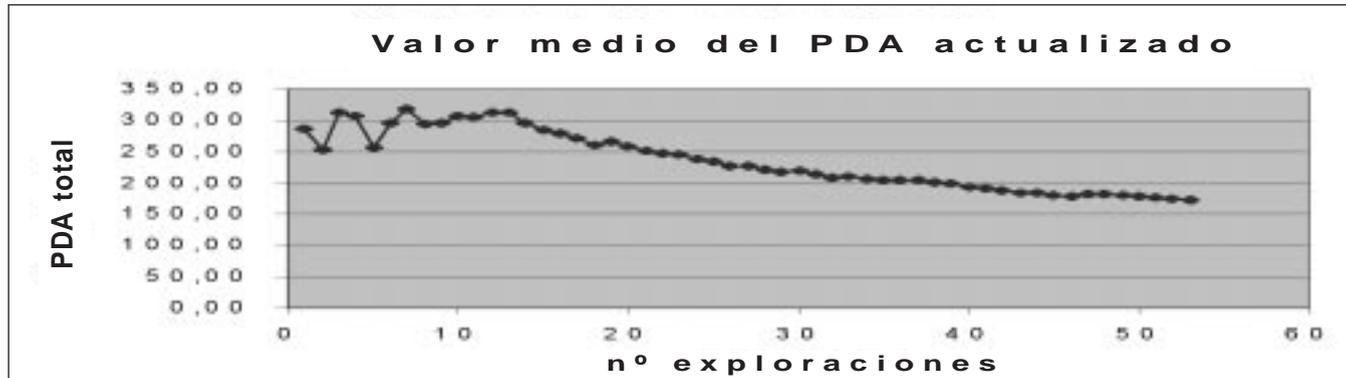


Gráfico 3.

Sin embargo se podría dar el caso de colocación del dosímetro TLD fuera del eje del haz o incluso fuera del campo en el caso más extremo. Bajo dicha circunstancia, se desvirtuaría completamente la comparación de dichas magnitudes y este sería un argumento a favor de un valor superior de DPE que de dosis en piel medido con dosímetro.

El hecho de que se hubiese empleado colimación hubiera introducido un nuevo factor de incertidumbre a la hora de evaluar el área de paciente irradiada, no sólo por el nuevo tamaño de campo sino también por el desconocimiento del tiempo de escopia durante el cual se hubiese empleado la colimación o por la frac-

ción de imágenes afectadas también por la colimación.

Para evaluar la sobre-estimación de la cámara de transmisión se realizó una verificación a través de la comparación con la lectura de unos dosímetros TLD. Se observó que existe cierta dependencia entre la sobre-estimación de la cámara según el tamaño del intensificador de imagen y el tipo de resolución empleado como se observa en la tabla 11. Se han realizado medidas en las mismas condiciones de trabajo (misma disposición y técnica) para obtener la relación de la dosis medida a través de TLD y de la cámara de transmisión. Las medidas con TLD no están afectadas por retrodispersión⁴. Para ello se

Tabla 10. Comparativa con los resultados presentados por otros autores.

[autor] (n.º proc)	PDA medio Gy*cm ²	PDA rango Gy*cm ²	PDA grafía Gy*cm ²	PDA escopia Gy*cm ²	Tiempo escopia Min	Número de imágenes
Este trabajo (53)	172,9	491,3-19,5	142,0	30,9	10,3	233
[7](28)	74,1	196-21,4	45,8	28,2	12,1	-
[8](90)	45,8	-	-	-	-	-
[9 ^a](-)	67	-	-	-	-	-
[9 ^b](-)	23	-	-	-	-	-
[9 ^c](-)	82	-	-	-	-	-
[10 ^d](9)	50,5	79-21	-	-	16	172
[10 ^e](9)	82,8	131-39	-	-	18	81
[11](40)	66,6	231,9-14,8	-	-	-	-
[12](25)	147,1	396,2-32,7	96,1	51,0	22	173
13	155,6	449,6-28,9	-	-	21	463

^a Universidad Complutense. ^b Universidad de la Laguna. ^c Universidad de Málaga. ^d Equipo convencional. ^e Equipo digital.

han empleado unas planchas de metacrilato con un espesor total de 20 cm lo suficientemente alejadas de los dosímetros como para considerar despreciable los efectos de retrodispersión. Los resultados obtenidos se muestran en la tabla 11.

Se observa en esta tabla como la sobre-estimación máxima se presenta para el modo de baja dosis con un 27%. En nuestro centro, los radiólogos optan por el empleo exclusivo del modo de media dosis (tabla 11) con lo cual en el peor de los casos se estaría produciendo una sobre-estimación de un 9%.

Los modos de escopia indicados en la tabla 11 no se corresponden con la numeración empleada por el equipo. Hemos encontrado que el modo fluoro 1 que es empleado habitualmente, es el modo medio de dosis. De ahí que hayamos modificado el orden en dicha tabla 11. La configuración del equipo en su modo de escopia es el siguiente: el modo "fluoro 1" es un modo "continuo

bajo", no incorpora filtro y su miliamperaje está siempre por debajo de 6 mA; el modo "fluoro 2" es el modo "continuo normal" que incorpora un filtro de 1.3 mm de aluminio y 0.6 mm de cobre y la intensidad puede llegar a 30 mA; y finalmente el modo "fluoro 3" es "continuo alto", lleva un filtro de 1.3 mm de aluminio y 0.15 mm de cobre y no se superan los 30 mA. No existe en este equipo el modo de escopia pulsada. En radiografía digital no se emplean filtros y en este caso se utilizan factores de haz fijados en un programa de "radiografía programada anatómicamente" (*anatomically programmed radiography* o APR) que selecciona el usuario según la sección anatómica que va a ser irradiada. Estos programas controlan la tasa y retardo de imágenes y los factores de exposición.

Conclusiones

Nuestro valor promedio de PDA es de 172.9 Gy*cm² y el 3^{er} cuartil de la distribución es de 265.4 Gy*cm² que comparados con otros valores consultados en la bibliografía⁷⁻¹³ resultan muy elevados y la causa se debe no tanto al tiempo de escopia como a la cantidad de imágenes de grafía. Más del 82% del PDA se debe a la grafía. Parecería adecuado confirmar por tanto, si el número de imágenes utilizado es siempre necesario para el diagnóstico.

También se nos presenta como posibilidad el hecho de que esa diferencia en niveles de PDA se deba a que este equipo proporciona una dosis por imagen muy elevada, sin embargo no encontramos datos en la bibliografía para poder analizar esta suposición.

La tabla 10 muestra una comparación con otros resultados publicados. Sin embargo, la comparación es parcial puesto que no contamos con todos los parámetros necesarios. Por consiguiente, se deberían establecer unos valores de referencia para comparar. Entre ellos vemos interesantes, aparte de los mostrados en

Tabla 11. Resultados del estudio de la sobreestimación de la cámara de transmisión.

Modo de escopia	Tamaño de intensificador de imagen	Relación Dosis cámara trans. vs dosis TLD
Baja dosis	38 cm	1.14
	31 cm	1.17
	25 cm	1.27
	20 cm	1.23
	17 cm	1.22
Media dosis	38 cm	0.99
	31 cm	1.04
	25 cm	1.04
	20 cm	1.02
	17 cm	1.09
Alta dosis	38 cm	1.11
	31 cm	1.16
	25 cm	1.16
	20 cm	1.18
	17 cm	1.20

Introducción a la Radiografía Digital

S. López Bravo

Documento preparado y adaptado al castellano por D. Santos López Bravo, Director de Soluciones Digitales, Kodak División Diagnóstico por Imagen.

El papel de la Radiografía Digital en el diagnóstico por imagen

Durante casi 100 años, se ha estado utilizando la película fotográfica para capturar las imágenes de Rayos-X, y durante más de 60 años se ha recurrido a las pantallas intensificadoras con película de Rayos-X para proporcionar imágenes de alta calidad que sirvieran de estándar al diagnóstico por imagen debido a la calidad de las imágenes, a la eficacia de las dosificaciones y a su funcionalidad. Tras procesar químicamente la película expuesta para crear una imagen visible, se puede visualizar en un negatoscopio para emitir un diagnóstico, transportarla con facilidad a cualquier lugar y archivarla. En la terminología moderna, los sistemas de pantalla/película de Rayos-X permiten a los radiólogos capturar, visualizar, comunicar y archivar los datos de imagen.

Las modalidades de diagnóstico por imagen digital, tales como la Tomografía Computarizada (TC), los ultrasonidos y la Medicina Nuclear (MN), tuvieron una gran aceptación en la década de los 70. En los años 80, los sistemas de resonancia magnética (RM), Radiología Computarizada (CR) y Angiografía de Sustracción Digital (DSA) continuaron la tendencia hacia la digitalización del diagnóstico por imagen. Aún así, la tecnología pantalla/película se sigue utilizando en un 65% de los exámenes de diagnóstico.

En estos últimos años, está resultando rentable y técnicamente posible que las tecnologías de diagnóstico por imagen digital puedan competir con la radiología tradicional. Esto se ha conseguido gracias a diversos avances tecnológicos que eran necesarios. Se puede disponer ahora de monitores de alta resolución y luminancia, combinados con ordenadores de alto rendimiento, si bien sigue resultando costoso. Los archivos digitales que pueden almacenar y recuperar con eficacia las cantidades masivas de datos generados por la radiología digital están resultando cada vez más rentables. Las redes electrónicas de alta velocidad provistas de un ancho de banda adecuado para transmitir los archivos de imágenes en

cualquier lugar y momento se aceptan hoy en día como un componente esencial de la infraestructura sanitaria.

Hasta ahora, la Radiología Computarizada basada en la lectura de pantallas fosforescentes (CR) ha sido la mejor alternativa para adquirir imágenes radiológicas digitales. La Radiología Computarizada (CR) tiene la ventaja de ser totalmente compatible con los equipos de Rayos-X ya existentes diseñados para el diagnóstico pantalla/película. Sin embargo, tiene el inconveniente de necesitar una lectura y un procesado que tardan aproximadamente el mismo tiempo que la película convencional en obtener una imagen útil para el diagnóstico. Durante los últimos años, ha aparecido en el mercado del diagnóstico por imagen algo radicalmente distinto, que ofrece un nuevo estándar para la captación de imágenes digitales de Rayos-X: unos detectores de área extensa, de panel plano y de semiconductores con mecanismos de lectura integrados y transistores de película delgada. Junto con los avances en tecnología de comunicación, archivado y visualización digital, la captación de imágenes digitales cumple el compromiso de incrementar la calidad y productividad de los Servicios de Radiología. Según los expertos, esta nueva tecnología dará a conocer los avances más significativos en Rayos-X desde el desarrollo de los escáners TC hace ya 25 años. Los sistemas de Radiografía Digital (DR) permitirán a los Servicios de Radiología hacer realidad la asistencia sanitaria y productividad largamente prometidas por un "Servicio digital totalmente integrado".

El entusiasmo que rodea a la tecnología DR es doble: por un lado promete un acceso muy rápido a las imágenes digitales siempre que se lleve a cabo una radiografía con un equipo fijo de Rayos-X, y por otro proporciona una calidad de imagen que supera tanto la de la Radiología Computarizada como la del sistema pantalla/película. A pesar de que el CR sigue desempeñando un importante papel en un gran número de aplicaciones, los sistemas Kodak DirectView DR ofrecen ahora el método más eficaz para obtener imágenes digitales de mayor calidad, al tiempo que mejoran la productividad en los Servicios con un gran flujo de trabajo.

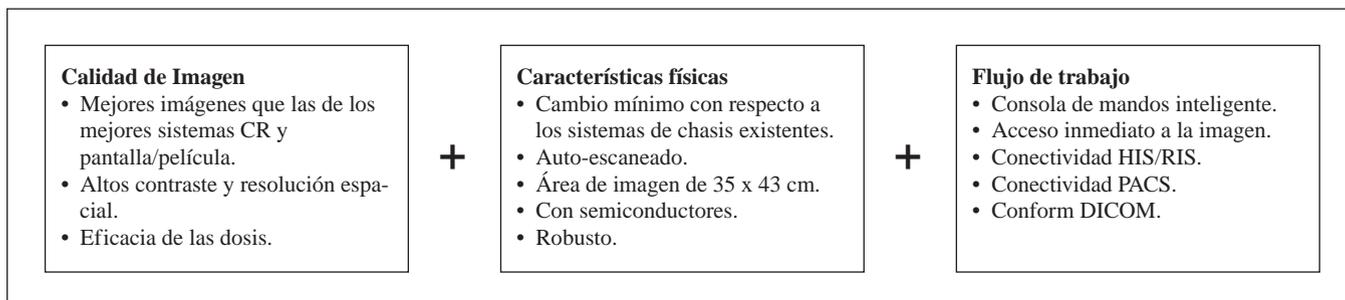


Fig. 1. El Sistema Ideal de Radiografía Digital

El Sistema Ideal de Radiografía Digital

Resulta útil comparar las características del sistema de Radiografía Digital con las de un sistema hipotético “ideal” (Figura 1). El sistema DR ideal generaría imágenes de mejor calidad que las producidas por los mejores sistemas convencionales. Tendría unos altos contraste y resolución espacial y una buena eficacia en la dosis. El mismo detector sería robusto, con semiconductores y muy parecido a los sistemas pantalla/película ya existentes en cuanto a dimensión, peso y facilidad de uso, eliminando totalmente la manipulación de los chasis. Como la totalidad del sistema es digital, puede interconectarse bien con el sistema HIS del hospital y transmitir adecuadamente las imágenes a las impresoras, archivos y estaciones de diagnóstico.

