

Carta del Presidente

Han pasado cuatro años desde el inicio de la actividad de la Junta Directiva que tengo el honor de presidir y ha llegado la hora de hacer un recuento de actividades y de hechos, a la vez que de dar reconocimiento a todos aquellos compañeros y amigos que nos han ofrecido sus conocimientos, hacer y tiempo.

Permitidme, pues, que sea a estos últimos a quien en nombre de la Junta Directiva dedique nuestro recuerdo y mayor agradecimiento.

Ante todo, a los compañeros de los miembros de la Junta Directiva, en estos cuatro años, pues sin su ayuda, en nuestros centros de trabajo, hubiera sido imposible realizar nuestra actividad y el grado de compromiso que algunos han adquirido con la sociedad.

La magnífica labor realizada por María Jesús Manzanos, en la realización con otros compañeros, de nuestra revista Física Médica, y a Pedro Fernández Letón, como representante de la sociedad en la Comisión Nacional de Radiofísica Hospitalaria, desde su inicio hasta este mes de junio, en el que cede su cargo al nuevo Presidente de la SEFM, nuestra felicitación y agradecimiento.

De las Comisiones de la Sociedad, quiero resaltar como mínimo el deber cumplido, aunque hemos de reconocer que el trabajo y desarrollo de la Comisión de Docencia en las actividades científicas y de gestión en los cursos de Formación Continuada, han recibido el apoyo y felicitación de múltiples profesionales y autoridades de ámbito académico. De ello, corresponde al profesorado y directores de los cursos, una gran parte del éxito y el mayor de los agradecimientos.

La respuesta unánime en las colaboraciones técnicas y científicas por parte de la empresa de los sectores que nos rodean, y su incondicional apoyo en la formación continuada, no quisiera dejarla de reconocer.

Quiero dar la primicia y que nos felicitemos, pues la Física Médica española es participe de que ocupemos dos de los cinco cargos de "Chairman" existente en la estructura de la EFOMP; por ello nuestras felicitaciones a Dña. Teresa Eudaldo Puell y a D. José Hernández Armas, que en la reunión celebrada en Eindhoven por la EFOMP, el pasado día 24 de mayo han sido nombrados por todos los países miembros Chairman de los comités ETO Com. (Education, Training and Professional Committee) y EU Liaison (Enlace y relaciones de la EFOMP con la Unión Europea). Dichos cargos serán efectivos a principios del año 2004.

Por último, agradezco a las instituciones y organismos los apoyos recibidos que han constituido una suma importante en el actual estado de desarrollo y nivel que goza la Sociedad Española de Física Médica. Os pido desde mi nuevo puesto de pastPresidente, la ayuda y colaboración, mayor si cabe hacia la nueva Junta Directiva de la SEFM a la que deseo mis mejores augurios y éxitos en su labor.

Gracias por vuestra ayuda incondicional,

Manuel Fernández Bordes

El Editorial de este nuevo número de la Revista de FÍSICA MÉDICA no puede empezar de otra manera que con el reconocimiento a nuestra primera directora de la publicación y verdadera alma mater de este proyecto, María Jesús Manzanos. El tiempo transcurre muy rápido y apenas percibimos su inexorable paso, pero si miramos un poquito hacia atrás vemos que ya han transcurrido más de dos años y se han editado siete números desde que la Junta Directiva de la SEFM encomendó a unos cuantos socios el cometido de transformar lo que venía siendo nuestro querido y testimonial Boletín, en revista científica y órgano de expresión de nuestro colectivo. La decisión de poner al frente del citado proyecto a María Jesús no pudo ser más acertada. Todos tenemos en ella una referencia profesional acreditada por sus muchos años de experiencia y buen hacer; sin embargo este bagaje queda empequeñecido si se compara con su calidad personal. Los que hemos tenido el privilegio de trabajar junto a ella lo sabemos y lo hemos disfrutado. En nombre de todos, gracias a los miembros del comité saliente y una vez más a ti María Jesús.

La vida sigue y esperamos que el nuevo comité de redacción pueda ser digno heredero de ese magnífico principio que se nos ha proporcionado. La continuidad, buena o mala, no depende sino de todos los miembros de la SEFM y vamos a seguir desde aquí con el consabido llamamiento a la participación sin la cual este proyecto no tiene razón de ser. Este año es año de Congreso y podremos observar la situación de los trabajos que se están desarrollando en nuestra especialidad y una vez más debemos insistir en la petición de vuestras colaboraciones que, de realizarse en forma de publicación, alcanzan el mejor reconocimiento científico.

Como siempre intentamos que el contenido de cada ejemplar aporte materia de todas las áreas de interés; en este número contamos con artículos y notas técnicas en las tres áreas Medicina Nuclear, Radiodiagnóstico y Radioterapia. Recurrimos en algunos casos a la participación de físicos e ingenieros de empresas del sector sanitario que nos ayudan a hacer llegar a nuestros socios las líneas de investigación o aportaciones técnicas en las que están trabajando.

Como ya se ha mencionado, este año tenemos el XIV Congreso de nuestra Sociedad y durante el mismo se procederá a la renovación de cargos establecida por los Estatutos. Desde aquí deseamos dar las gracias a los miembros que abandonan la Junta Directiva por todo el apoyo que han prestado a nuestra Revista, y dar la bienvenida a los nuevos componentes de quienes esperamos la misma colaboración.

Deseamos felicitar a nuestra compañera Caridad Borrás por esa merecida Medalla de Oro de la SEFM que se le ha otorgado. Aunque en las páginas interiores se ofrece una semblanza de nuestra querida Cari, creemos que no está de más resaltar la labor que ha desarrollado en nuestro país y allende los mares, españoleando la física médica española por las américas. Felicidades Cari.

Como habéis podido apreciar al abrir la revista, os hemos adjuntado una copia de la publicación 119 Protección Radiológica "Curso de formación en Protección Radiológica en Radiología Intervencionista" que corresponde al proyecto MARTIR de la Comunidad Europea, desarrollado por el grupo de Física Médica de la Universidad Complutense de Madrid. La copia que os adjuntamos se ha realizado por gentileza de la SEFM, de la SEPR y de la propia Universidad Complutense. Desde aquí queremos agradecer dicha iniciativa con la cual todos nos podremos beneficiar de la citada publicación. Para cualquier aclaración técnica o sugerencia en relación con el CD-ROM podéis escribir a Eduardo Guibernalde en martir@med.ucm.es

Cuando estas notas lleguen a vosotros suponemos que los residentes que terminan este 2003 ya estarán preparando su incorporación a los distintos puestos de trabajo que, por ahora, se ofrecen con bastante generosidad. Nuestros mejores deseos para su andadura profesional.

Por último, esperamos que las vacaciones nos permitan el relax que todos estamos esperando. Hasta la próxima.

Estimación de las dosis de tomografía computarizada en cinco centros para indicaciones frecuentes en cinco áreas anatómicas

M. Baeza*, A. Calzado, P. Morán, L.M. Morán**, R. Rodríguez

Departamento de Radiología, Facultad de Medicina. Universidad Complutense de Madrid. Madrid

**Servicio de Radiofísica. Hospital Universitario Virgen del Rocío. Sevilla*

***Servicio de Radiodiagnóstico. Hospital Universitario Gregorio Marañón. Madrid*

Resumen

Las dosis de radiación impartidas a los pacientes en los exámenes de TC son en general significativamente más altas que las de los estudios convencionales. Para optimizar los protocolos, hemos realizado un estudio dosimétrico comparativo de exámenes de TC en las indicaciones más frecuentes de 5 zonas anatómicas (cerebro, tórax, abdomen, pelvis y columna lumbar) en 5 centros. Hemos tomado retrospectivamente una muestra de 20 pacientes por indicación y centro para estimar los valores de las magnitudes dosimétricas específicas de TC ($CTDI_w$ y DLP), de riesgo asociado (D_{org} y E), y de conversión (E_{DLP}). Para calcularlas hemos usado los datos de operación de los exámenes, los obtenidos en medidas de dosis sobre maniqués normalizados, y coeficientes de conversión de Montecarlo (NRPB-SR250). Los resultados se analizan por centros. Los intervalos de valores medios por centros de esas magnitudes por áreas anatómicas son los siguientes: en el cráneo $CTDI_w$ (41-64 mGy), DLP (423-744 mGy cm), E (1-2mSv); E_{DLP} (2,2-2,5 $\mu\text{Sv mGy}^{-1} \text{cm}^{-1}$). En el tórax, $CTDI_w$ (13-19 mGy), DLP (263-577 mGy cm), E (4-9 mSv), E_{DLP} (14-17 $\mu\text{Sv mGy}^{-1} \text{cm}^{-1}$). En la región abdomino pélvica, $CTDI_w$ (16-24 mGy), DLP (424-740 mGy cm), E (7-12 mSv), E_{DLP} (14-18 $\mu\text{Sv mGy}^{-1} \text{cm}^{-1}$). En la columna lumbar, $CTDI_w$ (34-62 mGy), DLP (241-530 mGy cm), E (3-7 mSv), E_{DLP} (12-16 $\mu\text{Sv mGy}^{-1} \text{cm}^{-1}$). El rango de valores medios de E y DLP por centros es prácticamente 1:2 para las 5 áreas anatómicas. Se analizan las diferencias y se discuten las posibilidades de optimización de los protocolos. El estudio retrospectivo de las dosis impartidas ha servido para optimizar las técnicas empleadas en los centros y conseguir una disminución de las dosis sin pérdida de calidad diagnóstica.

Palabras Clave: TC. Dosis a pacientes. Optimización.

Abstract

Radiation doses imparted to patients undergoing CT examinations are in general significantly higher than those received in conventional X-ray examinations. A CT comparative dosimetry study has been done in five centres for the most common indications in five anatomic areas: skull, chest, abdomen, pelvis and lumbar spine. A retrospective sample of 20 patients for every selected indication was collected at each centre. The values of the CT specific dose quantities $CTDI_w$ and DLP were estimated for these samples. Organ doses, effective dose and $EDLP$ values were also estimated. The technical factors of the examinations along with the outcomes from dose measurements, free-in-air and within normalised phantoms, and Monte Carlo conversion factors (NRPB-SR250) were used to estimate the typical values of these dose quantities. The results were analysed by centres. The ranges of mean values of the worked out quantities were for skull: $CTDI_w$ (41-64 mGy), DLP (423-744 mGy cm), E (1-2mSv); E_{DLP} (2,2-2,5 $\mu\text{Sv mGy}^{-1} \text{cm}^{-1}$); For chest, $CTDI_w$ (13-19 mGy), DLP (263-577 mGy cm), E (4-9 mSv), E_{DLP} (14-17 $\mu\text{Sv mGy}^{-1} \text{cm}^{-1}$); In the abdomen-pelvis region, $CTDI_w$ (16-24 mGy), DLP (424-740 mGy cm), E (7-12 mSv), E_{DLP} (14-18 $\mu\text{Sv mGy}^{-1} \text{cm}^{-1}$). For lumbar spine, $CTDI_w$ (34-62 mGy), DLP (241-530 mGy cm), E (3-7 mSv), E_{DLP} (12-16 $\mu\text{Sv mGy}^{-1} \text{cm}^{-1}$). The ratio maximum to minimum mean values for E and DLP is practically 2:1 for all the examinations under study. The results were analysed by centres discussing the ways of optimization. This study helps to get further dose reduction without compromising the diagnostic value of the examinations.

Key words: CT. Patientdoses. Optimisation

Correspondencia: M. Baeza. Servicio de Radiofísica. Hospital Universitario Virgen del Rocío. Avda. Manuel Siurot, s/n. 41013 Sevilla. E-mail: montse_bt@hotmail.com

Fecha de recepción: 7-4-03

Fecha de aceptación: 9-4-03

Trabajo subvencionado por el Fondo de Investigaciones Sanitarias (Proyecto de Investigación 01/0905)

Introducción

La tomografía computarizada (TC) es una técnica de gran calidad diagnóstica que permite la obtención de muchos tipos de imágenes del cuerpo humano, desde las

estrictamente tomográficas hasta otras, más complejas, mediante postprocesado de la información (3D, superficie-volumen, endoscópicas, etc.). Las dosis de radiación impartidas en cada exploración de TC son significativamente más elevadas que las de los estudios radiológicos convencionales. Por esta razón, por el aumento considerable de su práctica en los últimos años y por su expansión progresiva como herramienta de diagnóstico (angiografía, fluoroscopia, cardiología, cribados) es la práctica diagnóstica que más dosis colectiva total anual mundial proporciona, contribuyendo en un 34% respecto del total de las exploraciones diagnósticas que emplean rayos X¹.

Por este motivo, se hace necesario poseer un conocimiento más completo de las dosis impartidas en los pacientes, así como el uso de criterios y medidas que ayuden a controlar y optimizar los procedimientos empleados en la práctica con TC. En los últimos años se viene prestando una atención creciente al problema en editoriales de revistas científicas^{2,3} y desde diferentes instituciones y comités^{4,5}. Con el objetivo de establecer un marco de referencia en el que las dosis puedan estar relacionadas con la calidad de los exámenes, un grupo de expertos de la Comisión Europea ha elaborado la Guía Europea sobre los criterios de calidad en tomografía computarizada⁶, en la que además de proveer valores orientativos sobre los parámetros técnicos de adquisición de la imagen, se proporcionan criterios de calidad diagnóstica para las imágenes y valores de referencia de las magnitudes dosimétricas asociadas. Aunque estos criterios y valores de referencia están establecidos a partir de un amplio análisis de la práctica clínica con equipos de TC en el Reino Unido, no son un límite que garantice una práctica adecuada.

El objetivo de nuestro trabajo es la evaluación de las dosis típicas de dicha práctica para las indicaciones más frecuentes en 5 centros de la Comunidad de Madrid dotados con equipos de TC helicoidal, a partir de los criterios establecidos en la Guía Europea⁶. Para ello hemos seleccionado exploraciones de TC correspondientes a cinco áreas anatómicas: cerebro, tórax, abdomen, pelvis y columna lumbar y hemos analizado los protocolos que emplea cada centro, en donde se especifican las características técnicas asociadas a cada tipo de exploración. Hemos estimado las magnitudes dosimétricas de cada examen individual y se han comparado y evaluado estos valores por tipos de examen y centros. También hemos

valorado las dosis en los órganos y tejidos más sensibles y en los que reciben los valores mayores de dosis absorbida en cada tipo de exploración.

Este trabajo forma parte de otro más amplio, cuyo propósito es, además, la evaluación de los criterios relativos a la calidad de imagen y el estudio de la correlación dosis - calidad de imagen para estas exploraciones de TC.

Material y métodos

El estudio se ha realizado para cinco exploraciones de TC pertenecientes a distintas áreas anatómicas: cerebro, tórax, abdomen, pelvis y columna lumbar. Para cada área anatómica, se seleccionó la indicación clínica más frecuente que fueron: accidente cerebro vascular -ACV- (cerebro), carcinoma de pulmón (tórax), linfoma (abdomen), linfoma (pelvis) y hernia discal (columna lumbar). Todos los equipos seleccionados de TC son helicoidales.

Como paso previo al comienzo del trabajo, se realizó una encuesta en los centros que permitió conocer cuáles eran las indicaciones más frecuentes para cada área anatómica, cuáles eran los equipos en los que se realizaba cada tipo de examen, y los protocolos empleados para los pacientes típicos. En los centros en los que se dispone de varios escáneres, su uso podía ser exclusivo de las exploraciones a realizar, o bien hay exámenes de algún tipo que se realizan indistintamente en varios de los equipos disponibles. Las marcas y modelos de los equipos analizados en nuestro estudio, así como su uso, se muestran en la tabla I.

Se han utilizado las siguientes magnitudes dosimétricas características de los exámenes de TC y definidas en la Guía Europea⁶: el índice de dosis en tomografía computarizada medido en aire en el isocentro ($CTDI_{air}$), el índice de dosis ponderado de tomografía computarizada ($CTDI_w$) y el producto dosis-longitud (DLP). También se estimaron las dosis absorbidas en los principales órganos y la dosis efectiva (E) para cada examen individual.

Para cada equipo las medidas dosimétricas se realizaron con una cámara de ionización del tipo "lápiz" (longitud activa 100 mm, modelo 6000-100, Victoreen Cleveland, OH, EE.UU.), en aire y en las cavidades preparadas al efecto en un maniquí cilíndrico normalizado⁷ de cuer-

Tabla I. Marca, modelo y año de instalación de los equipos de TC usados en el estudio

Escáner (marca y modelo)	Tipo de exploración	Fecha de instalación
General Electric Hi-Speed LX/i	Cerebro	2001
Philips Tomoscan AV	Tórax, Abdomen y Pelvis	1999
Philips Tomoscan SR 7000	Todas	1996
General Electric Hi-Speed LX/i	Todas	1999
Toshiba Xpress GX	Todas	1998
Siemens Somatom Plus 4	Todas	1998

po (diámetro de la base: 32 cm) y en otro de cabeza (diámetro de la base: 16 cm). Los parámetros técnicos con los que se efectuaron las medidas (tensión del tubo, grosor de corte o *pitch*) se escogieron de acuerdo con los aportados en el protocolo de cada centro y para cada indicación clínica. Se obtuvieron los valores del índice de dosis en aire en el isocentro ($CTDI_{aire}$) y del $CTDI_{100}$ en el centro ($CTDI_{100,c}$) y en la periferia ($CTDI_{100,p}$) del maniquí. Con los resultados se calculó el índice de dosis ponderado ($CTDI_w$) y el índice de dosis normalizado para la carga de tubo (${}_nCTDI_{wi} = CTDI_{wi}/mA.s$).

En las mismas fechas en que realizaron las medidas dosimétricas se seleccionaron retrospectivamente en cada centro y para cada indicación, 20 exámenes consecutivos realizados a pacientes adultos de tamaño medio (talla: 160-180 cm, peso: 60-80 kg). De este modo se completaron muestras de 100 exámenes que contenían, además de las imágenes, toda la información sobre los parámetros técnicos empleados en la adquisición de datos. Con los resultados de las medidas de dosis y los valores de los parámetros técnicos, se obtuvo para cada paciente el valor del producto dosis - longitud (DLP).

El cálculo del DLP de un examen completo para un estudio convencional se realizó según la expresión:

$$DLP = \sum CTDI_{wi} \cdot T_i \cdot N_i,$$

donde el subíndice *i* denota las secuencias en las que cambia alguno de los parámetros, *N* es el número de cortes y *T* el grosor de cada corte.

En el caso de una adquisición helicoidal:

$$DLP = \sum CTDI_{wi} \cdot V_i / p_i,$$

donde V_i es la extensión examinada del paciente y p_i el *pitch*.

Las dosis en órganos se estimaron a partir de los valores del $CTDI_{aire}$, medidos para cada equipo y expresados en términos de dosis-músculo, y de los coeficientes de Monte Carlo proporcionados por Jones y Shrimpton⁸, específicos para cada equipo o, en su defecto, los recomendados por el ImPACT⁹. A partir de estos valores y con los factores de ponderación de cada órgano pro-

puestos por el ICRP¹⁰ se calcularon las dosis efectivas de los pacientes.

El análisis de los resultados para todas estas variables se ha hecho preferentemente por centros. Aunque se expresan los valores medios para cada centro, en muchos casos es conveniente conocer la distribución de valores, puesto que los valores medios pueden dar una información sesgada. Para establecer las posibles diferencias significativas entre centros de los valores de las variables numéricas relacionadas con la dosis, hemos utilizado un ANOVA paramétrico con análisis *post-hoc* de Tukey. El nivel de significación se ha fijado para un valor $p < 0,05$.

Resultados

Los resultados han sido analizados independientemente atendiendo a las distintas áreas anatómicas exploradas.

Cerebro

En todos los casos la técnica empleada fue de adquisición convencional corte a corte. El volumen de investigación de una exploración de TC craneal abarca desde la calota hasta la base craneal. En este volumen se consideran dos regiones o series consecutivas: la primera comprende la fosa posterior y la segunda, la zona de los hemisferios cerebrales. En la primera región se emplean colimaciones del haz de entre 3 y 5 mm, mientras que en la segunda la anchura del haz es mayor, con colimaciones entre 7 y 10 mm, y en algunos centros la tensión del tubo empleada es también mayor. El tiempo de rotación del tubo por corte es de 1, 1,5 ó 2 s dependiendo de cada centro y las longitudes medias de los exámenes están comprendidas entre 11,4 y 12,3 cm. Los parámetros técnicos para obtener el examen se encuentran detallados en la tabla II.

La mayoría de los exámenes se han realizado con el *gantry* inclinado un cierto ángulo quedando paralelo a la línea órbito-meatal, de tal forma que el campo de radiación queda ajustado al cerebro, evitando así la irradiación de volúmenes adyacentes no deseados.

Tabla II. Características y parámetros técnicos de operación en exámenes de TC craneal para la indicación de ACV

Centro	1	2	3	4	5
Tipo de barrido	Convencional	Convencional	Convencional	Convencional	Convencional
Tensión (kVp)	120	120	120 / 140	130	120 / 140
I (mA)	350	200	170 - 240	170	171 ó 240
t(s)	1	2	1,5	1	1,5
Colimación (mm)	5	5 / 10	5 / 7	3 / 7	5 / 8
Desplazamiento cama	7	5 / 10	5 / 7	4 / 8	5 / 8
Extensión media (cm)	11,9	11,4	11,9	12,3	11,9

Los valores separados por una barra "/" indican que pertenecen a distintas series.

Tabla III. Valores dosimétricos en exámenes de TC craneal

Centro	1	2	3	4	5
CTDI _w (mGy)	52	61	60	41	64
DLP (mGy·cm)	447	691	716	423	744
E (mSv)	1,1	1,5	1,8	1,0	1,9
E _{DLP} (μSv/mGy·cm)	2,4	2,2	2,5	2,5	2,5

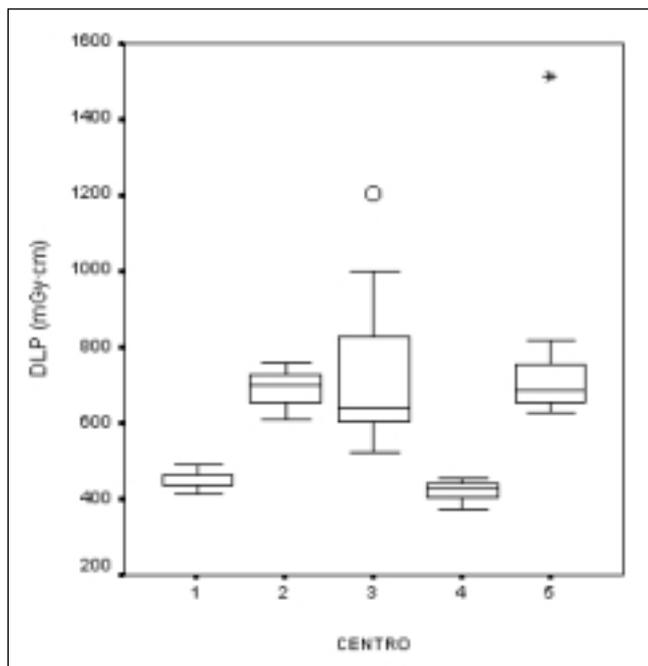


Fig. 1. Producto dosis - longitud para cada centro en exámenes de TC craneal. Las cajas representan el rango intercuartil y la mediana. Las líneas verticales se extienden a los valores máximos y mínimos, excluyendo los valores atípicos (o) y valores extremos (*).

En la tabla III se muestran los valores medios de las magnitudes dosimétricas. Los valores extremos del CTDI_w obtenidos de cada examen individual son 41 y 88 mGy, del DLP 372 y 1513 mGy·cm y de la dosis efectiva 1,0 y 4,1 mSv. Las distribuciones de valores del DLP por centros se muestran en la fig. 1.

Los órganos que reciben dosis mayores son el cristalino y el cerebro, cuyos valores medios de dosis equivalente están comprendidos entre 35 y 70 mSv y entre 28 y 49 mSv, respectivamente.

Tórax

En todos los centros se realizó la adquisición de forma helicoidal y sin angulación del *gantry* y con una secuencia única con contraste intravenoso (i.v.), excepto en ocho exámenes, compuestos por una única secuencia sin contraste intravenoso. En otros seis exámenes se realizaron dos secuencias, una con contraste intravenoso y otra sin él.

En todos los casos, el estudio, además de abarcar la zona que corresponde estrictamente a los estudios de TC torácicos, se extendía por la región abdominal, con el fin de obtener mayor información diagnóstica. Para estimar las dosis, hemos considerado las bases pulmonares como límite inferior de los exámenes, excepto en los casos en los que el examen se extiende ligeramente (2-4 cm) en la región del abdomen superior.

En la tabla IV se recogen los parámetros técnicos empleados en la realización de los exámenes. La diferencia de potencial aplicada fue de 120 kVp en todos los casos excepto en 10 pacientes de un centro donde se usó 140 kVp. Respecto a la intensidad de corriente del tubo (I), en el centro 3 se dispone de un sistema de modulación de intensidad que adapta en cada vuelta la intensidad de corriente del tubo según la atenuación del objeto previamente valorada con el escanograma. De ahí el intervalo tan amplio de intensidad empleada (130-300 mA) indicado en la tabla. Los tiempos de rotación del tubo están comprendidos entre 0,75 y 1 segundo. Hay tres centros que usan valores fijos del *pitch*: 1,5 en los centros 1 y 4; 1,0 en el centro 2. En el centro 3 se emplea *pitch* 1,5 aunque hay 4 casos con *pitch* 1 en alguna serie; en el centro 5 se toman alternativamente los valores 1 ó 1,5 en diferentes secuencias o en diferentes pacientes.

Los valores medios del CTDI_w de los equipos están comprendidos entre 13 y 19 mGy y los valores extremos

Tabla IV. Características y parámetros técnicos de operación empleados en el examen de TC de tórax para la indicación de carcinoma de pulmón

Centro	1	2	3	4	5
Tipo de barrido	Helicoidal	Helicoidal	Helicoidal	Helicoidal	Helicoidal
Angulación	No	No	No	No	No
Tensión (kVp)	120	120	120	120	120 - 140
I (mA)	150	225	130 - 300	200	170 - 240
t(s)	1	1	0,8	1	0,75 - 1
Colimación (mm)	7	10	7, 10	10	8
Pitch	1,5	1	1,5 - 1	1,5	1,5 - 1
Extensión media (cm)	30	30	33	30	36

Tabla V. Valores dosimétricos en exámenes de TC torácico

Centro	1	2	3	4	5
CTDI _w (mGy)	13	19	16	19	17
DLP (mGy·cm)	268	577	357	378	471
E (mSv)	4,2	9,2	5,7	6,2	7,5
E _{DLP} (μSv/mGy·cm)	16	16	16	17	16

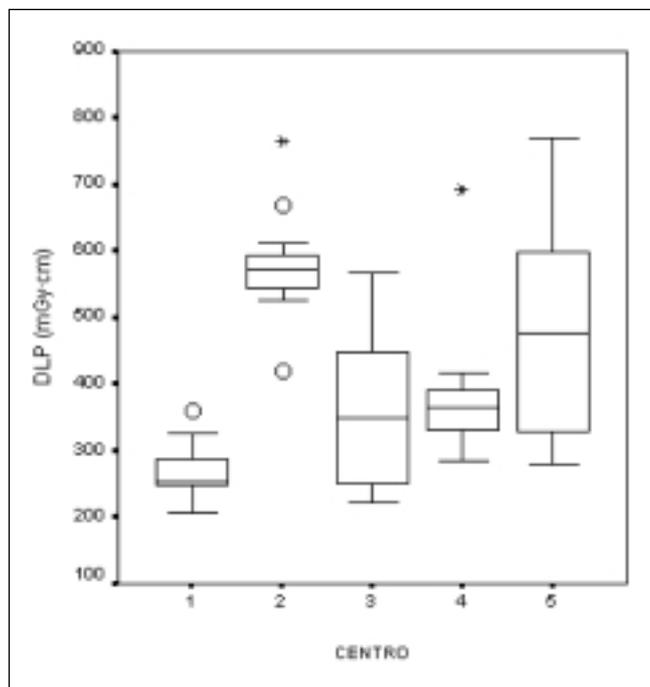


Fig. 2. Producto dosis - longitud para cada centro en exámenes de TC de tórax. Las cajas representan el rango intercuartil y la mediana. Las líneas verticales se extienden a los valores máximos y mínimos, excluyendo los valores atípicos (o) y valores extremos (*).

para los exámenes individuales entre 10 y 24 mGy. Los valores medios de DLP están comprendidos entre 263 y 577 mGy·cm y los valores extremos entre 206 y 770 mGy·cm. El centro 5 es el que muestra mayor dispersión de los valores del DLP (280-770 mGy·cm), y el centro 2, que presenta el mayor valor medio del DLP, tiene, sin embargo, menos dispersión, ya que sus valores extremos son 421 y 765 mGy·cm (tabla V y fig. 2).

Los valores medios por centros de la dosis efectiva están comprendidos entre 4,2 y 9,2 mSv y los valores extremos para exámenes individuales entre 3 y 15 mSv. Los mayores valores medios de dosis en órganos se dan en los pulmones (12-26 mSv), en el timo (13-30 mSv), en el tiroides (12-25 mSv) y en la mama (10-22 mSv). En el tiroides el valor mínimo estimado en exámenes individuales es de 2 mSv y el mayor de 44 mSv.

Abdomen

Para la evaluación clínica del linfoma se suele realizar un estudio de TC de la región tóraco-abdomino-pélvica. En estas situaciones hemos analizado separadamente las áreas correspondientes al abdomen y a la pelvis, sin incluir el tórax en los casos en que formaba parte del examen. La exploración abdominal comprende desde la cúpula hepática hasta la bifurcación aórtica.

En la tabla VI se recogen los parámetros técnicos correspondientes a esta exploración por centros. En esta técnica se emplea barrido helicoidal y no hay angulación del gantry. La tensión del tubo empleada es de 120 kVp en los centros 3 y 4, y en el centro 5 se usan 140 kVp, excepto en 5 pacientes para los que se obtuvieron dos secuencias, una con 120 kVp y otra con 140 kVp. Los valores medios de la intensidad están comprendidos entre 150 y 250 mA. El centro 3 emplea su sistema de modulación de intensidad. El tiempo de rotación del tubo se mantuvo constante en cada centro y los valores están comprendidos entre 0,75 y 1 s. Los valores de *pitch* empleados fueron de 1,5 excepto en un estudio del centro 5 que fue de 1.