Si bien un debate sobre las ventajas e inconvenientes de todos los detectores que existen en el mercado -dimensiones, peso, eficacia de las dosis y calidad de imagen- no viene al caso en el presente documento, es conveniente comparar las tecnologías actualmente disponibles en función de las características del sistema ideal de Radiografía Digital.

Los Detectores de Radiografía Digital

Hay un gran número de detectores de Radiografía Digital en el mercado, y otros están aún por llegar. Se puede pensar que estos dispositivos son equivalentes e intercambiables debido a su semejanza en dimensión, aspecto y aplicaciones. Sin embargo, existen diferencias importantes entre los detectores existentes, tanto en su manera de captar la imagen de Rayos-X como en su calidad de imagen. Estas diferencias pueden apreciarse al comparar tres tecnologías bien distintas de Radiografía Digital disponibles en la actualidad.

En este documento se muestra una breve descripción de los materiales y características de diseño y rendimiento de cada una de estas tecnologías. Otra tecnología de detectores, la Radiología Computarizada (CR) basada en pantallas fosforescentes fotoestimulables, no será objeto de explicación en el presente documento. Desde el punto de vista clínico, los sistemas CR seguirán siendo un complemento importante de los sistemas DR en aquellas aplicaciones (como por ejemplo las exploraciones ambulatorias) en las que las

Tecnologías de los Detectores de Radiografía Digital. Aplicaciones: Imágenes Estadísticas de Radiología General

Captador CCD – Indirecto

Material intensificador de Rayos-X / óptica/ CCD(s)

Oxisulfuro de gadolinio / lente / CCD(s)

Oy Imix
Oldelft
Swissray
Trex
Weustec

Panel Plano – Indirecto

Material intensificador de Rayos-X / fotodiodo / TFT

Yoduro de cesio / Fotodiodo de silicio / TFT

General Electric Medical Systems

Yoduro de cesio / Fotodiodo de silicio / Diodo interruptor

Trixell (*una joint venture de Thomson Tubes, Siemens y Phillips*)

Oxisulfuro de gadolinio / Fotodiodo de silicio / TFT

Canon

Agfa

Panel Plano – Directo

Fotodiodo de Rayos-X / TFT

Selenio / TFT

Eastman Kodak Company

Direct Radiography Corp (Hologic, Inc.)

condiciones de examen o de flujo de trabajo no sean las adecuadas para la Radiografía Digital. Siempre que sea posible, los sistemas CR y DR deben proporcionar a técnicos y radiólogos la sensación habitual de “mirar y sentir”.

El Captador CCD

Los dispositivos acoplados de carga se utilizan actualmente como componentes de captación de imágenes en cámaras de vídeo y fotografía digital. Los sistemas de Radiografía Digital CCD combinan estos dispositivos con los dispositivos ópticos adecuados para plasmar la luz emitida por un material intensificador, casi siempre una pantalla de intensificación convencional diseñada para la radiología pantalla/película. Los sistemas de CCDs están disponibles en una gran variedad de dispositivos de imagen de Rayos-X de conversión indirecta, entre los que se incluyen los sistemas de diagnóstico por imagen de área extensa de Swissray, Oy Imix, Trex, Odelft y Wuestec así como los sistemas de televisión de intensificación de imagen utilizados en fluoroscopia.

La característica más importante de los CCDs en relación con la Radiografía Digital es que son físicamente pequeños - normalmente entre 2 y 3 cm², mucho menos que las zonas típicas de interés en la radiología de proyección. Por este motivo, unos sistemas radiológicos rentables basados en CCDs deben incluir algún medio óptico para reducir el tamaño de la imagen luminosa emitida por la pantalla intensificadora y para transferir dicha imagen a la cara de uno o más CCDs.

Algunos sistemas basados en CCDs disponen de un intensificador de imagen que reduce el extenso campo de Rayos-X a la medida de un solo CCD. Otros sistemas se

basan en un conjunto de captadores CCD, cada una de las cuales va acoplada a un intensificador de Rayos-X mediante una lente o un cono de fibra óptica. Los sistemas de lentes reductoras son ineficaces. Así, el número de fotones que llegan al CCD pueden ser órdenes de magnitud inferiores a las emitidas por el intensificador. Esto suele dar lugar a un “cuello de botella” señal/ruido que puede incrementar de manera importante el ruido de la imagen y degradar su calidad. Asimismo, el acoplamiento óptico con lentes puede producir distorsiones geométricas, dispersión óptica y una reducción de la resolución espacial.

Se pueden utilizar los conos de fibra óptica en lugar de los sistemas de lentes para mitigar de alguna manera los problemas de pérdida de luz y de dispersión óptica, pero las imperfecciones en los haces de fibra óptica pueden producir distorsiones de estructura y artefactos en la imagen. El ruido térmico dentro del mismo CCD puede degradar la calidad de la imagen, si bien este factor se ve reducido en los CCDs modernos y ventilados.

Los límites de los detectores de Radiografía Digital basados en CCDs se reflejan en la Función de Transferencia de Modulación (MTF) y en el Rendimiento Cuántico de Referencia (DQE) de las ofertas actuales, que se muestran en la figura 2. En ambas medidas, los sistemas de Radiografía Digital basados en CCDs resultan ser notablemente inferiores a los sistemas pantalla/película. En comparación, el detector utilizado en el sistema Kodak DirectView DR es substancialmente superior en ambas tecnologías.

Según la mayoría de los expertos, los detectores basados en CCDs son una tecnología transitoria y la fuente más solicitada para captura de imágenes digitales será la de los sistemas de panel plano, debido a la mejor calidad de la imagen, a su robustez intrínseca y a su diseño compacto.

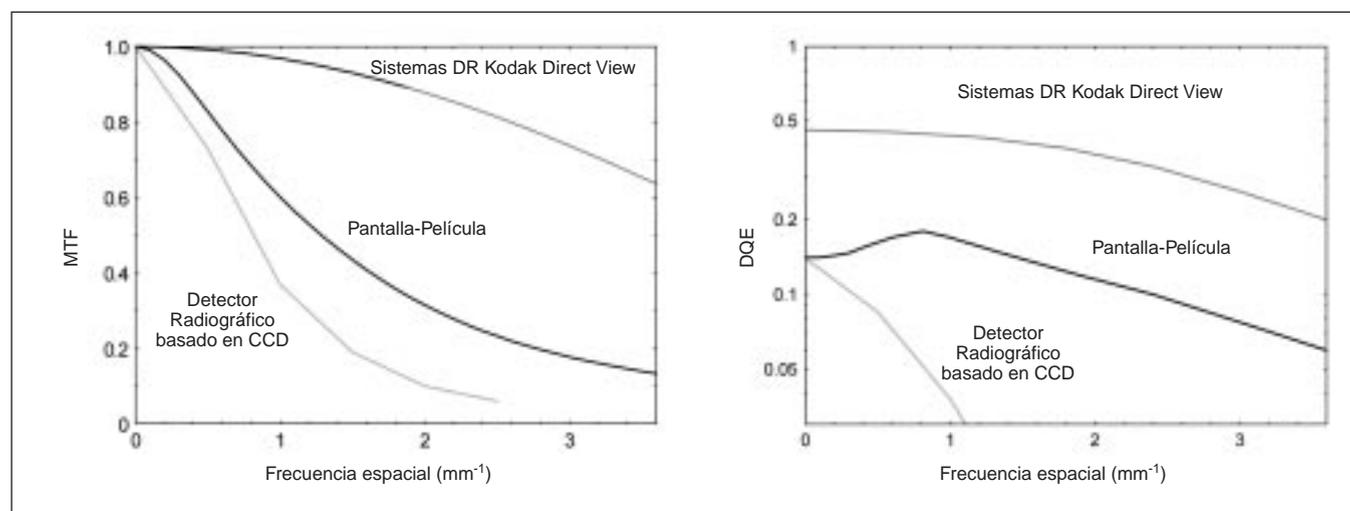


Fig.2.

La Tecnología de Panel Plano: sistemas de conversión directos e indirectos

Los detectores de Rayos-X de Radiografía Digital de panel plano pueden dividirse en dos categorías: **los detectores de conversión directa** en los que la energía de Rayos-X se convierte directamente en carga eléctrica y **los detectores de conversión indirecta** en los que la energía de Rayos-X se convierte primero en luz mediante un material intensificador de Rayos-X (Figuras 3 y 4). Los dos materiales intensificadores más comunes son el yoduro de cesio (utilizado en los intensificadores de imagen de Rayos-X) y el oxisulfuro de gadolinio (utilizado en las pantallas intensificadoras convencionales de Rayos-X para exponer las películas). Obsérvese que no se debe confundir “conversión directa” con “lectura directa”, que es una cualidad de la que disponen todos los detectores electrónicos.

Los detectores digitales del panel plano y conversión directa, como los utilizados en el sistema DirectView DR de Kodak, incluyen un material fotoconductor de Rayos-X, el selenio amorfo, que convierte directamente las señales de Rayos-X en cargas eléctricas. Es el método más sencillo y eficaz ya que no requiere pantallas intensificadoras, pasos intermedios ni procesos adicionales.

La mayoría de los detectores indirectos de Radiografía Digital de panel plano utilizan un material intensificador luminoso similar al de los sistemas pantalla/película. Las pantallas intensificadoras convencionales pantalla/película constan de un material fosforescente que absorbe la energía incidente de Rayos-X y la convierte en luz durante una exposición. Una parte importante de la luz emitida no alcanza nunca la película, lo que da lugar a muchas dispersiones y a la degradación de la nitidez de la imagen. La luz crea una “imagen latente” en la película que puede verse al ser procesada con un revelador fotográfico. Entonces se fija, se aclara y se seca la película para obtener una imagen de archivo permanente.

Al igual que los detectores pantalla/película, los de conversión indirecta requieren un proceso de dos etapas

para la detección de los Rayos-X: se utiliza un material fosforescente como el oxisulfuro de gadolinio o el yoduro de cesio para captar la energía de los Rayos-X y convertirla en luz. Se pierde una parte de la energía luminosa y el resto se dispersa, degradando la nitidez de la imagen antes de convertirse en carga electrónica mediante una matriz de fotodiodos de película delgada. Finalmente, el modelo de carga es leído por una matriz de transistores de película delgada (TFT).

La calidad de la imagen de Rayos-X depende del mantenimiento de una relación señal/ruido elevada durante todo el proceso de producción de imágenes. La conservación del perfil de señal en el detector es una primera etapa esencial en el proceso. Debido a que los sistemas de conversión indirecta dependen de la luz, se produce una dispersión importante antes de que la energía se transforme en carga. Todo ello reduce dicha amplitud así como la relación señal/ruido de importantes detalles de diagnóstico. El reducido perfil de respuesta (Figura 4) que caracteriza los sistemas de captación directa es la consecuencia de convertir directamente la energía de Rayos-X en cargas electrónicas. Se preserva la amplitud de características de todos los tamaños en la imagen detectada, manteniendo así la relación señal/ruido de los detalles de diagnóstico más importantes.

En los detectores de conversión tanto directa como indirecta, el modelo de carga eléctrica se almacena temporalmente en el detector durante la exposición de Rayos-X. Tras la exposición, los interruptores electrónicos TFT del detector dirigen esta carga a los amplificadores y a los convertidores de señales analógicas en digitales, produciendo una imagen digital sin tratar. Esto se llama una “lectura directa” y es una característica importante de todos los detectores electrónicos.

Se necesita luego efectuar el procesado de la imagen digital de los datos de imagen sin tratar con el fin de generar imágenes adecuadas para la visualización y el diagnóstico. Los datos de imágenes sin tratar producidos por los sistemas Kodak DirectView DR cubren un rango dinámico más extenso del necesario, incluso en las explo-

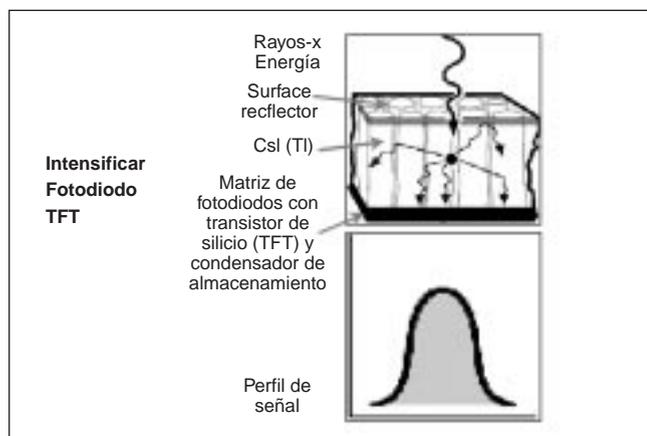


Fig.3. Sistemas Indirectos de Radiografía Digital.

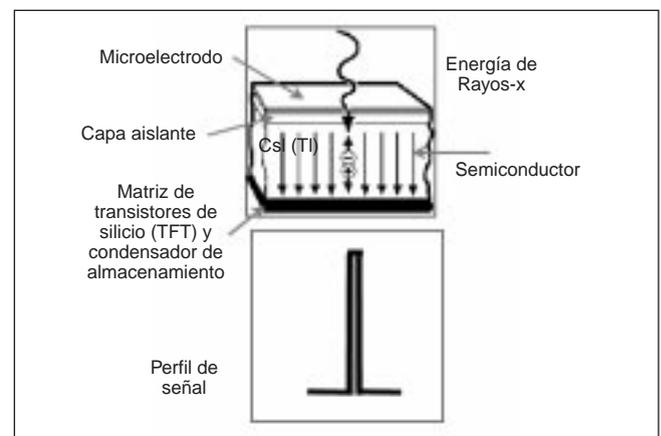


Fig.4. Sistemas Directos de Radiografía Digital.

raciones más difíciles. El resultado es que el procesado de imágenes totalmente automático puede producir imágenes digitales de alta calidad allí donde los sistemas pantalla/película aparecerían sub o sobre-expuestos. Todo ello, junto con el control automático de la exposición, sumamente efectivo, elimina en la práctica las nuevas tomas motivadas por una técnica de exposición incorrecta.

Matrices de transistores de película delgada de área extensa

Los últimos avances en técnicas de fotolitografía y micro-fabricación electrónica han permitido desarrollar detectores de Rayos-X de área extensa con mecanismos de lectura integrados basados en matrices de transistores de película delgada (TFT). A diferencia de los detectores basados en CCDs que requieren acoplamiento óptico y reducción de la imagen, los sistemas de panel plano TFT están fabricados de tal modo que los mandos electrónicos de recogida de carga y lectura se encuentran al lado de la capa en la que actúan los Rayos-X. De este modo se obtiene un diseño compacto y un acceso inmediato a las imágenes digitales.

Las matrices de transistores de película delgada se utilizan como interruptores electrónicos activos en los sistemas digitales tanto directos como indirectos. Estas matrices se depositan por capas múltiples sobre un sustrato de vidrio, comenzando por los elementos electrónicos de lectura en el nivel inferior y terminando en las matrices del colector de carga en los niveles superiores. Posteriormente, en función del tipo de detector a construir, los elementos sensibles a los Rayos-X, los elementos sensibles a la luz, o ambos, se depositan para formar la capa superior de esta compleja estructura electrónica. Todo el conjunto se introduce en una caja de protección con ca-

bles externos para su conexión al ordenador. Al igual que en todos los dispositivos electrónicos, cuantas más capas se necesiten mayor será la complejidad del proceso de fabricación. Esto suele reducir la rentabilidad y la fiabilidad. Los detectores de conversión directa utilizan el menor número posible de capas y disponen del diseño más sencillo.

Sistemas de conversión directa de panel plano

El detector del sistema Kodak DirectView DR se fabrica colocando una capa de semiconductores de Rayos-X al lado del transistor electrónico de película delgada y del condensador de archivado de carga (Figura 5). El selenio amorfo se utiliza como material semiconductor por sus excelentes propiedades detectoras de los Rayos-X y su resolución espacial intrínseca sumamente elevada. Antes de la exposición, se aplica a la capa de selenio amorfo un campo eléctrico mediante un electrodo de polarización. A medida que los Rayos-X son absorbidos por el detector, las cargas eléctricas pasan directamente a lo largo de las líneas del campo eléctrico a los electrodos del condensador de almacenamiento de carga. La carga recogida en cada condensador de archivado es amplificada y cuantificada por los dispositivos electrónicos de lectura conforme a un valor de código digital para el pixel en cuestión. Los elementos del detector quedan efectivamente separados por la conformación del campo eléctrico dentro de la capa de selenio. Por lo tanto toda la superficie de selenio puede recibir la conversión de carga de Rayos-X. El diseño del electrodo de recogida de carga asegura unos factores efectivos de llenado del 100%.

El selenio amorfo está bien desarrollado desde el punto de vista tecnológico; se ha utilizado durante décadas en las fotocopiadoras, las células fotográficas y

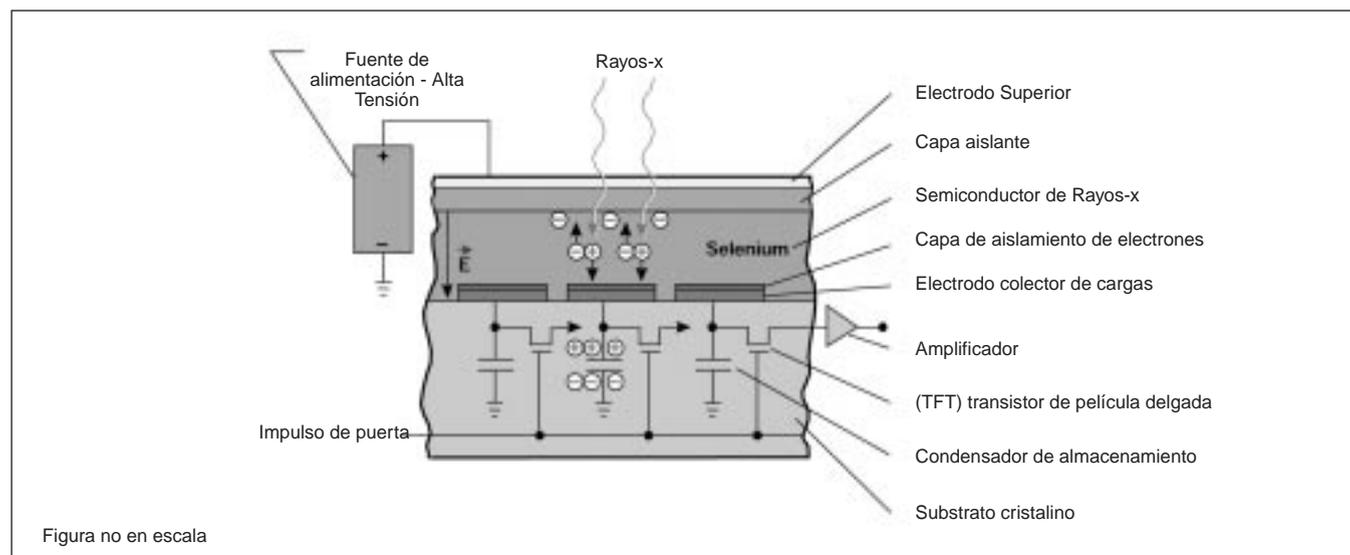


Fig.5. Principio de funcionamiento - Detector directo.

los fotómetros, así como en las células solares. Se utiliza también como tóner fotográfico y como aditivo en la industria del vidrio y del acero inoxidable. Como el selenio se utiliza en su forma amorfa, se pueden realizar placas de selenio de área extensa por deposición de vapor, una tecnología rentable y muy fácil de reproducir.

Sistemas de conversión indirecta de panel plano

Los sistemas de conversión indirecta basados en matrices TFT de panel plano se fabrican introduciendo en primer lugar un fotodiodo de silicio amorfo, luego los electrodos de polarización y finalmente un intensificador que forma la capa superior del detector. Estas capas sustituyen a la capa única de semiconductores de Rayos-X utilizada en los dispositivos de conversión directa. Cuando los Rayos-X golpean el intensificador, la luz visible proporcional a la energía incidente de Rayos-X se emite en todas las direcciones. Parte de esta luz es absorbida por el intensificador mientras que la mayor parte o el resto se dispersa antes de alcanzar el fotodiodo. Estos fotones que llegan a la matriz del fotodiodo se convierten en carga eléctrica. La carga recogida en cada fotodiodo es amplificada y cuantificada por los dispositivos electrónicos de lectura conforme a un valor de código digital para el pixel en cuestión.

Los materiales intensificadores utilizados en los detectores de conversión indirecta pueden ser estructurados o sin estructurar. Los intensificadores sin estructurar suelen ser simples pantallas intensificadoras convencionales diseñadas para los sistemas tradicionales pantalla/película. En los intensificadores sin estructurar, la dispersión hace que la luz se expanda lateralmente a distancias iguales o superiores al espesor del intensificador. Esto significa que la luz procedente de un solo Rayo-X puede expandirse hasta un número de pixels adyacentes, reduciendo la resolución espacial. Para solucionar este problema, algunos fabricantes utilizan intensificadores estructurados que constan de cristales de yoduro de cesio que se forman o se introducen en el detector. Estos cristales son altamente higroscópicos (absorben el agua) y se degradan rápidamente si no están totalmente sellados. La estructura cristalina, que consiste en unas "agujas" discretas y paralelas de unas 5 a 10 micras de ancho por unas 600 micras de largo, se comporta del mismo modo que un haz de "tubos luminosos" de fibra óptica. Ayudan a canalizar la luz de la capa del fotodiodo. La dispersión de la luz se reduce pero no se elimina en los intensificadores estructurados. En la práctica, la reducción de la dispersión luminosa permite utilizar capas más espesas de intensificadores estructurados con una dispersión luminosa comparable a las pantallas intensificadoras de Rayos-X convencionales. De este modo, los intensificadores estructurados proporcionan una

mayor absorción de la energía de Rayos-X en comparación con los intensificadores sin estructurar que disponen de la misma cantidad de dispersión luminosa. Si bien pueden existir algunas limitaciones y compensaciones a esta solución, el uso de capas más espesas de intensificadores estructurados incrementa la calidad de la imagen a conseguir en relación con el uso de intensificadores sin estructurar.

Comparación de las Tecnologías

La evaluación y selección de un sistema de Radiografía Digital debe implicar un profundo análisis de todo el sistema, incluido el detector de Rayos-X y el entorno en el que se vaya a utilizar el sistema. Además, los sistemas DR deben aportar conectividad a los sistemas DICOM y HIS/RIS y ofrecer el procesado de imágenes que se necesita para producir unas imágenes de alta calidad listas para su visualización. Se dan a conocer las consideraciones siguientes para facilitar la evaluación de los sistemas electrónicos de Radiografía Digital.

Dimensiones del Detector

Las dimensiones físicas del detector de Rayos-X tienen una influencia obvia en las exploraciones radiológicas realizadas. Es esencial que el detector sea lo bastante amplio como para captar las vistas del punto anatómico deseado y lo bastante compacto para las aplicaciones requeridas. Así por ejemplo, los detectores electrónicos para las exploraciones en bipedestación deberían disponer de un detector activo de al menos 35 x 43 cm y permitir orientaciones tanto verticales (35 x 43 cm) como horizontales (43 x 35 cm). Con un buen diseño mecánico, un detector rectangular de 35 x 43 cm que pueda girarse fácilmente puede funcionar tan bien como un detector cuadrado (43 x 43 cm) más amplio. Los formatos cuadrados más pequeños, como los diseños de 41 x 41 cm, corren el riesgo de truncar importantes áreas de una imagen desde el punto de vista del diagnóstico. Los formatos rectangulares corresponden asimismo a las estaciones de diagnóstico, a las pantallas y a las impresoras de Rayos-X, que suelen proporcionar salidas de datos rectangulares con la misma relación de tamaño y aspecto. Los dispositivos de captación de imágenes cuadrados necesitarían reducir o recortar los datos de imagen para satisfacer los requisitos de estos dispositivos de salida de datos.

Paneles Monolíticos versus Matrices Embaldosadas

La fabricación de paneles de detectores de transistores de película delgada en "tamaño real" es técnicamente compleja, pudiendo resultar poco rentable; por ello muchos fabricantes reducen costes construyendo detectores que constan de dos o más paneles más pequeños en una

configuración de embaldosado. En estos detectores, el procesamiento de las imágenes digitales se utiliza para “coser entre ellas” las secciones de imágenes con el fin de eliminar el aspecto de las uniones del embaldosado.

Elemento Detector y Dimensión de la Matriz

La resolución espacial máxima de una imagen está definida por la dimensión y la separación de los elementos detectores (llamado pitch). Así por ejemplo, las frecuencias espaciales superiores a 2,5 ciclos por mm no serán registradas adecuadamente por un sistema con una dimensión del elemento detector de 200 micras. La frecuencia límite del sistema Kodak DirectView DR es de 3,6 ciclos/mm (139 micras), englobando toda la frecuencia espacial que interesa al diagnóstico general por imagen, lo que garantiza imágenes de 2560 x 3072 pixels. Cada pixel aporta una información única, ya que el detector directo no tiene ninguna fuente de pérdida de resolución de muestreo previo. Por el contrario, los valores en pixels de los detectores indirectos suelen ser correlativos, lo que significa que cada pixel no aporta información única. Esto da lugar a la pérdida del espacio de archivado y de la anchura de banda de la red. El hecho de comparar los detectores indirectos únicamente en términos de número de elementos detectores puede inducir a engaño, ya que la resolución espacial estará muchas veces limitada por la degradación de la imagen, originado por una ligera dispersión del detector.

Las aplicaciones especiales, como la mamografía, necesitan unos elementos detectores de dimensión inferior, probablemente dentro del rango de 50 a 100 micras por elemento. Sin embargo, los detectores con elementos bastante más pequeños y amplias matrices de pixel tienen sus implicaciones a la hora de la puesta en práctica, como un mayor volumen de datos por imagen, un mayor tráfico de redes, mayores necesidades de archivado y la posibilidad de poder reducir las imágenes cuando éstas se visualizan en pantallas de vídeo. Estos detectores no son adecuados para la radiología general.