Los valores medios de CTDI_w están comprendidos entre 16 y 22 mGy y los valores medios de DLP entre 241 y 372 mGy·cm. Las dosis efectivas medias están en-

Tabla VI. Características y parámetros técnicos de operación en los exámenes de TC de abdomen y pelvis para la indicación de linfoma

Centro	1	2	3	4	5
Tipo de barrido	Helicoidal	Helicoidal	Helicoidal	Helicoidal	Helicoidal
Angulación	No	No	No	No	No
Tensión (kVp)	120	120	120	120	120-140
I (mA)	250	200-250	83-300	220	129-240
t(s)	1	1	1	1	0,75
Colimación (mm)	10	10	10	10	5,8
Pitch	1,5	1	1,5	1,5	11,5
Extensión media (cm)	21,8; 21	21,8; 21	22,0; 21	22,3; 19	22,5; 19

Los pares de valores en la extensión están referidos a la región abdominal y a la región pélvica, respectivamente.

Tabla VII. Valores dosimétricos en exámenes de TC abdomino pélvico

Centro	1	2	3	4	5
CTDI _w (mGy)	20	18	23	20	16
DLP (mGy·cm)	604 (305;299)	749 (372;368)	643 (328;328)	546 (295;252)	424 (241;183)
E (mSv)	9 (4,5; 4,5)	12 (5,9; 6,3)	9 (3,9; 4,9)	10 (4,8; 5,1)	7 (3,9; 3,3)
E _{DLP} (μSv/mGy·cm)	15; 15	16; 17	12; 15	16; 21	16;18

Los pares de valores entre paréntesis indican los valores en las regiones abdominal y pélvica independientemente.

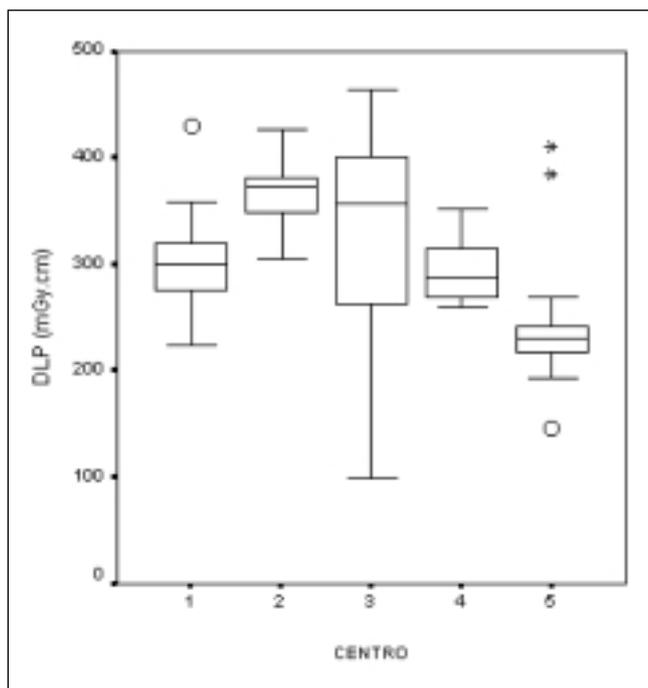


Fig. 3. Producto dosis - longitud para cada centro en exámenes de TC de abdomen. Las cajas representan el rango intercuartil y la mediana. Las líneas verticales se extienden a los valores máximos y mínimos, excluyendo los valores atípicos (o) y valores extremos (*).

tre 3,9 y 5,9 mSv. Los valores extremos de los exámenes individuales del CTDI_w son 8 y 28 mGy, del DLP 99 y 464 mGy·cm y de la dosis efectiva 1,2 y 7,0 mSv (tabla VII y fig. 3).

Los órganos que reciben mayores dosis y el intervalo de valores medios estimados en los centros son: los riñones (15-23 mSv), el hígado (12-20 mSv), la vesícula (16-21 mSv), el estómago (14-21 mSv), el bazo (11-20 mSv) y el páncreas (12-18 mSv).

Pelvis

En los estudios de TC de pelvis, como ya se ha dicho, se tiende a realizar exploraciones de toda la región abdomino-pélvica. Solamente hemos considerado la región que abarca desde las crestas ilíacas hasta el suelo de la pelvis.

Los protocolos típicos para la región pélvica son prácticamente similares a los de la región del abdomen (tabla VI), excepto en algunos exámenes del centro 1 y 5 donde

se seleccionan espesores de corte más pequeños en la zona abdominal. En todos los centros se realiza adquisición helicoidal y sin angulación del *gantry*. La tensión del tubo empleada es de 120 kVp en los centros 1,2,3 y 4. En el centro 5 se empleó 140 kVp menos en un paciente donde se empleó 120 kVp. Las intensidades medias utilizadas en esta región variaron entre 171 a 258 mA. El centro 3 emplea también en esta exploración su sistema de modulación de intensidad, proporcionando un valor medio superior al de los otros centros (258 mA). El centro 4 emplea 220 mA excepto en dos exámenes que usa 250 mA y el centro 5 emplea 171 mA excepto en dos exámenes que emplea 240 mA y en un examen 206 mA. Los tiempos de rotación del tubo son de 0,75 ó 1 s y los valores de *pitch* están comprendidos entre 1,0 y 1,5.

Los valores medios del CTDI_w se encuentran entre 16 y 24 mGy, los del DLP entre 183 y 368 mGy·cm y los de la dosis efectiva entre 3,3 y 6,3 mSv. Los valores extremos de los exámenes individuales son 15 y 28 mGy para el CTDI_w, 106 y 467 mGy·cm para el DLP y de 1,0 y 10 mSv para la dosis efectiva (tabla VII).

Los órganos que reciben más dosis son la vejiga, el útero y los ovarios, para los cuales los intervalos de valores medios de dosis equivalente por centro han sido, respectivamente, de 11-21 mSv, 11-20 mSv y 10-17 mSv.

Columna lumbar

Se han recogido las exploraciones TC de la columna lumbar en los centros 2-5, correspondientes a la indicación clínica de hernia discal. En este estudio se emplea barrido convencional corte a corte y el *gantry* se angula de forma que queda paralelo a los espacios interdiscales a estudiar.

En la tabla VIII se muestran las características y parámetros técnicos de cada centro en esta exploración. En el centro 2 y en el 5 se evaluaron los espacios interdiscales L3-L4 L4-L5 y L5-S1 y en el centro 4 se evaluaron los espacios L4-L5 y L5-S1. El procedimiento utilizado en el centro 3 consistía en realizar una adquisición continua de 5 mm de grosor desde el pedículo de la vértebra L3 al pedículo de la vértebra S1, con una angulación del *gantry* variable de 0° a -8°, y en 12 de los casos estudiados a continuación se obtenía un único corte centrado en cada uno de los tres discos estudiados con angulación paralela a los mismos.

En el centro 2 la intensidad empleada estandarizada es de 250 mA y el tiempo de rotación del tubo de 2 s. En el

Tabla VIII. Características y parámetros técnicos en los exámenes de TC de columna lumbar para la indicación de hernia discal

Centro	2	3	4	5
Tipo de barrido	Convencional	Convencional	Convencional	Convencional
Número de series (*)	3	1	2	3
Tensión (kVp)	140	120	130	140
I (mA)	250	200-300	230-270	206
t(s)	2,0	2,0	1,0	1,5
Colimación (mm)	5	5	3	3
Desplazamiento cama	5	5	3	3
Extensión media (cm)	8,4	12,2	7,0	8,1

centro 4 la intensidad varía de 230 a 270 mA y el tiempo de rotación del tubo es de 1,0 excepto en 3 series que se empleó 1,5 s. En el centro 3 la intensidad varía dependiendo del paciente entre 200 y 280 mA siendo 2 s el tiempo de rotación del tubo. Solo en un examen emplearon la técnica de intensidad modulada. En el centro 5 se empleó como intensidad del tubo 206, excepto en 6 casos donde se empleó 171 mA y el tiempo de rotación del tubo siempre fue de 1,5 s.

Los valores medios de $CTDI_w$ se encuentran entre 34 y 62 mGy; los del DLP entre 242 y 747 mGy·cm, y los de la dosis efectiva, entre 3,6 y 6,8 mSv. Los valores extremos de los exámenes individuales del $CTDI_w$ son 24 y 108 mGy, del DLP 164 y 820 mGy·cm y de E son 1,9 y 15 mSv (tabla IX).

Los órganos que mayores dosis reciben son el intestino delgado (dosis medias entre 23 y 40 mSv) e intestino grueso superior (dosis media entre 23 y 40 mSv), seguido del intestino grueso inferior (dosis media entre 8 y 13 mSv), vesícula (6 y 21 mSv) y riñones (dosis media entre 4 y 16 mSv). Las dosis medias por centro recibidas en gónadas, de especial interés por ser unos órganos sensibles a la radiación, fueron para los ovarios entre 6 y 10 mSv, con el valor individual máximo estimado de nuestra muestra de 19 mSv. En el caso de los testículos, el intervalo de dosis medias fue de 0,1- 0,3 mSv, con un valor máximo individual de 0,6 mSv.

Discusión

Cráneo

Los protocolos para la indicación de ACV de los centros 2, 3, 4 y 5 tienen la misma estructura: dos series, con distinta colimación en cada una de ellas y el volumen de investigación que abarca exclusivamente el cerebro entero. En el centro 1 se realiza una única serie manteniendo los valores de los parámetros seleccionados en las dos regiones. En todos los centros se ajustan bastante a su propio protocolo, excepto en el centro 3. En este centro se emplearon valores de la intensidad comprendidos entre 170 y 240 según el paciente, lo que dio lugar a una mayor dispersión de los valores del $CTDI_w$ y, por lo tanto,

también del DLP y la dosis efectiva E. Esa dispersión del valor del DLP en el centro 3 respecto a otros centros se manifiesta claramente en la fig. 1. El análisis ANOVA para el DLP por centros ha mostrado diferencias significativas entre dos grupos, uno que incluye los centros 1 y 4, y otro con el resto. Los valores medios de DLP y E (tabla III) obtenidos en el presente estudio son similares en términos generales a los encontrados en otro estudio previo¹¹.

La Guía Europea proporciona un valor de referencia de 60 mGy para el $CTDI_w$ en esta indicación. En los centros 2, 3 y 5 se obtuvo un valor medio del $CTDI_w$ ligeramente superior a dicho valor de referencia. En cambio, los valores medios del DLP fueron inferiores al valor de referencia proporcionado por la Guía Europea (1050 mGy·cm) en todos los centros. Los valores de la dosis efectiva normalizada EDLP coinciden con el proporcionado por la Guía Europea ($23 \text{ mSv} \cdot \text{mGy}^{-1} \cdot \text{cm}^{-1}$) y con otros estudios dosimétricos previos en exámenes de cerebro general en TC¹¹.

La angulación del gantry limita el campo de radiación al volumen cerebral evitando la irradiación de estructuras adyacentes al cerebro que no tienen validez diagnóstica como es el globo ocular. En 54 de los 100 pacientes estudiados, el cristalino es alcanzado directamente por el haz de radiación. Hemos estimado que la dosis en el cristalino cuando es alcanzado únicamente por radiación dispersa sería aproximadamente hasta un 80% menor que si el haz incidiese directamente. En el cálculo de los coeficientes de Jones y Shrimpton no se considera inclinación del haz. Esto conduce a una sobreestimación de la dosis absorbida en el cristalino en los casos en los que, con una angulación adecuada, se ha evitado su irradiación directa. Aún valorando esta sobreestimación, el cristalino sigue siendo el órgano que recibe mayor dosis absorbida (dosis medias: 35-70 mSv). Aunque las dosis impartidas están por debajo de la dosis umbral de la detección de opacidad del cristalino u otros efectos deterministas¹⁰, siempre es aconsejable que se evite la radiación directa sobre él y más en aquellos casos en los que está indicado que la exploración se repita para un mismo paciente con una cierta frecuencia. Esto es posible inclinando el gantry un cierto ángulo marcado por el escanograma, donde el haz primario ya no alcance las órbitas oculares

ni al cristalino y por tanto, en cada exploración se lograría reducir considerablemente la dosis absorbida en el cristalino¹².

Tórax

Los parámetros técnicos empleados en los exámenes se adaptan en general al protocolo estándar descrito en los centros 1, 2 y 4. Por el contrario, en los centros 3 y 5, encontramos mayor dispersión de los resultados (fig. 2). La dispersión de los valores del centro 3 se debe en parte al empleo del sistema de modulación de intensidad, ya descrito, en 14 pacientes de la muestra, y también al empleo de 300 mA fijos en tres de los 6 casos restantes. En el centro 5, la dispersión se debe a la falta aparente de un protocolo estándar, y a que en seis pacientes se realizaron dos series sobre la misma zona anatómica, con y sin contraste i.v. Solo un caso del centro 4 se aleja de la distribución, debido a que se emplean valores de la tensión (130 kVp) y de la intensidad de tubo (250 mA) diferentes de los 120 kVp y 200 mA seleccionados en el resto de los pacientes de este centro.

Los valores medios del $CTDI_w$ y del DLP en todos los centros están por debajo de los valores de referencia que aparecen en la Guía Europea⁶ ($CTDI_w$: 30 mGy y DLP: 650 mGy·cm). Hay diferencias significativas en el DLP entre todos los centros, excepto entre los centros 3 y 4. En el centro 2 obtuvimos los mayores valores de DLP (DLP medio: 577 mGy·cm) próximos al valor de referencia. Esto puede justificarse en parte porque el escáner está equipado con detectores de gas, que al ser menos eficientes que los de estado sólido del resto de los equipos, requieren usar mayor intensidad de corriente, lo que hace que se hayan obtenido también los mayores valores del $CTDI_w$. Además, es el único centro en que se usa sistemáticamente un valor de *pitch* 1, mientras que en los demás centros emplean *pitch* mayores. El segundo centro con el valor mayor de DLP es el centro 5, con un valor medio del DLP de 471 mGy·cm. Este resultado tiene su explicación en que la extensión media estudiada (36 cm) es la mayor de todas porque, como se ha comentado anteriormente, en seis pacientes se realizaron dos series sobre la misma zona anatómica, con una extensión total superior a 40 cm en cada una de ellos.

Los valores medios de E_{DLP} de nuestra muestra están comprendidos entre 16 y 17 mSv·mGy⁻¹·cm⁻¹, y el máximo de nuestra muestra es de 17,4 mSv·mGy⁻¹·cm⁻¹, por lo que nuestros resultados son coherentes con el valor de EDLP proporcionado en la Guía Europea⁶ para exámenes del tórax, que es de 17 mSv·mGy⁻¹·cm⁻¹.

El tiroides es un órgano que contribuye a la dosis efectiva con un factor de ponderación de 0,05¹⁰, por lo que resulta deseable evitar la irradiación directa del haz y reducir así la dosis absorbida en el tiroides. La irradiación directa del tiroides se evitaría si el estudio comenzase exactamente a partir de los vértices pulmonares y el pa-

ciente tuviese colocada la barbilla hacia atrás, con el cuello bien estirado, para alejar, en la medida de lo posible, el tiroides del haz de radiación. La mama es un órgano radiosensible con un riesgo considerable de inducción de cáncer por radiación¹. En este tipo de exploraciones recibe dosis en torno a 10 mSv, que pueden ser 20 mSv si se realizan dos series (con y sin contraste i.v.), llegando a alcanzar en nuestra muestra el valor máximo de 29 mSv. Estos valores deben considerarse con relación a este riesgo en la justificación de la práctica de TC¹³, especialmente en pacientes femeninos jóvenes, para los que el detrimento radiológico es mayor¹.

Abdomen

Los protocolos de los centros para este tipo de exploración son muy parecidos. También los valores del $CTDI_w$ empleados en los distintos centros son bastante similares, por lo que los resultados obtenidos de DLP y de E no presentan diferencias significativas entre los centros 1, 3 y 4. Al igual que ocurría en el análisis de los estudios de tórax, el centro 3 muestra una gran dispersión de los valores de dosis, causada por el empleo de su sistema de modulación de intensidad, encontrándose los valores inferiores de DLP y E muy por debajo del resto de los centros (fig. 3).

Los valores medios del $CTDI_w$ y del DLP en todos los centros son muy inferiores a los de referencia de la Guía europea ($CTDI_w$: 35 mGy y DLP: 780 mGy·cm) y en ninguno de los exámenes individuales de la muestra se superaron dichos valores.

El valor de E_{DLP} proporcionado en la Guía Europea⁶ para los exámenes de abdomen es de 15 μ Sv·mGy⁻¹·cm⁻¹ y los valores medios de E_{DLP} de nuestra muestra están comprendidos entre 12,1 y 16,4 μ Sv·mGy⁻¹·cm⁻¹. A excepción del centro 3 los valores se corresponden con los de la Guía Europea.

Pelvis

En este tipo de exámenes los centros se adaptan en general a su propio protocolo. La dispersión de los valores del DLP en el centro 3 se debe nuevamente al sistema de modulación de intensidad empleado (fig. 4). Hay diferencias significativas para el DLP entre los centros 2, 5 y el grupo formado por los centros 1, 3 y 4. Los valores medios de $CTDI_w$ y DLP obtenidos son también inferiores a los que se muestran en la Guía Europea ($CTDI_w$: 35 mGy y DLP: 570 mGy·cm).

Uno de los órganos que más dosis reciben son las gónadas femeninas (dosis media en los ovarios: 10-17 mSv); por el contrario, las dosis estimadas en los testículos son bastante inferiores (dosis media en los testículos 1- 2 mSv). Puesto que las gónadas son los órganos que contribuyen en mayor proporción a la dosis efectiva, con un factor de ponderación de 0,20¹⁰, las dosis efectivas de

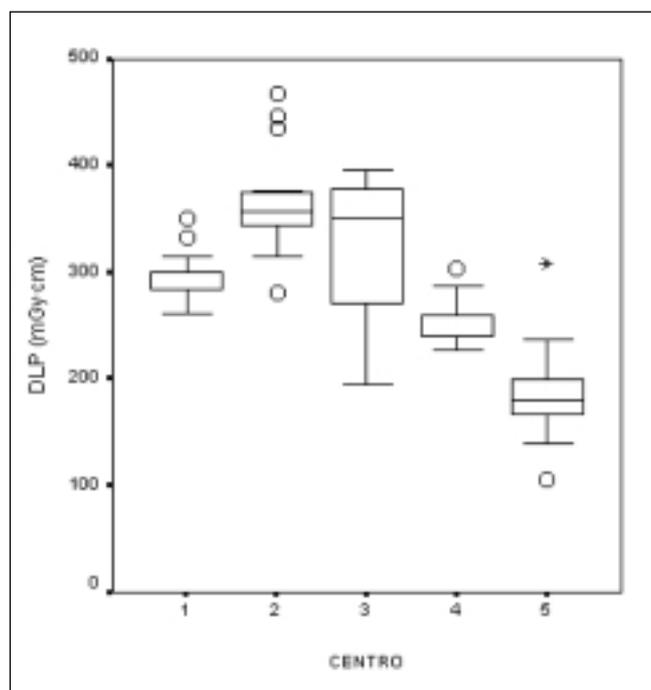


Fig. 4. Producto dosis - longitud para cada centro en exámenes de TC de pelvis. Las cajas representan el rango intercuartil y la mediana. Las líneas verticales se extienden a los valores máximos y mínimos, excluyendo los valores atípicos (o) y valores extremos (*).

los pacientes de sexo femenino son sistemáticamente mayores que las del sexo masculino.

La dispersión de los valores de E_{DLP} en estudios pélvicos se debe a esta diferencia de dosis efectiva impartida entre pacientes de distinto sexo. Por ello hemos realizado de nuevo el análisis para cada sexo por separado. Los resultados de E_{DLP} se muestran en la tabla X. Este nuevo análisis muestra una considerable reducción de la dispersión de los valores de E_{DLP} en cada centro. Los valores medios de E_{DLP} para un mismo sexo entre centros son similares y además se observa una clara asociación del valor de E_{DLP} correspondiente a distintos sexos. Los valores medios de E_{DLP} para el sexo femenino y masculino están comprendidos entre 17 y 22 $\mu\text{Sv}\cdot\text{mGy}^{-1}\cdot\text{cm}^{-1}$ para mujeres y entre 12 y 19 $\mu\text{Sv}\cdot\text{mGy}^{-1}\cdot\text{cm}^{-1}$ para la muestra de hombres. La media entre estos valores se corresponde con el valor recomendado por la Guía Europea de 19 $\text{mSv}\cdot\text{mGy}^{-1}\cdot\text{cm}^{-1}$.

Como se ha comentado anteriormente, en la mayoría de los casos al paciente se le realiza un estudio de TC abdomino-pélvico, en lugar de un estudio estrictamente de

TC abdominal o de TC pélvico. Para obtener información sobre los valores dosimétricos de las exploraciones de TC abdomino-pélvicas completas, hemos evaluado el total de la dosis que han recibido los pacientes sometidos a este tipo de exploración. Los resultados (tabla VII) para el índice ponderado de dosis son parecidos a los de ambas exploraciones por separado, ya que los protocolos son muy similares en abdomen y pelvis, los valores del DLP corresponden estrictamente a la suma de los valores independientes de abdomen y de pelvis, y los valores de dosis efectiva también corresponden en primera aproximación a la suma de dosis efectivas de ambas regiones. Este último resultado es debido a que el haz está altamente colimado y de algún modo la contribución a la dosis efectiva de los órganos irradiados directamente es muy superior a la de los órganos que están fuera del volumen explorado.

Columna lumbar

En la Guía Europea⁶ los valores de referencia específicos de esta exploración están aún por determinar, aunque se recomiendan los de abdomen como referencia secundaria.

Los valores medios de DLP y E (tabla IX) obtenidos en los centros 4 y 5 del presente estudio se encuentran dentro del orden de los valores encontrados en otro estudio previo¹¹, siendo mayores en los otros dos centros. El centro 2 proporciona un valor de CTDI_w muy superior a los demás centros. El DLP y E también son considerablemente mayores. Este hecho puede tener de nuevo su explicación en el uso de detectores de gas, de baja eficiencia relativa. Encontramos una cierta dispersión en los valores de CTDI_w del centro 3 y por tanto también del DLP y de E, por su empleo del sistema de modulación de intensidad. En esta región proporciona una dosis media superior a los centros 4 y 5, al contrario que en otras indicaciones que producía una reducción neta de la dosis. En general las estimaciones de dosis en órganos y dosis efectiva para estos exámenes tienen el inconveniente de que no se tiene en cuenta la angulación del haz, lo que puede aumentar las diferencias entre los valores estimados y los realmente impartidos al paciente, aunque pensamos que tales diferencias para las dosis equivalentes en los órganos de la zona se compensan y permiten hacer una estimación aceptable de la dosis efectiva.

Los ovarios, aunque no son los órganos que más dosis absorbida reciben, contribuyen a aumentar la dosis efectiva en los pacientes femeninos. Los valores medios obtenidos de dosis absorbida en las gónadas femeninas es-

Tabla IX. Valores dosimétricos en exámenes de columna lumbar

Centro	2	3	4	5
CTDI_w (mGy)	62	38	35	34
DLP (mGy·cm)	530	477	242	279
E (mSv)	6,8	5,9	4,0	3,6
E_{DLP} ($\mu\text{Sv}/\text{mGy}\cdot\text{cm}$)	13	12	16	13

Tabla X. Valores medios por centro de E_{DLP} ($\mu Sv \cdot mGy^{-1} \cdot cm^{-1}$) en exámenes de TC de pelvis y columna lumbar⁴ para pacientes separados por su sexo

Centro	1		2		3		4		5	
Sexo	Fem.	Masc	Fem.	Masc	Fem.	Masc	Fem.	Masc	Fem.	Masc
Pelvis	21 (7)	12 (13)	22 (9)	13 (11)	17 (12)	10 (8)	25 (12)	14 (8)	24 (10)	12 (10)
Columna lumbar	–	–	15 (11)	11 (9)	15 (9)	11 (11)	18 (16)	12 (4)	15 (12)	11 (8)

⁴El número de pacientes de cada sexo se indica entre paréntesis.

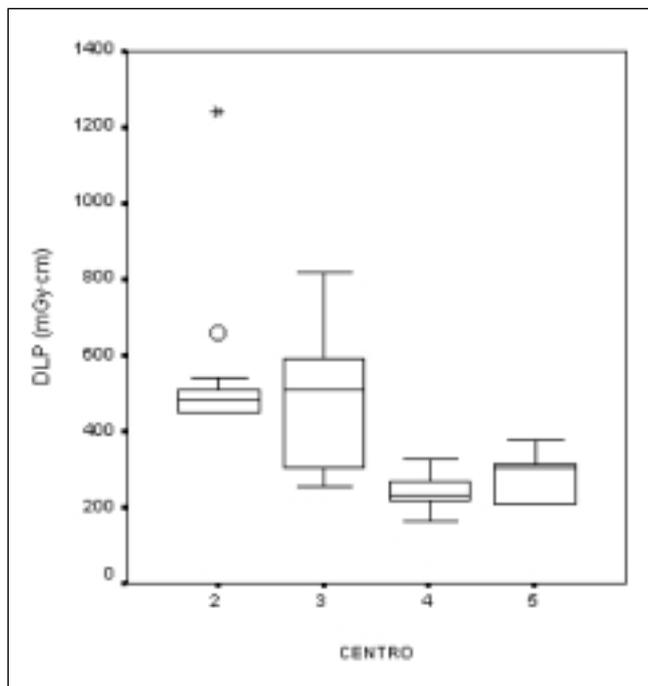


Fig. 5. Producto Dosis Longitud para cada centro en exámenes de TC de columna lumbar. Las cajas representan el rango intercuartil y la mediana. Las líneas verticales se extienden a los valores máximos y mínimos, excluyendo los valores atípicos (o) y valores extremos (*).

tán comprendidos entre 3 y 9 mSv, suficiente para encontrar una notable diferencia en los valores de E y de EDLP en pacientes de sexo diferente. Este hecho también ha sido constatado en estudios anteriores¹¹. Realizando el análisis nuevamente, distinguiendo entre sexos, se obtienen los valores mostrados en la tabla X. La reducción en la dispersión y la diferencia de los valores de E y del DLP se manifiesta claramente en la figura 5. Los valores medios de EDLP para el sexo femenino resultan comprendidos entre 15 y 18 $\mu Sv \cdot mGy^{-1} \cdot cm^{-1}$ y para el masculino entre 11 y 12 $\mu Sv \cdot mGy^{-1} \cdot cm^{-1}$. En cambio, en la Guía Europea⁶ encontramos un valor único de 15 $\mu Sv \cdot mGy^{-1} \cdot cm^{-1}$ para la zona del abdomen.

Conclusión

Se han expuesto las características de los exámenes de TC para las cinco exploraciones más usuales en la prácti-

ca clínica y se han estimado las magnitudes dosimétricas $CTDI_w$, DLP y E asociadas a cada uno de ellos. Los resultados se han comparado entre los distintos centros y con los valores mostrados en la Guía Europea⁶. Se ha observado también si cada centro se adapta a su propio protocolo o si existe mucha dispersión entre los resultados dosimétricos obtenidos.

Nuestro estudio se ha centrado en los criterios dosimétricos, obviándose los criterios de visualización y reproducción nítida relativos a la imagen propuestos en la Guía Europea⁶. No obstante, las recomendaciones que se han dado para la reducción de las dosis en algunos órganos y de la dosis efectiva no afectan a la calidad de la imagen. Así ocurre en los casos del cristalino en los estudios de cerebro o del tiroides en los de tórax, cuya dosis se reduce evitando la irradiación directa del haz aprovechando que las visualizaciones de dichos órganos no poseen validez diagnóstica.

Los resultados alcanzados indican que hay un margen importante para optimizar los protocolos sin pérdida de capacidad diagnóstica en todas las indicaciones analizadas, ya que la relación entre los valores medios máximo y mínimo por centros es prácticamente 2:1 para todas las áreas anatómicas analizadas. En algunos casos el procedimiento de optimización está relacionado con la elaboración o mejora de un protocolo estándar, en otros casos con un uso más regular de dichos protocolos, y en el caso de los equipos que disponen de un sistema de modulación de intensidad, en el uso más generalizado en todas las indicaciones en los que es posible.

Con independencia de las posibilidades concretas de optimización en los centros involucrados en el estudio, los valores medios del producto dosis-longitud han estado sistemáticamente por debajo de los recomendados como referencia en la Guía Europea⁶, y los valores del índice ponderado de dosis de TC han sido ligeramente superados en algún caso concreto.

Agradecimientos

A los Servicios de Radiofísica y Radiodiagnóstico de los centros participantes: Hospital del Aire, Hospital Doce de Octubre, Hospital La Paz, Hospital de Móstoles y Hospital Clínico San Carlos.

Referencias

1. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. Sources and Effects of Ionizing Radiation. UNSCEAR 2000 Report to the General Assembly, with scientific annexes. SOURCES and EFFECTS.
2. Golding S J, Shrimpton PC. Radiation dose in CT: are we meeting the challenge? *Br J Radiol* 2002; 75: 1-4.
3. Rogers LF. Radiation Exposure in CT: Why so high? *AJR* 2001;177: 277.
4. Nagel HD, editor. Radiation exposure in computed tomography (2nd edn). Frankfurt: European Coordination Committee of the Radiological and Electromedical Industries, 2000.
5. International Commission on Radiological Protection (ICRP): Managing Patient Doses in Computed Tomography; ICRP Publication 87, *Annals of ICRP*, Vol 30/4, Pergamon Press, Oxford (2001).
6. European Guidelines on quality criteria for computed tomography, report EUR 16262. Office for Official Publications of the European Communities. Brussels 1999. (Se puede descargar en <http://www.dr.dk/guidelines/ct/quality/index.htm>).
7. International Electrotechnical Commission. Medical electrical equipment - Part 2-44: Particular requirements for the safety of X-ray equipment for computed tomography. Geneva, 2002; IEC 60601-2-44 Ed. 2.1.
8. Jones DG, Shrimpton PC. Normalised organ doses for X-ray computed tomography calculated using Monte Carlo Techniques. NRPB-SR 2580. NRPB, Chilton (1990).
9. Shrimpton PC, Edyvean S. CT scanner dosimetry. *Br J Radiol* 1998; 71: 1-3.
10. International Commission on Radiological Protection (ICRP): 1990. Recommendations of the ICRP. ICRP Publication 60, Pergamon Press, Oxford (1991).
11. Calzado A, Rodriguez R, Muñoz A. Quality criteria implementation for brain and lumbar spine CT examinations *Br J Radiol* 2000; 73:384-95.
12. Yeoman LJ, Howarth L, Britten A, Cotterill A, Adam EJ. Gantry angulation in brain CT: dosage implications, effect on posterior fossa artifacts, and current international practice *Radiology* 1992;184(1):113-6.
13. Real Decreto 815/2001, sobre justificación del uso de las radiaciones ionizantes para la protección radiológica de las personas con ocasión de exposiciones médicas, B.O.E. 14 de Julio de 2001.