Resolución Espacial

La resolución espacial de la imagen puede variar notablemente en función de las características físicas del detector. Como ya hemos mencionado, la resolución espacial límite está determinada por la separación de los pixels en el detector. La frecuencia que caracteriza esta resolución límite es conocida como frecuencia Nyquist. Es sencillamente la inversa del doble de la separación entre pixels. Las discontinuidades verticales de las curvas de la Figura 6 indican las frecuencias Nyquist de los detectores digitales. La separación entre pixels de 139 micras del sistema Kodak DirectView DR asegura una frecuencia Nyquist más elevada. Pero la frecuencia Nyquist es

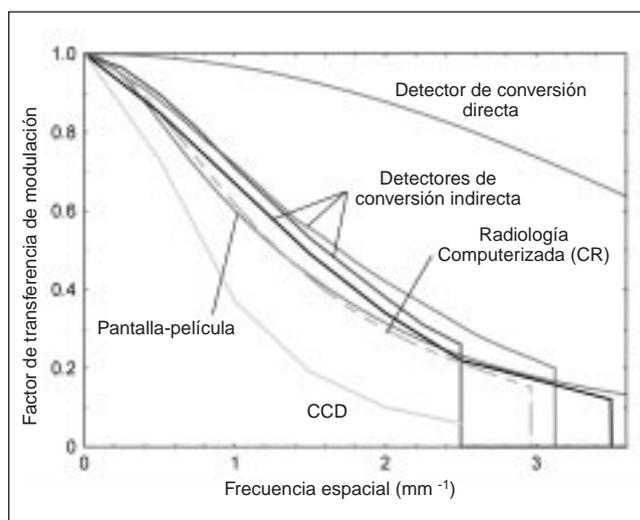


Fig.6.

tan sólo una parte de la cuestión. La mejor medida de la resolución de imagen es la Función de Transferencia de Modulación (MTF) de muestreo previo. En la Figura 6 se compara también la MTF del sistema Kodak DirectView DR con los últimos detectores de conversión indirecta, con CR, con un sistema pantalla/película de velocidad 250 y con un sistema DR de cámara CCD. La MTF de todas las tecnologías actuales, salvo el detector de conversión directa, caen en frecuencias espaciales mucho más altas. En comparación, la MTF del sistema de detector directo es muy superior a la frecuencia Nyquist. La caída observada en la MTF se deriva únicamente de la dimensión física del pixel. Una frecuencia Nyquist y una MTF más elevadas permiten visualizar mejor los detalles y proporcionan la base para un mejor rendimiento de la imagen. Cuanto más fina sea la estructura, más alta será la resolución necesaria para conseguir una representación fiel de las imágenes. En aquellas aplicaciones que requieren la visualización de los mínimos detalles, como en el parénquima, y huesos pequeños, el sistema Kodak DirectView DR es superior al sistema CR, al sistema pantalla/película y a todos los sistemas digitales conocidos de detectores indirectos.

La degradación de la imagen antes del muestreo incrementa la “dimensión efectiva” de los pixels en relación con su dimensión física. Uno de los resultados de la resolución espacial intrínsecamente alta de los sistemas de conversión directa que utilizan el selenio amorfo es que las dimensiones físicas y efectivas de los pixels son idénticas. Sin embargo, en los detectores indirectos, la dimensión efectiva de los pixels puede ser notablemente mayor que su dimensión física. Esto se puede apreciar estudiando la “función de dispersión de línea” calculada directamente desde la MTF de muestreo previo. La función de dispersión de línea describe la degradación de la imagen que podría producirse en el caso de que un haz ínfimamente estrecho de Rayos-X incidiera en un detec-

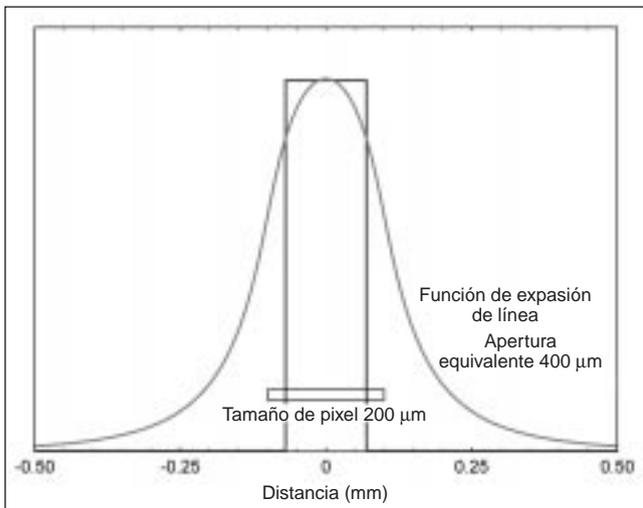


Fig.7.

tor. En la Figura 7 aparece la función de dispersión de línea de un detector indirecto de última generación. Para este sistema, la dimensión de los pixels es de 200 micras. Sin embargo, la función de dispersión de línea es mucho más amplia. Si comparamos la función de dispersión de línea con la dimensión de los pixels, los Rayos-X que inciden en un pixel pueden aportar mucho a la señal registrada por los pixels cercanos.

Esto se puede entender también en términos de “apertura equivalente”, una medida muy útil de la dimensión efectiva de un elemento de imagen, descrita por primera vez por Shade y perfeccionada por Burgess. La dimensión efectiva de este pixel indirecto de 200 micras es realmente de 400 micras o el doble de su dimensión física.

En comparación, la función de dispersión de línea del detector del sistema Kodak DirectView DR corresponde precisamente al paso de pixels de 139 micras del detector. En consecuencia, la “apertura equivalente” y la dimensión física del pixel son las mismas. Por lo tanto, los Rayos-X contribuyen únicamente a la señal registrada por el pixel en el que incidían, lo que significa que los datos del pixel son independientes y que no se desperdicia espacio de ancho de banda ni de almacenamiento.

En la Figura 8 se compara la dimensión de los pixels del detector del sistema Kodak DirectView DR (las di-

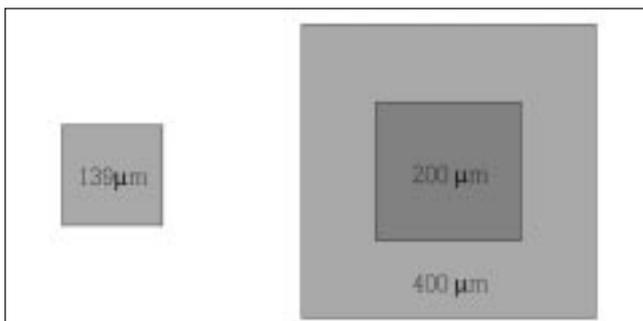


Fig.8.

mensiones real y efectiva de los pixels son ambas de 139 micras) con un detector indirecto CsI cuya dimensión real en pixels es de 200 micras pero cuya dimensión efectiva es de 400 micras. Si se utilizan pixels más pequeños, no hay diferencia en la dimensión efectiva de los pixels ya que está principalmente determinada por la dispersión luminosa del intensificador.

Calidad de imagen

Si bien los estudios de los observadores son los métodos más concluyentes para determinar el rendimiento general de un sistema, la dificultad para realizar dichos estudios en todas las tareas de diagnóstico hace que resulte deseable buscar otras mediciones físicas adecuadas que puedan calibrar el rendimiento general de un sistema. Sin embargo, las mediciones físicas de un detector deben ser utilizadas con precaución, ya que las investigaciones han demostrado que las tareas de diagnóstico por imagen están influidas por factores tanto clínicos como del mismo sistema que no son tenidos en cuenta en las mediciones físicas. Así por ejemplo, el ruido anatómico y el procesado de imágenes han demostrado tener una gran influencia en las tareas de detección más sencillas. Las mejores mediciones físicas disponibles actualmente no incluyen esos efectos.

Reconociendo estas limitaciones, el DQE o Eficiencia en la Detección de los Fotones (*Detective Quantum Efficiency*) es la mejor medición de tipo general que existe hoy día para el rendimiento de la calidad de imagen de un detector. El DQE es sencillamente la eficacia con la cual un detector capta la información presente en una exposición de Rayos-X. La información disponible en cualquier imagen está limitada por el número finito de fotones de Rayos-X que inciden en el detector de imágenes, lo que a su vez está relacionado con la dosis de radiación. El límite de información se deriva directamente de la naturaleza estadística inherente a los fotones de Rayos-X. Un sistema ideal de diagnóstico por imagen registra con precisión cada fotón de Rayos-X incidente y se caracteriza por un DQE del 100%. Los sistemas de imagen reales tienen siempre un DQE inferior al 100% debido a la imposibilidad de localizar todos los fotones de Rayos-X incidentes y a la existencia de fuentes de ruido internas. Y lo que es más importante, el DQE de los detectores reales no dispone de un solo valor sino que varía en función de la técnica de exposición (kVp), del nivel (mR) y de la frecuencia espacial. Los DQE máximos de los sistemas pantalla/película y CR suelen estar entre el 15 y el 25%. En comparación, el DQE máximo del sistema Kodak DirectView DR medido en condiciones similares es del 46%. No obstante, hay en el sistema algo más que un valor DQE máximo, que suele producirse cerca de la frecuencia espacial cero.

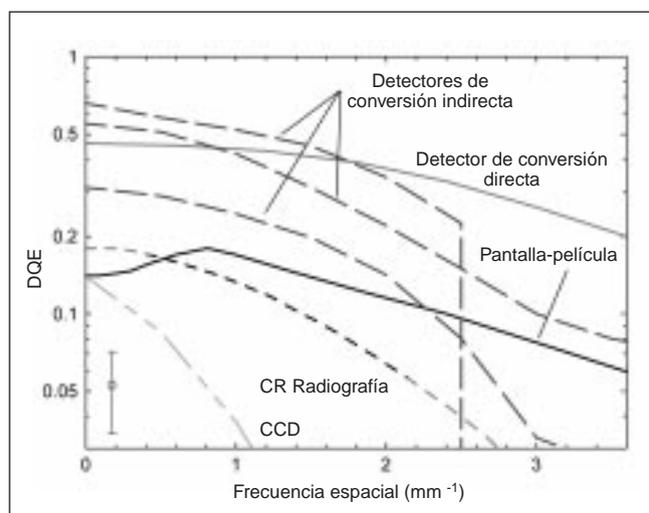


Fig.9.

La Figura 9 muestra la dependencia de frecuencia espacial del DQE para el detector del sistema Kodak DirectView DR así como algunos ejemplos de otras tecnologías. La Radiografía Digital de Conversión Directa es claramente superior al sistema pantalla/película, a la radiología Computarizada y al DR basado en un detector CCD. En la Figura 9 se muestran asimismo tres ejemplos de tecnología de conversión indirecta de última generación. Mientras que el DQE del detector indirecto es ligeramente superior en las frecuencias espaciales más bajas, el DQE del detector directo es generalmente muy superior en las frecuencias espaciales más altas.

¿Qué frecuencias son más importantes?

Las investigaciones han demostrado que las frecuencias espaciales bajas son muy importantes para las tareas de diagnóstico por imagen de bajo detalle, como por ejemplo detectar objetos elementales en fondos uniformes. Sin embargo, en las tareas de diagnóstico por imagen de alto detalle que exigen localizar y caracterizar objetos complejos en fondos no uniformes, las altas frecuencias son mucho más importantes. Por este motivo, es muy probable que el DQE con frecuencias altas adquiera mayor importancia en el diagnóstico por imagen, que suele implicar detección de alto detalle.

¿Son importantes las diferencias en el DQE?

Si bien quedan aún por realizar estudios definitivos para las imágenes radiológicas, la diferencia más pequeña detectable en el DQE ha demostrado estar entre el 12% y el 69%, en función de la complejidad de la escena. Las escenas requieren en promedio un cambio del 35% en el DQE para producir una “diferencia apenas perceptible”. El cambio de DQE requerido para una diferencia apenas perceptible de ± 1 aparece como “barra de

errores” en la Figura 9. La comparación entre las tecnologías de conversión directa e indirecta muestra que, mientras las diferencias en bajas frecuencias pueden no detectarse, el detector de conversión directa es netamente superior con frecuencias espaciales elevadas.

Hay varios factores que influyen notablemente en el DQE de las tecnologías de diagnóstico por imagen. Estos son una absorción de Rayos-X menor, factores que reducen la amplitud del perfil de señales (medido por la MTF) y otras fuentes de ruidos. Debido a la ligera dispersión inherente a los detectores indirectos, hay una compensación entre la absorción de Rayos-X y la MTF. El incremento del espesor del intensificador de un detector indirecto puede aumentar el DQE de baja frecuencia, pero el DQE de alta frecuencia se verá reducido por la MTF más baja derivada del incremento de la dispersión ligera. Debido a la reducción de la amplitud de señal con altas frecuencias, suele ser necesario reducir el ruido electrónico de los detectores indirectos mediante voluminosos dispositivos de enfriamiento externos. La tecnología de detectores directos no queda limitada por la ligera dispersión. Se puede incrementar la absorción de Rayos-X sin perder la MTF, lo que da lugar a un DQE de alta frecuencia necesario para las tareas más importantes del diagnóstico por imagen.

Las tecnologías indirectas también sufren los efectos de diversas fuentes de ruidos que están virtualmente ausentes en los detectores directos. El brillo y la dispersión lateral del estallido de luz producido por una señal absorbida de Rayos-X depende de la profundidad de la interacción en el intensificador. Las señales absorbidas cerca del elemento detector luminoso son más brillantes y tienen menos dispersión mientras que las que son absorbidas cerca de la parte delantera del detector tienen menos brillo y mayor dispersión. Estas dos fuentes de variabilidad aportan ruido a la imagen y reducen notablemente el DQE, especialmente con altas frecuencias. En un sistema de conversión directa, el número de electrones producidos y su dispersión lateral (virtualmente cero) son independientes de la profundidad en la que actúa un Rayo-X.