Tomografía computarizada de haz cónico con detectores de panel plano aplicada a la radioterapia guiada por imagen*

D.A. Jaffray, J.H. Siewerdsen, J.W. Wong,
Á.A. Martínez

Department of Radiation Oncology, William Beaumont Hospital, Royal Oak, MI

Resumen

Próposito: Las incertidumbres geométricas en el proceso de planificación y tratamiento de radioterapia limitan la escalada de dosis y son inductoras de complicaciones en el tejido sano. Se ha desarrollado un sistema para generar imágenes de alta resolución de los tejidos blandos del paciente en el momento del tratamiento, con el propósito de guiar la terapia y reducir las incertidumbres de posicionamiento. Se evalúan las prestaciones del sistema de imagen y se discute su aplicación a la radioterapia guiada por imagen.

Material y Métodos: Se ha integrado en el acelerador lineal un sistema de imagen capaz de ofrecer radiografía, fluoroscopia y tomografía computarizada (TC) de haz cónico. Un tubo de rayos X convencional, montado en un soporte abatible a 90° del cabezal de tratamiento, genera radiación con diferencias de potencial en el rango del kilovoltaje. Opuesto al tubo se halla un detector digital de panel plano y un tamaño de 41 cm x 41 cm. El sistema de imagen entero está controlado por ordenador, a través de una única aplicación encargada de la calibración, adquisición y procesado de imagen y reconstrucción tomográfica de haz cónico. La TC de haz cónico comporta la adquisición de múltiples imágenes durante una rotación de 360° del brazo. El algoritmo de reconstrucción empleado para generar imágenes del volumen es de retroproyección filtrada. El proceso de reconstrucción cuantifica y corrige la falta de exactitud debida a incertidumbres geométricas en la rotación del brazo del acelerador. El sistema de imagen se evalúa cualitativamente empleando un maniquí antropomórfico de cabeza y un maniquí de evaluación de contraste orientado coronalmente. Se ha estudiado también la influencia de las incertidumbres geométricas en la rotación del brazo.

Resultados: En las imágenes del maniquí de cabeza se aprecia como la reconstrucción de haz cónico ofrece una resolución espacial inferior al milímetro. La reconstrucción de alta resolución de planos sagitales y coronales muestra una resolución prácticamente isotrópica. La corrección requerida debida al combamiento del soporte del tubo por efecto gravitatorio, así como a los pequeños movimientos axiales de la estructura del gantry es del orden de 0,2 cm. Las imágenes reconstruidas sin aplicar esta corrección presentan pérdida de detalles, errores de registro y artefactos de línea. La reconstrucción del maniquí de contraste pone de manifiesto la capacidad del sistema para mostrar tejidos blandos. Se distingue fácilmente un contraste de 47 unidades Hounsfield en un corte de 0,1 cm de espesor para una exposición de 1.2 R (en aire, en ausencia del maniquí). La comparación con una TC convencional del maniquí muestra las ventajas de la TC de haz cónico.

Conclusiones: Un sistema de imagen por TC de haz cónico basado en un detector de panel plano extenso se ha adaptado con éxito a un acelerador lineal médico. El sistema puede producir imágenes de tejidos blandos con una excelente resolución espacial y a niveles de dosis aceptables. La integración de este tipo de tecnología en los aceleradores lineales médicos proporciona una plataforma ideal para tratamientos radioterápicos guiados por imagen de gran precisión.

Palabras clave: Radioterapia. Tomografía computarizada de haz cónico. Acelerador lineal. Guía por imagen. Detectores de panel plano.

Abstract

Purpose: Geometric uncertainties in the process of radiation planning and delivery constrain dose escalation and induce normal tissue complications. An imaging system has been developed to generate high-resolution, soft tissue images of the patient at the time of treatment for the purpose of guiding therapy and reducing such uncertainties. The performance of the imaging system is evaluated and the application to image-guided radiation therapy is discussed.

Para obtener copias del manuscrito original contactar con: David A. Jaffray, Ph. D., Department of Radiation Oncology, William Beaumont Hospital, 3601 W 13 Mile Rd., Royal Oak, MI 48073. Tel: (248) 551-7024. Fax: (248) 551-3784. E-mail: djaffray@beaumont.edu

* Traducción del original "Flut-Panel Cone-Beam Computed Tomography for Image-guided Radiation Therapy". Publicado en Int J Radiation Oncology Biol Phys 2002;53(5):1337-1349.

Methods and Materials: A kilovoltage imaging system capable of radiography, fluoroscopy, and cone-beam computed tomography (CT) has been integrated with a medical linear accelerator. Kilovoltage X-rays are generated by a conventional X-ray tube mounted on a retractable arm at 90° to the treatment source. A 41 x 41 cm² flat-panel X-ray detector is mounted opposite the kV tube. The entire imaging system operates under computer control, with a single application providing calibration, image acquisition, processing, and cone-beam CT reconstruction. Cone-beam CT imaging involves acquiring multiple kV radiographs as the gantry rotates through 360° of rotation. A filtered back-projection algorithm is employed to reconstruct the volumetric images. Geometric nonidealities in the rotation of the gantry system are measured and corrected during reconstruction. Qualitative evaluation of imaging performance is performed using an anthropomorphic head phantom and a coronal contrast phantom. The influence of geometric nonidealities is examined.

Results: Images of the head phantom were acquired and illustrate the submillimeter spatial resolution that is achieved with the cone-beam approach. High-resolution sagittal and coronal views demonstrate nearly isotropic spatial resolution.

Flex corrections on the order of 0.2 cm were required to compensate gravity-induced flex in the support arms of the source and detector, as well as slight axial movements of the entire gantry structure. Images reconstructed without flex correction suffered from loss of detail, misregistration, and streak artifacts. Reconstructions of the contrast phantom demonstrate the soft-tissue imaging capability of the system. A contrast of 47 Hounsfield units was easily detected in a 0.1-cm-thick reconstruction for an imaging exposure of 1.2 R (in-air, in absence of phantom). The comparison with a conventional CT scan of the phantom further demonstrates the spatial resolution advantages of the cone-beam CT approach.

Conclusions: A kV cone-beam CT imaging system based on a large-area, flat-panel detector has been successfully adapted to a medical linear accelerator. The system is capable of producing images of soft tissue with excellent spatial resolution at acceptable imaging doses. Integration of this technology with the medical accelerator will result in an ideal platform for high-precision, image-guided radiation therapy. ©2002 Elsevier Science Inc.

Key words: Radiotherapy. Cone-beam computed tomography. Linear accelerator. Image guidance. Flat-panel detectors.

Introducción

La planificación 3D en radioterapia ha estimulado el establecimiento amplio de técnicas de modulación de intensidad (IMRT), gracias a las ventajosas distribuciones de dosis que pueden obtenerse con el uso de esta tecnología. De un modo similar, la planificación 3D ha obligado a una comprensión en mayor profundidad de las incertidumbres geométricas asociadas al proceso de terapia, obteniéndose métodos de medida que permiten definir márgenes tridimensionales¹⁻⁶. A pesar de que el uso de márgenes adecuados resulta fundamental si se desea una buena cobertura de los volúmenes blanco, si fuese posible reducir dichos márgenes^{7,8} podrían obtenerse, con seguridad, importantes incrementos en la dosis prescrita. La investigación de las incertidumbres geométricas en radioterapia ilustra un buen número de desafíos a los que enfrentarse para reducirlas. El movimiento de los órganos internos⁹⁻²⁰ demuestra que, en muchas localizaciones, una reducción sustancial de la incertidumbre requiere la visualización de estructuras internas en la máquina de tratamiento. Los sistemas capaces de obtener imágenes de volumen en tiempo real para guiar la terapia han sido un importante objetivo del desarrollo tecnológico en los últimos cinco años.

Muchos investigadores han afrontado el problema a partir del uso de haces de tratamiento para obtener tomografía computarizada (TC) con megavoltaje (MV) del paciente en la posición de tratamiento. La primera propuesta en este sentido data de 1983 y la realizaron Swindell *et al.*²¹, esta propuesta ha sido extendida a tomografía de haz cónico por Mosleh-Shirazi *et al.*²². Otros investigadores emplean varios detectores bidimensionales (2D) para llevar a cabo TC de haz cónico con MV en aceleradores convencionales²³⁻²⁶. En 1987, Brahme *et al.*²⁷ propusieron

el desarrollo de TC MV basado en el haz barrido de fotones de 50 MV del Racetrack Microton; esta tecnología ofrece un gran contraste debido al aumento de la sección eficaz de producción de pares para energías de rayos X por encima de 1.022 MeV. Más recientemente, Ruchala *et al.* informan del desarrollo de un TC MV helicoidal integrado a una unidad de tomoterapia²⁸. Pese al gran número de investigadores dedicados a la TC MV para verificación en radioterapia, el único sistema que ha conseguido alcanzar el uso clínico rutinario ha sido el desarrollado por Nakagawa *et al.*²⁹. En su protocolo se emplea un corte de TC MV antes del tratamiento para verificar la colocación del paciente en la radiocirugía estereotáxica de pulmón. Aunque el empleo de la fuente de MV para imagen y tratamiento parece una solución adecuada, se enfrenta al gran problema causado por la baja eficiencia de los detectores de rayos X en el rango energético del MV³⁰. Esta baja eficiencia causa una pobre relación señal-ruido para niveles de dosis clínicamente aceptables (< 10 cGy). Además, la mayor capacidad de penetración de la radiación de estas energías en el detector contribuye a reducir la resolución espacial.

Una aproximación alternativa al problema consiste en la introducción de técnicas de imagen ya existentes en los equipos de terapia. Las ventajas de la integración entre obtención de imagen y tratamiento llevaron a Uematsu *et al.* a incorporar un TC convencional y una unidad de simulación convencional a la sala de radioterapia³¹. Este desarrollo ofrece imágenes de volumen y fluoroscopia en tiempo real en la sala de tratamiento. El enlace entre los sistemas de imagen y tratamiento se consigue mediante una mesa única, pivotante, que puede anclarse a las tres unidades. El sistema se ha usado en el tratamiento de diversas localizaciones, mostrando

las múltiples ventajas de integrar la obtención de imágenes con el tratamiento³²⁻³⁴.

Los autores del presente estudio optamos por integrar una fuente de rayos X de kilovoltaje (kV) y un detector de gran tamaño de panel plano en un acelerador lineal médico para poder obtener fluoroscopia, radiografía y TC volumétrica de haz cónico^{8,35-38}. La tomografía de haz cónico permite la reconstrucción de una imagen de TC volumétrica a partir de datos obtenidos en una sola rotación del brazo. Esta solución ofrece la funcionalidad combinada ya identificada por Uematsu *et al*³¹ de tener un único sistema para imagen y tratamiento. La calibración cruzada en geometría entre el sistema de imagen y el de tratamiento permite obtener imágenes volumétricas en el sistema de referencia de la unidad de tratamiento^{8,38}. De este modo se obtiene un sistema con un gran nivel de integración, en el que la consola de control de la unidad de tratamiento dirige la interrelación entre las componentes de imagen y de terapia de un único equipo. Esta forma de afrontar el problema tiene flexibilidad suficiente como para emplear estrategias de imagen específicas -fluoroscopia en tiempo real, radiografía, TC de haz cónico, o una combinación adecuada de las tres- según el tipo de tratamiento. La integración de los sistemas de imagen en la unidad de tratamiento permitirá llevar a cabo procedimientos guiados por imagen dentro de los limitados márgenes de tiempo disponibles en una unidad de tratamiento radioterápico.

En publicaciones anteriores se ha explorado la viabilidad de técnicas de radioterapia guiadas por imagen tomográfica de haz cónico, usando un sistema de imagen de kV basado en pantallas fluorescentes conectadas ópticamente a dispositivos acoplados a carga (CCDs). Se han identificado las desventajas del sistema basado en CCDs³⁹ se ha propuesto un nuevo enfoque basado en un detector de panel plano de gran tamaño⁴⁰. La adaptación de dicho sistema a un acelerador lineal médico y la evaluación de sus prestaciones es el tema de este artículo.

Material y métodos

Sistema de imagen

Se ha integrado a un acelerador lineal médico (Elekta, SL-20, Elekta Oncology Systems, Atlanta, GA) un sistema de imagen operando en el rango del kilovoltaje que permite obtener radiografías, fluoroscopia y TC de haz cónico. Para producir los rayos X se emplea un tubo convencional (Eureka Rad-92, Varian Sapphire Housing, véase la Tabla I) montado en un soporte abatible sostenido en la estructura giratoria del brazo (Fig. 1a). El foco del tubo está situado a 90° de la fuente de megavoltaje y a 100 cm (~ 0,2 cm) del eje de rotación del acelerador, que coincide con el eje de rotación del tubo de rayos X. El tubo de rayos X está conectado a un generador de alta frecuencia de

Tabla I. Características de los elementos del sistema de imagen

Acelerador Lineal	
Fabricante	Elekta Oncology Systems
Modelo	SL-20, Sli/MLCi
Masa	~ 5 10 ³ Kg
Rango de rotación	± 185°
Velocidad angular máxima	1 rpm
Tubo de Rayos X (kV)	
Fabricante	Varian Associates
Modelo	RAD-92, Sapphire Housing
Masa (tubo, coraza, colimador)	44.6 Kg
Capacidad de calor en el ánodo	600 kHU
Ángulo anódico	12°
Tamaño focal (nominal)	0,6 mm
Filtración Inherente	2 mm Al
Filtración Añadida	0,127 mm Cu
Generador	45 kW. Alta Frecuencia
Detector de Panel Plano	
Fabricante	PerkinElmer Optoelectronics
Modelo	RID-1640 AL1
Masa	22 Kg
Dimensiones de la carcasa	(67,2 x 59,9 x 4,4) cm ³
Material detector	133 mg/cm ² Gd ₂ O ₂ S:Tb
Tamaño del detector	(41 x 41) cm ²
Matriz de adquisición	1024 x 1024
Tamaño de píxel	400 µm
Receptores de señal de píxel	Fotodiodos de a-Si:H y Transistores de película delgada (TFT)
Factor de llenado	0,80
Capacidad de los fotodiodos	8,4 pF
Voltaje de los fotodiodos	-6 V
Carga almacenable en los fotodiodos	~ 48 pC
Tiempo de transferencia de carga	35 µs
Carga almacenable en el circuito integrado de lectura (ASIC)	5 pC
Velocidad máxima de lectura	3,5 fps
Rango dinámico	> 83 dB
Imagen latente	< 3 %
Profundidad de digitalización	16 bits

45 kW controlado por ordenador. Un detector digital de panel plano de 41 cm X 41 cm (Fig. 1b; RID 1640, PerkinElmer Optoelectronics, Wiesbaden, Alemania) está montado en el lado opuesto al del tubo en la posición del brazo de -90° y con una distancia nominal foco-detector de 155 cm. Las prestaciones del detector lo hacen especialmente indicado para la TC de haz cónico, dispone de una gran sección eficaz frente a los rayos X y un procedimiento de lectura eficiente y sin distorsiones. Este tipo de detectores se desarrollaron inicialmente para ser usados en radiografía y fluoroscopia, áreas en las cuales el desarrollo de los mismos sigue avanzando. Las características del detector empleado en el sistema se muestran en la Tabla I. El sistema de imagen funciona controlado por ordenador, bajo el sistema operativo Windows NT (Fig. 2a), existiendo una sincronización por software del proceso de

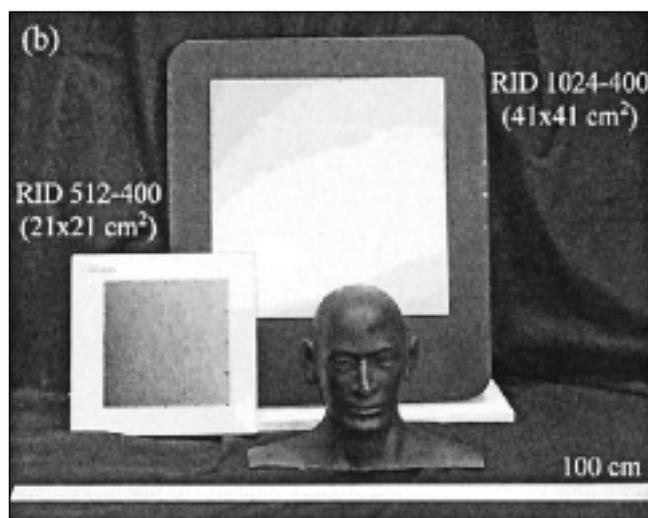
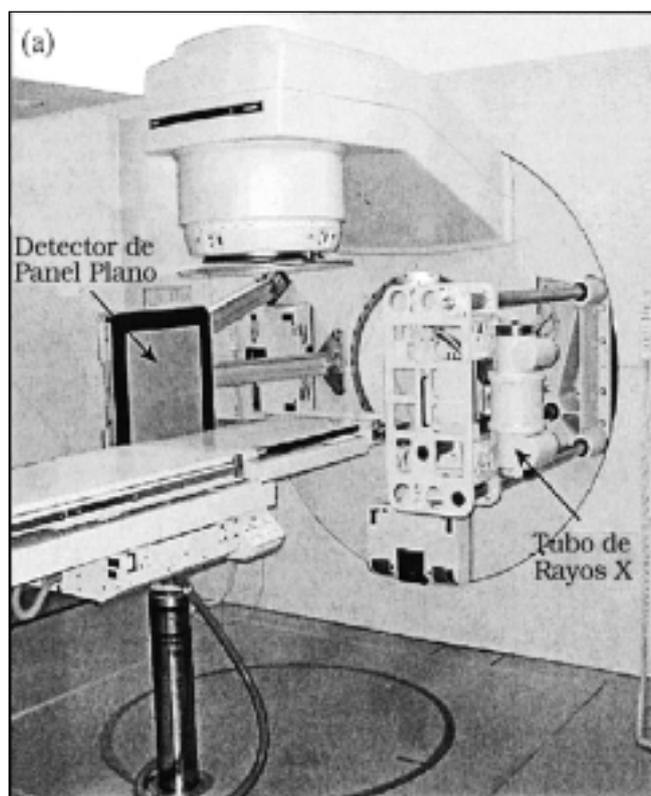


Fig. 1. (a) Acelerador lineal médico modificado para la TC de haz cónico. Se ha montado un tubo de rayos X en un brazo retráctil a 90° de la fuente de tratamiento. Frente al tubo se ha colocado un detector de panel plano extenso ($41\text{ cm} \times 41\text{ cm}$) en un soporte fijo. (b) Fotografía del detector de panel plano empleado en este estudio (negro) en comparación con un detector de menor tamaño empleado en trabajos previos y un maniquí antropomórfico de cabeza. El texto indica la matriz de adquisición y el tamaño de píxel (1024×1024 píxels y 512×512 píxels para un tamaño de píxel de $400\ \mu\text{m}$ respectivamente) así como el área de detección aproximada ($\sim 41\text{ cm} \times 41\text{ cm}$ y $\sim 21\text{ cm} \times 21\text{ cm}$ respectivamente).

exposición a rayos X y de lectura del detector. La calibración, adquisición de imagen, procesado y reconstrucción tomográfica de haz cónico se llevan a cabo en un ordenador personal equipado con un procesador Pentium Xeon de 500 MHz y 1 GB de memoria.

Geometría de adquisición de imagen

Para conseguir una reconstrucción tomográfica de haz cónico precisa debe conocerse la disposición geométrica en la que se ha adquirido cada proyección en el momento de la reconstrucción. Para los sistemas en los que un movimiento de rotación representa una buena descripción de su geometría de adquisición, la posición de cada proyección puede obtenerse a partir del incremento angular, suponiendo que se conocen al menos para una de las proyecciones las posiciones de la fuente de radiación, el eje de rotación y el detector. El sistema que estamos estudiando no puede ser descrito por una rotación simple. La gran masa del tubo de rayos X y del detector, junto al hecho de que se hallan a una distancia grande (125 cm) del sistema de rotación del brazo producen un combamiento apreciable de los soportes durante la rotación del brazo.

El sistema de calibración es similar al que describen Fahrig y Holdsworth⁴¹. Debe empezarse colocando una pequeña esfera de acero (de $0,8\text{ cm}$ de diámetro) en el isocentro nominal de tratamiento del acelerador, empleando los láseres de alineación. Se adquieren proyecciones de la esfera con el sistema de rayos X en una rota-

ción completa del brazo (360°) en el sentido horario. El programa de ordenador halla de forma automática el centroide de la esfera en cada una de las proyecciones. Se determina entonces el desplazamiento global de la proyección de la esfera con respecto al detector para verificar que la posición de la misma es correcta (a $0,2\text{ cm}$ de distancia máxima con respecto al eje teórico de rotación). A partir de este análisis se deduce un mapa de calibración que relaciona la posición del centroide con el ángulo de brazo. Debido a que existen efectos de histéresis en el movimiento del brazo la calibración se lleva a cabo para un ángulo inicial determinado (-180°) y en una dirección de rotación determinada (en sentido horario).

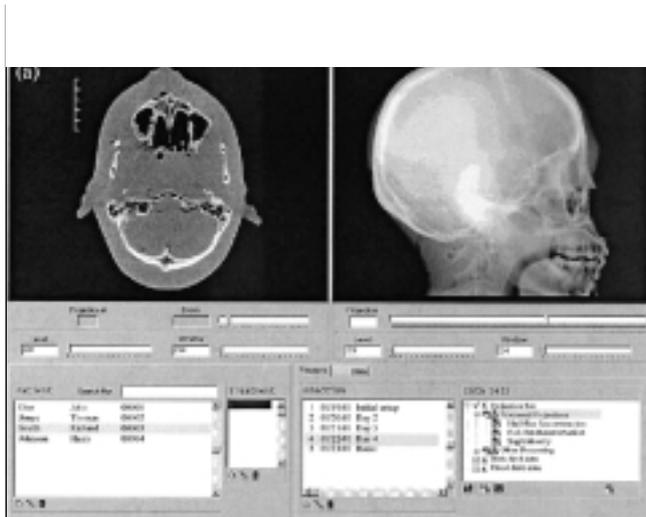
Las posiciones medidas del centroide se toman como localización real del eje central en la superficie del detector. El proceso de retroproyección en el código de reconstrucción se ha modificado para corregir las desviaciones del eje central entre proyecciones a través de una simple tabla de correcciones. Estas correcciones equivalen a aplicar pequeñas traslaciones de la posición del detector en el plano durante la retroproyección y no tienen en cuenta de forma completa los desplazamientos axiales del foco de rayos X.

Procedimiento de adquisición de imagen

La Tabla II presenta un resumen de la geometría de adquisición y de los parámetros de adquisición-reconstrucción del sistema de imagen. En este sistema la genera-

Tabla II. Geometría y parámetros de adquisición y reconstrucción

Geometría de adquisición	
Distancia Foco-Isocentro (nominal)	100 cm
Distancia Foco-Detector (nominal)	155 cm
Apertura angular del haz	15°
Campo de visión (en el isocentro)	(26,5 x 26,5) cm ²
Localización de la proyección del isocentro en el detector (Fig. 4)	
Coordenada <i>u</i> (número de píxel)	517,6 ± 1,1
Coordenada <i>v</i> (número de píxel)	496,2 ± 1,2
Parámetros de adquisición TC de haz cónico	
Potencial del tubo	120 kVp
Corriente del tubo	25 mA
Tiempo de exposición	25 ms
Número exposiciones (nominal)	330
mAs totales para TC de haz cónico	206 mAs
Rendimiento del tubo (mR/mAs en aire en el isocentro)	5.7 mR/mAs
Exposición total (mR en aire en el isocentro)	1.2 R
Rango angular de las proyecciones	360°
Velocidad angular media del brazo	(2.0 ± 0.2) °/s
Separación angular media entre vistas	(1.1 ± 0.3) °
Intervalo de lectura del detector (tiempo por vista)	570 ms
Tiempo total para TC de haz cónico	188 s
Parámetros de procesado y reconstrucción	
Corrección de uniformidad	Ajuste de Ganancia y Cero
Corrección de píxeles defectuosos	Filtro Mediana de 3 x 3
Filtro de reconstrucción	Hamming
Campo de visión reconstruido (en el isocentro)	(26,5 x 26,5 x 26,5) cm ³
Matriz de reconstrucción (nominal)	(1024 x 1024 x 1024) voxels
Tamaño de Voxel (nominal)	(0,025 x 0,025 x 0,025) cm ³



ción de rayos X y la adquisición de imagen operan independientemente del movimiento del brazo. La velocidad de rotación del brazo se ha seleccionado para proporcionar incrementos angulares razonables (1-2°) entre proyecciones. Se han llevado a cabo medidas de la velocidad angular del brazo en una rotación completa que demuestran que la velocidad de rotación no es constante; a pesar de eso, su variabilidad disminuye al aumentar la velocidad media de rotación. Se seleccionaron las velocidades angulares y frecuencias de lectura del detector con el fin de obtener la mayor velocidad posible que no necesitase una precisión excesiva en la sincronización entre la emisión de rayos X y la lectura del detector. El diagrama temporal para el procedimiento de imagen se ilustra en la Fig. 2b. En este equipo el intervalo entre adquisiciones de imagen viene determinado por la capacidad de lectura del detector. Inmediatamente después de la exposición a los rayos X se almacena la imagen, midiendo el ángulo de brazo justo antes y después de cada exposición. El promedio de ambas lecturas se emplea para localizar en los ficheros de calibración la descripción geométrica de la proyección adquirida. El ciclo de adquisición de imagen sigue hasta que el brazo ha recorrido 360° en su rotación. Los disparos del tubo de rayos X (120 kVp; 25 mA; 25 ms en este estudio) resultaron reproducibles dentro de un ~ 3%, con pequeñas fluctuaciones en el rendimiento del tubo que se normalizaron a partir de la lectura del detector en zonas del campo que no quedaban obstruidas en ninguna proyección. Para conseguir una gran velocidad de transferencia y almacenamiento, todas las proyecciones de cada adquisición (330 imágenes teóricas) se almacenaban directamente en la memoria del ordenador (se reservaron 660 Mb de memoria para el almacenamiento de estas imágenes).

Justo antes de la adquisición se efectúa una lectura de 20 imágenes del detector, en ausencia de radiación, para caracterizar la detección en ausencia de señal (corriente

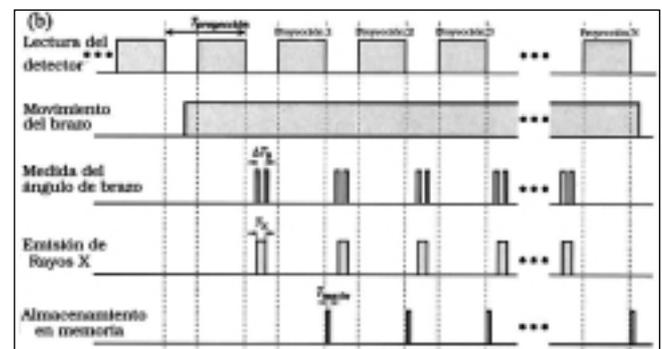


Fig. 2. (a) Contenido de la pantalla mostrando la aplicación para Windows NT desarrollada para adquirir, procesar, reconstruir y almacenar los datos de proyecciones y de TC de haz cónico. Se han integrado en la base de datos clínica los campos para información sobre el paciente, datos del tratamiento y conjunto de imágenes. El procedimiento de adquisición y procesado de la imagen es parecido al ya descrito⁴⁰, y la reconstrucción se efectúa con un algoritmo de retroproyección de haz cónico⁴². La estación de trabajo empleada en este estudio era un PC Pentium Xeon a 500 MHz con 1 GB de RAM. (b) El diagrama temporal de adquisición ilustra la sincronización entre la lectura del detector, la rotación del brazo y la exposición a Rayos X. El periodo entre proyecciones es constante a lo largo de todo el proceso ($T_{\text{proyección}} = 570$ ms). La rotación del brazo comienza antes de la primera proyección y se mide mediante un circuito con potenciómetro calibrado. El ángulo de brazo se lee dos veces por proyección - inmediatamente antes y después de la exposición a Rayos X - y se promedia para obtener el ángulo de la proyección adquirida.

oscura). También se adquiere otra colección de imágenes oscuras conjuntamente a una colección de exposiciones directas con la misma técnica empleada para la adquisición tomográfica de haz cónico. Estas imágenes son utilizadas para corregir la adquisición tomográfica de haz cónico por variaciones en la corriente oscura y en la ganancia de cada uno de los píxeles de la imagen. Con anterioridad se han identificado los píxeles defectuosos del sistema de imagen y se han corregido los valores de estas posiciones empleando un filtro de mediana de 3x3. Los píxeles defectuosos se detectan de forma semiautomática en otra serie de pruebas que se realizan en el detector. De forma resumida, los píxeles son automáticamente excluidos de acuerdo a criterios como la ganancia de píxel y el valor y estabilidad de la corriente oscura. Este procedimiento es capaz de detectar típicamente el 99% de los píxeles defectuosos, el 1% restante se detectan por inspección visual de las imágenes corregidas. Para el detector usado en este estudio se identificaron como píxeles defectuosos aproximadamente 5.000 sobre 1.048.576 totales.

El algoritmo de reconstrucción empleado para las imágenes tomográficas de haz cónico está basado en el publicado por Feldkamp *et al*⁴². Las proyecciones son pesa-

das y filtradas en una dimensión. Las imágenes resultantes se interpolan hasta una resolución cuatro veces superior y se almacenan para emplearlas en la retroproyección. Tal como se ha descrito anteriormente, la calibración geométrica para cada imagen modifica la localización de los píxeles y los vectores de retroproyección para tener en cuenta el combamiento del ensamblaje mecánico y las variaciones de la separación angular entre proyecciones. La influencia del combamiento del soporte en las imágenes reconstruidas puede evaluarse comparando imágenes reconstruidas aplicando la corrección por combamiento con imágenes en las que no se ha aplicado dicha corrección.