Para resumir, los sistemas Kodak DirectView DR proporcionan el DQE más elevado en las frecuencias espaciales que afectan a la posibilidad que tiene el sistema de diagnóstico por imagen de asegurar el contraste de detalle esencial para dicho diagnóstico.

Ventajas de un Servicio de Radiología totalmente digitalizado

Las necesidades cambiantes de la asistencia sanitaria exigen que el profesional de los servicios de diagnóstico por imagen del futuro pueda producir rápidamente imágenes de la mejor calidad, transmitir las ampliamente, visualizarlas de diversas maneras y archivarlas y recuperarlas de un modo eficaz. Los nuevos sistemas de captación

de imágenes de Radiografía Digital constituyen un elemento esencial dentro de este escenario digitalizado.

Dentro de la sala de exploraciones, los resultados inmediatos aportados por estos sistemas garantizan un flujo de exploraciones más conveniente, menos repeticiones de las tomas y un mejor uso del Servicio. Los nuevos sistemas de Radiografía Digital captan y convierten en pocos segundos una imagen de Rayos-X en formato digital; por lo tanto el radiólogo puede obtener rápidamente una vista previa de todas las imágenes digitales para garantizar su calidad antes de completar el procedimiento de exploración.

Dentro de las instalaciones de diagnóstico por imagen, los sistemas de Radiografía Digital deben facilitar el flujo de trabajo mediante la distribución de las imágenes a través de la Red. Una imagen digital puede transmitirse electrónicamente para su diagnóstico a través de su lectura en la pantalla de una estación de diagnóstico o imprimiéndola en película, así como para su archivado electrónico.

Debido al extenso rango dinámico de la mayoría de las imágenes digitales, los radiólogos pueden manipular electrónicamente la imagen en una estación de diagnóstico para optimizar la vista del punto anatómico deseado. También se pueden optimizar las imágenes impresas en función de las preferencias de diagnóstico.

Para los profesionales del diagnóstico por imagen, los beneficios de los nuevos sistemas de Radiografía Digital nacen de la captura rápida y eficaz de imágenes diagnósticas de alta calidad. Las ventajas más importantes incluyen una asistencia sanitaria mejorada, una mayor productividad del personal y de la sala de Rayos-X y la posibilidad de atraer a un mayor número de pacientes y de facultativos.

Con la radiología totalmente digital, los pacientes podrán acudir al centro que más les convenga en la seguridad de que todo el proceso se completará de forma rápida y precisa.

Las imágenes de los pacientes pueden ser remitidas en cualquier momento y a cualquier lugar para su diagnóstico, y sus resultados comunicados a un facultativo de atención primaria en el acto.

Con los sistemas de captura de imágenes digitales, los datos enviados a las estaciones de diagnóstico, impresoras y archivos son siempre idénticos a los originales.

Con la mejora de su flujo de trabajo y el incremento de su eficacia, un Servicio de Radiología totalmente digital ayudará a los hospitales, centros de radiología, clínicas y especialistas a tomar conciencia de todas las ventajas de los sistemas PACS (*Picture Archiving and Communication System*).

Resumen

En última instancia, la calidad de imagen depende de múltiples factores. Pero siempre comienza por el perfil de señal capturado por el detector de Rayos-X. Los sistemas de Radiografía Digital de conversión indirecta de-

penden de la luz que se dispersa, degradando la nitidez y la relación señal/ruido. El sistema Kodak DirectView DR de conversión directa convierte directamente los Rayos-X en carga eléctrica. Su rendimiento para preservar tanto la nitidez como la relación señal/ruido de los fotones de Rayos-X absorbidos no tiene parangón.

Al igual que los sistemas Kodak CR, el extenso rango dinámico y el procesado automático de la imagen del sistema Kodak DirectView DR permiten reducir al mínimo las tomas así como obtener imágenes de máxima calidad. Añada a todo esto su facilidad de uso, su excelente productividad y el estándar DICOM: el resultado es un nuevo estándar de captura de imagen de Rayos-X.

Glosario

Amorfo – Los materiales amorfos hacen posible la fabricación de detectores de panel plano. La antigua tecnología de semiconductores necesitaba monocristales para producir dispositivos electrónicos útiles. Esto limitaba la dimensión de los dispositivos electrónicos al tamaño máximo de formación del monocristal. El desarrollo de los materiales de silicio amorfo, que tienen la misma estructura que los monocristales en distancias cortas pero están menos ordenados en distancias largas, ha permitido fabricar matrices de transistores de película delgada de panel plano lo bastante amplias para poder ser utilizadas como base en todos los detectores de Rayos-X de panel plano. Los detectores de conversión directa utilizan también selenio amorfo, un fotoconductor único, sensible a los Rayos-X que puede depositarse en las matrices TFT de silicio amorfo.

Cuantificación – Mientras que todos los detectores de Rayos-X responden a la exposición incidente de manera regular y continua, las imágenes digitales necesitan que la respuesta del detector se cuantifique conforme a un número concreto de niveles que pueden representarse digitalmente. Este número suele ser de 12 a 14 bits o de 4096 a 16384 niveles únicos para los detectores de Rayos-X de panel plano.

DQE o Eficiencia en la detección de fotones (Detective Quantum Efficiency) – Es la medida del rendimiento de ruido obtenida comparando el ruido de imagen de un detector con el ruido que se supone tendría un detector “ideal” con las mismas características de respuesta de señal. En otras palabras, es la relación de la potencia de ruido de un sistema de imagen “ideal” (cuyo único ruido está causado por las estadísticas cuánticas de los Rayos-X incidentes) con la potencia de ruido del sistema de imagen que interesa. Los sistemas de imagen real tienen siempre más ruido que el sistema de imagen ideal; por ello el DQE es siempre inferior a uno. Así por ejemplo, un DQE de 0,5 indica que el sistema de imagen real tiene el doble de ruido que se supone tendría un sistema de imagen ideal. La única fuente de ruido de un detector

ideal procede de las estadísticas de señales de los Rayos-X incidentes.

Embaldosado – Proceso según el cual varios detectores de panel plano se juntan para obtener un detector mayor.

Fotodiodo – Elemento electrónico que convierte los Rayos-X o la luz en carga. Los detectores de conversión indirecta requieren la fabricación de un fotodiodo de silicio amorfo sensible a la luz en la parte superior de la matriz TFT. En los detectores de conversión directa, el selenio amorfo forma un fotodiodo continuo sensible a los Rayos-X que convierte directamente la energía de Rayos-X en carga sin necesidad de convertirse primero en luz.

Frecuencia Nyquist – Es la máxima frecuencia espacial que puede representarse en una imagen digital. La frecuencia Nyquist está determinada por la separación entre pixels.

Función de Transferencia de Modulación (MTF) – Es la medida de la capacidad de un sistema de imagen para preservar el contraste de señales como función de la frecuencia espacial. Cada imagen puede describirse en términos de cantidad de energía en cada uno de sus componentes de frecuencia espacial. La MTF describe la fracción de cada uno de los componentes que será preservado en la imagen captada. También describe el grado según el cual los componentes de frecuencia espacial de una imagen se transfieren a través de un sistema de imagen. Se necesitan frecuencias espaciales elevadas para representar con exactitud los pequeños objetos y los bordes agudos.

Intensificador – Material que absorbe la energía de Rayos-X y vuelve a emitir parte de esta energía como luz visible. Dos modernos intensificadores de Rayos-X de alto rendimiento son el yoduro de cesio y el oxisulfuro de gadolinio. El yoduro de cesio se utiliza habitualmente en los intensificadores de imágenes de Rayos-X y es altamente higroscópico, lo que significa que absorbe rápidamente el agua del aire. El yoduro de cesio debe estar herméticamente sellado para evitar la absorción de agua ya que de lo contrario se degrada rápidamente. El oxisulfuro de gadolinio se utiliza habitualmente en las pantallas intensificadoras de Rayos-X convencionales. Es un material sumamente estable pero provoca mayor dispersión de la luz que una capa de yoduro de cesio con igual absorción de Rayos-X.

Pixel – Abreviatura de “picture element” (elemento de imagen), el área más pequeña de una imagen que se representa en una imagen digital. Una imagen DR consta de una matriz de pixels que suele ser de varios miles de pixels en cada dirección.

Rango de Exposición – Es el rango de exposiciones a lo largo del cual un detector puede captar una imagen. La Radiografía Digital y la Radiología Computarizada son capaces de captar una imagen en un rango mucho más extenso de exposiciones que el sistema pantalla/película convencional y ha demostrado reducir el número de nuevas tomas motivadas por una exposición incorrecta.

Relación Señal/Ruido (SNR – Signal to Noise Ratio) – Debido a que el ruido limita en última instancia nuestra capacidad de ver un objeto (la señal), la SNR puede utilizarse para describir la detección de un objeto concreto en condiciones de exposición bien definidas. La SNR en una imagen es siempre inferior o igual a la SNR de los fotones incidentes. El rendimiento cuántico de detección (DQR) es una medida del rendimiento con la que se conserva en una imagen la SNR de los fotones incidentes.

Resolución de Contraste – Es el cambio de exposición más pequeño que pueda detectarse. En última instancia está limitado por el rango de exposición y por la cuantificación (número de bits por pixel) del detector.

Resolución Espacial Límite (LSR) – Es el número máximo de pares de línea que pueden verse en una imagen y que consisten en una serie de esquemas de barras periódicos de frecuencia espacial progresiva. La LSR es una medida de rendimiento poco fiable porque depende del contraste del objeto, del número y longitud de las configuraciones del objeto así como de las condiciones de exposición y visualización. La Función de Transferencia de Modulación es una medida mucho más fiable.

Ruido o Ruido de imagen – Todas las imágenes tienen fluctuaciones indeseables que no tienen relación con el objeto a explorar. Estas fluctuaciones se describen colectivamente con la expresión “ruido”. Además del ruido de señales de los Rayos-X que no puede evitarse, los sistemas de imagen aportan más ruido a una imagen. Los componentes electrónicos de todos los detectores digitales producen ruido. Los detectores de conversión indirecta constan de fuentes de ruido adicionales causadas por la conversión de energía de Rayos-X en luz y por el grado variable de dispersión de dicha luz antes de ser absorbida por el fotodiodo sensible a la luz.

Transistor de Película Delgada (TFT) – Conmutador electrónico habitualmente compuesto de silicio amorfo en detectores de panel plano. El TFT permite recoger la carga en cada pixel para poder ser transferido de manera independiente a los dispositivos electrónicos externos en los que es aplicado y cuantificado.

Referencias

- Bell JH. A Direct Image Capture System: The Future of Digital X-ray. *Medical Imaging Technology* 1994; 17: 105-109.
- Bogucki TM, Trauernicht DP, Kocher TE. Characteristics of a Storage Phosphor System for Medical Imaging. *Kodak Technical Monograph* No. 6, 1995.
- Burgess AE. An Empirical Equation for Screen MTFs. *Medical Physics* 1978; 5: 199-204.
- Chacko, Col. Anna M.D., Chairman, Dept. Radiology, Brooke Army Medical Center (Ft. Sam Houston, TX). "Army Outflanks a Medical Imaging Bottleneck World's First Digital X-ray Retrofit Takes the Lead in Efficiency." *Medical Imaging*. July 1999, 3 pages.
- Chaussat C, et al. New CsI a-Si 17" x 17" Flat Panel Detector Provides Superior detectivity and Immediate Direct Digital Output for General Radiography Systems. *Proc SPIE* 1998; 3336: 45-56.

- Chotas HG, James T. Dobbins III and Carl E. Ravin, Departments of Radiology, Digital Imaging Research Division and Biomedical Engineering, Duke University Medical Center. "Principles of Digital Radiography with Large-Area Electronically Readable Detectors: a Review of the Basics." *Radiology* 1999; 210: 595- 599.
- Davros W, Piraino D. Direct-to-Digital Image Capture Technology: The Cleveland Clinic Foundation Experience. Case Study: Advance for Administrators in Radiology 1998; 88-89.
- Den Boer, Willem, Steven Aggas, Young H. Byun, Tiejie Gu, John Z. Z. Zhong, Scott V. Thomsen, Lothar S. Jeromin, and Denny L. Y. Lee. "Thin Film Transistor Array Technology for High Performance, Direct Conversion X-ray Sensors." *SPIE (The International Society for Optical Engineering). Medical Imaging 1998: Physics of Medical Imaging*. February 1998, 8 pages.
- Frija G. George Pompidou Hospital, Paris. Flat Panel Sensors: Questions and Answers. *Medical Imaging Technology* 1999; 17: 99-104.
- Granfors PR, Aufrichtig R. DQE(f) of an Amorphous Silicon Flat Panel X-ray Detector: Detector Parameter Influences and Measurement Methodology. *Proc. SPIE* 2000; 3977: 2-13.
- Hufe MJ, Bell JH, Wolff DP, Jeromin LS. Direct-to-Digital Radiography and PACS: Workflow, Quality, Versatility, and Interoperability. *SPIE (The International Society for Optical Engineering)* 1998; 237-246.
- Kameshima T et al Novel Large Area MIS-type X-ray Image Sensor for Digital Radiography. *Proc SPIE* 1998; 3336: 453-462.
- Lee, Denny L., Lawrence K. Cheung, Brian Rodricks, Gregory F. Powell. Improved Imaging Performance of a 14 x 17-inch Digital Radiography System using Se/TFT detector. *SPIE (The International Society for Optical Engineering). Medical Imaging 1998: Physics of Medical Imaging*. February 1998, 10 pages.
- Piraino DW, Davros WJ, Lieber M, Richmond BJ, Schils JP, Recht MP, Grooff PN, Belhobek GH. Selenium-Based Digital Radiography Versus Conventional Film-Screen Radiography of the Hands and Feet: A Subjective Comparison. *American Journal of Roentgenology* 1999; 177-184.
- Rowlands JA, Yorkston J. Flat Panel Detectors for Digital Radiography. In *Handbook of Medical Imaging* ed. Beutel, Kundel and Van Metter, pp 223-328.
- Sakurai T, Matsuki T, Nakamura K, Kashima I, Lee DL, Cheung LK, Jeromin LS. The Development of a New Direct Digital Extra-Oral Radiographic System Prototype Using a Thin-Film Transistor Panel. *Dentomaxillofacial Radiology* 1998; 6.
- Shaber, Gary S., M.D., Andrew Maidment, Jeffrey Bell, Lothar Jeromin, Denny Lee, and Gregory Powell. "Full Field Digital Projection Radiography System: Principles and Image Evaluation." *Computer Assisted Radiology and Surgery (CAR '97)*. by H. U. Lemke, et. al., editors. (Amsterdam: Elsevier, 1997), pp. 39-45.
- Shade OH. An Evaluation of Photographic Image Quality and Resolving Power. *J Soc. Motion Picture and Television Engineers* 1964; 73: 81-119.
- Sund P, et al. Evaluation of Image Quality of a New CCD-based System or Chest Imaging. *Proc SPIE* 2000; 3977: 437-444.
- Zwick D, Brothers DL. RMS granularity: Determination of Just-Noticeable Differences." *Photographic Science and Engineering*; 19: 235-238.