Medidas en maniqués

Las prestaciones del sistema de imagen se evaluaron empleando dos maniqués: (i) un maniqué antropomórfico de cabeza, y (ii) un maniqué de contraste orientado coronalmente.

El maniqué antropomórfico (The Phantom Laboratories, Salem, NY) consiste en la cabeza y torso de un esqueleto humano recubierto de plástico. Con la cabeza del

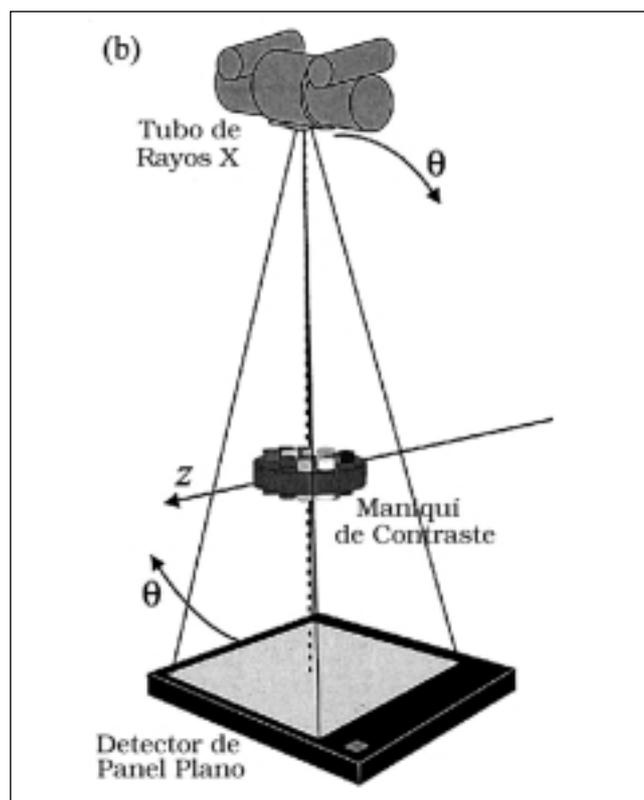
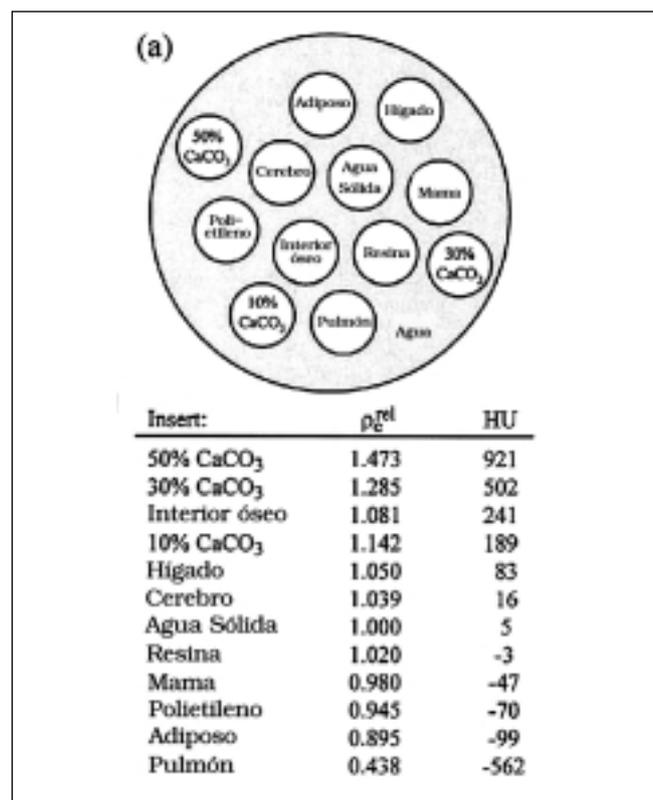


Fig. 3. Maniqué de contraste empleado en la evaluación preliminar del sistema de TC de haz cónico integrado en el acelerador. (a) Ilustración esquemática del maniqué de contraste, que dispone de 12 insertos con distinta densidad electrónica (Gammex RMI, Middletown, WI) en agua. Para cada inserto se muestran la densidad electrónica relativa al agua (P_e^{rel}) y el número TC aproximado (HU). (b) Diagrama mostrando el maniqué de contraste orientado coronalmente con respecto al sistema de imagen de TC de haz cónico adaptado al acelerador. Esta orientación permite ilustrar la capacidad de contraste del sistema en el plano $x-z$ y demuestra las características de uniformidad volumétrica en la resolución espacial del equipo (la resolución espacial en el eje z es similar a la del plano transversal $x-y$, a diferencia de la TC convencional en la que la resolución en el eje z está limitada por el espesor de corte).

maniquí suspendida al final de la mesa de tratamiento se adquirieron 321 proyecciones (120 kVp, 25 mA, 0.025 s) durante los 183 s que el brazo tardó en girar 360°. La exposición en aire (en ausencia del maniquí) en el isocentro para esta adquisición es de 1.2 R. Se reconstruyeron cuatro imágenes a partir de las proyecciones adquiridas, incluyendo una reconstrucción tridimensional de un volumen cúbico (341 x 341 x 341 para un tamaño de voxel de 0,075 cm) y tres cortes ortogonales (transversal, coronal y sagital) a la máxima resolución (1024 x 1024 y tamaño de voxel 0,25 cm).

En la Fig. 3a se muestra un esquema del maniquí de contraste, que consiste en un baño de agua de 16,7 cm de diámetro en el que se hallan doce insertos de 2,9 cm de diámetro colocados a 5 cm de profundidad. La composición de los insertos y su número TC nominal se muestran en la Fig. 3a⁴³. El maniquí se colocó en el isocentro del acelerador en un soporte radiotransparente (Fig. 3b). La técnica de irradiación empleada fue la misma que en el maniquí de cabeza (véase más arriba). Se adquirieron trescientas treinta proyecciones en los 360° durante 188 s. Se reconstruyeron cuatro cortes coronales adyacentes con la máxima resolución (1024 x 1024 y tamaño de voxel 0,025 cm) y se promediaron para producir un corte coronal con 0,1 cm de espesor de reconstrucción. Se adquirieron imágenes del maniquí de contraste en un TC convencional (Philips SR-7000, Philips Medical Systems, Atlanta, GA) usando una técnica no helicoidal (120 kVp, 200 mA, 1 s, filtro de cráneo, espesor de corte de 0,1 cm y 0,1 cm de avance de mesa entre cortes). La exposición en el TC convencional fue de 4.5 R en el isocentro (en ausencia del maniquí). Se adquirieron cortes de toda la longitud del maniquí en 180 s, generando 180 cortes. Se reconstruyó la imagen para un campo de visión (FOV) de 25 cm x 25 cm y una resolución de 0,049 cm (matriz de 512 x 512).

Resultados

Falta de exactitud geométrica

Los gráficos de la Fig. 4 describen la falta de exactitud geométrica del sistema estudiado. La Fig. 4a muestra un análisis del ángulo de brazo medido en tres adquisiciones tomográficas de haz cónico distintas. La velocidad angular del brazo presentaba variaciones de un factor 2 a lo largo de los aproximadamente 180 s consumidos en una rotación completa. Dado que las proyecciones se adquieren separadas por intervalos de tiempo fijos (cada 0.570 s), la densidad de proyecciones es mayor a 0° que a ~ 180°. La separación angular entre proyecciones varió en el intervalo entre 0,7° y 1,6° a lo largo de la adquisición. No se aplicó ningún tipo de corrección que tuviese en cuenta estas variaciones.

Además de la variación en la separación angular entre proyecciones, el sistema también presenta variabilidad en la posición relativa entre el foco emisor de rayos X y el detector de panel plano. La gráfica de la Fig. 4b ilustra la influencia del ángulo de brazo en la proyección del isocentro sobre el detector. Asumiendo que la trayectoria de la mancha focal es circular y que dicha trayectoria está correctamente descrita por el ángulo de brazo, entonces el desplazamiento observado en el isocentro puede atribuirse al combamiento del soporte sobre el que va montado el detector, o al movimiento de toda la estructura

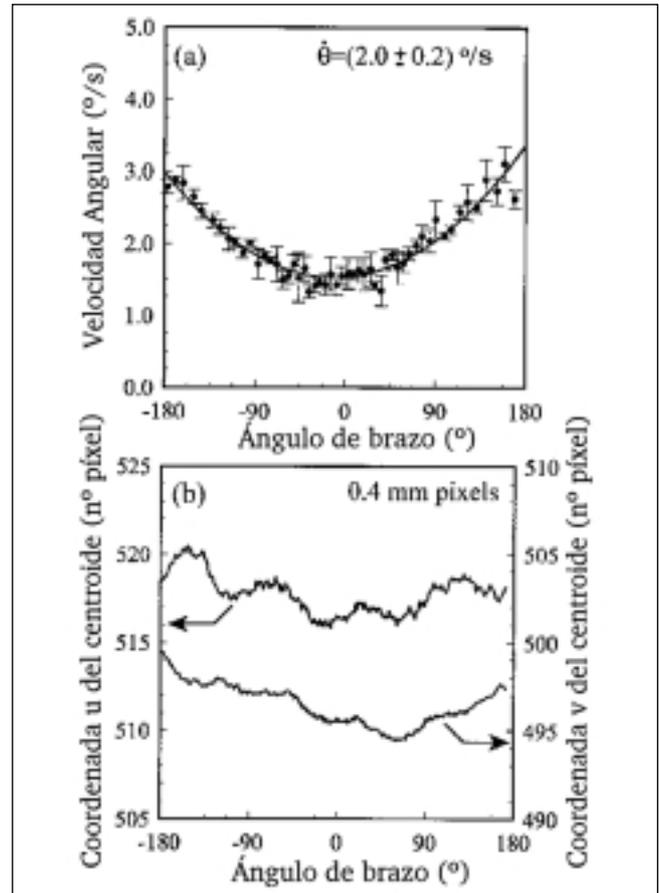


Fig. 4. Falta de exactitud geométrica en el sistema de TC de haz cónico adaptado al acelerador lineal. (a) Velocidad angular en función del ángulo de brazo para un valor del "assisted setup" (ASU) seleccionado de 20 (velocidad nominal del brazo), que es un valor intermedio entre la velocidad más rápida y más lenta del ASU. La falta de uniformidad en la velocidad de rotación (v.g. de un factor ~ 2 entre $\theta = 0$ y $\theta = \pm 180^\circ$) provoca un espaciado angular desigual entre las proyecciones adquiridas (que se adquieren con un periodo fijo $T_{\text{proyección}}$). La rotación del brazo es más rápida para $h = \pm 180^\circ$ (cabezal en el nadir), más lenta para $\theta = 0^\circ$ (cabezal en el cénit) y se puede ajustar a una parábola (línea continua). Las barras de error mostradas son iguales a dos desviaciones estándar. (b) Posición proyectada de la esfera de acero en función del ángulo de brazo. El rango en el que se mueve es realmente pequeño ($\sim 0,2$ cm), con componentes de alta y baja frecuencia muy reproducibles⁴¹. La magnitud de los desplazamientos es pequeña y éstos parecen seguir una periodicidad de 90°, en contra de los 180° que cabría esperar para el desplazamiento de un brazo simple. Esta discrepancia se atribuye a la estructura compleja de los dos brazos de soporte.

del brazo del acelerador con respecto a la sala de tratamiento. La gráfica de la Fig. 4b sugiere que en este caso se presentan ambos tipos de desplazamiento. Las desviaciones en la coordenada u indican el combamiento del soporte, y las desviaciones en la coordenada v indican desplazamiento del brazo del acelerador a lo largo de su eje en la rotación (v.g. un movimiento parecido al de un sacacorchos). La magnitud del desplazamiento total es inferior a 0,2 cm en ambas dimensiones. Tal y como se muestra en la Tabla II, la posición del isocentro proyectado está dentro de 1,1-1,2 píxeles de la posición media (u, v) en el detector (517,6, 496,3), siendo (512, 512) el centro de la matriz de 1024x1024 del detector. La reproducibilidad del combamiento observado se ha evaluado con adquisiciones repetidas (5) de la esfera de acero realizadas durante 4 horas. La máxima desviación estándar observada en la posición del isocentro proyectado (u, v) para cada uno de los ángulos de brazo fue de 0,4 y 0,2 píxeles (1 píxel equivale a 0,25 mm en el isocentro), y el promedio de la desviación estándar en los 360° totales fue de 0,1 y 0,05 píxeles. Los datos empleados para corregir las reconstrucciones fueron los obtenidos con mayor proximidad temporal. Las variaciones en la separación angular de proyecciones y en el movimiento relativo del isocentro se incorporan al proceso de reconstrucción ajustando la retroproyección para hacerla consistente con la geometría en la que se han obtenido las proyecciones.

Estudio con maniquí

La Fig. 5 muestra la reconstrucción tomográfica de haz cónico del maniquí antropomórfico de cabeza. La reconstrucción 3D del campo de visión completo (Fig. 5a) se llevó a cabo a un tercio de la resolución máxima (0,075 cm de tamaño de voxel), con el fin de mostrar el gran tamaño de campo de visión que puede conseguirse con una única rotación del brazo cuando se emplea tomografía de haz cónico. Las Figs. 5b-d ilustran tanto el gran tamaño del campo de visión conseguido como la alta resolución de las imágenes obtenidas a partir de una única adquisición tomográfica de haz cónico. El corte transversal (Fig. 5b) es el corte habitual en TC. Las Figs. 5c y 5d muestran la verdadera naturaleza tridimensional de la adquisición de haz cónico, que presenta una excelente resolución espacial en todas las dimensiones. La estructura trabecular del hueso se aprecia claramente en la columna vertebral (Figs. 5e y 5f). En resumen, las imágenes reconstruidas muestran una calidad uniforme tanto en contraste como en resolución espacial, sin aparición de grandes niveles de ruido ni artefactos severos. Su aplicación potencial a la radioterapia de cabeza y cuello de gran precisión resulta evidente. Los resultados son consistentes con los publicados anteriormente⁴⁰, en los que la función de transferencia de modulación del sistema mostraba una resolución inferior al milímetro ($\sim 0,7$ mm de anchura a mitad de altura de la función de

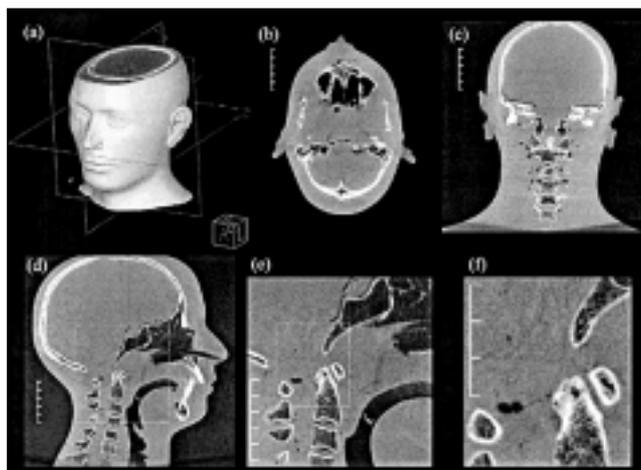


Fig. 5. Imágenes de TC de haz cónico del maniquí antropomórfico de cabeza. (a) Reconstrucción de superficies a partir de los datos de volumen, en la que se muestran los planos transversal, coronal y sagital e ilustra la resolución espacial uniforme en volumen de las imágenes. La imagen (a) se reconstruyó con un campo de visión de (26,5 x 26,5 x 26,5) cm³ con un tamaño de voxel de 0,075 cm (~ 3 veces el tamaño de voxel nominal de 0,025 cm). Cortes transversales (b), coronales (c) y sagitales (d) del volumen reconstruido a la resolución máxima (1024 x 1024 voxels con un tamaño de 0,025 cm). La figura muestra la uniformidad en calidad y cantidad de datos adquiridos en la TC de haz cónico. La gran resolución espacial del sistema queda reflejada en la magnificación de las estructuras óseas que rodean el tronco cerebral (e y f).

dispersión lineal). En el corte sagital puede observarse un ligero artefacto en forma de líneas verticales cuya causa está siendo investigada.

La Fig. 6 ilustra la importancia de reconstruir empleando la corrección por combamiento del soporte y por desplazamiento de la estructura del brazo. Se reconstruyeron TC de haz cónico del maniquí de cabeza sin aplicar correcciones y éstas fueron comparadas con reconstrucciones en las que sí se había aplicado la corrección. La influencia de estas pequeñas correcciones ($< 0,2$ cm) queda clara cuando se comparan reconstrucciones con y sin corrección. La falta de rigidez del sistema se pone de manifiesto de tres formas: (1) una reducción global de la capacidad de distinción de detalles (como evidencia la parte anterior del paladar duro en las Figs. 6d y 6e); (2) la aparición de artefactos debidos a errores de registro de la imagen (como se observa en el doble borde del hueso en la cara anterior de la fosa craneal posterior, justo al lado de las celdillas mastoideas en las Figs. 6a y 6b); y (3) la introducción de artefactos de línea (artefactos horizontales que cruzan las celdillas mastoideas en la Fig. 6b). Los artefactos de línea deberían ser más acusados en materiales con mayor contraste, pudiendo oscurecer estructuras de bajo contraste cercanas. Todas estas imágenes ilustran la importancia de minimizar las inconsistencias geométricas entre el proceso de adquisición y el de reconstrucción. Debe ponerse especial empeño en eliminar la falta de exactitud geométrica o en garantizar su reproducibilidad.

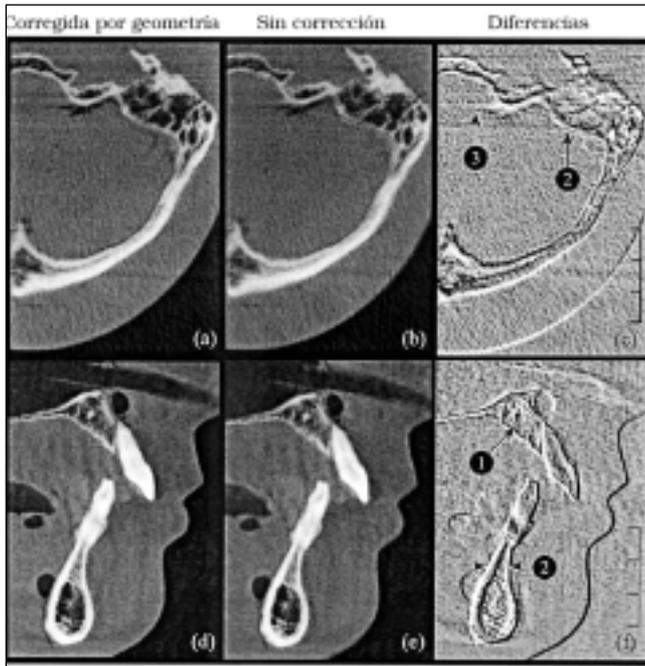


Fig. 6. Influencia de las imprecisiones geométricas debidas al combamiento de los soportes en el maniquí antropomórfico de cabeza. Se comparan imágenes reconstruidas con corrección [transversal magnificada (a) y sagital (d)] frente a imágenes reconstruidas sin corrección [transversal (b) y sagital (e)]. Una observación detenida de las imágenes muestra pequeñas diferencias cualitativas, incluyendo un emborronamiento de las trabéculas y un ligero incremento de artefactos de línea para las imágenes reconstruidas sin corrección. En las imágenes resta [transversal (c) y sagital (f)] se destacan las regiones más sensibles a la presencia de combamiento e indican la estructura global de los errores de registro introducidos cuando se ignoran la falta de idealidad geométrica. Hay tres características que identifican la influencia del combamiento en la estructura: (1) pérdida de detalles, (2) errores en el registro que comportan un desplazamiento en la imagen o en regiones del maniquí y (3) la aparición de líneas que pueden ocultar estructuras de bajo contraste. La escala viene indicada en las imágenes diferencia (c y f) correspondiendo cada una de las subdivisiones a 1 cm. El detalle con el que aparecen las trabéculas óseas es consistente con las prestaciones de un prototipo anterior basado en la misma tecnología, cuya función de transferencia de modulación se mantenía en un 10% para frecuencias espaciales muy altas ($1,5 \text{ mm}^{-1}$)⁴⁰.

Las imágenes del maniquí de contraste orientado en el plano coronal aparecen en la Fig. 7. La imagen tomográfica de haz cónico (Fig. 7a) fue reconstruida con un tamaño de voxel de 0,025 cm en cuatro cortes consecutivos, que se promediaron para obtener un corte coronal con un espesor de reconstrucción de 0,1 cm. La imagen obtenida reproduce bien los detalles y presenta un buen contraste para tejidos blandos. El inserto de menor contraste que puede distinguirse es el de mama, con un número TC de 47. La imagen del mismo maniquí adquirida en un TC convencional se muestra en la Fig. 7b. No es posible realizar una comparación directa de resolución espacial o resolución a bajo contraste debido a las diferencias en tamaño de voxel (un factor 4 en volumen de voxel) y a las diferencias en dosis total para obtener

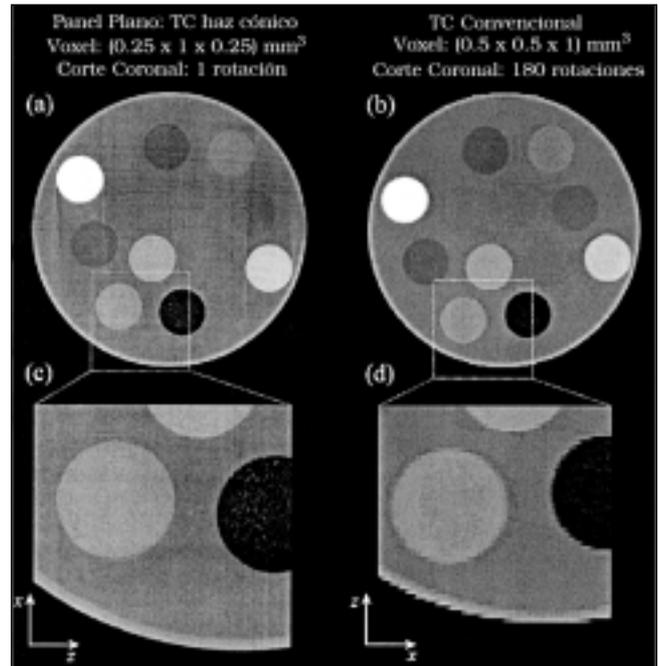


Fig. 7. Imágenes coronales del maniquí de contraste (imágenes en el plano x-z) adquiridas empleando el sistema de TC de haz cónico integrado en el acelerador y empleando un TC convencional. (a) Corte coronal de TC de haz cónico (tamaño de voxel: 0,025 cm x 0,1 cm x 0,025 cm) con un espesor de 0,1 cm obtenido promediando cuatro cortes consecutivos reconstruidos con el tamaño de voxel nominal. (b) Corte coronal del maniquí de contraste reconstruido con el TC convencional (tamaño de voxel: 0,05 cm x 0,1 cm x 0,05 cm). La imagen de (b) corresponde a un corte reconstruido a partir de 180 cortes transversales contiguos, mientras que en (a) el corte se obtiene de los datos volumétricos adquiridos a partir de una única rotación alrededor del maniquí. Las imágenes magnificadas (c y d) ilustran las diferencias en resolución espacial en el eje z.

las imágenes. De todos modos, resulta interesante constatar que ambas imágenes se adquirieron consumiendo el mismo tiempo (180 s) y que el TC convencional trabajó al límite de resolución en la dimensión axial (espesor de corte de 0,1 cm). La diferencia en resolución axial se aprecia con claridad en las Figs. 7c y 7d. Para la tomografía de haz cónico, la resolución obtenida es comparable a la que se obtiene en la reconstrucción de cortes transversales ($\sim 0,05$ cm). En el sistema convencional, en cambio, la resolución en el eje z está limitada por el espesor de corte (0,1 cm en este caso). En los insertos óseos de alto contraste se observa un artefacto en forma de líneas de bajo contraste. Este tipo de artefactos son comunes en los cortes transversales de TC convencional en los que hay un error de calibración en geometría, dando como resultado inconsistencias en la retroproyección de vistas opuestas. La presencia de estos artefactos en el plano coronal indica errores en el registro de la posición axial entre proyecciones. Probablemente la causa del artefacto esté en pequeñas variaciones en el desplazamiento del brazo entre adquisiciones. Ensayos previos han demostrado que existen efectos de histéresis

en este movimiento (v.g., la posición axial del brazo depende tanto del ángulo como de la dirección de movimiento). Es necesario un estudio más detallado de la estabilidad de estas correcciones.

Globalmente, la tomografía de haz cónico demuestra la capacidad del sistema de cara a ofrecer gran resolución espacial y buen contraste entre tejidos blandos. Además, en la comparación entre la tomografía de haz cónico y la TC convencional destaca la ausencia de distorsiones geométricas evidentes en la imagen tomográfica de haz cónico.

Discusión

Se ha adaptado un sistema de imagen por rayos X en el rango del kilovoltaje a un acelerador lineal médico con el fin de guiar la terapia con radiaciones. Los resultados muestran que el sistema puede obtener imágenes del cuerpo humano con una excelente resolución espacial y excelente contraste en tejidos blandos. Investigaciones previas han demostrado que los detectores de panel plano son adecuados para la tomografía de haz cónico^{37, 40, 44-48}. Los resultados contenidos en este artículo demuestran que este tipo de detectores puede emplearse en condiciones de geometría no ideal. La magnitud de la falta de idealidad geométrica que se ha obtenido en este estudio no resulta representativa de la que se observaría en otros aceleradores. Es más, se pueden realizar ajustes por parte del servicio técnico que minimicen el movimiento axial (de sacacorchos) del brazo en su rotación. El algoritmo de reconstrucción se adapta razonablemente bien a las fluctuaciones en velocidad angular, y en la actualidad se trabaja en correcciones más finas que sean capaces de considerar correctamente el distinto espaciado angular entre proyecciones.

Debe prestarse especial cuidado a la mayor influencia de radiación dispersa en la geometría de haz cónico. La radiación dispersa que llega al detector puede producir artefactos en la imagen y una reducción en la relación contraste-ruido. Trabajos recientes demuestran que hay formas de evitar este tipo de problemas⁴⁷. La primera consiste en minimizar la radiación dispersa que llega al detector, pero manteniendo una buena eficiencia de detección. Nuestros resultados sugieren que, en situaciones en las que existe gran dispersión, como en el caso de imágenes pélvicas, las distancias fuente-detector óptimas se sitúan entre 150 y 160 cm. Esta afirmación se ve apoyada por la ausencia de artefactos evidentes debidos a radiación dispersa en las imágenes presentadas. Una vez esté correctamente modelizada la geometría del sistema se pueden desarrollar otros métodos para corregir el efecto de la radiación dispersa, incluyendo (i) selección adecuada del tamaño de voxel empleado en la reconstrucción y (ii) aumento de la dosis con la que se obtiene la imagen. Este tipo de soluciones sólo pueden llevarse a

cabo si se adaptan a protocolos de imagen, en los que se hayan establecido la resolución espacial necesaria para la radioterapia guiada por imagen, las dimensiones de la zona de la que se desean obtener imágenes y las limitaciones de dosis⁴⁸, fijadas con criterios clínicos.

El objetivo final de estos trabajos es el desarrollo de un sistema que permita al oncólogo radioterápico tratar con seguridad, empleando distribuciones de dosis en el paciente con niveles de conformación más propios de la radiocirugía que de la radioterapia convencional. Debido al alto grado de detalle que ofrecen las imágenes presentadas aquí, parece evidente que un sistema de este tipo comenzará a difuminar la frontera entre estas dos técnicas, permitiendo la escalada de dosis e incluso desafiando los dogmas referentes al fraccionamiento. Hay una gran cantidad de trabajo pendiente hasta conseguir un sistema de gran precisión para guiar la radioterapia, pero no parece que existan impedimentos tecnológicos que eviten este desarrollo. En base a los resultados ya presentados, hay varios puntos que deben analizarse antes de conseguir el propósito final, éstos incluyen el campo de visión de la imagen, el tiempo de adquisición y reconstrucción, los movimientos del paciente, la calibración cruzada del sistema de imagen con el de tratamiento, y la integración del sistema de imagen con el sistema de control del equipo de tratamiento.

En el sistema descrito en este estudio el campo de visión está limitado a un cilindro de 26,5 cm de longitud por 26,5 cm de diámetro. Esta limitación es el resultado de la condición de que todo el objeto a reconstruir debe estar dentro del campo de visión del detector en todas las proyecciones. Cho *et al.*⁴⁹ han desarrollado un método que aumenta el campo de visión de un detector pequeño desplazándolo con respecto al eje central. Esta solución obliga a adquirir proyecciones en una rotación completa de 360°. Un desplazamiento de este tipo, con un solapamiento de proyecciones opuestas en el detector de 7,6 cm, permitiría reconstruir un campo total de 48 cm, que es comparable al que se obtiene en un TC convencional. Pese a que es posible el desarrollo de detectores de mayor tamaño (> 41 cm), el detector empleado en este estudio representa el mayor tamaño que puede obtenerse industrialmente en la actualidad. Por consiguiente, el desarrollo del sistema con el detector desplazado resulta vital actualmente para localizaciones fuera de la zona de cabeza y cuello.

En este sistema, el tiempo necesario para adquirir la totalidad de proyecciones de haz cónico es de aproximadamente 180 s. Una mejora en la sincronización del sistema permitiría reducir ese tiempo en un factor 2 (es decir, 90 s), en ella la sincronización de la exposición a rayos X vendría controlada por un circuito de hardware, y el detector se leería a la máxima velocidad posible de 0,285 s/imagen. Se han publicado velocidades de lectura superiores (30 imágenes/s) en detectores del mismo tipo⁵⁰, esta velocidad permitiría adquirir 330 proyecciones

en menos de 15 s. A esta velocidad de lectura la limitación del sistema de imagen estaría en la máxima velocidad de rotación del brazo (1 revolución por minuto). Esta restricción se debe a las recomendaciones de la Comisión Internacional Electromecánica (IEC, Ginebra, Suiza) con respecto al movimiento de equipos médicos y pueden tener que ser revisadas a la luz de las ventajas de una mayor velocidad de adquisición de imagen. Las velocidades lentas tienen como resultado una mayor probabilidad de artefactos por movimiento en las imágenes reconstruidas. Los artefactos debidos a la respiración y a movimientos peristálticos deben ser investigados en mayor profundidad, y pueden limitar el uso del sistema en determinadas localizaciones, hasta que no se desarrollen sistemas más rápidos.