GRUPOS DE TRABAJO DE LA SEFM

PLANIFICADORES

De Sena Espinel, Enrique
 Delgado Rodríguez, José M.
 García Vicente, Feliciano
 Jiménez Cencerrado, Pablo
 Millán Cebrián, Esther

RADIOBIOLOGÍA CLÍNICA

Angulo Pain, Esther
 Ciudad Platero, Juan
 Guirado Llorente, Damián
 Ramos García, Luis Isaac
 Sanjuanbenito Ruiz de Alda, Waldo
 Sánchez Reyes, Alberto
 Velázquez Miranda, Santiago

DOSIMETRÍA INTERNA

Barquero Sanz, Raquel
 Ferrer García, Natividad

García Jiménez, Rosario

Lomeña Caballero, Francisco Juan

Luis Simón, Florencio

Marchena González, Paloma

Martí Vidal, José Francisco

Martí Climent, Josep María

Martín Curto, Luis M.

Navarra Bravo, M^a Teresa

Rivas Ballarín, M^a Angeles

Uriarte González, Pedro

RECOMENDACIÓN ICRU SOBRE PRESCRIPCIÓN E INFORME EN TRATAMIENTOS CON HACES DE FOTONES

Burgos Trujillo, Diego

Guirado Llorente, Damián

Martínez Cobo, Roberto

Mata Colodro, Juan Fernando

Vilches Pacheco, Manuel

Zamora Ardoy, Luis

Cortadores automáticos de moldes MCP-Hek Especial compensadores (modelos y usos)

En la familia de cortadores automáticos de moldes, comercializados por MCP Iberia y fabricados por la empresa MCP-Hek Medizintechnik GmbH de Alemania, que vienen siendo utilizados mundialmente desde hace más de 20 años, existen tres versiones, de las que hay que resaltar algunos detalles, para un mejor entendimiento, de cuál o cuáles deben ser utilizados en cada caso, según las necesidades actuales y futuras del servicio de Radioterapia.

En primer lugar debemos numerar los cortadores que hay disponibles, ellos son:

AUTIMO 2D	Unidad para corte de blindajes estándar
AUTIMO 2,5D	Unidad para corte de blindajes compensadores
AUTIMO 3D	Unidad para corte de blindajes estándar y compensadores

En los talleres de moldes se requiere habitualmente el cortador AUTIMO 2D de blindajes estándar, que trabaja con hilo caliente. Este método permite obtener una mejor calidad del contorno del blindaje a la vez que se define con más precisión las esquinas y áreas estrechas.

En el caso que se requieran bloques compensadores, lógicamente pensamos en un cortador AUTIMO 3D, puesto que con una sola unidad, resolvemos la fabricación de éstos y el corte de los blindajes estándar. Pero el sistema no es totalmente preciso cuando se cortan los

blindajes estándar, ya que la herramienta de corte deja de ser el alambre caliente, disminuyendo la calidad del contorno del blindaje y dejando las esquinas redondeadas, además de no tener posibilidad de cortar áreas estrechas.

Debido a estos inconvenientes se ha desarrollado el módulo AUTIMO 2,5 D, menos complicado que el cortador AUTIMO 3D, pero que en combinación con un cortador AUTIMO 2D, completaría la carencia de éste para corte de bloques compensadores.

Es importante aclarar que el cortador AUTIMO 2,5 D corta sin divergencia, pero su nuevo software permite la obtención de blindajes compensadores corregidos, con lo que se salva esta deficiencia, especialmente cuando se utilicen en aplicaciones de IMRT.

También es importante indicar que el material usado para elaborar los blindajes compensadores no puede ser la clásica aleación de baja fusión, dado su alta densidad, ni la mezcla de gránulos metálicos y parafina, dado que debe ser muy homogéneo, de lo contrario, las dosimetrías presentarán diferentes valores, si se comparan las mediciones en el centro del blindaje con su periferia, en algunos casos con variaciones de atenuación importantes, sobre todo para aplicaciones de IMRT.

El material compensador más adecuado, experimentado por MCP, debe ser utilizado exclusivamente con el software de corte de AUTIMO 2,5 D y acoplado a la unidad de tratamiento mediante el adaptador HEK, que permite un cómodo centrado y un fácil ajuste con los blindajes 2D, cuando sea necesaria su combinación.

Informe de Nucletron.

Nucletron anuncia la entrega de la versión 8.1 de PLATO que renueva todas sus líneas de planificación

1.- Planificación de Haces Externos

En Haces Externos esta versión incluye mejoras generalizadas de la versión anterior y consigue una funcionalidad y una rapidez superior.

Hablando de rapidez cabe destacar que los tiempos de cálculo mejoran en más de un 50% a las versiones previas (en igualdad de condiciones de paciente, resolución y hardware).

En este capítulo de velocidad cabe resaltar que la comunicación con el módulo de Evaluación ha dividido los tiempos de transmisión por un factor de 50.

Hablando de mejoras funcionales hay que resaltar una mejor manejabilidad del sistema conseguida por una mayor flexibilidad y comodidad de uso. Esta nueva versión permite también planificar en un solo corte, obteniendo los resultados en unos pocos segundos, lo que hace más ágil el planteamiento de tratamientos.

Este lanzamiento viene a apuntalar el esfuerzo hecho por Nucletron en Haces Externos que ha dado excelentes frutos en Planificación Inversa.

2.- Planificación de Braquiterapia

En braquiterapia se ha completado y perfeccionado la planificación con imágenes de TAC, permitiendo

reconstrucción de hasta 90 catéteres por implante y añadiendo la función de prescripción y optimización gráfica, que consiste en poder hacer pasar las curvas de isodosis por donde se desee, cambiando los tiempos de parada de la fuente en la cuantía adecuada para lograrlo.

3.- Planificación Inversa de Braquiterapia

Traslada el concepto de la planificación inversa a la braquiterapia planificada con TAC permitiendo activar los tiempos de estancia de la fuente de forma que se consiga la dosis mínima en Volumen Blanco, sin sobrepasar las dosis máximas asignadas a los volúmenes de riesgo. Este paquete incluye el reconocimiento automático de catéteres.

4.- Radiocirugía

Se lanza un nuevo paquete de Radiocirugía que permite la optimización de arcos y la posibilidad de fusión de imágenes de TAC, RM, SPECT y PET, todo ello acompañado de mejoras funcionales. Esta versión permite equiparar al programa de radiocirugía con los más actualizados del mercado.

Becas a la RSNA 2002 para Socios de la SEFM

La Junta Directiva de la SEFM convoca bolsas de viaje tanto para residentes de tercer año de Radiofísica Hospitalaria como para especialistas no jefes de servicio al corriente de sus obligaciones como socios, para asistir al próximo Congreso de la Sociedad de Radiología de Norteamérica (RSNA) a celebrar en Chicago en nov.-dic., del año 2002.

Las bolsas cubren el viaje y el alojamiento en habitación doble compartida y serán financiadas por empresas miembros Asociados y por la SEFM.

La selección la efectuará la Comisión Científica de la SEFM, según la actividad científica desarrollada por los candidatos en el área de Diagnóstico por Imagen, durante la residencia y/o últimos tres años, de acuerdo con el baremo que establezca la propia Comisión. Para los especialistas se ha estimado que el mérito fundamental para optar a estas ayudas es la publicación de algún artículo en nuestra revista FÍSICA MÉDICA, durante el último año.

Los interesados en recibir una de estas ayudas deben enviar por correo o presentar en el domicilio de la sociedad, una solicitud dirigida a la Comisión Científica antes del 1 de octubre de 2002, con sus datos personales, domicilio y teléfono. Los residentes adjuntarán un listado de la actividad científica desarrollada durante su RHIR en Diagnóstico por Imagen, exclusivamente, adjuntando fotocopias de los documentos que reflejen estas actividades. Deberán presentar también un certificado oficial acreditativo del año de residencia expedido por el Hospital.

El socio que obtenga una beca para la RSNA no podrá optar a otra hasta pasado dos años completos.

Ayudas Anuales para Asistencia a Cursos y Congresos

La Junta Directiva ha venido estudiando y ha aprobado destinar una parte del presupuesto anual como ayudas a los socios para la asistencia a Cursos y Congresos. La cantidad destinada a este fin se ha fijado en torno a 1 millón de pesetas anuales. Os reproducimos a continuación el esquema de trabajo a seguir en el reparto de dichas ayudas. Obviamente está sujeto a cambios y mejoras para acomodar su funcionamiento, pero la intención es que se consoliden este tipo de ayudas en lo sucesivo, y mientras lo permita la saneada economía de la SEFM.

Se proponen un total de 24 ayudas anuales individuales por un importe total del orden de 6.010,12 €.

- Asistencia a Congresos Nacionales: 4 ayudas de 200 €.
- Asistencia a 3 Cursos Nacionales de especialización: 4 ayudas/curso de 200 €.
- Asistencia a 2 Cursos Internacionales de especialización: 4 ayudas/curso de 700 €.

El objeto de las ayudas es facilitar la asistencia y participación de los socios en actividad de formación, reciclaje, intercambio y divulgación de actividades de los grupos de trabajo e investigación. El fin de la ayuda es cubrir los gastos de inscripción a los cursos y congresos

nacionales; esta gestión la realizaría directamente la SEFM, y en el caso de los cursos internacionales servir como bolsa de viaje que se entregaría a los socios solicitantes. Las cuantías evidentemente no cubren todos los gastos pero permiten repartirlas entre un mayor número de socios, a razón de 8% de socios cada año, de forma que al cabo de tres años cerca de la cuarta parte de los socios hayan podido beneficiarse de las mismas.

Las ayudas son a título individual. Exclusivamente para socios de la SEFM que estén al día en el pago de sus cuotas. Sólo se podrán conceder al mismo socio una vez cada tres años. Se abrirán dos períodos de solicitudes cada año: durante el mes de Diciembre y el mes de Junio de cada año para solicitudes del semestre siguiente.

La Junta Directiva de la SEFM seleccionará entre las solicitudes recibidas en cada plazo, aquellas que considere se adecuan más al objeto de las ayudas, valorando el interés del curso y/o congreso, actividades desarrollada para la SEFM por el solicitante, etc. Se favorecerá la participación en el Congreso bianual de la SEFM, cursos propios y de las sociedades afines.

Si por cualquier circunstancia el socio no pudiera asistir o renunciase a realizar el curso, o no fuese admitido al mismo, queda obligado a devolver el importe de la ayuda a la SEFM en el caso de bolsa de viaje, y en el caso de inscripción, los gastos que se hubiesen ocasionado.

Agenda

Próximas convocatorias

1st International Workshop in Photodynamic Therapy.

5-7 Febrero 2002, Río de Janeiro (Brasil).

Información: http://lanfear.cwru.edu/PDT_conf/index.html

VII Congreso de la Sociedad Española de Radiocirugía.

28 Febrero-2 Marzo de 2002.

Información: pablo.jimenez.cencerrado@sergas.es

Jornada Técnica de la SEFM, sobre el TRS-398.

Abril 2002, Madrid

Información: secretaria@sefm.es

Annual Brachytherapy Meeting GEC/ESTRO.

9-11 Mayo 2002, Antalya (Turquía).

Información: info@estro.be

21st Annual ESTRO Meeting.

17-21 Septiembre, Praga (República Checa).

Información: info@estro.be

IX Congreso de la Sociedad Española de Protección Radiológica.

29-31 Mayo 2002, Bilbao.

Información: www.ixcongreso-sepr.com

Medical Physics and Engineering. VIII Congress EFOMP.

20-23 Mayo 2003, Eindhoven (Holanda).

Información: www.efomp2003.nl

World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering.

24-29 Agosto 2003, Sydney (Australia).