Para la aplicación clínica en tiempo real de la TC de haz cónico es necesario disponer de las imágenes en un tiempo breve tras la adquisición. Las imágenes que se presentan en este estudio se reconstruyeron en un ordenador equipado con un procesador Pentium Xeon a 500 MHz y 1 GB de memoria RAM, tomando un tiempo que varió entre unos pocos minutos para un corte transversal de alta resolución, a 21 h para un volumen cúbico de 341 x 341 x 341. Se ha dedicado muy poca atención a disminuir estos tiempos, ya que existen en el mercado sistemas de reconstrucción de gran velocidad que pueden adaptarse fácilmente a la reconstrucción de las proyecciones de haz cónico aquí presentadas (comunicación privada, H. Bruning, Ph.D., TeraRecon Inc., San Mateo, CA; comunicación privada, R. Brauner, Mercury Computing Inc., Chelmsford, MA). Este tipo de sistemas permiten la reconstrucción de un volumen de 256^3 partiendo de 300 proyecciones (1024 x 1024) en tiempos inferiores a 60 s (comunicación privada, H. Bruning). Con las prestaciones de estos sistemas la imagen estaría disponible con un retraso de 1 min tras finalizar la adquisición; si además se tiene en cuenta que existe la posibilidad de comenzar el proceso de reconstrucción durante la adquisición, la imagen aparecería segundos después del fin de la adquisición.

Una diferencia significativa entre la TC convencional y la TC de haz cónico en el contexto de la radioterapia guiada por imagen es el hecho que las imágenes de TC de haz cónico pueden referirse directamente al sistema de coordenadas de la máquina de tratamiento, sin la necesidad de usar marcas en la piel, marcos estereotáxicos o movimientos calibrados de la mesa de tratamiento. El uso de TC de haz cónico como guía para la terapia con radiaciones debe desarrollar paralelamente un sistema de calibración cruzada entre las componentes de imagen y de tratamiento del acelerador. Mediante este sistema, todos los voxels de la imagen reconstruida pueden localizarse con respecto a la fuente de megavoltaje y a los distintos sistemas de conformación del haz. Se puede prever un sistema de control en el cual estos componentes estén representados gráficamente junto a las imágenes de

TC de haz cónico adquiridas. Sería muy interesante que el sistema pudiese realizar cálculos de dosis, para poder visualizar la distribución de dosis en la anatomía del paciente en el momento del tratamiento. Por todo ello, parece claro que un sistema de control del acelerador podría disponer de muchas de las herramientas que actualmente se encuentran en un sistema de planificación 3D. El equipo de haz cónico tiene además la ventaja de permitir obtener fluoroscopia y radiografía con gran calidad de imagen en la sala de tratamiento, permitiendo una verificación radiográfica simple de la posición del paciente, así como un control fluoroscópico de su movimiento en el transcurso de la irradiación - esta última característica tiene especial importancia al haber aumentado el uso de campos pequeños como los empleados en la modulación de intensidad estática o dinámica.

Finalmente, un área de importancia crítica en el uso clínico de este tipo de dispositivos es una buena integración del sistema de imagen en la consola de control del acelerador. Los procedimientos de imagen con excesiva complicación está claro que no tendrán éxito alguno en los muy ocupados centros de tratamiento actuales, y sólo consiguiendo un gran nivel de integración entre la obtención de imagen y el tratamiento se conseguirá que esta tecnología avance en el terreno clínico. La lenta aceptación de los sistemas de imagen portal es un lamentable ejemplo de lo expuesto. Pese a que esta tecnología ha estado disponible, de una forma u otra, durante muchos años, todavía no ha sido adoptada por la mayoría. Esto es consecuencia de la falta de disponibilidad de herramientas para una adecuada interpretación de las imágenes obtenidas, y la no integración total de estos sistemas en una práctica clínica aceptable. Se supone que esta experiencia nos permitirá aprender para que la tecnología aquí descrita no sufra un destino similar.

La aplicación clínica de esta tecnología necesita un estudio en mayor profundidad. Este estudio debería realizarse por localizaciones, valorando en cada caso la importancia de disponer de radioterapia guiada por imagen. Aunque está fuera de toda duda que muchas localizaciones se beneficiarían de una mayor precisión en el tratamiento, hemos dedicado especial interés en nuestro estudio a los tratamientos de próstata, ya que pueden ejemplificar la mayor parte de las dificultades que se presentan en el resto de localizaciones. La proximidad entre la próstata y la pared rectal supone en ocasiones el solapamiento entre volúmenes a evitar y volúmenes blanco, restringiendo severamente la escalada de dosis. La obtención de imágenes de tejidos blandos en el momento del tratamiento permitirá la planificación en tiempo real y puede ofrecer volúmenes blanco y de pared rectal sin solapamientos. En este escenario se hace posible el hipofraccionamiento sin arriesgarse al aumento de las complicaciones rectales. Otras localizaciones de interés son: cabeza y cuello, al poder verse la anatomía de los tejidos blandos del cuello; la visualización de los compartimentos muscu-

lares en el tratamiento de sarcomas; y el tratamiento guiado por imagen de metástasis (por ejemplo las hepáticas), por nombrar sólo algunas. Además del importante papel que esta tecnología puede tener en el aumento de la precisión de los tratamientos, hay también otro papel menos activo, pero de gran importancia que no debería ser subestimado. Por primera vez en la historia de la radioterapia existe la posibilidad de tener una información precisa de la distribución de dosis en cada fracción del tratamiento. La importancia de esta información adicional en nuestra comprensión de las relaciones dosis-respuesta en tumores y efectos dosis-volumen para complicaciones de tejido sano no necesita una mayor explicación.

Conclusiones

Los resultados de estos estudios apoyan la hipótesis de que la tomografía de haz cónico basada en grandes detectores de panel plano es una excelente solución para la radioterapia guiada por imagen de alta precisión. Estudios anteriores acerca de los fundamentos físicos de los detectores de panel plano y su aplicación a la TC de haz cónico demuestran que este tipo de equipos disponen de las características adecuadas para obtener imágenes de los tejidos blandos en la geometría de tratamiento. Los resultados aquí presentados ponen de manifiesto el hecho de que esta tecnología puede adaptarse satisfactoriamente a un acelerador lineal médico convencional, teniendo en cuenta las imprecisiones geométricas. Pese a que queda claro que esta tecnología puede ofrecer imágenes 3D del paciente en posición de tratamiento, no está resuelta la aplicación inmediata de estas imágenes como guía para la terapia.

Proponemos el desarrollo de una nueva generación de máquinas de tratamiento radioterápico, capaces de integrar el sistema de imagen y de tratamiento, proporcionando medios para la rápida identificación del volumen blanco, visualización en tiempo real y una irradiación eficiente. Un sistema como el descrito se basaría en la TC de haz cónico con una fuente de kV y una fuente convencional de haz cónico para el tratamiento. Con soluciones de este tipo se añade mayor versatilidad clínica a la estructura de brazo isocéntrico de tratamiento, gracias a la posibilidad de obtener imágenes de tejidos blandos con bajas dosis de radiación y una visualización fluoroscópica en tiempo real.

Agradecimientos

Se reconoce especialmente el apoyo de Elekta Oncology Systems.

Este trabajo ha sido posible gracias a la financiación del "Prostate Cancer Research Program" (DAMD17-98-1-8497) y del NIH/NCI (R01CA89081-01).

Los autores desearían agradecer al Dr. R. Clackdoyle y al Dr. F. Noo la cesión de su algoritmo Feldkamp de reconstrucción, sobre el que se ha basado el código de reconstrucción empleado. Agradecemos también que el Dr. Marcel van Herk nos proporcionase la librería de visualización empleada por el sistema de adquisición. Echaremos mucho de menos los conocimientos y habilidades de Mr. Walter Jendhoff, quien actualmente persigue otros objetivos.

Referencias

1. ICRU Report 50. Dose specification for reporting external beam therapy with photons and electrons. Washington, DC: International Commission of Radiation Units and Measurements; 1978 (Traducción española de la edición de 1993: Prescripción, Registro y Elaboración de Informes en la Terapia con Haces de Fotones. Sociedad Española de Física Médica; 1999).
2. Mageras GS, Kutcher GJ, Leibel SA. A method of incorporating organ motion uncertainties into three-dimensional conformal treatment plans. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1996;35:333-342.
3. Killoran JH, Kooy HM, Gladstone DJ, et al. A numerical simulation of organ motion and daily setup uncertainties: Implications for radiation therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1997;37:213-221.
4. McKenzie AL, van Herk M, Mijneer B. The width of margins in radiotherapy treatment plans. *Phys Med Biol* 2000;45:3331-3342.
5. Yan D, Lockman D, Brabbin D, et al. An off-line strategy for constructing a patient-specific planning target volume in adaptive treatment process for prostate cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2000;48:289-302.
6. van Herk M, Remeijer P, Rasch C, Lebesque JV. The probability of correct target dosage: Dose-population histograms for deriving treatment margins in radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2000;47:1121-1135.
7. Balter JM, Chen GTY, Pelizzari CA, et al. On-line repositioning during treatment of the prostate: A study of potential limits and gains. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1993;27:137-143.
8. Martinez AM, Yan D, Lockman D, et al. Improvement in dose escalation using the process of adaptive radiotherapy combined with three-dimensional conformal or intensity-modulated beams for prostate cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2001;50:1226-1234.
9. Roeske JC, Forman JD, Mesina CF, et al. Evaluation of changes in the size and location of the prostate, seminal vesicles, bladder, and rectum during a course of external beam radiation therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1995;33:1321-1329.
10. Stroom JC, Koper PC, Korevaar GA, et al. Internal organ motion in prostate cancer patients treated in prone and supine treatment position. *Radiother Oncol* 1999;51:237-248.
11. Hanley J, Lumley MA, Mageras GS, et al. Measurement of patient positioning errors in three-dimensional conformal radiotherapy of the prostate. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1997;37:435-444.
12. Lattanzi J, McNeeley S, Pinover W, et al. A comparison of daily CT localization to a daily ultrasound-based system in prostate cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1999;43:719-725.
13. Balter JM, Sandler HM, Lam K, et al. Measurement of prostate movement over the course of routine radiotherapy using implanted markers. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1995;31:113-118.
14. Crook JM, Raymond Y, Salhani D, et al. Prostate motion during standard radiotherapy as assessed by fiducial markers. *Radiother Oncol* 1995;37:35-42.
15. Althof VGM, Hoekstra CJM, te Loo HJ. Variation in prostate position relative to adjacent bony anatomy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1996;34:709-715.
16. van Herk M, Bruce A, Kroes G, et al. Quantification of organ motion during conformal radiotherapy of the prostate by three dimen-

- sional image registration. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1995;33:1311-1320.
17. Remeijer P, Rasch C, Lebesque JV, van Herk M. A general methodology for three-dimensional analysis of variation in target volume delineation. *Med Phys* 1999;26:931-940.
 18. Kubo HD, Hill BC. Respiration gated radiotherapy treatment: A technical study. *Phys Med Biol* 1996;41:83-91.
 19. Balter JM, Ten Haken RK, Lawrence TS, et al. Uncertainties in CT-based radiation therapy treatment planning associated with patient breathing. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1996;36:167-174.
 20. Hanley J. Deep inspiration breath-hold technique for lung tumors: The potential value of target immobilization and reduced lung density in dose escalation. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1996;36(Suppl):188.
 21. Swindell W, Simpson RG, Oleson JR, et al. Computed tomography with a linear accelerator with radiotherapy applications. *Med Phys* 1983;10:416-420.
 22. Mosleh-Shirazi MA, Evans PM, Swindell W, Webb S, Partridge M. A cone-beam megavoltage CT scanner for treatment verification in conformal radiotherapy. *Radiother Oncol* 1998;48:319-328.
 23. Hesse BM, Spies L, Groh BA. Tomotherapeutic portal imaging for radiation treatment verification. *Phys Med Biol* 1998;43:3607-3616.
 24. Groh BA, Spies L, Hesse BM, Bortfeld T. Megavoltage computed tomography with an amorphous silicon detector array. *International Workshop on Electronic Portal Imaging*, Phoenix, AZ, 93-94, (1998).
 25. Midgley S, Millar RM, Dudson JA. A feasibility study for megavoltage cone beam CT using commercial EPID. *Phys Med Biol* 1998;43:155-169.
 26. Guan H, Zhu Y. Feasibility of megavoltage portal CT using an electronic portal imaging device (EPID) and a multi-level scheme algebraic reconstruction technique (MLS-ART). *Phys Med Biol* 1998;43:2925-2937.
 27. Brahme A, Lind B, Nafstad P. Radiotherapeutic computed tomography with scanned photon beams. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1987;13:95-101.
 28. Ruchala KJ, Olivera GH, Schloesser EA, Mackie TR. Megavoltage CT on a tomotherapy system. *Phys Med Biol* 1999;44:2597-2621.
 29. Nakagawa K, Aoki Y, Tago M, et al. Megavoltage CT-assisted stereotactic radiosurgery for thoracic tumors: Original research in the treatment of thoracic neoplasms. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2000;48:449-457.
 30. Groh BA, Siewerdsen JH, Drake DG, et al. A performance comparison of flat-panel based imager-based MV and kV conebeam CT. *Med Phys* 2002;29:967-975.
 31. Uematsu M, Shioda A, Tahara K, et al. Focal, high dose, and fractionated modified stereotactic radiation therapy for lung carcinoma patients: A preliminary experience. *Cancer* 1998;82:1062-1070.
 32. Uematsu M, Sonderegger M, Shioda A, et al. Daily positioning accuracy of frameless stereotactic radiation therapy with a fusion of computed tomography and linear accelerator (focal) unit: Evaluation of z-axis with a z-marker. *Radiother Oncol* 1999;50:337-339.
 33. Uematsu M, Fukui T, Shioda A, Tokumitsu H, et al. A dual computed tomography linear accelerator unit for stereotactic radiation therapy: A new approach without cranially fixated stereotactic frames. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1996;35:587-592.
 34. Uematsu M, Shioda A, Suda A, et al. Intrafractional tumor position stability during computed tomography (CT)-guided frameless stereotactic radiation therapy for lung or liver cancers with a fusion of CT and linear accelerator (FOCAL) unit. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2000;48:443-448.
 35. Jaffray DA, Drake DG, Moreau MM, et al. A radiographic and tomographic imaging system integrated into a medical linear accelerator for localization of bone and soft-tissue targets. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1999;45:773-789.
 36. Jaffray DA, Wong JW. Exploring "target of the day" strategies for a medical linear accelerator with cone-beam-CT scanning capabilities. *Proceedings of the XII International Conference on the Use of Computers in Radiation Therapy*, 172-175, (1997), editados por Leavitt D, Starkschall G
 37. Jaffray DA, Siewerdsen JH, Drake DG. Performance of a volumetric CT scanner based upon a flat-panel imaging array. *En: Medical Imaging 1999: Physics of medical imaging. Proceedings of SPIE*, editado por Boone JM, Dobbins JT III, (Bellingham, WA, 1999), Vol. 3659, p.204-214.
 38. Pisani L, Lockman D, Jaffray D. Setup error in radiotherapy: On-line correction using electronic kilovoltage and megavoltage radiographs. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2000;47:825-839.
 39. Drake DG, Jaffray DA, Wong JW. Characterization of a fluoroscopic imaging system for kilovoltage and megavoltage radiography. *Med Phys* 2000;27:898-905.
 40. Jaffray DA, Siewerdsen JH. Cone-beam computed tomography with a flat-panel imager: Initial performance characterization. *Med Phys* 2000;27:1311-1323.
 41. Fahrig R, Holdsworth D. Three-dimensional computed tomography with flat-panel imager: Initial performance characterization. *Med Phys* 2000;27:1311-1323.
 42. Feldkamp LA, Davies LC, Kress JW. Practical cone-beam algorithm. *J Opt Soc Am A* 1984;1:612-619.
 43. Electron density CT phantom RMI 465. Gammex RMI, Madison, WI.
 44. Siewerdsen JH, Jaffray DA. A ghost story: Spatio-temporal response characteristics of an indirect-detection flat-panel imager. *Med Phys* 1999;26:1624-1641.
 45. Siewerdsen JH, Jaffray DA. Cone-beam computed tomography with a flat-panel imager: Effects of image lag. *Med Phys* 1999;26:2635-2647.
 46. Siewerdsen JH, Jaffray DA. Cone-beam CT with a flat-panel imager. Noise considerations for fully 3-D imaging. *En: Medical Imaging 2000: Physics of medical imaging. Proceedings of SPIE*. Editado por: Boone JM, Dobbins JT III, (Bellingham, WA, 2000), Vol. 3336, p.546-554.
 47. Siewerdsen JH, Jaffray DA. Optimization of x-ray imaging geometry (with specific application to flat-panel cone-beam computed tomography). *Med Phys* 2000;28:220-231.
 48. Siewerdsen JH, Jaffray DA. Cone-beam computed tomography with a flat-panel imager: Magnitude and effects of x-ray scatter. *Med Phys* 2001;28:220-231.
 49. Cho P, Johnson RH, Griffin TW. Cone-beam CT for radiotherapy applications. *Phys Med Biol* 2001;40:1863-1883.
 50. Granfors PR. Performance characteristics of an amorphous silicon flat panel x-ray imaging detector. *Medical Imaging 1999: Physics of medical imaging. Proceedings of SPIE*, Editado por Boone JM, Dobbins JT III (Bellingham, WA, 1999), Vol. 3659, p. 480-490.

Problemas que afectan la cuantificación en SPECT

C. A. Sánchez Catasús, R. Puchal Añe*, O. Díaz Rizo**, A. Águila Ruiz

Departamento de Medicina Nuclear. Centro Internacional de Restauración Neurológica, La Habana, Cuba.

**Servei de Medicina Nuclear, Ciutat Sanitària i Universitària de Bellvitge, L'Hospitalet de Llobregat, Barcelona, España.*

***Facultad de Física Nuclear. Instituto Superior de Ciencias y Tecnologías Nucleares, La Habana, Cuba.*

Resumen

En este trabajo se revisan los problemas físicos más importantes que afectan la cuantificación en SPECT, a partir de la formulación de un modelo lineal. Utilizando este modelo, se define su función de respuesta espacial y se derivan los conceptos de resolución espacial y contraste tomográficos. A continuación se estudia la influencia del ruido aleatorio en la respuesta espacial. Más adelante se presentan los problemas físicos que afectan la exactitud de la SPECT como factores que degradan su respuesta espacial. Como ejemplo, se analiza una cuantificación del flujo sanguíneo cerebral (FSC), tanto en unidades físicas absolutas como en unidades relativas, y como se evitan gran parte de los problemas de cuantificación descritos empleando unidades relativas.

Palabras Clave: Problemas físicos. SPECT.

Abstract

In the present work we review the main problems affecting quantification in SPECT. Using a linear model, the spatial response function of the system is defined and the concepts of spatial resolution and tomographic contrast derived. The influence of random noise is also analysed. Afterwards the physical problems that affect the accuracy of SPECT are presented, as factors degrading its spatial response. As an example of that, we analyse quantification of cerebral blood flow in absolute and relative units and how relative units prevent such physical problems.

Key words: Physical problems. SPECT.

Introducción

La obtención de estudios tomográficos en medicina nuclear, mediante SPECT (*Single Photon Emission Computed Tomography*), es actualmente una herramienta estándar. Su uso generalizado así como la extrema facilidad para "numerizar" magnitudes que los ordenadores de procesamiento de imágenes proporcionan, ha llevado a una peligrosa euforia "cuantificadora". Una correcta cuantificación en medicina nuclear debe tener en cuenta tanto las características del proceso fisiológico que se quiere estudiar como la forma en que se obtiene la información a partir de la cual se efectuarán los cálculos. En el caso de la SPECT,

esta información de partida se obtiene de un fenómeno aleatorio (emisión de radiación gamma) que tiene lugar en el cuerpo del paciente (medio material), mediante un detector de funcionamiento complejo (cámara gamma) y con un proceso de reconstrucción tomográfica (problema mal condicionado) cuyo resultado depende de quien ejecute el programa (operador dependiente). Por todo lo expresado es conveniente conocer todos los fenómenos que intervienen y que interfieren la cuantificación de magnitudes derivadas de estudios de SPECT. En este trabajo se revisan los problemas fundamentales que afectan la cuantificación en SPECT, a partir de la formulación de un modelo lineal. Utilizando este modelo, se define su función de respuesta espacial y se derivan los conceptos de resolución espacial y contraste tomográficos. A continuación se estudia la influencia del ruido aleatorio en la respuesta espacial. Más adelante se presentan los problemas físicos que afectan la exactitud de la SPECT como factores que degradan su respuesta espacial. Como ejemplo, se analiza una cuantificación del flujo sanguíneo cerebral (FSC), tanto en unidades

Correspondencia: R. Puchal Añe. Servicio de Medicina Nuclear. Hospital Universitario de Bellvitge. Feixa Llarga, s/n. 08907 L'Hospitalet de Llobregat. Barcelona.

Fecha de recepción: 26-9-2002.

Fecha de aceptación: 7-5-2003.

físicas absolutas como en unidades relativas, y como se evitan gran parte de los problemas de cuantificación descritos empleando unidades relativas.

Formación de imágenes en SPECT

El problema que resuelve la SPECT es como reconstruir la distribución tridimensional de un radiofármaco $a(x,y,z)$, que emite radiación gamma, a partir de sus proyecciones bidimensionales angulares $p_\phi(q,r)$, obtenidas mediante una cámara gamma que rota alrededor del eje z^1 (figura 1).

Los métodos de reconstrucción tomográfica en la SPECT comúnmente se plantean en su forma bidimensional, donde la solución es simplemente $a(x,y)$ para un plano cualquiera a lo largo de z . En este caso las proyecciones angulares quedan definidas en una dimensión como $p_\phi(q)$, es decir, como un perfil de actividad unidimensional tomado de la imagen que produce la cámara gamma. El método de reconstrucción más utilizado hasta hoy en Medicina Nuclear es un procedimiento analítico denominado *retroproyección filtrada* (FBP, del Inglés, *Filtered BackProjection*)^{1,3-5}. La fórmula de reconstrucción mediante FBP tiene la forma:

$$a(x,y) = \int_0^\pi \hat{p}_\phi(q) dq \tag{1}$$

donde: $\hat{p}_\phi(q) = \int_0^{2\pi} Q_\phi(v) e^{i2\pi v q} |v| dv$ y $Q_\phi(n)$ es la transformada de Fourier de $p_\phi(q)$.

La expresión discreta o computable para la relación 1, para matrices cuadradas de dimensión n es:

$$a(\Delta x_i, \Delta y_i) \approx \pi/M \sum_{j=1}^M \hat{p}_{j\phi}(\Delta x_i \cos j\Delta\phi + \Delta y_i \sin j\Delta\phi) \tag{2}$$

donde i varía entre 1 y n ; $\Delta x_i \cos j\Delta\phi + \Delta y_i \sin j\Delta\phi = \Delta q$ determina el ancho del pixel de adquisición, o muestreo

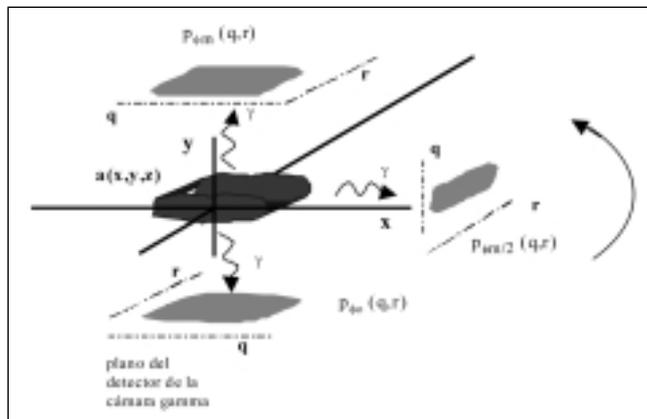


Fig. 1. Proyecciones $p_\phi(q,r)$ de la distribución de radioactividad $a(x,y,z)$, obtenidas a través de una cámara gamma que rota alrededor del eje z .

lineal de $p_\phi(q)$; y $\Delta\phi$ determina el número de proyecciones o muestreo angular. Los M ángulos $j\Delta\phi_j$ son aquellos para los cuales son conocidas las proyecciones de $a(x,y)$.

La expresión 1 resuelve el problema matemático de estimar $a(x,y)$. Sin embargo, la formación de imágenes mediante cámara gamma tiene asociados un grupo de problemas físicos que afectan la exactitud de esta estimación³⁻⁹.

Función de respuesta espacial

La cámara gamma como sistema lineal. Resolución espacial bidimensional

Dentro de amplios límites la cámara gamma es un sistema lineal e invariante de transmisión de señales^{4,5}. Aplicando el modelo lineal para este caso se tiene que:

$$p_\phi(q) = \int_{-\infty}^{\infty} p'_\phi(\tau) h(\tau-q) d\tau \tag{3}$$

donde $p'_\phi(q)$ es la señal de entrada al sistema, $p_\phi(q)$ la señal de salida y $h(q)$ es la función característica o función de respuesta espacial, la cual contiene toda la información referente al sistema lineal que representa a la cámara gamma.

La relación 3 define a $p_\phi(q)$ como una combinación lineal de funciones características h localizadas en los puntos τ y ponderadas por $p'_\phi(q)$. Cuando la señal de entrada es una fuente puntual de radioactividad, $p'_\phi(q) = \delta(q)$, esta relación se transforma en:

$$p_\phi(q) = h(q) \tag{4}$$

Un perfil de actividad $p_\phi(q)$ de la imagen de una fuente puntual puede considerarse en primera aproximación como una función gaussiana como se muestra en la figura 2. De acuerdo a la igualdad 4, esta función gaussiana es la fun-

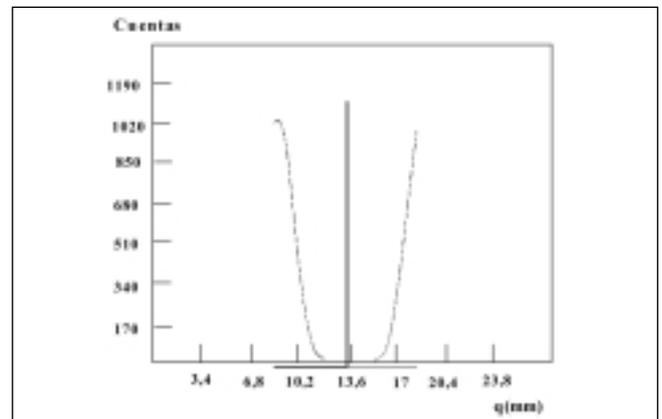


Fig. 2. PSF bidimensional de una fuente puntual de ^{99m}Tc colocada a una distancia fuente-detector de 4 cm, empleando una cámara gamma estándar instalada en uno de nuestros laboratorios.

ción de respuesta espacial bidimensional del sistema y se le denomina en Inglés *Point Spread Function (PSF)*^{4,5}.

El ancho a la semialtura de la PSF bidimensional, o en Inglés *full width at half maximum (FWHM)*, expresado en mm, se utiliza convencionalmente como una medida de la resolución espacial bidimensional. Esta magnitud caracteriza la capacidad del detector para resolver como entidades distintas a dos fuentes radioactivas puntuales que estén muy cercanas. En las cámaras gamma actuales su valor oscila entre 8 y 10 mm a una distancia fuente-detector de 10 cm, para un colimador de resolución media⁶. Nótese que la cantidad de cuentas que registra el detector es igual al área bajo la curva.

En la resolución espacial bidimensional influyen la resolución espacial del colimador (R_c) y la resolución espacial intrínseca del detector (R_i). La primera depende de las características físicas y geométricas del colimador; mientras que la segunda depende de las fluctuaciones estadísticas de varias magnitudes involucradas en el proceso de formación de las señales de posición, particularmente de las fluctuaciones del número de cuantos de luz que se producen por cada fotón gamma que llega al cristal de centelleo. Aunque la contribución determinante proviene de la resolución espacial del colimador, ambos problemas son responsables del ancho de la PSF bidimensional ($FWHM_{bidimensional}$) que está relacionado con R_c y R_i de la forma^{4,5}:

$$FWHM_{bidimensional}^2 = R_c^2 + R_i^2 \quad (5)$$

La SPECT como sistema lineal. Resolución espacial tomográfica

Teniendo en cuenta la linealidad de la cámara gamma y que la fórmula de reconstrucción 1 es una transformación lineal, se puede aplicar el mismo modelo a la reconstrucción tomográfica. De forma análoga al caso bidimensional se tiene que:

$$a(x,y) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} a'(\tau, \upsilon) h(\tau-x, \upsilon-y) d\tau d\upsilon \quad (6)$$

donde $a'(x,y)$ es la señal de entrada al sistema, $a(x,y)$ la señal de salida, y $h(x,y)$ es la función de respuesta espacial tomográfica (PSF tomográfica)¹⁰.

Similar al caso bidimensional, la relación 6 define a $a(x,y)$ como una combinación lineal de PSFs tomográficas localizadas en los puntos τ, υ y ponderadas por $a'(x,y)$. De acuerdo con la fórmula 1, la PSF tomográfica debe ser en principio una función gaussiana bidimensional en el plano $x-y$.

El ancho a la semialtura de la PSF tomográfica ($FWHM_{tomográfico}$), expresado en mm, se utiliza convencionalmente como una medida cuantitativa de la *Resolución espacial tomográfica*. Esta magnitud caracteriza la capacidad del sistema SPECT para reconstruir como entidades distintas a dos fuentes puntuales que estén muy cercanas.

Función de respuesta frecuencial tomográfica. Contraste tomográfico

Utilizando la transformada de Fourier, cualquier perfil de actividad unidimensional de la función $a(x,y)$, por ejemplo en la dirección x para un valor fijo en $y = y_0$, se puede expresar como una serie de términos senos y cosenos, cada uno de diferente amplitud y frecuencia. Se define el *contraste (C)* de la función de salida del sistema, $a(x, y_0)$, para la frecuencia ν_n , mediante la siguiente expresión:

$$C(\nu_n) = [a_{max}(\nu_n) - a_{min}(\nu_n)] / [a(\nu_n)_{max} + a(\nu_n)_{min}] \quad (7)$$

donde $a(\nu_n)_{max}$ y $a(\nu_n)_{min}$ son el máximo y el mínimo, respectivamente, del término seno o coseno de frecuencia ν_n de la función $a(x, y_0)$.