Información: www.wc2003.org

Dosimetría *in vivo* en radioterapia externa

17-20 abril 2002

Director: Montserrat Ribas

Lugar: Casa de Convalecencia. Hospital de la Santa Creu i Sant Pau. Barcelona

Número de alumnos: 35

Objetivos

Objetivos generales:

Indicar los conceptos necesarios así como los procedimientos a seguir para implementar la dosimetría *in vivo* en un programa de garantía de calidad en RT.

Objetivos específicos:

- Exponer detalladamente los sistemas de medida más habituales: diodos y TL.
- Familiarizarse a nivel práctico en el manejo y calibración de diodos

Programa

1. Finalidad de la dosimetría *in vivo*. Principales modalidades de la realización de las medidas en vivo. Problemas planteados.

2. Principios físicos de la dosimetría por termoluminiscencia (TL). Curva de emisión TL. Aplicación de la dosimetría TL en dosimetría *in vivo*.

3. Equipos de medida y principales materiales termoluminiscentes.

4. Propiedades de los semiconductores. Modelo de bandas. Semiconductor intrínseco. Semiconductor extrínseco.

5. El semiconductor como detector de radiación (diodo). Detector de semiconductor de unión. Su aplicación en dosimetría *in vivo*.

6. Equipo de medida y tipos de diodos comercializados.

7. Test de aceptación de diodos.

8. Calibración de diodos. Calibración a la entrada. Calibración a la salida. Determinación de los factores de corrección. Incertidumbre en la determinación de la dosis.

9. Calibración de dosímetros TL para dosimetría *in vivo*. Incertidumbre en la determinación de la dosis.

10. Implementación de la dosimetría *in vivo* en la práctica clínica.

11. Algoritmos de cálculo.

12. Interpretación de resultados en pacientes. Nivel de tolerancia. Nivel de acción. Errores detectados.

13. Los EPIDs (*Electronic Portal Imaging Devices*), como detectores para dosimetría *in vivo*.

Profesorado

Montserrat Ribas Morales. Barcelona. **Núria Jornet i Sala.** Barcelona. **Pablo Carrasco de Fez.** Barcelona. **Teresa Eudaldo Puell.** Barcelona. **Mercè Ginjaume Egi-do.** Barcelona. **M^a Amor Duch Guillen.** Barcelona. **Carmen Baixeras Divar.** Bellaterra (Barcelona). **Ernest Luguera Sánchez.** Badalona (Barcelona). **Ben J. Mijzheer.** Amsterdam (Holanda).

Curso Básico de Anatomía y Fisiología para Radiofísicos

Sevilla, 24 a 28 de junio de 2002

Programa

1. Contenido teórico de anatomía.
 - 1.1 Conceptos generales de anatomía.
 - 1.2 Anatomía de cabeza y cuello.
 - 1.3 Piel.
 - 1.4 Anatomía del tronco y de la columna vertebral.
 - 1.5 Anatomía de las extremidades.
2. Contenido práctico de anatomía (opcional).
3. Contenido teórico de fisiología.
 - 3.1 Sangre y aparato respiratorio.
 - 3.2 Aparato respiratorio.
 - 3.3 Aparato digestivo.
 - 3.4 Aparato urinario.

3.5 Sistema endocrino y reproducción.

3.6 Sistema nervioso.

4. Programa específico.

4.1 Estudio anátomo-fisiológico de una planificación radioterápica de cabeza y cuello.

4.2 Estudio anátomo-fisiológico de una planificación radioterápica de pulmón.

4.3 Estudio anátomo-fisiológico de una planificación radioterápica de mama.

4.4 Estudio anátomo-fisiológico de una planificación radioterápica de abdomen.

4.5 Radioisótopos de afinidad tumoral: bases anátomo-fisiológicas.

4.6 Fundamentos básicos de la tomografía pet: aplicaciones oncológicas.

Introducción a la radiología digital

Programa provisional

20-23 marzo 2002

1. Conceptos básicos en radiología digital (1 h, SRFPR-HUMV)
2. Sistemas de adquisición de imagen digital I
 - 2.1 Los sistemas digitales clásicos: TC y RM
 - 2.2 Digitalización con cámaras CCD
3. Sistemas de adquisición de imagen digital II
 - 3.1 Sistemas de fósforos fotoestimulables (CR)
 - 3.2 Digitalización de imágenes sobre película radiográfica
4. Sistemas de adquisición de imagen digital III
 - 4.1 Sistemas de radiología directa (DR)
 - 4.2 Aplicaciones en radiología convencional, momografía, etc.
5. Sistemas de optimización de dosis en radiología digital
 - 5.1 Fluoroscopia digital
 - 5.2 Adquisición de imágenes digitales
6. Sistemas de procesamiento de la imagen digital
 - 6.1 Algoritmos y filtros
 - 6.2 Compresión de imágenes
7. Visualización de la imagen digital
 - 7.1 Estaciones de trabajo. Monitores de diagnóstico y de visualización
 - 7.2 Impresoras láser húmedas y secas. Sistemas alternativos. Impresión sobre papel
8. Archivo de imágenes digitales
 - 8.1 Sistemas de archivo masivo
 - 8.2 Sistemas auxiliares de archivo
 - 8.3 Compresión de imágenes
9. Sistemas de gestión integral de imágenes I
 - 9.1 Conectividad global
 - 9.2 El estándar DICOM
10. Sistemas de gestión integral de imágenes II
 - 10.1 Sistemas de comunicación y archivo de imágenes (PACS)
 - 10.2 Integración del PACS y los sistemas de información generales (RIS/ HIS)
11. Evaluación de imágenes digitales
 - 11.1 Parámetros descriptivos de las características de una imagen
 - 11.2 Resolución. Contraste. Ruido. Eficiencia de detección cuántica (DQE)
 - 11.3 Ficheros de imagen
12. Implantación de un sistema de radiología digital I
 - 12.1 Definición de necesidades
 - 12.2 Especificaciones técnicas
 - 12.3 Pruebas de aceptación
13. Control de calidad en radiología digital I
 - 13.1 Control de calidad de sistemas de adquisición de imágenes
 - 13.2 Control de calidad de sistemas de sistemas de visualización y presentación
14. Control de calidad en radiología digital II
 - 14.1 Control de calidad de sistemas de transmisión y gestión de imágenes
 - 14.2 Evaluación de imágenes clínicas
15. Control de calidad en radiología digital III
 - 15.1 Medida de dosis a pacientes en sistemas de radiología digital
 - 15.2 Criterios de evaluación de dosis
16. Diseño global en radiología digital
 - 16.1 Criterios básicos
 - 16.2 Criterios clínicos
17. Radiología digital: el punto de vista del radiólogo
 - 17.1 Tendencias generales en Radiología
 - 17.2 Ventajas e inconvenientes de la tecnología digital
18. Desarrollos basados en la radiología digital
 - 18.1 Diagnóstico asistido por ordenador
 - 18.2 Telerradiología
 - 18.3 Desarrollos en investigación y docencia

Curso de Radiología digital - Horario

Hora	Miércoles 20.03.2002	Jueves 21.03.2002	Viernes 22.03.2002	Sábado 23.03.2002
09:00 - 10:00	1. Conceptos básicos en radiología digital	6. Procedimiento de imagen digital	11. Evaluación de imágenes digitales	16. Diseño global en radiología digital
10:00 - 11:00	2. Sistemas adquisición de imagen digital I	7. Visualización de la imagen digital	12. Implantación de un sist. de radiología digital I	17. Radiología digital: el punto de vista del radiólogo
11:00 - 11:30	Pausa - café			
11:30 - 12:30	3. Sistemas adquisición de imagen digital II	8. Archivo de imágenes digitales	13. Control de calidad en radiología digital I	18. Desarrollos basados en la radiología digital
12:30 - 13:30	4. Sistemas adquisición de imagen digital III	9. Sistemas de gestión integral de imágenes I	14. Control de calidad en radiología digital II	S4 Seminario general sobre radiología digital
13:30 - 15:00	Pausa - comida			
15:00 - 16:00	5. Sistemas de optimización dosis	10. Sistemas de gestión integral de imágenes II	15. Control de calidad en radiología digital III	Evaluación y clausura
16:00 - 17:00	S1 Seminario: Adquisición digital de imágenes	S2 Seminario: Sistemas de gestión de imágenes	S3 Seminario: Control de calidad en radiología digital	
17:00 - 19:00	Prácticas			

Conclusiones de la mesa redonda “Adopción de protocolos internacionales. Implicaciones” (XIII Congreso Nacional de la SEFM. Málaga, junio 2001)

A. Brosed Sereta

Unidad Nefrología. CIEMAT

Estudiados todos los casos presentes y posibles en la situación española actual y considerando del salto cualitativo, las ventajas, las razones prácticas y el carácter avanzado y europeo que representa el nuevo protocolo basado en patrones de dosis absorbida en agua, se recomienda a la Junta Directiva de la SEFM:

1. La adopción por parte de la SEFM del protocolo TRS-398, entendiendo esa opción de manera íntegra y para todos los tipos de radiación que contempla.

2. Fijar, antes de la adopción del protocolo TRS-398, un período de tiempo para poder facilitar su difusión estudio y análisis en las Unidades de Radiofísica españolas. Se recomienda un plazo máximo de 1 año, en cuyo caso, su entrada en vigor en España finalizaría en julio de 2002.

3. El abandono del uso de protocolos basados en el factor de calibración, N_k , en la energía del ^{60}Co , para la calibración de haces de fotones y electrones de alta energía. En consecuencia, del uso del protocolo español (documentos SEFM nº 1 y 2 de los años 1984 y 1987) y de otro más recientes y probablemente de mayor uso, entre ellos los de la OIEA (TRS-277 y TRS-381 de 1997).

4. Instar al Laboratorio Nacional del CIEMAT para que en un futuro próximo pueda calibrar de referencia en unidades de $N_{D,W}$, en la energía del ^{60}Co . Asimismo, que pueda calibrar conjuntos de referencia en las zonas de rayos X de energías bajas y medias. Dentro de esta última zona, destaca una calidad que actualmente resulta imprescindible para la calibración de fuentes de iridio de alta tasa.

En lo que respecta a haces de fotones y electrones de alta energía, se considera que la adopción del nuevo protocolo TRS-398 en una fecha anterior a la de disponibilidad de factores de calibración, $N_{D,W}$ (^{60}Co), obtenidos en un Laboratorio Nacional o acreditado, no es un obstáculo de suficiente entidad como para retrasar la aplicación o puesta en uso del nuevo protocolo. En efecto, partiendo de un factor de calibración, N_k (^{60}Co) calculado para todos los modelos de cámara, usando la información, los valores numéricos e incertidumbres que aparecen en los Apéndices I y II del nuevo protocolo.

5. Instar a las Unidades de Radiofísica a seguir las recomendaciones señaladas en el nuevo protocolo, acerca de las características del equipamiento a usar. En particular, conviene destacar las pautas a seguir en la elección de cámaras de ionización cilíndricas, diferentes si se trata de una cámara de referencia (calibrada en un Laboratorio Nacional o acreditado y a usar en la calibración del haz del usuario) o de una cámara de campo (calibrada internamente frente a la referencia y a usar en medias de rutina y de control). Debido a su mejor estabilidad a largo plazo, se recomienda vivamente el uso de las cámaras de referencia cilíndricas o de dedal con paredes de grafito.

6. Se aprobará en la Asamblea General del 2002, después de la realización de una Jornada Científica en el Salón de Actos del Ministerio de Sanidad y Consumo el próximo día **25 de abril** con el título, **“Adopción del protocolo Internacional TRS-398 para Dosimetría física en radioterapia de haces externos. Implicaciones”**.

XIV Congreso Nacional: “Tendencias: IMRT, Radiología Digital, PET”

Estimado/a compañero/a:

Tengo el agrado de anunciarte que la Sociedad Española de Física Médica ha decidido celebrar su XIV Congreso Nacional en Vigo (Pontevedra) del 17 al 20 de junio del 2003.

El Congreso se celebrará en el Centro Cultural Caixanova, un extraordinario teatro de principios del siglo XX (1910-1927), obra del gran arquitecto Antonio Palacios Ramilo. Presenta una fachada académica ordenada a través de un orden gigante clásico, inspirada en la Ópera de París de C. Garnier. Está dotado de excelentes salas de exposiciones y de aulas de trabajo. Esta circunstancia adereza aún más las agradables reuniones de nuestra Sociedad. Dispone también de una importante área para la Exposición Técnica Comercial.

Siguiendo las indicaciones del Comité Científico, estamos elaborando un Programa con la intención de cubrir adecuadamente el tópico del Congreso: "TENDENCIAS: IMRT, RADIOLOGIA DIGITAL Y PET", así como de cualquier otro tema que desees comunicarnos.

Además del atractivo del ambiente que presenta la ciudad de Vigo y sus alrededores en los días más largos del año y de su excelente gastronomía con los productos más sabrosos de la tierra y de la ría, habrá un inolvidable Programa Social de Actos tanto para congresistas como para acompañantes que estamos elaborando con gran ilusión para ofrecer lo mejor de estas tierras.

Espero, por tanto, poder saludarte personalmente en Vigo.