Análogamente, se define el contraste de la función de entrada al sistema, $a'(x, y_0)$, para la frecuencia ν_n de la forma:

$$C'(\nu_n) = [a'_{max}(\nu_n) - a'_{min}(\nu_n)] / [a'(\nu_n)_{max} + a'(\nu_n)_{min}] \quad (8)$$

El cociente $C(\nu_n) / C'(\nu_n)$ constituye una medida relativa del contraste de la función de salida con relación al contraste de la función de entrada (contraste de salida normalizado), para la frecuencia espacial ν_n . Generalizando este concepto para cualquier perfil de actividad y para cualquier ν , se define entonces la *función de respuesta frecuencial tomográfica* o MTF tomográfica de la forma:

$$MTF_{tomográfica}(\nu_x, \nu_y) = C(\nu_x, \nu_y) / C'(\nu_x, \nu_y) \quad (9)$$

(MTF es una sigla que proviene del Inglés y significa *Modulation Transfer Function*)

Teniendo en cuenta que la PSF tomográfica contiene todas las frecuencias espaciales que recupera el sistema, su transformada de Fourier es igual a la MTF tomográfica. Por su simplicidad, esta definición es la que se emplea para el cálculo de dicha función.

A la integral de la MTF tomográfica, expresada en porcentaje, en el rango de las frecuencias espaciales que se recuperan, se le denomina *Contraste tomográfico*. Esta magnitud permite medir el grado de fidelidad con que la SPECT reconstruye espacialmente las diferencias relativas de una distribución de radioactividad. Todo cambio de la resolución espacial tomográfica hace cambiar en la misma dirección el contraste tomográfico, puesto que la primera determina el rango de frecuencias espaciales que recupera el sistema.

Tridimensionalidad de la respuesta espacial. Volumen de resolución

En los apartados anteriores se ha simplificado el problema de reconstruir a $a(x,y,z)$ al caso bidimensional.

Considerando el problema en su versión tridimensional, donde las funciones a y p tienen una dimensión más, es trivial que la PSF tomográfica tiene un componente adicional en la dirección z^{3-5} .

En un detector ideal (esférico, isótropo y estático), la PSF tomográfica sería una esfera cuyo perfil de actividad sería una función gaussiana bidimensional como la que se muestra en la figura 2, con un ancho a la semialtura igual al $\text{FWHM}_{\text{tomográfico}}$. Sin embargo, debido a la forma particular de adquirir las proyecciones en la SPECT, donde hay un eje preferencial alrededor del cual gira el detector (eje z) describiendo una órbita circular, la PSF tomográfica tiene la forma de cilindro, en principio, de base y altura iguales. Hasta aquí se ha tratado al componente transaxial de la resolución espacial tomográfica ($\text{FWHM}_{\text{tomográfico transaxial}}$), asociado a la base de este cilindro en el plano x - y , como el $\text{FWHM}_{\text{tomográfico}}$ y se ha ignorado el componente axial ($\text{FWHM}_{\text{tomográfico axial}}$) asociado a la altura (dirección z). Consideraciones similares se podrían realizar con relación al contraste tomográfico.

Adicionalmente, como consecuencia de la forma cilíndrica de la PSF tomográfica, el menor volumen que se puede estimar mediante SPECT es un cilindro de base $2 \text{FWHM}_{\text{tomográfico transaxial}}$ y altura $2 \text{FWHM}_{\text{tomográfico axial}}$. A este volumen se le denomina Volumen de resolución³⁻⁵.

Debido a la geometría axial de la adquisición de las proyecciones, los problemas físicos que afectan a la SPECT influyen principalmente en el componente transaxial de la PSF tomográfica.

Influencia del ruido en la respuesta espacial. Relación señal/ruido tomográfica

La cámara gamma como sistema físico no está exenta del ruido, lo cual obviamente afecta a su respuesta espacial. Este ruido puede ser estructurado o aleatorio^{3,4}. El primero está asociado a variaciones no aleatorias de la tasa de cuentas superpuestas a las zonas de interés en el órgano en estudio y que interfieren la percepción de estas últimas (fondo radiactivo, no uniformidades del detector, movimientos del paciente, etc.). A diferencia del ruido estructurado, el ruido aleatorio se debe a la naturaleza estadística de la desintegración radiactiva y al proceso mismo de formación de la imagen, estando directamente relacionado con el número de cuentas/píxel o densidad de cuentas. Por esta razón, depende de factores tales como la actividad inyectada al paciente y el tiempo de adquisición de las imágenes. Esto limita su solución puesto que ambos factores, por motivos éticos, no pueden rebasar cierto límite. Comparativamente, su efecto es mucho mayor y de más difícil control que el efecto del ruido estructurado. De aquí la importancia de un tratamiento especial.

El número de fotones registrados (N) por elemento de resolución, en mediciones repetidas en un mismo intervalo de tiempo, se ajusta a la distribución estadística de Poisson, con una desviación estándar igual a $N^{1/2}$. De aquí que una medida del grado de imprecisión esperado (ruido) con relación a la medición de N (señal) se pueda expresar por $N^{1/2}/N$ o, transformando, $N^{-1/2}$. Esta magnitud, expresada en porcentaje, y su inverso, $N^{1/2}$, son respectivamente *el nivel de ruido (R/S)* y *la relación señal/ruido (S/R)*, y sirven para cuantificar el ruido en un píxel u otro elemento de resolución en una proyección o imagen bidimensional.

En una proyección, el ruido de un píxel no está espacialmente correlacionado con otros píxeles de la imagen. Por el contrario, el ruido de un píxel en el corte tomográfico está espacialmente correlacionado con el ruido de otros píxeles del corte⁵. Esto se debe a que al reconstruir un píxel, las operaciones aritméticas realizadas propagan a dicho píxel el ruido de los otros píxeles situados a lo largo de todos los rayos que cruzan al píxel en reconstrucción. Esto significa que cuanto más píxeles tengan los rayos, o menor sea el ancho del píxel, mayor será el efecto de propagación del ruido.

Adicionalmente, el ruido aleatorio también depende del método de reconstrucción utilizado^{4,5}. El método FBP es un proceso inherentemente amplificador del ruido debido al filtro rampa (término $|v|$ en la fórmula 1). Para el FBP, la *S/R tomográfica* por píxel se puede estimar aproximadamente según la ecuación de Hoffman y Phelps [5]:

$$S/R \text{ tomográfica} = N_r^{1/2} / R^{1/4} \quad (10)$$

donde N_r es el número de cuentas "reconstruidas" por píxel y R la cantidad de píxeles que contienen actividad (se asume que sólo se ha utilizado el filtro rampa). Esta fórmula, que es válida para toda área, se puede aplicar a cualquier elemento de resolución digital, por ejemplo, una región de interés (ROI, del Inglés *Region of Interest*) cuadrada.

De acuerdo a la expresión 10, la *S/R* por elemento de resolución en un corte tomográfico está disminuida por un factor de $1/R^{1/4}$ en comparación con la *S/R* por elemento de resolución, con igual número de cuentas, de una imagen bidimensional. Esto significa que la PSF tomográfica es mucho más ruidosa que la PSF bidimensional. Por esta razón, la dosis de actividad inyectada al paciente y el tiempo de adquisición de las imágenes están incrementados en la SPECT por un factor de 1,5 y 10, respectivamente, con relación a un estudio planar⁵. Estos incrementos se compensan por la mayor calidad de información (mayor contraste) que ofrece la SPECT⁵. No obstante, aún no son suficientes para tener una *S/R tomográfica* aceptable para una ROI de análisis mínima de 3×3 píxeles. Se considera aceptable una *S/R tomográfica* no menor de 20, o lo que es lo mismo, una *R/S tomográfica* no

mayor del 5%¹¹. Esto se debe a que la reproducibilidad de la SPECT oscila alrededor del 5%¹¹.

La solución a este problema, sin aumentar aún más la actividad inyectada al paciente y el tiempo de adquisición de las imágenes, se logra a través de la aplicación de filtros digitales de suavizado a las proyecciones antes de realizar la reconstrucción, con lo cual se mejora sustancialmente la S/R pero a expensas de perder un poco de resolución espacial¹².

Un filtro muy utilizado en la SPECT cerebral es el Butterworth. El kernel de este filtro, $H(v)$, viene dado por:

$$H(v) = [1 / (1 + (v/v_c)^{2n})]^{1/2} \quad (11)$$

donde v_c es la frecuencia de corte y n es el orden del filtro.

Variando v_c y n es posible encontrar un balance óptimo entre la relación S/R y la resolución espacial tomográficas. Estudios realizados previamente señalan que en condiciones clínicas la v_n óptima oscila entre 0,15 - 0,25 ciclos/pixel, dependiendo de la $FWHM_{bidimensional}$ de cada cámara gamma en particular y del número total de cuentas adquiridas; mientras que n oscila entre 6-8¹³. Con estos de valores de v_c y n se puede tener una S/R tomográfica cercana a 20 para una ROI cuadrada de 3x3 pixeles.

Problemas físicos que afectan la exactitud

Los problemas físicos más importantes que limitan la exactitud al estimar una distribución de radioactividad mediante SPECT son: 1) dependencia de la resolución espacial de la distancia fuente-detector; 2) atenuación de la radiación gamma; 3) dispersión de la radiación gamma; y 4) efecto del volumen parcial. A continuación se explican estos problemas y como degradan a la PSF tomográfica.

Dependencia de la resolución espacial de la distancia fuente-detector

La resolución espacial del colimador R_c depende de sus características físicas y geométricas. Para un colimador de orificios paralelos, viene dada por:

$$R_c = \text{diámetro del orificio} \times (le + \text{distancia fuente-colimador}) / le \quad (12)$$

donde le es la longitud "efectiva" del orificio del colimador ($le = l_{física} - 2\mu^{-1}_{material del colimador}$), $l_{física}$ es la longitud física y $\mu_{material del colimador}$ es el coeficiente de atenuación para la radiación gamma del material con que está construido el colimador^{4,5}.

Como se ve de la relación 12, la R_c crece linealmente con la distancia fuente-detector. Consecuentemente crece

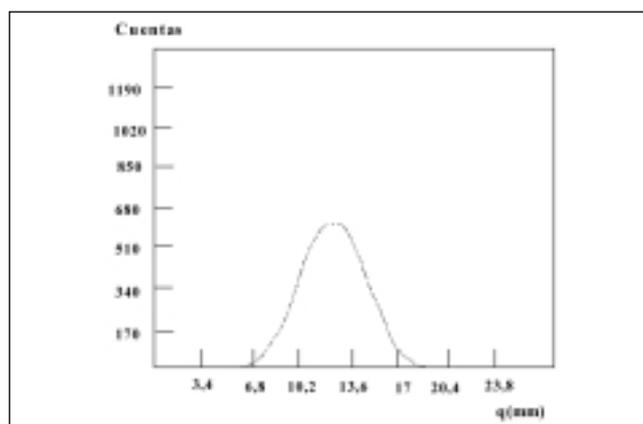


Fig. 3. PSF bidimensional de la misma fuente cuya gráfica aparece en la figura 2, pero alejada a 18 cm del detector. Nótese como aumenta el ancho a la semialtura o FWHM.

de esta misma manera el $FWHM_{bidimensional}$ de acuerdo a la relación 5, o lo que es lo mismo, se produce un ensanchamiento de la PSF bidimensional linealmente proporcional a la distancia fuente-detector (figura 3). Además, disminuye la altura de la PSF bidimensional de acuerdo a una ley exponencial dependiente de esta misma distancia, de manera tal que no cambia el número total de cuentas registradas por el detector (se mantiene igual el área bajo la curva). Como es de esperar este comportamiento de la PSF bidimensional se transfiere a la PSF tomográfica.

La primera consecuencia de este problema es que el $FWHM_{tomográfico}$ también depende linealmente de la distancia fuente-detector o radio de rotación (r_{rot}). Desdichadamente, en SPECT cerebral los hombros del paciente impiden acercarse al mínimo el detector sin excluir al cerebelo del campo de visión, cuando paralelamente se intenta tener un ancho de pixel de adquisición que cumpla con el criterio de muestreo lineal¹⁴ y que mantenga la relación S/R tomográfica en un nivel aceptable.

Para resolver la dificultad anterior se han desarrollado detectores de forma rectangular o modificaciones en los detectores circulares que permiten evitar la interferencia de los hombros^{3,15}. Los colimadores llamados neurodedicados, que son alguno de ellos de tipo convergente, son quizás la mejor solución a este problema¹⁶⁻¹⁹. Sin embargo, pocos sistemas pueden utilizar estos desarrollos, particularmente las cámaras que tienen diez años o más de fabricación, aún en servicio en muchos países. En la referencia²⁰ se puede encontrar una solución alternativa a este problema a partir de un método no-estándar de adquisición de imágenes, con resultados comparables a otras soluciones más costosas¹⁷⁻¹⁹. El método es aplicable en principio a cualquier sistema de cabeza detectora circular.

La otra consecuencia de la dependencia de la resolución espacial de la distancia fuente-detector es que al

aplicar la fórmula de reconstrucción 1, el resultado tiene una distorsión espacial significativa en una mitad de $a(x,y)$, puesto que dicha fórmula asume intrínsecamente que las proyecciones de 0 a π tienen la misma información espacial que las proyecciones de π a 2π .

En el caso del cerebro, aunque existen soluciones más sofisticadas para eliminar este problema^{21,22}, la solución más simple y relativamente suficiente, por ser el cerebro un órgano simétrico con relación al plano $y-z$, consiste en adquirir las proyecciones en una órbita de 360° y realizar la reconstrucción a partir de un juego de proyecciones promedio obtenido de la suma de ambos arcos²³. Esto uniformiza espacialmente una mitad de $a(x,y)$ con respecto a la otra, aunque no evita que dentro de cada mitad la resolución espacial tomográfica empeore ligeramente de forma gradual, a medida que nos acercamos desde el borde al centro del corte tomográfico en dirección radial. Esta solución no es satisfactoria para estudiar órganos que no guardan simetría con relación al eje de rotación, por ejemplo el corazón.

Atenuación de la radiación gamma

Para formar las proyecciones sólo son útiles los fotones que potencialmente pueden seguir trayectorias más o menos rectas desde el órgano en estudio, pasando a través de los orificios del colimador, hasta llegar al cristal del detector. Sin embargo, una fracción considerable de estos fotones se pierde dentro del tejido interpuesto en sus trayectorias, debido a que la absorción fotoeléctrica y en menor medida la dispersión Compton a grandes ángulos, producen una atenuación de la intensidad de la radiación original [3-5]. Dicha atenuación depende de la cantidad de material atravesado y de su coeficiente de atenuación (μ), el cual depende a su vez de la constitución física del medio atenuador y de la energía de los fotones. Por ejemplo, el μ del agua, sustancia similar al tejido humano, es aproximadamente igual a $0,15 \text{ cm}^{-1}$ para fotones de 140 KeV (fotopico del $^{99\text{m}}\text{Tc}$) [5]. Para una fuente puntual, la ley que relaciona la intensidad original con la atenuada se expresa por:

$$I(d) = I_0 e^{-\int_0^d \rho(\tau) \frac{\mu(\tau)}{\rho} d\tau} \quad (13)$$

donde $I(d)$ es la intensidad atenuada, d es la profundidad de la fuente dentro del medio atenuador, I_0 es la intensidad original emitida por la fuente puntual, $\rho(d)$ es la densidad del material atenuador y μ/ρ es el coeficiente de atenuación másico (ρ es la densidad media del material).

En el marco del modelo lineal de la cámara gamma, este fenómeno produce una disminución exponencial de la altura de la PSF bidimensional dependiente de d

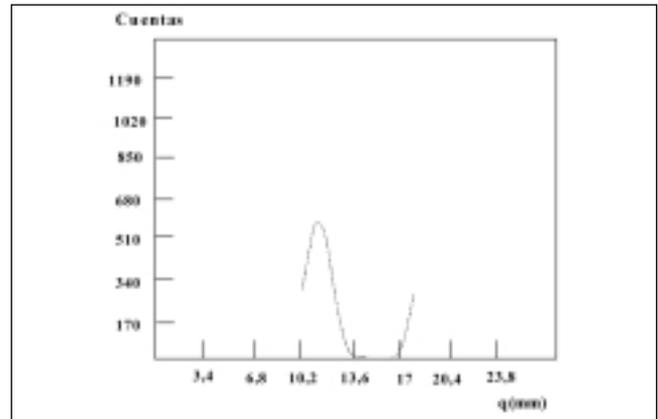


Fig. 4. PSF bidimensional de la misma fuente cuya gráfica aparece en la figura 2, pero colocada en el fondo de un recipiente de 4 cm de altura y lleno de agua (la distancia fuente-detector es la misma que en la figura 2). Nótese como disminuye la altura de la PSF bidimensional provocado por la atenuación (se corrigió la radiación dispersada).

y de μ (figura 4). A diferencia del problema tratado en el epígrafe anterior, la atenuación mantiene igual el $\text{FWHM}_{\text{bidimensional}}$ pero disminuye el área bajo la curva ya que ésta depende del número de cuentas registradas.

Al realizar un estudio de SPECT, la atenuación provoca que la radiación proveniente de un mismo punto emisor sea registrada con valores diferentes para las distintas proyecciones, debido a que el parámetro d (distancia) varía para cada posición del detector durante la rotación (se asume μ constante). Esto da lugar a que la altura de la PSF tomográfica disminuya de manera similar al caso bidimensional, a medida que nos acercamos radialmente desde el borde hacia al centro del corte, lo cual produce una disminución del contraste y de la S/R tomográficas en la misma dirección. En particular, en las imágenes cerebrales esto se hace más notable hacia las regiones más profundas del encéfalo. Aplicando la expresión 9 se puede calcular que una "pared" de agua de 4,5 cm, distancia similar al ancho de un hemisferio cerebral, reduce en un 50% la intensidad original de una fuente puntual de $^{99\text{m}}\text{Tc}$.

Entre los métodos desarrollados para corregir la atenuación, el más empleado en SPECT es el propuesto por Chang y colaboradores²⁴. El procedimiento ofrece una solución aproximada, ya que considera que la zona a corregir tiene un coeficiente de atenuación uniforme. Por otra parte, si se emplea para tejido blando el coeficiente de atenuación estándar del agua, se produce una corrección excesiva de la actividad central. Es imprescindible pues determinar experimentalmente, en cada equipo, el coeficiente de atenuación del agua.

Dispersión de la radiación gamma

Si para formar una proyección la cámara gamma utilizara todos los fotones que llegan al cristal, esta contendría información errónea sobre las coordenadas de posición para una fracción no despreciable de todos los fotones registrados, ya que los fotones que son dispersados por el tejido del órgano

en estudio, principalmente por efecto Compton, llegan al cristal desde la posición en la que sufren la dispersión y no desde el punto en que fueron emitidos dentro del órgano^{3-5,8}.

La solución más sencilla y antigua a este problema, desde que Anger inventó la cámara gamma al final de los años cincuenta, es utilizar un analizador de alturas de pulsos con una ventana energética predefinida (generalmente de un 20% y centrada en el fotopico) que acepta sólo aquellos pulsos que forman parte del fotopico del radioisótopo presente en el radiofármaco. Esta sencilla solución reduce significativamente el componente debido a dispersión, siendo hasta hoy la vía más empleada y única en muchos laboratorios. No obstante, esta solución no es suficiente para resolver el problema satisfactoriamente.

Paralelamente a la dispersión está el problema de las fluctuaciones estadísticas de varias magnitudes involucradas en el proceso de detección de la radiación gamma. Para describir globalmente estas fluctuaciones se utiliza el concepto de resolución energética, el cual expresa la capacidad del detector para distinguir fotones de energías diferentes⁵.

La relativamente baja resolución energética de los detectores de centelleo de NaI(Tl) (entre 9 y 10% para la energía del ^{99m}Tc)⁶, provoca que los fotones que sufren efecto Compton a pequeños ángulos, y logran llegar al cristal pasando a través de los orificios del colimador, sean detectados como si fueran primarios, puesto que su energía queda dentro del rango definido por la ventana energética preestablecida. Se debe agregar una pequeña contribución de los fotones que sufren efecto Rayleigh, los cuales sólo cambian ligeramente la dirección pero sin perder energía, que son también detectados como primarios. Empleando el método de Monte Carlo se ha estimado que cerca del 30% de las cuentas detectadas con una ventana energética del 20% se debe a radiación dispersada [8].

La dispersión produce ruido estructurado de baja frecuencia que, desde el punto de vista del modelo lineal explicado anteriormente, ensancha la base de la PSF bidimensional (figura 5). Adicionalmente, aumenta ligeramente la altu-

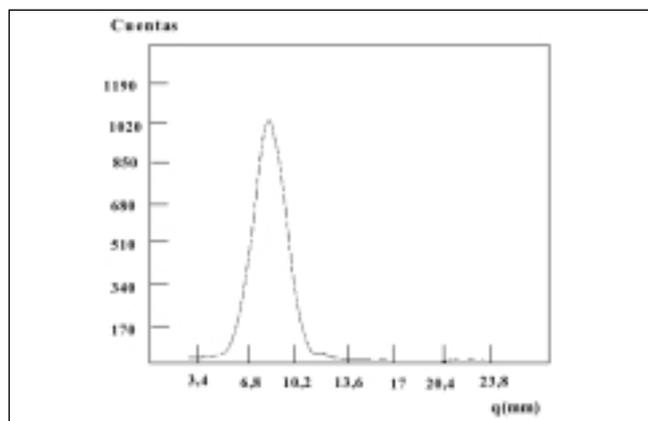


Fig. 5. PSF bidimensional de la misma fuente cuya gráfica aparece en la figura 4 sin corrección de la dispersión, pero donde sí se corrigió la atenuación (método de Chang, $\mu = 0,13 \text{ cm}^{-1}$). Nótese como se amplía la base de la PSF bidimensional provocado por la dispersión.

ra pero variando muy poco el $\text{FWHM}_{\text{bidimensional}}$. El ensanchamiento de la base depende de forma compleja de la profundidad de la fuente dentro del medio dispersor y de la distancia fuente-detector (para fuentes no puntuales también depende de la forma de la fuente). Este comportamiento se transfiere a la PSF tomográfica, lo cual se ve reflejado en una disminución del contraste tomográfico de forma global aunque no uniforme en la imagen reconstruida.

En la actualidad se considera que no existe un método de corrección totalmente satisfactorio de la radiación dispersa^{8,9}. La dificultad radica en que es muy difícil estimar la función de respuesta espacial a la dispersión, la cual es una función compleja de la distribución de la fuente y su contenedor (órgano en estudio). La distribución espacial de los fotones dispersados que son detectados, $d(q,r)$, se puede expresar de la forma:

$$d(q,r) = \int_0^1 h_d [q, r, x, y, z, O(x, y, z)] O(x, y, z) dx dy dz \quad (14)$$

donde $h_d [q, r, x, y, z, O(x, y, z)]$ es la función de respuesta espacial a la dispersión y $O(x,y,z)$ es la distribución espacial del objeto (fuente de radioactividad más contenedor).

Una solución aproximada fácilmente implantable consiste en adquirir los estudios empleando una segunda ventana de energía situada en la zona Compton del espectro energético y restar una ponderación de las imágenes así adquiridas a las obtenidas en la ventana del fotopico (método de la doble ventana)⁸.

Efecto del volumen parcial

De acuerdo al concepto de volumen de resolución definido anteriormente, cuando una fuente ocupa un espacio igual o mayor que dicho volumen, es posible estimar correctamente la concentración de actividad de la fuente. Por el contrario, si la fuente ocupa parcialmente el volumen de resolución, se produce una subestimación de la concentración real, puesto que hay una sobrestimación del volumen que ocupa la fuente. Esto provoca que la fuente luzca aparentemente mayor y menos intensa, ya que una porción de la actividad se "diluye" en el resto del espacio que forma el volumen de resolución. A este problema se le conoce como *efecto del volumen parcial* y es obvio que degrada el contraste tomográfico³⁻⁵. El efecto se hace más notable para fuentes con dimensiones físicas cercanas al $\text{FWHM}_{\text{tomográfico}}$.

Como resultado de los problemas físicos explicados en los apartados anteriores, la PSF tomográfica es no-estacionaria, no-isotrópica y no-gaussiana, lo cual se refleja directamente en las propiedades del volumen de resolución. De aquí que sea sumamente difícil corregir de forma satisfactoria el efecto del volumen parcial, puesto que depende en gran medida de las soluciones a los otros problemas, particularmente al de la radiación dispersada⁹.

Para evitar en parte el efecto del volumen parcial, la mayoría de los investigadores emplean ROIs de análisis no

menores que el volumen de resolución en las situaciones en que se desea estimar la concentración de actividad en unidades absolutas²⁵. Aunque son muy raros los trabajos que refieren haber aplicado métodos de corrección propiamente dicho, el procedimiento más utilizado se basa en dividir la densidad de cuentas aparente de la fuente por un *coeficiente de recuperación de contraste*, calculado previamente para distintos tamaños de fuentes de dimensiones físicas conocidas *a priori* que barran el rango espacial en que ocurre el efecto del volumen parcial⁵. Este coeficiente se define como el cociente entre la densidad de cuentas aparente y la densidad de cuentas verdadera.

Para aplicar este tipo de solución al caso de la SPECT cerebral es necesario co-registrar o fusionar las imágenes de SPECT con imágenes estructurales del cerebro de mayor resolución espacial, ya sean obtenidas mediante tomografía por rayos x o por resonancia magnética nuclear, para definir con más exactitud las dimensiones físicas de las estructuras cerebrales y poder calcular el coeficiente de recuperación de contraste.

Análisis comparativo. Niveles de la cuantificación

Los problemas asociados a la resolución espacial tomográfica son los que más afectan la estimación de $a(x,y,z)$, debido a que determinan el grado de exactitud de su definición espacial. De esta forma la resolución espacial tomográfica determina un *primer nivel* de la cuantificación.

En orden de importancia le sigue la atenuación. Aunque esta no afecta al $FWHM_{\text{tomográfico}}$, en ciertas ocasiones puede provocar que una estructura profunda (por ejemplo, el hipocampo en el caso de cerebro) no sea perceptible en la imagen. De aquí que sea necesario corregir siempre este fenómeno. Comparativamente, la dispersión afecta menos que la atenuación. Así, por ejemplo, su efecto sobre la detectabilidad de las estructuras cerebrales se puede considerar insignificante. Afecta especialmente las zonas de máxima y mínima concentración del radiofármaco dando lugar a que la concentración del radiofármaco esté subestimada en la sustancia gris, zona de mayor FSC y sobreestimada en la sustancia blanca, zona de menor FSC. Como se explicó anteriormente, la dispersión produce ruido estructurado de baja frecuencia que ensancha la base de la PSF bidimensional, esto provoca que las fuentes más "calientes" se vean un poco más frías de lo que son en realidad y las más frías a la inversa. La $FWHM_{\text{tomográfico}}$ no se ve afectada significativamente por la dispersión (son relativamente despreciables los fotones dispersos que penetran los tabiques del colimador). Aunque el efecto del volumen parcial está asociado a la resolución espacial tomográfica, comparativamente afecta menos que la atenuación y la dispersión, haciéndose, no obstante, perceptible para las estructuras más pequeñas, cercanas al límite de resolución. Por ejemplo, la cabeza del núcleo caudado luce aparentemente un poco más grande y con menos flujo sanguíneo que el verdadero.

Los tres problemas anteriores influyen en el contraste tomográfico, adicionalmente afectado por el nivel de ruido aleatorio, limitando el grado de exactitud con que se logra reconstruir la verdadera densidad de actividad (actividad/unidad de volumen) presente en la distribución radioactiva dentro del órgano en estudio. De esta forma, el contraste y la relación S/R tomográficas determinan un *segundo nivel de la cuantificación*, sobre la base del primer nivel.

En los problemas que afectan a la SPECT también influye el método de reconstrucción empleado. En el caso del FBP, las correcciones se realizan antes o después de la reconstrucción. Por el contrario, los métodos de reconstrucción algebraicos-iterativos, en particular el *Maximum Likelihood- Expectation Maximisation* (ML-EM), permiten incorporar dentro del propio método de reconstrucción, con su ventajosa naturaleza iterativa, el modelo físico completo emisión-detección de la radiación gamma^{26,27}. Con esto se logran correcciones más exactas a los problemas que afectan a la SPECT, en especial para la dispersión. Además, el nivel de ruido es menor en condiciones similares de estadística de cuentas, puesto que no se utiliza el filtro rampa²⁷. Lamentablemente, estos métodos son muy lentos cuando se incluye todo el modelo emisión-detección, debido a la lentitud del proceso de convergencia a la solución final. Aún utilizando estrategias de aceleración (OS-EM) siguen siendo relativamente lentos para su uso clínico rutinario si integran todas las correcciones^{28,29}. Desafortunadamente, en los equipos actualmente comercializados no es posible incluir las correcciones descritas. Independientemente de la incorporación de las correcciones, es importante señalar la dependencia de los valores de las actividades reconstruidas según el método de reconstrucción y del filtro utilizado si se emplea FBP²⁶.