Cordialmente,

Pablo Jiménez Cencerrado
Presidente del Comité Organizador



Congreso Anual de la European Association of Nuclear Medicine (EANM)

Entre el 25 y el 29 de agosto tuvo lugar el Congreso Anual de la European Association of Nuclear Medicine (EANM) en Nápoles. Como ya es tradicional en estos congresos, la presencia de físicos dedicados a este tema no es despreciable, ya que se celebraron 7 sesiones dedicadas a "Physics and Instrumentation" que representaron un 6% de todas las sesiones del congreso. El número total de comunicaciones orales fue de 32 orales y de 34 paneles. Es significativo mencionar que sólo una de estas 66 comunicaciones era española lo que indica la escasa implicación de los radiofísicos españoles en medicina nuclear. Confío que en las próximas ediciones aumente nuestra participación en este tipo de congresos.

Por otra parte, hubo una sesión conjunta EANM-EFOMP en la que se presentaron distintos aspectos de la directiva europea de protección del paciente en medicina nuclear. La Dra. Lamm, presidenta de la EFOMP disertó sobre la formación del físico médico y W.H. Thomson de Manchester habló de las responsabilidades del radiofísico mientras que el Dr. Harding dió una visión general del tema. Por otra parte, un representante de la industria habló de la relación entre usuarios e industria respecto a la gestión de equipos. En la segunda parte de la sesión, dos países bien distintos, Suecia y España, presentaron las respectivas implantaciones de la directiva europea. Por lo que respecto a Suecia, el Dr. Larson explicó la implantación de la directiva en la Universidad de Lundt. Respecto a España, el Dr. Puchal hizo un análisis tanto de la situación de los radiofísicos implicados en medicina nuclear como del propio RD1841/1997 en lo que respecta a los distintos aspectos de los programas de garantía de calidad.

R. Puchal Añe

C.S.U. Bellvitge. Barcelona

El profesor Eliseo Vañó en el Comité 3 de la ICRP



El pasado 23 de julio de 2001, el profesor Eliseo Vañó fue formalmente invitado por el profesor Roger Clarke, Presidente de la ICRP (International Commission on Radiological Protection), para formar parte del Comité 3 (Protección en Medicina) durante el período 2001-2005.

Hace algo más de un año, la Junta Directiva de la SEPR (Sociedad Española de Protección Radiológica) presidida entonces por el profesor Xavier Ortega, propuso -por unanimidad- la candidatura del profesor Vañó a la consideración de la ICRP, y tal como ha señalado en su carta de felicitación al profesor Vañó, el mérito principal y casi único del feliz desenlace de esta operación es de Eliseo Vañó, por haber acumulado un largo historial científico, que ha sido reconocido internacionalmente.

En efecto, Vañó puede considerarse uno de los pioneros de la Física Médica y de la Protección Radiológica en España. Licenciado en Ciencias Físicas por la Universidad de Valencia en 1969, desarrolla inicialmente su carrera investigadora en la antigua JEN (Junta de Energía Nuclear), donde se diploma en Ingeniería Nuclear (1970) y donde trabaja en el ámbito de la espectrometría nuclear hasta la obtención del grado de Doctor por la Universidad Complutense en 1974. En la actualidad Vañó es especialista en Radiofísica Hospitalaria, jefe del Servicio de Física Médica en el Hospital Clínico San Carlos y Catedrático de Física Médica del Departamento de Radiología de la Facultad de Medicina de la Universidad Complutense.

El profesor Vañó lleva décadas dirigiendo diversas investigaciones relacionadas con la protección radiológica de los pacientes, financiadas por organismos nacionales y de la Comisión Europea. Son incontables sus publicaciones y ponencias científicas en los más prestigiosos foros nacionales e internacionales. Su presencia (y la de los miembros del importante equipo de investigación que ha concitado en torno suyo) es habitual en los congresos más relevantes de su especialidad. Asimismo, hay que destacar que forma parte del Comité Editorial del *British Journal of Radiology*.

Desde la perspectiva institucional hay que remarcar que el profesor Vañó ha representado a España en numerosos grupos de trabajo de organizaciones internacionales de normalización y protección radiológica. Ha actuado como experto en protección radiológica para el Organismo Internacional de la Energía Atómica de Viena y es miembro del Grupo de Expertos del Artículo 31 del tratado EURATOM de la Comisión Europea del Grupo de Trabajo de Exposiciones Médicas de la CE, a propuesta del Ministerio de Sanidad y Consumo. En nuestro país el profesor Vañó colabora regularmente con el Consejo de Seguridad Nuclear.

A lo largo de su brillante carrera Vañó ha contribuido a la elaboración de diversos documentos de su especialidad para la ICRP, el organismo que ahora reconoce tan especialmente la proyección internacional de su carrera docente, asistencial e investigadora, al invitarle a formar parte del Comité de Protección en Medicina.

Desde las páginas de la revista de la SEFM, queremos hacer llegar a Eliseo nuestra más cordial felicitación y enhorabuena. Enhorabuena que, en cierto sentido, debemos hacer extensiva a todos los profesionales de Física Médica y Protección Radiológica, por el significado que

tiene para nuestra sociedad el que uno de sus miembros ocupe un puesto de tal relevancia en la Protección Radiológica Internacional.

C. Núñez de Villavicencio de Soto
Jefe de Servicio de Protección Radiológica.
Fundación Jiménez Díaz.
Madrid.

Informe sobre el Curso "Determinación de la dosis absorbida en radioterapia externa con haces de fotones y electrones"

Se impartió, como estaba previsto durante los días 10 a 12 de mayo en el Institut Catalá d' Oncologia (Barcelona). Asistieron 34 alumnos. El objetivo del mismo se cumplió, como puede deducirse de las opiniones de los alumnos recogidas al finalizar el curso.

En conclusión, este curso fue muy útil para el objetivo que se concretó en el Congreso celebrado en Málaga sobre el uso del protocolo IAEA TRS- 398 en todos los Centros españoles.

El ambiente del curso fue bueno, fomentándose la charla. Barcelona nos acogió con buen tiempo y el Institut Catalá d' Oncologia nos ofreció unos cafés de trabajo acompañados de pastas para darnos energías.

Otras opiniones recogidas de los alumnos sugerían que los próximos cursos se realizaran con las clases menos concentradas (más días de clase y que no incluyeran sábados) y que incluyeran prácticas experimentales en grupos reducidos.

Las directoras del curso creemos que ha sido fructífera su realización, tras la experiencia inicial con éste, y pensamos, para las próximas ocasiones, adaptar algunos contenidos del mismo a otros aspectos de interés dentro del mismo campo de la dosimetría física.

A. Hernández, M. C. Lizuain
Directoras del Curso

Informe sobre el Curso "Análisis y valoración de la película radiográfica"

Hacer un resumen, aunque sea muy breve, de una actividad después de haber transcurrido varios meses, tiene el inconveniente de poder perder determinados detalles, porque el tiempo, aunque sea corto, emborrona recuerdos y los mezcla con vivencias previas o posteriores, pero tiene la indudable ventaja de poder destacar lo más relevante, lo más específico, lo esencial.

El curso "análisis y valoración de la película radiográfica", dirigido por Belén Fernández (Jefe del Servicio de Radiofísica del Hospital General de Asturias) y Eduardo

Guibelalde (Prof. Titular de Física Médica de la Facultad de Medicina de la Universidad Complutense de Madrid), se celebró en una de las aulas del Hospital Clínico de Salamanca, situada en la zona administrativa, y aunque no sea muy relevante, muy cerquita del bar donde se tomaba el café.

Tuvimos la suerte de disfrutar unas horas diarias de sol y paseos espléndidos y de participar en un curso muy bien orientado, que se desarrolló en un clima de trabajo muy bien coordinado, cordial y dinámico, en el que se cumplieron sobradamente los objetivos inicialmente previstos.

En el curso se trataron con extensión y profundidad los siguientes temas: Descripción de la película radiográfica, métodos de análisis físicos, información diagnóstica y patologías más comunes a visualizar por exploraciones, legislación y control de calidad, con el siguiente programa:

- CARACTERIZACIÓN DEL SISTEMA DE REGISTRO RADIOGRÁFICO
- CARACTERIZACIÓN DEL PROCESADO RADIOGRÁFICO
- SENSITOMETRÍA
- DISEÑO Y REQUISITOS DE CUARTOS OSCUROS Y ALMACENAMIENTO
- ARTEFACTOS DE LA PELÍCULA RADIOGRÁFICA
- MÉTODOS OBJETIVOS PARA EL ANÁLISIS DE PELÍCULAS RADIOGRÁFICAS
- MÉTODOS SUBJETIVOS PARA EL ANÁLISIS DE PELÍCULAS RADIOGRÁFICAS
- ANÁLISIS DE DIFERENTES COMBINACIONES CARTULINAS PELÍCULAS
- RESOLUCIÓN DE PROBLEMAS CON AYUDA DE SENSITOMETRÍA DIARIA
- CRITERIOS DE IMAGEN ANATÓMICOS
- CONTROL DE CALIDAD DE LA IMAGEN MAMMOGRÁFICA
- PARÁMETROS DE CONTROL DE CALIDAD DEL PROTOCOLO - ESPAÑOL DE CONTROL DE CALIDAD EN RADIODIAGNÓSTICO
- NORMAS EN, CEI y UNE

Estos temas fueron desarrollados por un variado conjunto de especialistas de forma precisa (siempre), clara (casi siempre) y amena (la mayoría de las veces).

Todos ellos estuvieron a la altura de las exigencias de un curso de actualización dirigido a radiofísicos hospitalarios (J. Armisen, Margarita Chevalier, Pablo Gómez, Cristina González, Antonio Merino, Carlos Montes, Pilar Morán, Javier Pifarré, J.R. Rodríguez, Darío Ruiz, F. Soler, Alfonso Vega, siempre con los acertados comentarios complementarios de Belén Fernández y Eduardo Guibelalde, que estuvieron a pié de obra durante todas las horas del curso.

Aunque, como es lógico, algunos tuvieron una exposición más acertada que otros, si tuviera que cuantificarles con una nota académica media les pondría un notable alto y a la dirección y al curso en su conjunto con un sobresaliente.

J.J. Peña Bernal

Listado de publicaciones

SEFM, nº 1/1984 "Procedimientos recomendados para la dosimetría de fotones y electrones de energías comprendidas entre 1 y 50 MeV en radioterapia de haces externos" SEFM y CDR 1984. *Socios 24 €, 20 dólares; no socios 37 €, 30 dólares.*

SEFM, nº 1ª/1984 "Normas para la determinación de dosis absorbida en agua, para radiación gamma de Co-60, partiendo de medidas realizadas en aire y en unidades de exposición". SEFM y CDR 1984. *Socios 24 €, 20 dólares; no socios 37 €, 30 dólares.*

SEFM, 2/1987 "Suplemento al documento SEFM nº 1/1984: Procedimientos recomendados para la dosimetría de fotones y electrones de energías comprendidas entre 1 y 50 MeV en radioterapia de haces externos". SEFM y CDR 1987. *Socios 37 €, 10 dólares; no socios 24 €, 20 dólares.*

SEFM, 3/1989 "Objetivos docentes de Física Médica (Facultades de Medicina)". 1989. *Socios 6 €, 5 dólares; no socios 9 €, 8 dólares.*

SEFM, 1/1991 "Informe del accidente ocurrido en el acelerador lineal de electrones en el Hospital Clínico de Zaragoza entre los días 7-20 de diciembre de 1990". Junio 1991. *Socios 3 €, 3 dólares; no socios 6 €, 5 dólares.*

SEFM, 1994 "Criterios de calidad en Radioterapia y Medicina Nuclear para garantizar la protección radiológica del paciente", 1994. *Socios 11 €, 9 dólares; no socios 15 €, 13 dólares.*

SEFM/SEPR, 1996 "Protocolo Español de control de calidad en radiodiagnóstico (Aspectos Técnicos)", 1996. *Socios 18 €, 15 dólares; no socios 37 €, 30 dólares.*

SEFM, 1999. Versión Oficial Española del "ICRU REPORT 50". Prescripción, Registro y Elaboración de Informes en la Terapia con Haces de Fotones. 1999. *Socios 18 €, 15 dólares; no socios 37 €, 30 dólares.*

SEFM/ SEMN/ SEPR, 1999. Protocolo Nacional del Control de Calidad en la Instrumentación en Medicina Nuclear. 1999. *Socios 18 €, 15 dólares; no socios 37 €, 30 dólares.*

SEFM, 2000. "Medios Humanos y Materiales Necesarios en la Unidad de Radiofísica para la Garantía de Calidad en Radioterapia. 2000. *Socios 3 €, 3 dólares; no socios 9 €, 8 dólares.*

Libros de ponencias y trabajos presentados en los Congresos Españoles de la Sociedad Española de Física Médica.

- II Congreso SEFM (1 vol.). Jaca 1979.
- III Congreso SEFM (libro resúmenes). Sitges 1981.
- IV Congreso SEFM (2 vol.). San Sebastián 1983.
- V Congreso SEFM (3 vol.). El Escorial 1985.
- VI Congreso SEFM (1 vol.). Badajoz 1987.
- VII Congreso: P. Andreu, A. Brahme, J. Droussard, F. Nüsslin. Oviedo 1989.
- VII Congreso SEFM (1 vol.). Oviedo 1989.
- VIII Congreso SEFM (1 vol.). Sevilla 1991.
- Congreso SEFM/SFPH. Biarritz 1992. (1 vol. libro de resúmenes).
- IX Congreso SEFM (2 vol. libro de resúmenes). Tenerife 1993.
- X Congreso SEFM (1 vol.). Salamanca 1995.
- XI Congreso Nacional de Física Médica (1 vol.). Valencia 1997.
- XII Congreso Nacional de SEFM. Santander 1999.

Para más información ver pág. web SEFM:
www.sefm.es