En la figura 6 se muestran tres cortes tomográficos del FSC mediante SPECT de un paciente de 61 años de edad

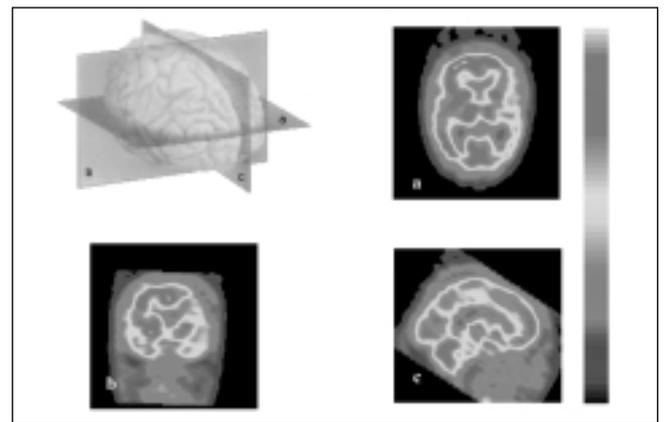


Fig. 6. Cortes tomográficos del flujo sanguíneo cerebral (FSC) mediante SPECT de un paciente con una enfermedad cerebrovascular. (a) corte transaxial, (b) corte coronal y (c) corte sagital. En las imágenes se observa una marcada disminución del FSC en la región tèmpero-parietal derecha debido a una lesión isquémica en esa región (imágenes a y b).

con una enfermedad cerebrovascular, obtenidos con una cámara gamma estándar instalada en uno de nuestros laboratorios. Se muestran también los cortes anatómicos correspondientes. La reconstrucción se realizó utilizando FBP y el filtro de suavizado de tipo *Butterworth*. Se corrigió la atenuación empleando el método de Chang. No se corrigió la dispersión. Los cortes coronal (b) y sagital (c) se obtienen reordenando los cortes transaxiales. En las imágenes se observa una marcada disminución del FSC en la región ténporo-parietal derecha debido a una lesión isquémica en esa región (imágenes a y b).

Problema de la cuantificación del flujo sanguíneo cerebral. Cuantificación relativa

La cuantificación del FSC en unidades absolutas, se puede plantear de forma general como:

$$F(x,y,z,t_0) = K a(x,y,z) \tag{15}$$

donde $F(x,y,z,t_0)$ es una función que describe la distribución espacial del FSC en un instante t_0 , K es una constante paramétrica que depende de la biocinética del radiofármaco y del estado clínico de cada paciente en particular y $a(x,y,z)$ es la distribución de actividad.

La relación 10 determina un *tercer nivel* de la cuantificación, fin último de la SPECT como método físico-médico. De esta relación se deducen dos cuestiones con relación a este tercer nivel: 1) depende de la exactitud de la estimación de $a(x,y,z)$ (primero y segundo niveles de la cuantificación); 2) depende del cálculo de K . Esta segunda cuestión limita aún más la cuantificación absoluta, debido a las exigencias de los modelos matemáticos aplicables a la biocinética del radiotrazador. En ocasiones no se conoce con minuciosidad esta biocinética, y además, para lograr un nivel aceptable de exactitud en el cálculo de K se requiere: o bien de muestras seriadas de sangre arterial del paciente a partir de la inyección del radiofármaco³⁰, lo cual convierte al método en un procedimiento invasivo; o de un sistema SPECT dinámico de propósito específico, no basado en una cámara gamma y mucho más caro que los sistemas estándares^{31,32}. Esto explica por qué la estimación del FSC en unidades físicas absolutas (volumen/unidad de tiempo) sólo se realice para resolver problemas biomédicos muy específicos, en los que dicha estimación es imprescindible desde el punto de vista científico³⁰⁻³².

Por otra parte, a partir de los valores absolutos de $a(x,y,z)$ no se puede inferir información sobre el FSC, puesto que esta función tiene asociada una cierta variabilidad intra e inter-paciente no relacionada con cambios del FSC. Esto se debe a que la cantidad de actividad que llega al cerebro depende de múltiples factores muy difíciles de uniformizar (el mismo paciente, pureza radioquímica del radiofármaco, inyección, estabilidad de la

instrumentación, etc.). Sin embargo, esta variabilidad se puede compensar normalizando $a(x,y,z)$ con el valor que toma esta función en un punto x_n, y_n, z_n , correspondiente a una determinada región del encéfalo (región de referencia), suponiendo que esta región no está afectada patológicamente y que su flujo sanguíneo es normal. Si esta función normalizada la definimos como $a^N(x,y,z)_{X_n, Y_n, Z_n} = a(x,y,z) / a(x_n, y_n, z_n)$, se logra una medida relativa de $a(x,y,z)$ que depende sólo del FSC. Si análogamente, definimos a $F^N(x,y,z,t_0)_{X_n, Y_n, Z_n} = F(x,y,z,t_0) / F(x_n, y_n, z_n, t_0)$, entonces:

$$F^N(x,y,z,t_0)_{X_n, Y_n, Z_n} = F(x,y,z,t_0) / F(x_n, y_n, z_n, t_0) = K a(x,y,z) / Ka(x_n, y_n, z_n) = a^N(x,y,z)_{X_n, Y_n, Z_n} \tag{16}$$

De aquí la posibilidad de cuantificar al FSC sólo a partir de $a^N(x,y,z)_{X_n, Y_n, Z_n}$ ya que como se puede ver de la relación anterior $F^N(x,y,z,t_0)_{X_n, Y_n, Z_n}$ y $a^N(x,y,z)_{X_n, Y_n, Z_n}$ son equivalentes. Esta es la base matemática de la cuantificación relativa de la perfusión sanguínea cerebral mediante SPECT. En la práctica se utiliza un índice de perfusión relativa (IP), que se define como:

$$IP(x,y,z) (\%) = a^N(x,y,z)_{X_n, Y_n, Z_n} \times 100 \tag{17}$$

Este índice aisladamente no tiene mayor sentido. Empero, si se calcula para una población estadísticamente suficiente de individuos sanos, que permita conformar una base de datos que represente la normalidad, es posible evaluar si existe o no una desviación en un paciente, simplemente contrastando su IP con el de la base de datos normales. El contraste se realiza generalmente utilizando un z-score definido de acuerdo a:

$$z\text{-score}(z, y, z) = [IP(x, y, z)_{\text{paciente}} - \overline{IP(x, y, z)_{\text{base de datos}}}] / [S.D_{IP}(x, y, z)_{\text{base de datos}}] \tag{18}$$

donde $\overline{IP(x, y, z)_{\text{base de datos}}}$ es el valor medio de IP para una base de datos de sujetos normales; y $S.D_{IP}(x, y, z)_{\text{base de datos}}$ es la desviación estándar de IP.

Lo más común es utilizar un z-score > 2 como criterio estadístico para considerar disminuido el FSC en una región cerebral determinada. Además, para tener una relación S/R aceptable, tanto el IP como el z-score se evalúan para ROIs cuadradas de 3x3 píxeles como mínimo y no para píxeles o "puntos x,y,z" individuales.

Como se deriva de todo lo expuesto, los problemas físicos ya mencionados deforman localmente la PSF (en condiciones ideales la PSF sería estacionaria, gaussiana e isotrópica, es decir sería igual en cualquier punto del espacio x,y,z), en condiciones reales esto no sucede y por tanto es un inconveniente para el cálculo en unidades absolutas (amén de los métodos de corrección). Sin embar-

go, en la cuantificación relativa, cuya verdadera esencia está en el cálculo del z-score (o un índice estadístico similar), tanto el numerador como el denominador de dicho índice están en principio bajo la misma influencia de los problemas físicos, para un punto cualquiera x,y,z (esto es más cierto en la medida en que todos los estudios, tanto la base de datos normales como el paciente, se han realizado siguiendo estrictamente el mismo protocolo de adquisición-procesamiento).

De manera que se puede considerar que estos problemas se "cancelan" al calcular el z-score. Sin o con corrección (suponiendo incluso la corrección ideal) el z-score debe ser muy similar para cualquier punto en ambas situaciones. De hecho el z-score es una proporción de diferencias que no debe variar significativamente al realizar las correcciones.

Así, la cuantificación relativa es aproximadamente insensible a los efectos de la atenuación, la dispersión y el efecto del volumen parcial y sólo depende de los problemas asociados a la resolución espacial, puesto que éstos determinan con qué grado de definición espacial se visualizan los "puntos x,y,z ". Por ejemplo, el z-score si debe variar para un mismo paciente cuando se utiliza una cámara más o menos resolutive.

De aquí se deriva la importantísima ventaja que tiene la cuantificación relativa, la cual sólo a partir del primer nivel de la cuantificación puede inferir información sobre el FSC (tercer nivel de la cuantificación), pero evitando los problemas asociados al segundo y tercer nivel. Esto explica por qué en la mayoría de los laboratorios la cuantificación relativa sea el procedimiento clínico estándar para la cuantificación del FSC. Estudios previos han encontrado una buena correlación entre la cuantificación relativa y absoluta^{33,34}.

Investigaciones realizadas anteriormente demuestran que el cerebelo es la región más apropiada como región de referencia para el cálculo de IP en las imágenes de SPECT de FSC con radiofármacos de retención cerebral^{35,36}. Lamentablemente, cuando esta región tiene disminuido su flujo sanguíneo no se puede utilizar como valor de referencia, puesto que en este caso se obtendrían valores sobrestimados al compararlos mediante el z-score con una base de sujetos normales. En estos casos se recomienda emplear como región alternativa la corteza visual³⁷⁻⁴⁰ o un promedio de todas las regiones cerebrales⁴¹⁻⁴⁴. Además de que estos dos valores de referencia son menos apropiados, tienen el inconveniente adicional de que es imposible comparar cuantitativamente estos pacientes con aquellos que fueron normalizados utilizando el cerebelo. En la referencia⁴⁵ se puede encontrar un método que permite generalizar al cerebelo como región de referencia, aplicable incluso a pacientes con hipoperfusión cerebelosa excepto cuando también existe hipoperfusión en la corteza visual, lo cual es mucho menos frecuente en la práctica neurológica.

Conclusiones

En vista de todos los fenómenos físicos, de detección y de procesado a los que está sujeta la SPECT es preciso actuar con suma cautela si se pretende obtener algún valor numérico fiable a partir de estudios reconstruidos. En algunos casos, como el aquí presentado, es posible obviar las limitaciones inherentes a esta técnica mediante artilugios de cálculo que permiten obtener valores útiles en la práctica clínica. Es, no obstante, muy importante que se le den la fiabilidad que merecen.

Referencias

1. Sánchez Catasús C, et al. Reconstrucción tomográfica. Su aplicación para explorar el cerebro mediante radioisotopos y cámara gamma. *Rev Cub Física* 1998;15:120-129.
2. Morgan, G.F. et al. Radiopharmaceuticals for conventional blood-brain barrier and brain perfusion studies, en Costa, D., Morgan, G., Lassen, N. *New trends in Nuclear Neurology and Psychiatry*, John Libbey & Company, London, Paris, Rome, 65-84, 1993.
3. Jarritt PH, et al. Instrumentation for brain SPET: guidelines and quantification, en Costa, D., Morgan, G., Lassen, N. *New trends in Nuclear Neurology and Psychiatry*, John Libbey & Company, London, Paris, Rome, 39-62, 1993.
4. Rosenthal MS, et al. Quantitative SPECT imaging: a review and recommendations by the focus committee of the society of nuclear medicine computer and instrumentation council. *J Nucl Med* 1995;36:1489-1513.
5. Sorenson JA, Phelps ME. *Physics in Nuclear Medicine*. Grune & Stratton, Inc. Harcourt Brace Jovanovich, 2nd ed., Orlando, New York, San Diego, London, San Francisco, Tokyo, 1988.
6. Vandevivere J, et al. Brain SPECT Instrumentation: State-of-the-Art and Future Direction, en De Deyn, P., Dierckx, R., Alavi, A., Pickut, B. (eds). *SPECT in Neurology and Psychiatry*, John and Libbey, Londres, 1997.
7. Kojima A, et al. Effect of spatial resolution on SPECT quantification values. *J Nucl Med* 1989;30:508.
8. Buvat I, et al. Scatter correction in scintigraphy: the state of the art. *Eur J Nucl Med* 1994;21:675.
9. Geworki L, et al. Recovery correction for quantification in emission tomography: a feasibility study. *Eur J Nucl Med* 2000;27:161-169.
10. Beekman FJ, Viergever MA, et al. Object Shape Dependent PSF model for SPECT imaging. *IEEE Transactions on Nuclear Science* 1993;50:31-39.
11. Todd Pokropek A. Functional Imaging of the Brain Using Single Photon Emission Computerized Tomography (SPECT). *Brain Topography* 1992;5:119-127.
12. Puchal Añe R. *Filtros de Imagen en Medicina Nuclear*. Nycomed Amersham (Amersham Ibérica) Ediciones EUROBOOK, S., L. Madrid, 1997.
13. Gilland DR, et al. Determination of the optimum filter function for SPECT imaging. *J Nucl Med* 1998;29:643-651.
14. Sonka M, Hlavac V, Boyle R. *Image processing, analysis and machine vision*. Chapman and Hall 3ra ed., Londres, 1995.
15. Larsson SA, Bergstrand G, Befgstedt H. A special cutoff gamma camera for high-resolution SPECT of the head. *J Nucl Med* 1984;25:1013-1030.
16. Tsui BMW, et al. The geometric transfer function for conebeam and fanbeam collimators. *Phys Med Biol* 1990;35:81-93.
17. Mueller SP et al. SPECT imaging with the long bore collimator: Loss in sensitivity vs. improved contrast resolution. *J Nucl Med* 1984;25:106.

18. Esser PD, et al. Angled-collimator SPECT(A-SPECT):An improved approach to cranial single photon emission tomography. *J Nucl Med* 1984;25:805-809.
19. Polak JF, et al. Iodine-123 HIPDM brain imaging with a rotating gamma camera and slant hole colimator. *J Nucl Med* 1984;25:495-498.
20. Sánchez Catasús C, et al. A way to reduce radius of rotation in brain SPECT with a single-head system. *Nucl Med Commun* 1999;20:99-103.
21. Nowak DJ, et al. Distance-weighted backprojection: A SPECT reconstruction Technique. *Radiology* 1986;159:531-536.
22. Formiconi A, et al. Compensation of spatial system response in SPECT with conjugate gradient reconstruction technique. *Phys Med Biol* 1989;34:69.
23. Glick SJ, y col., An investigation of the stationarity of the three-dimensional modulation transfer function of SPECT. *IEEE Trans Nucl Sci* 1989;36:973-977.
24. Chang LT. A method for attenuation correction in radionuclide computed tomography. *IEEE Trans Nucl Sci NS* 1978;25:638-644.
25. Lida H, et al. Effects of Scatter and Attenuation Correction on Quantitative Assessment of Regional Cerebral Blood Flow with SPECT. *J Nucl Med* 1998;39:181-189.
26. Hutton BF, et al. A clinical perspective of accelerated statistical reconstruction. *Eur J Nucl Med* 1997;24:797-808.
27. Beekman FJ. Three-dimensional image reconstruction in radiology and nuclear medicine. Kluwer Academic Publishers, Dordrecht, Boston, Londres, 1996.
28. Hudson HM, et al. Accelerated image reconstruction using ordered subsets of projection data. *IEEE Trans Med Imaging* 1994;13:601-609.
29. Kamphuis C, et al. Dual matrix ordered subsets reconstruction for accelerated 3D scatter compensation in single-photon emission tomography. *Eur J Nucl Med* 1998;25:8-18.
30. Tuchida T, y col., Quantification of cerebral blood flow with continuous infusion of technetium-99m-ethyl cisteinate dimer. *J Nucl Med* 1997;38:699-1702.
31. Lassen N, et al. Regional cerebral blood flow in stroke by ^{133}Xe -inhalation and emission computed tomography. *Stroke* 1981;12:284-287.
32. Murase K, et al. Kinetic behaviour of technetium-99m-HMPAO in the human brain and quantification of cerebral blood flow using dynamic SPECT. *J Nucl Med* 1992;33:135-143.
33. Andersen AR, et al. Quantitative measurements of cerebral blood flow using SPECT and $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -d,l-HMPAO compared to ^{133}Xe . *J Cereb Blood Flow Metab* 1988;8:S69-S81.
34. Payne JK, et al. Comparison of Technetium- $^{99\text{m}}\text{Tc}$ - HMPAO and Xenon-133 Measurements of Regional Cerebral Blood Flow by SPECT. *J Nucl Med* 1996;37:1735-1740.
35. Syed GMS, et al. Quantification of regional cerebral blood flow (rCBF) using $^{99\text{Tcm}}$ -HMPAO and SPECT: Choice of the reference region. *Nucl Med Commun* 1992;13:811-816.
36. Costa DC, et al. Quantification of brain perfusion SPET maps with different denominators - A comparative study. *J Nucl Med* 1997;38:214P-215P.
37. Montaldi D, et al. Measurements of regional cerebral blood flow and cognitive performance in Alzheimer's disease. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 1990;53:33-38.
38. Hunter R, et al. The pattern of functional related regional cerebral blood flow investigated by single photon emission tomography with $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -HMPAO in patients with presenile Alzheimer's disease and Korsakoff 's psychosis. *Psychol Med* 1989;19:847-855.
39. Sánchez Catasús C, et al. Perfusion cortical mediante SPECT en pacientes con enfermedad de Parkinson con y sin demencia. *Rev. Española de Medicina Nuclear* 1995;16:25-26.
40. Sánchez Catasús C, et al. Flujo sanguíneo cerebral mediante SPECT con ($^{99\text{m}}\text{Tc}$)-HMPAO en pacientes con enfermedad de Parkinson. *Rev Neurol Arg* 1996;21:142-149.
41. Sánchez Catasús C, et al. Regional Cerebral Blood Flow by Brain SPECT ($^{99\text{m}}\text{Tc}$)- HMPAO in patients with Parkinson's disease before and after fetal tissue transplantation. Report of four cases, en: *Tomograph in Nuclear Medicine, Present Status and Future Prospects*. Vienna IAEA Press 1995;281-288.
42. Sánchez Catasús C, et al. Motor activation studies by brain SPECT [$^{99\text{m}}\text{Tc}$] - HMPAO in two patients with Parkinson's disease before and after pallidotomy. *J Neurol Sci* 1997;150 (Suppl).
43. Zubal G, et al. Difference images calculated from ictal and interictal $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -HMPAO SPECT scans of epilepsy. *J Nulc Med* 1995;36:684-689.
44. O'Brien TJ, et al. Subtraction ictal SPECT co-registered to MRI improves clinical usefulness of SPECT in localizing the surgical seizures focus. *Neurology* 1998;50:445-454.
45. Sánchez Catasús C, et al. Mejoramiento de la cuantificación relativa del flujo sanguíneo cerebral con la tecnología médico-nuclear disponible en el país. *Nucleus* 2002; 31:15-22.

Garantía de calidad de la IMRT basado en la evidencia

R. Wicha, C. Huntzinger

Varian Medical Systems, Palo Alto, Estados Unidos.

Introducción

La modulación de intensidad realizada mediante un colimador multiláminas dinámico (DMLC), representa una nueva e importante herramienta que ha mejorado las capacidades de la radioterapia convencional y conformada tridimensional. Al mismo tiempo, la implementación de los tratamientos de IMRT ha incrementado la sofisticación de los sistemas de administración y ha vuelto a recalcar la importancia de la garantía de calidad (GC) de dichos sistemas y de todas las partes del GC relacionado con el paciente^{1-2,19}.

En la actualidad, clínicos y físicos se enfrentan a la paradoja de la información: disponen de un fácil acceso a una serie de fuentes de información prácticamente ilimitadas y, sin embargo, no consiguen encontrar la información clave en el momento y en el lugar en que la necesitan. Los médicos necesitan acceso a una información puntual, pertinente y de alta calidad.

El objetivo del presente estudio es el de contribuir a la resolución de la paradoja de la información en lo que se refiere al aseguramiento de la calidad de la IMRT, y mejorar la comprensión del proceso de GC aplicado a los equipos utilizados para la administración de campos de intensidad modulada. Las necesidades más comunes de información sobre la IMRT han sido formuladas en forma de preguntas contestables, presentando las respuestas a dichas preguntas en relación con el sistema de administración de la IMRT de Varian, respaldadas por las pruebas publicadas de que se dispone.

Materiales y métodos

Hemos realizado un análisis de la bibliografía sobre el aseguramiento de la calidad de la IMRT e identificado los motivos de preocupación típicos que existen en torno a tal GC. Los resultados de los diferentes autores han si-

do comparados y son presentados en el presente estudio. Las cuestiones típicas sobre el GC que hemos investigado son las que aparecen listadas a continuación:

A: Estabilidad de la salida del acelerador lineal

Un tratamiento de IMRT puede comprender un gran número de segmentos (subcampos), que requieren ajustes relativamente pequeños de las MU. Dicha situación puede producirse en la administración con segmentos estáticos múltiples (MSS), debido a la naturaleza de dicho método de administración, o en la administración con ventana deslizante (*sliding window*), en los casos en que puedan inducirse un gran número de retenciones del haz³.

Además, los aceleradores lineales producidos por los diferentes fabricantes utilizan diferentes métodos para detener temporalmente la producción de radiación, conforme a lo solicitado por el sistema de control. Dicha pausa puede ser requerida por el método de administración con MSS, para permitir el ajuste por el DMLC de una nueva forma de segmento, o por el método de administración con ventana deslizante, cuando la trayectoria real de la lámina se desvía de la posición planificada más de lo permitido por la tolerancia seleccionada. La interrupción temporal del haz puede implementarse deteniendo la inyección de electrones en la estructura aceleradora o desintonizando la potencia de RF. Es pertinente hacerse la siguiente pregunta: "¿Cuánto tiempo (tiempo de ascenso en rampa) necesita el acelerador lineal para estabilizar todos los parámetros clínicamente importantes, como, por ejemplo, la simetría y la homogeneidad del haz?"

B: Parámetros del DMLC

La administración de campos de intensidad modulada por medio de un DMLC representa una sofisticada metodología de tratamiento; están implicados muchos parámetros mecánicos y dosimétricos que pueden influir en

la precisión final del tratamiento. En la bibliografía que hemos investigado se identifican los siguientes parámetros de interés:

B1: Estabilidad del posicionamiento de las láminas

La dosis administrada en los campos de intensidad modulada resulta afectada por la anchura de la separación existente entre láminas opuestas. El efecto de la separación entre láminas es muy importante en el caso de la administración con ventana deslizante, y puede tener importancia para la administración con MSS si se utiliza un gran número de pequeños segmentos. La exactitud y precisión de la separación entre láminas está relacionada con: la precisión de la calibración del carro y las láminas del DMLC, la precisión mecánica del movimiento y la precisión y exactitud del sistema de retroalimentación del DMLC. La pregunta pertinente podría ser: "¿Cómo puedo saber si las láminas del DMLC se encuentran en la posición correcta?".

B2: Estabilidad de la velocidad de las láminas

Aunque el sistema autocontrola de forma activa tanto la velocidad de las láminas como la tasa de dosis ("dosis según demanda") durante la administración de un campo de IMRT, la estabilidad de la velocidad de las láminas sigue siendo un parámetro importante. En la administración con ventana deslizante es típico que, dentro de un segmento, las trayectorias de las láminas puedan administrarse a una velocidad constante, pero la velocidad de las láminas pueden ser diferente para los distintos segmentos. Consiguientemente, la variabilidad de la velocidad de las láminas dentro de un segmento puede traducirse en variaciones del espacio existente entre las láminas y, por ello, a una desviación de la dosis administrada con respecto a lo planificado. Nuestras preguntas en relación con el GC pueden formularse de la forma siguiente: "¿Es el DMLC capaz de funcionar a una velocidad estable? ¿Existe alguna velocidad mínima o máxima que limite los márgenes de funcionamiento para una administración estable de la dosis?".

B3: Efectos de la aceleración y desaceleración de las láminas

Ya se ha indicado que el sistema de control servocontrola de forma activa tanto la tasa de dosis como la velocidad de las láminas individuales. La velocidad de administración puede variar de un segmento a otro como se ha indicado en la sección B2, de forma que las láminas son aceleradas y desaceleradas. Además, el sistema de control o el usuario pueden ordenar una interrupción del tratamiento. Las preguntas que deben considerarse son: "¿Cuál es el efecto dosimétrico de un tratamiento interrumpido?" y "¿son significativos los efectos de la acele-

ración y desaceleración de las láminas para la exactitud de la administración dinámica de la dosis?".

B4: Estabilidad dosimétrica frente a rotación del brazo

Es muy probable que los tratamientos con intensidad modulada combinen una serie de campos con varios ángulos de la unidad. Por consiguiente, la estabilidad de las características mecánicas y dosimétricas en función del ángulo del brazo es importante. Las preguntas pertinentes podrían incluir las siguientes: "Desempeña algún papel la gravitación en la administración de los campos de IMRT?" y "¿cuál es la estabilidad del sistema de dosimetría en función del ángulo del brazo y el ángulo del colimador?".

B5: Efecto de machihembrado ("tongue and groove effect")

La mayoría de los diseños de los MLC incorpora un diseño de "machihembrado" para minimizar la canalización de la radiación a lo largo de los lados de las láminas adyacentes. Dicho tipo de diseño puede traducirse en lo que se describe comúnmente como el efecto de "machihembrado", una banda estrecha de dosis baja en el interior de un modelo de intensidad administrada. Aunque algunos sistemas de planificación del tratamiento hacen un esfuerzo por minimizar dicho efecto de machihembrado en el algoritmo de secuenciación del movimiento de las láminas, otros simplemente lo ignoran. Uno podría hacerse la pregunta: "¿Es significativo el efecto de "machihembrado" y, si lo es, en qué circunstancias?".

C: Rendimiento del DMLC en función de la dosis total y la tasa de dosis

Ya se ha indicado que el sistema de control hace variar de forma activa ("servocontrola") tanto la tasa de dosis como el movimiento mecánico para administrar un modelo de intensidad de la IMRT especificado. Un examen detallado de los ficheros de control del DMLC demuestra que éstos son independientes de la tasa de dosis y de la dosis total, es decir, que el usuario puede utilizar un fichero de DMLC determinado dentro de una amplia gama de tasas de dosis y dosis totales. Una vez se ha establecido una pauta clínica, no es frecuente que se modifique la dosis total o la tasa de dosis. Una posible excepción podrían constituir las pruebas de (GC) de rutina, en las que tanto la dosis total como la tasa de dosis utilizadas para las pruebas pueden ser diferentes de los utilizados para la rutina clínica. Se trata de una situación muy similar a la de las pruebas tradicionales de "linealidad" frente a dosis e índice de dosis que se han realizado durante muchos años, con la adición del DMLC. Teniendo en cuenta lo anterior, la pregunta podría ser: "¿Cómo influye sobre el rendimiento del DMLC la dosis total y la tasa de dosis?".

D: Integridad (Seguridad en la transferencia de) de los datos

Los ficheros de datos que contienen información sobre el movimiento de las láminas deben ser transferidos desde el sistema de planificación del tratamiento (o dispositivo conformador) al sistema de administración. Existe una amplia variedad de soluciones por lo que se refiere a la transferencia de los datos desde un sistema de planificación a un dispositivo de administración; la solución específica depende en gran medida del equipo que se utilice y lo mismo ocurre con las pruebas de (GC). Las posibles preguntas podrían ser: "¿Qué pruebas de (GC) deberían utilizarse para detectar la alteración de un fichero, la existencia de un fichero de DMLC incorrecto asociado a un campo de tratamiento y el desajuste de los sistemas de coordenadas entre el sistema de planificación del tratamiento y el dispositivo de administración?". Una pregunta estrechamente relacionada con la anterior es la siguiente: "¿Cómo puedo crear ficheros de DMLC a efectos de (GC), fuera de un sistema de planificación del tratamiento?".

Resultados

A: Estabilidad de la salida del acelerador lineal

Los resultados obtenidos con los aceleradores de Varian concuerdan bien y muestran una simetría y una homogeneidad mejor del 3% para 2 MU o menos⁴⁻⁷.

B: Parámetros del DMLC

B1: Estabilidad del posicionamiento de las láminas

Cada una de las partes del sistema de administración que lleva a cabo cualquier movimiento dinámico mientras el haz está "activado" está equipada con dos sistemas de lectura de salida completamente independientes, denominados sistema de lectura de salida de posición (PRO) y sistema secundario de lectura de salida de posición (SPRO). Si el sistema de administración detecta una desviación entre el sistema PRO y el sistema SPRO de más de 2 mm, interrumpe automáticamente el tratamiento.

El primer paso del GC consiste normalmente en la verificación de la exactitud y precisión del posicionamiento del MLC en el modo estático, dado que ello permite verificar claramente la calibración del DMLC. Como han demostrado varios autores⁸⁻¹⁰, debe prestarse atención a la correcta alineación del campo de luz frente al campo de radiación. Mubata¹¹ ha presentado una serie de resultados que demuestran que las láminas del MLC de Varian permanecen dentro de un margen de tolerancia de 0,5 mm por lo que se refiere a la precisión del posicionamiento. Ramsey et al.¹² probaron la exactitud del posicionamiento del DMLC para el "arco conformado" y el arco de intensidad modulada, con un intervalo de varia-

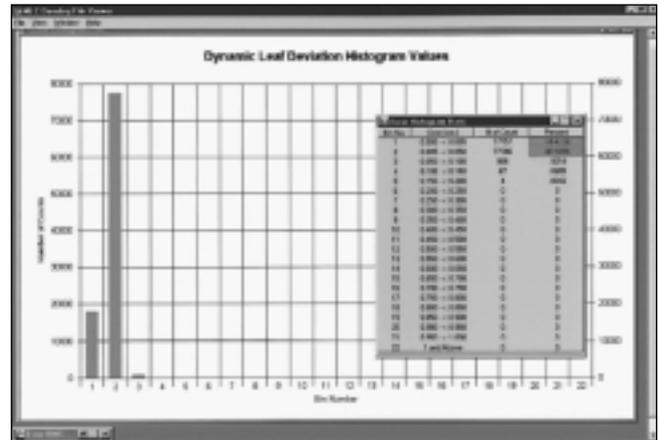


Fig. 1. Pantalla de muestra captada a partir de la aplicación "DynaLog File Viewer" [visualizador de ficheros DynaLog], en la que se muestran los datos típicos del DMLC: datos numéricos de los errores de posición y representación gráfica en forma de histograma.

ción de la velocidad de las láminas comprendido entre 0,3 y 3,0 cm/s. Sus errores medios de posición variaron desde 0,3 hasta 2,1 mm, con el máximo error observado para la máxima velocidad física de las láminas. LoSasso et al.³ han presentado unos resultados que demuestran que la precisión del posicionamiento de las láminas del DMLC de Varian es de 0,25 mm o mejor, Low et al.⁶ llegaron a la conclusión de que la precisión del posicionamiento de las láminas no es una función sistemática de la energía del haz, de la posición fuera del eje ni de los pares de láminas. Los citados autores midieron una precisión media del posicionamiento de 0,08 mm.

La exactitud y precisión del posicionamiento de las láminas pueden comprobarse también con la ayuda de un sistema de retroalimentación incorporado. Al mismo tiempo que el DMLC lleva a cabo la administración, el sistema de control registra los datos de retroalimentación sobre la posición y los compara con los de las posiciones planificadas. Los correspondientes ficheros "DynaLog" pueden ser analizados con la ayuda del módulo Visualizador de Ficheros DynaLog (DFV), que forma parte del software de la estación de trabajo del MLC. El DFV proporciona una serie de parámetros estadísticos sobre la administración específica considerada, en la forma de un histograma de errores, el error cuadrático medio y una representación gráfica de la retención del haz. En la figura 1 se muestra un ejemplo de dicho tipo de representación gráfica. Además, los análisis de tendencia de los ficheros DynaLog pueden ser utilizados para identificar las piezas, como, por ejemplo, los motores del MLC, que convendría cambiar como parte del programa de mantenimiento preventivo^{13,14}.

B2: Estabilidad de la velocidad de las láminas

Como han demostrado Chui et al.⁴, los perfiles de los campos de intensidad modulada permanecen uniformes dentro del amplio margen de velocidades de las láminas

comprobado por dichos autores (0,14 cm/MU a 1,0 cm/MU o en el intervalo de 0,56 cm/s a 4 cm/s, si las velocidades de las láminas son proyectadas en el isocentro).

B3: Efectos de la aceleración y desaceleración de las láminas

Las pruebas de aceleración y desaceleración de las láminas diseñadas por Chui et al.⁴ han permitido llegar a la conclusión de que el DMLC de Varian es insensible a los citados efectos, dentro del amplio margen de velocidades de las láminas comprobado por dichos autores (desde 0,26 cm/MU hasta 1,0 cm/MU, o desde 1,04 cm/s hasta 4 cm/s, para los valores de las velocidades de las láminas proyectados en el isocentro).

B4: Estabilidad dosimétrica frente a rotación del brazo

Los resultados obtenidos por Mubata¹¹ demuestran que la flexión gravitacional del MLC en el modo estático está por debajo de un límite de tolerancia de 1 mm. Lo-Sasso et al.³ han llegado a la conclusión de que la precisión con la que puede establecerse y mantenerse la separación del DMLC de Varian es mejor de 0,1 mm, independientemente del ángulo del brazo. Dicha conclusión es respaldada por Ramsey¹², que determinó que la distribución de los errores de posición del DMLC de Varian durante el "arco conformado" no resulta afectada por la rotación del colimador.

B5: Efecto de machihembrado (tongue and groove effect)

El citado efecto ha sido investigado por Deng et al.¹⁵ y otros autores^{16,20-21}. Comparando un cálculo de un mapa de fluencia con y sin efecto de machihembrado, encontraron hasta un 10% de diferencia en la distribución de la dosis para un campo único. No obstante, para un gran número de campos (> 5), como se utiliza típicamente en los planes de IMRT, encontraron una diferencia inferior al 1,6% y llegaron a la conclusión de que el efecto no era significativo desde el punto de vista clínico. Si la configuración del plan contiene menos de 5 campos, es necesario adoptar precauciones, dado que el efecto final sobre la distribución de la dosis depende de una serie de parámetros: la secuencia de las láminas, la geometría del haz, etc.

C: Rendimiento del DMLC en función de la dosis total y la tasa de dosis

Aunque se trata de una cuestión relativamente nueva dentro del campo del GC, existen ya algunas referencias a partir de las cuales pueden extraerse conclusiones significativas. Ramsey et al.⁵ estudiaron las características de los haces clínicos interrumpidos frente a los no interrumpidos, pero su técnica experimental utilizó el

DMLC, de forma que se trata de un estudio útil sobre el rendimiento del DMLC. Los citados autores informaron de que: "La potencia de salida del haz, su energía, homogeneidad y simetría no difería en más de un 0,8 por ciento en la mayoría de las secuencias de interrupción del haz. Las desviaciones máximas de la potencia de salida (0,8 por ciento), la planeidad (1,9 por ciento) y la simetría (0,8 por ciento) se producían cuando se administraba un bajo número de unidades monitoras (< 5 MU) en la ventana de interrupción del haz. Aunque tales desviaciones no son clínicamente significativas, cada acelerador lineal debería ser cuidadosamente evaluado antes de su implementación clínica". Kubo et al.⁷ estudiaron el efecto de la supresión del haz en la administración de campos de cuña dinámica (EDW) e IMRT y observaron "...un efecto insignificante de la supresión del haz en la administración de la dosis". Los citados autores afirmaron que: "Una combinación de dichos resultados con las mediciones de la cámara de ionización indica que la utilización del acelerador lineal con supresiones del haz no altera la administración de la dosis". Low et al.⁶ acaban de publicar un artículo sobre el rendimiento del DMLC de Varian para la IMRT. Entre sus resultados han estudiado el citado asunto e informan de que: "Los resultados han indicado que los artefactos de administración de la dosis deberían ser de menor importancia en la mayor parte de los casos clínicos, aunque limitan la hipótesis sobre la linealidad de la dosis cuando se reduce de forma significativa la dosis administrada, para estudios de caracterización del dosímetro o mediciones de GC". También L. Verhey discutió el asunto durante el curso de actualización sobre el DMLC impartido en AAPM el año 2000. Sus resultados fueron similares a los resultados y conclusiones de Low et al.

D: Seguridad en la transferencia de los datos

Cada fichero del MLC y el DMLC del sistema de Varian contiene lo que se llama un valor de "CRC" (comprobación de redundancia cíclica) o, más corrientemente, un "total de control", de tal forma que cualquier alteración o edición del fichero del MLC o el DMLC que pueda producirse fuera del sistema de planificación del tratamiento, el dispositivo conformador o de administración es detectado automáticamente y el usuario recibe una notificación de tal hecho.

Varian Medical Systems se ha basado en el trabajo de Xing et al.^{17,18} y de otros usuarios clínicos^{3,4,19} para desarrollar unos ficheros de movimiento para el GC del DMLC, que pueden ser utilizados para un GC rápido y sencillo de la administración de la IMRT. El concepto en el que se basa dicho sistema consiste en la obtención de una película o imagen de PortalVision durante la ejecución de los ficheros predefinidos del DMLC. Los modelos obtenidos a partir de tales películas o imágenes de PortalVision pueden ser comparados con los esperados. Las dis-

crepancias geométricas, así como las diferencias de dosis, pueden ser evaluadas y cuantificadas. Las pruebas preliminares llevadas a cabo han demostrado que tales pruebas son suficientemente sensibles para detectar efectos iguales o menores a 1 mm de error de posicionamiento.

Además, los usuarios pueden definir sus propios modelos utilizando la aplicación Shaper. Ello representa una herramienta relativamente sencilla, aunque bastante potente, para el establecimiento y mantenimiento de un programa de GC.

Discusión y conclusiones

El sistema de administración de IMRT de Varian puede ser utilizado, gracias a la flexibilidad de su diseño, para diferentes modalidades de tratamientos de IMRT: administración de múltiples campos estáticos, administración dinámica de la IMRT o administración con arco dinámico conformal. Los resultados de los análisis de los datos de aseguramiento de la calidad presentados en la bibliografía permiten llegar a la conclusión de que el sistema de administración proporciona un grado muy elevado de exactitud y precisión mecánica y dosimétrica, y puede ser utilizado de forma segura para una implementación clínica de la radioterapia de intensidad modulada.

Referencias

1. Ling CC, et al. Conformal radiation treatment of prostate cancer using inversely-planned intensity modulated photon beams produced with dynamic multileaf collimation. *Int J Radiation Oncology Biol Phys* 1996;35:721-730.
2. Tsai JS et al. Dosimetric verification of the dynamic intensity-modulated radiation therapy of 92 patients. *Int J Radiation Oncology Biol Phys* 1998;40:1213-1230.
3. LoSasso T, Chui CS y Ling CC. Physical and dosimetric aspects of a multileaf collimation system used in the dynamic mode for implementing intensity modulated radiotherapy. *Med Phys* 1998;25:1919-1927.
4. Chui CS, Spirou S y LoSasso T. Testing of dynamic multileaf collimation. *Med Phys* 1996;23:635-641.
5. Ramsey C, Cordrey IL y Oliver AL. A comparison of beam characteristics for gated and nongated clinical x-ray beams. *Med Phys* 1999;26:2086-2091.
6. Low DA, Jason SW, Klein EE, Markman J, Mutic S y Dempsey JF. Characterization of a commercial multileaf collimator used for intensity modulated radiation therapy. *Med Phys* 2001;28:752-756.
7. Kubo DH y Wang L. Compatibility of Varian 2100C gated operations with enhanced dynamic wedge and IMRT dose delivery. *Med Phys* 2000;27:1732-1738.
8. Klein EE, Harms WB, Low DA, Willcut V y Purdy JA. Clinical implementation of a commercial multileaf collimator: dosimetry, networking, simulation, and quality assurance. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1995;33:1195-1208.
9. Galvin JM, Smith AR y Lally B. Characterization of a multileaf collimator system. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1993;25:181-192.
10. Boyer AL, Ochran TG, Nyerick CE, Waldon TJ y Huntzinger CJ. Clinical dosimetry for implementation of a multileaf collimator. *Med Phys* 1992;19:1255-1261.
11. Mubata CD, Childs P y Bidmead AM. A quality assurance procedure for the Varian multileaf collimator. *Phys Med Biol* 1997;42:423-431.
12. Ramsey CR, Spencer KM, Alhakeem R y Oliver AL. Leaf positioning error during conformal dynamic arc and intensity modulated arc treatments. *Med Phys* 2001;28:67-72.
13. LoSasso T. Comunicación privada. DynaLog files for preventative maintenance.
14. Young R. Comunicación privada. DynaLog Files for preventative maintenance.
15. Deng J, Pawlicki T, Chen Y, Li J, Jiang SB y Ma CM. The MLC tongue-and-groove effect on IMRT dose distributions. *Phys Med Biol* 2001;46:1039-1060.
16. Wang XH, Spirou S, LoSasso T, Chui CS, Mohan R. Dosimetric verification of an intensity modulated treatment. *Med Phys* 1996;23:317-327.
17. Xing L, Curran B, Hill R, Holmes T, Ma L, Forster KM y Boyer AL. Dosimetric verification of a commercial inverse treatment planning system. *Phys Med Biol* 1999;44:463-478.
18. Xing L y Li JG. Computer verification of fluence map for intensity modulated radiation therapy. *Med Phys* 27;2084-2092:2000.
19. Burman C, et al. Planning, delivery, and quality assurance of intensity-modulated radiotherapy using dynamic multileaf collimator: a strategy for large-scale implementation for the treatment of carcinoma of the prostate. *Int J Radiation Oncology Biol Phys* 1997;39:863-873.
20. Chui CS, LoSasso T y Spirou S. Dose calculations for photon beams with intensity modulation generated by dynamic jaw or multi-leaf collimations. *Med Phys* 1994;21:1237-1243.
21. Galvin JM, Smith AR y Lally B. Characterization of multi-leaf collimator system. *Int J Radiation Oncology Biol Phys* 1993;25:181-192.

Comentarios sobre la estimación de dosis en terapia con I-131

P. Ruiz Manzano, M.^a A. Rivas Ballarín, D. Abós Olivares, M. Canellas Anoz, E. Millán Cebrián, J.A. Font Gómez, P. Ortega Pardina

Servicio de Física y Protección Radiológica y Servicio de Medicina Nuclear. Hospital Clínico Universitario "Lozano Blesa". Zaragoza.

A la hora de abordar el tratamiento de un paciente con hipertiroidismo o cáncer de tiroides, los médicos especialistas en Medicina Nuclear pueden aplicar diferentes protocolos. Uno de ellos consiste en administrar a los pacientes una actividad estándar de I-131, mientras que el otro indica la dosis de radiación que debe recibir el tejido tiroideo. Este último método implica la realización de un estudio previo a la administración de la actividad terapéutica para conocer la biocinética del radiofármaco en el paciente, es decir, de los parámetros de los que depende la dosis absorbida. Dichos parámetros se determinan a partir de las medidas realizadas al paciente tras administrarle una pequeña actividad de I-131 u otro isótopo del yodo, como el I-123 o el I-124.

En España, actualmente, la mayoría de los médicos nucleares aplican actividades estándar con las que se consiguen los objetivos previstos en la terapia: la destrucción del tejido tiroideo en el caso de cáncer de tiroides (ablación o metástasis), y la eliminación del hipertiroidismo llevando a los pacientes a un estado de eutiroidismo o hipotiroidismo.

Por otra parte, el artículo 7 del R.D. 1841/1997, por el que se establecen los criterios de calidad en Medicina Nuclear, dice textualmente: "En las administraciones de radiofármacos con fines terapéuticos, el especialista designado a estos efectos en el programa de garantía de calidad será responsable de la estimación de la dosis absorbida recibida por los órganos de especial interés, de acuerdo con la cinética y biodistribución del radiofármaco". Esto significa la obligatoriedad de hacer una estimación de la dosis que reciben los órganos de especial interés de los pacientes tratados con cualquier radiofármaco. Nosotros nos centraremos en los tratamientos metabólicos con I-131 de los pacientes de cáncer de tiroides e hipertiroidismo y analizaremos las dificultades inherentes a la determinación de dichas dosis de radiación y su repercusión en el resultado final del tratamiento.

El método general de estimación de dosis en tiroides (DT) tras la administración de I-131 consiste en aplicar la fórmula de Marinelli deducida a partir de los datos de dosis por unidad de actividad integrada (S) publicados en MIRD 11^{1,2}. Los parámetros que intervienen en esta fórmula son: la actividad administrada, el porcentaje de captación máximo a tiempo cero^{1,3}, el semiperiodo efectivo de eliminación y la masa captante.

Si el especialista en medicina nuclear opta por prescribir la dosis que deben recibir los órganos blanco en los tratamientos de ablación de restos tiroideos y de metástasis, es necesario realizar al paciente un estudio previo administrando una pequeña actividad de I-131, con la finalidad de determinar la captación, la masa captante y el semiperiodo efectivo de eliminación. Con estos valores se podría establecer la actividad de I-131 que, supuestamente, garantizaría una adecuada dosis absorbida en el órgano blanco (restos tiroideos o metástasis que se desee tratar), sin superar las dosis máximas aceptables en órganos de riesgo, el fundamental la sangre, cuyo límite es 2 Gy.

La determinación de estos parámetros exige que al paciente se le realicen gammagrafías y extracciones de sangre (1 cada 24 ó 48 horas) durante un período mínimo de 7 días. Esto obliga a 6 ó 7 visitas al Hospital o a un ingreso previo de 1 semana en el caso de pacientes de áreas cuyo domicilio está lejos del Hospital.

La predicción de la actividad terapéutica a partir de los parámetros medidos con la actividad diagnóstica administrada, que es mucho menor, parte de la base de que la biocinética va a ser igual en ambas situaciones. Sin embargo esta hipótesis se halla cada vez más firmemente cuestionada por estudios que demuestran diferencias significativas entre el comportamiento del tiroides en la fase diagnóstica y en la fase de terapia.

Algunos autores justifican esas diferencias por el fenómeno del "aturdimiento" (*stunning*). En este sentido, Jeevanram y cols.⁴ demostraron que los valores de captación con actividades terapéuticas son significativamente

inferiores a los medidos previamente al utilizar actividades diagnósticas, independientemente del tiempo transcurrido entre ambas, y que la reducción del porcentaje de captación en la fase terapéutica era tanto mayor cuanto mayor había sido la dosis recibida por el tiroides en la fase diagnóstica. Estos autores concluían que la captación de la glándula tiroidea se altera debido a la dosis de radiación impartida por la actividad diagnóstica. Se han documentado⁵ variaciones de la captación en la fase de terapia frente a la de diagnóstico, que van del 7% al 100%, estando la media en el 50%.

Abós y cols.⁶, en nuestro Hospital, observaron estos efectos y sugirieron la disminución de las dosis en los rastreos diagnósticos, e incluso su supresión cuando existe certeza de la existencia de tejido tiroideo residual o metastásico a nivel cervical.

La existencia del "aturdimiento" y su explicación vienen también avaladas por Sabri y cols.⁷, que realizaron un estudio con 171 pacientes hipertiroideos para averiguar si existe aturdimiento en tiroides, asumiendo que los resultados son igualmente aplicables para el caso de tratamiento de cáncer. El tratamiento de estos pacientes se hizo en dos fases; en la primera se administró a los pacientes aproximadamente la mitad de la actividad terapéutica y durante los cuatro días siguientes se hizo un estudio para estimar la dosis recibida en tiroides; a los cuatro días se les administró el resto de la actividad y continuaron con el estudio, teniendo en cuenta los efectos de la primera fase. Realizaron medidas de captación en estos pacientes dos veces al día y concluyeron que existe aturdimiento del tiroides y que depende de la dosis absorbida por éste en la primera fase, encontrando una reducción media del 31% en la captación máxima pero no diferencias significativas en el período de eliminación. También sugirieron que el efecto del aturdimiento podría tener un umbral y éste sería cercano a 35 Gy.

Un estudio más reciente realizado por Hilditch y cols.⁸ sostiene que la causa del aturdimiento podría ser la dosis de radiación impartida durante las primeras horas de la fase terapéutica. Esta dosis, que no es insignificante comparada con la recibida en todo el proceso diagnóstico, inhibiría la captación del tiroides.

También se han realizado estudios *in vitro* sobre el aturdimiento. Postgard y cols.⁹ detectaron inhibición en el transporte de yodo en las células tiroideas tras haber sido irradiadas con I-131 (alrededor del 50% de reducción con una dosis de 3 Gy) y esa inhibición depende de la dosis absorbida.

Sin embargo, otros autores¹⁰ ponen en duda la existencia del aturdimiento y sugieren que la diferencia entre las dosis calculadas con los parámetros medidos en la fase diagnóstica y las dosis medidas en la fase de terapia, que generalmente se atribuye a la dosis administrada al tiroides en la primera fase, puede ser debida a los errores resultantes de un inadecuado muestreo de los datos y a la aplicación de un modelo demasiado simple. Proponen

una alternativa al modelo monoexponencial y la realización de un mínimo de dos medidas diarias con un intervalo superior a 6 horas durante los tres siguientes días a la administración diagnóstica.

Aún cuando las explicaciones difieren entre unos autores y otros, lo que sí parece estar claro es el diferente comportamiento del tiroides en las dos situaciones y, por lo tanto, que los errores cometidos al usar las captaciones medidas en la fase diagnóstica para estimar la dosis que recibirá el tiroides en la fase de terapia pueden llegar a ser muy grandes. A esto hay que añadir los errores importantes que se pueden cometer en la estimación del volumen de los restos tiroideos o de las metástasis y de la captación tiroidea o de otros órganos^{11,12}.

Es decir, el estudio previo no aporta una información correcta para poder hacer una adecuada determinación de la dosis y puede llevar a la administración de una actividad incorrecta, de manera que la dosis recibida por el paciente se aleje mucho de las dosis indicadas por el médico nuclear.

Por tanto, si se desea verificar la dosis de radiación que realmente ha recibido el paciente en órgano blanco y en órganos de riesgo, habría que volver a hacer el mismo estudio tras la administración de la actividad terapéutica, utilizando preferiblemente el método alternativo al modelo monoexponencial descrito por Hermanska y cols.¹⁰. Es decir, que podríamos tener que hospitalizar al paciente durante dos semanas (cuando en la actualidad permanecen 48 horas por término medio, en nuestro hospital) y someterlos a pruebas costosas y molestas, como serían unas 6 gammagrafías y 10 extracciones de sangre. Si únicamente se desea cumplir con el R.D. 1841/1997, bastaría con hacer las medidas durante la fase de tratamiento, es decir, limitarse a estimar la dosis en tiroides una vez administrada la actividad terapéutica.

Y todo ello ¿para qué? al parecer la determinación de la actividad a administrar mediante un trazador no supone mayores garantías en el éxito del tratamiento, ya que, según han referido algunos autores¹³, en el caso de ablación de restos tiroideos, con el método dosimétrico particularizado se consigue una tasa de éxito del 81% frente al 86% conseguido con la administración estándar de 3.700 MBq (100 mCi). En cuanto a la determinación a posteriori de la dosis absorbida en restos tiroideos, su conocimiento no aporta ningún beneficio al paciente, pues si ésta ha sido insuficiente y debe repetirse el tratamiento, el médico nuclear dispone de otro tipo de pruebas para averiguarlo. Por otra parte, con las actividades que normalmente se administran en este tipo de tratamientos (3.700 - 7.400 MBq) no se ha documentado casos de superación de la dosis de 2 Gy en sangre. En situaciones de metástasis captantes de gran volumen, como las referidas por Sisson y cols.¹⁴, que requieren actividades mayores para su correcto tratamiento, podría ser necesario hacer la estimación de dosis en sangre u otros posibles órganos de riesgo. Lo mismo podría aplicarse a pacientes con pa-

tologías añadidas, como insuficiencia renal, o a situaciones especiales, como administraciones incorrectas.

En el caso del hipertiroidismo, al administrarse actividades pequeñas en la fase de diagnóstico (0,5 MBq3,7 MBq15), la importancia del aturdimiento es menor. La diferencia media entre la dosis estimada con el estudio previo y con el posterior a la terapia es de un 15%¹⁵. Hay varios métodos para realizar estas estimaciones¹⁶, pero seguimos teniendo las incertidumbres asociadas a la medida del volumen y de la captación tiroidea^{11,12} y además el efecto del error cometido en la estimación de la dosis al no tener en cuenta la reducción de la masa tiroidea durante este tipo de tratamiento^{12,17} (disminución media del 37%) lo que puede producir aumentos en la dosis prevista entre el 9 y el 30%¹².

En cualquier caso, la determinación de los parámetros necesarios para que el paciente reciba una determinada dosis precisaría de la realización de medidas durante dos semanas (pre y post tratamiento), como en el caso del cáncer, aunque hay algunos métodos simplificados^{15,16} que permiten estimar la dosis impartida al tiroides con una sola medida de captación a las 96 o a las 192 horas.

Si lo que se desea es exclusivamente cumplir la normativa (R.D. 1841/1997), bastaría con la estimación a posteriori de la dosis recibida en tiroides durante el tratamiento. Para que el valor estimado se corresponda con el valor real de la dosis impartida al tiroides serían necesarias medidas personalizadas a cada paciente, ya que la gran variabilidad existente en la masa captante, en la captación máxima a tiempo cero y en el semiperiodo efectivo entre pacientes, hace que se cometan grandes errores cuando se utilizan valores medios para alguno de estos parámetros¹.

Los médicos nucleares de nuestro Hospital, con una larga experiencia en tratamientos de pacientes hipertiroides¹⁸, administran a estos pacientes actividades fijas. Para pacientes con nódulos autónomos tóxicos realizaron una valoración de un protocolo de dosis fijas¹⁹ describiendo sus ventajas y los criterios de inclusión o exclusión en el protocolo de estas administraciones. Obtuvieron un 69% de pacientes con eutiroidismo, un 27% con hipotiroidismo y un 4% ligeramente hipertiroides al finalizar el período de seguimiento. En el caso de pacientes con Bocio Multinodular Tóxico obtuvieron un 78,1% de pacientes con eutiroidismo, un 8,4% con hipotiroidismo y un 4,5% con hipertiroidismo subclínico al finalizar el período de seguimiento²⁰. Concluyeron que las dosis fijas de 555 MBq son cómodas, evitan desplazamientos a los pacientes en zonas geográficas extensas y producen una baja tasa de hipotiroidismo.

En el caso de los pacientes con enfermedad de Graves, Peters y cols.²¹ comparan los resultados obtenidos en un grupo de 98 pacientes tratados con una actividad estándar de 555 MBq con los de un grupo de 107 pacientes a los que se administró la actividad calculada para impartir 100 Gy al tiroides. La tasa de éxito fue del 71%, en el grupo con actividad estándar, mientras que en el de la ac-

tividad calculada fue sólo del 50%. Reinhardt y cols.²², en un estudio con 224 pacientes para los que calculan dosis en tiroides de 150, 200 y 300 Gy, llegan a la conclusión de que la meta del tratamiento debe ser el hipotiroidismo en un único tratamiento. Para tiroides de volumen menor que 15 ml, esto se consigue con una actividad estándar de 555 MBq, la cual suministra dosis en torno a 150 Gy. Para volúmenes mayores sugiere que se calcule la actividad necesaria para administrar una dosis de 250 a 300 Gy. En todo caso, debe tenerse en cuenta la variabilidad existente entre la dosis prescrita y la dosis realmente dada. Estos autores encuentran coeficientes de variación del 27% para el grupo de pacientes a los que prescribió 150 Gy, 23% para los de 200 Gy y 18% para los de 300 Gy. El 8% de los pacientes recibió dosis que diferían en más del 50% de las dosis prescritas.

En esta misma línea, Catargi y cols.²³ en un estudio sobre 100 pacientes para los que se habían prescrito 50 Gy, encontraron una variabilidad del 45% en la dosis administrada, con un rango entre 36 y 232 Gy. Por ello llegan a la conclusión de la baja efectividad del cálculo de dosis individuales mediante la fórmula de Marinelli.

Por otra parte, estos artículos contradicen lo referido por Flowers y cols.²⁴, que defiende el cálculo de dosis individualizadas frente a actividad estándar en tratamientos repetidos cada seis meses.

Hasta ahora el tratamiento de hipertiroidismo es un tratamiento sencillo y cómodo para el paciente. La realización del estudio previo para determinar la actividad necesaria para que cada paciente reciba la dosis indicada, así como la comprobación posterior de la dosis realmente recibida, supone complicarlo tanto socialmente como económicamente, cuando el objetivo prioritario del tratamiento con I-131 es la supresión del hipertiroidismo independientemente de la situación funcional posterior, lo cual puede conseguirse con una actividad estándar.

Como conclusión, a la vista de lo expuesto anteriormente, en nuestra opinión, los tratamientos con I-131, tanto en pacientes hipertiroides como en el caso de ablación de restos en cáncer de tiroides, pueden realizarse correctamente administrando actividades estándar, ya que determinar la actividad de I-131 a administrar al paciente para que reciba la dosis prescrita por el médico nuclear tiene escasa efectividad, especialmente en ablación de restos tiroideos debido a la importancia del aturdimiento. Además se pueden llegar a cometer grandes errores en las estimaciones de dosis, debidos a las importantes incertidumbres asociadas a la medida de la masa, de las captaciones y del período de eliminación. En cuanto a la evaluación de la dosis una vez dado el tratamiento, la información aportada puede que sea de interés para el facultativo pero en todo caso, complica el tratamiento y los resultados obtenidos siguen estando sometidos a grandes incertidumbres.

En el caso de que el paciente presente metástasis linfáticas, pulmonares u óseas en el curso de un cáncer de ti-

roides, pensamos que debe realizarse un balance coste-beneficio, pues no debemos olvidar que el objetivo es salvar la vida del paciente. Lo habitual suele ser que se fraccione la actividad total, y si ésta ha de ser muy grande para conseguir el control de la enfermedad, puede ser conveniente realizar la estimación de la dosis recibida en sangre, como sustituta de la médula ósea, tras cada una de las fracciones. En todo caso, debe tenerse en cuenta que un estudio recientemente publicado²⁵ sobre el tratamiento de pacientes con metástasis muestra que con actividades administradas de hasta 38,5 GBq ningún paciente superó los 3 Gy de dosis en médula ósea y que para estos valores en ningún caso se observó supresión permanente de la misma.

Referencias

- Ruiz Manzano P, Rivas Ballarín MA, Canellas Anoz M, Millán Cebrián E, García Romero A, Font Gómez JA. Captación de TC-99m versus captación de I-131 por el tiroides en pacientes hipertiroideos. Influencia de los parámetros que intervienen en la estimación de dosis. *Revista de Física Médica* 2002;3:7-11.
- Snyder WS, Ford MR, Warner GG, Watson SB. "S: Absorbed dose per unit cumulated activity for selected radionuclides and organs," MIRD Pamphlet No.11 (The Society of Nuclear Medicine, New York, 1975).
- Berg GEB, Michanek AMK, Holmberg ECV, Fink M. Iodine-131 Treatment of hyperthyroidism: Significance of effective halflife measurements. *J Nucl Med* 1996;37:228-232.
- Jeevanram RK, Shah DH, Sharma SM, Ganatra RD. Influence of initial large dose on subsequent uptake of therapeutic radioiodine in thyroid cancer patients. *Nucl Med Biol* 1986;13:277-279.
- Yeung H W, Humm JL, Larson SM. Radioiodine Uptake in Thyroid Remnants During Therapy After Tracer Dosimetry. *J Nucl Med* 2000;41:1082-1085.
- Abós MD, Prats E, García F, Gastón R, Asensio MJ, Banzo J. Rastros con I-131 en el cáncer diferenciado de tiroides. Dosis utilizadas y su influencia en la terapéutica. *Rev Esp Med Nuclear*. 1995;14:422-426.
- Sabri O, Zimny M, Schreckenberger M, Meyer-Oelmann A, Reinartz P, Buell U. Does thyroid stunning exist? A model with benign thyroid disease. *Eur J Nucl Med* 2000;27:1591-1597.
- Hilditch TE, Dempsey MF, Bolster AA, McMenemin RM, Reed NS. Self stunning in thyroid ablation: evidence from comparative studies of diagnostic 131-I and 123-I. *Eur J Nucl Med* 2002;29:783-788.
- Postgard P, Himmelman J, Lindencroma U, Bhogal N, Wiberg D, Berg G, et al. Stunning of iodide transport by I-131 irradiation in cultured thyroid epithelial cells. *J Nucl Med* 2002;43:828-834.
- Hermaska J, Karny M, Zimak J, Samal M, Vlcek P. Improved prediction of therapeutic absorbed doses of radioiodine in the treatment of thyroid carcinoma. *J Nucl Med* 2001;42:1084-1090.
- Crawford DC, Flower MA, Pratt BE, Hill C, Zweit J, McCready VR, Harmer CL. Thyroid volume measurement in thyrotoxic patients: comparison between ultrasonography and iodine-124 positron emission tomography. *Eur J Nucl Med* 1997;24:1470-1478.
- Traino AC, Di Martino F, Lazzari M and Stabin MG. Influence of thyroid volume reduction on calculated dose in radioiodine therapy of Graves' hyperthyroidism. *Phys Med Biol* 2000;45:121-129.
- Maxon HR, Englaro EE, Thomas SR, Hertzberg VS, Hinnefeld JD, Chen LS, et al. Radioiodine-131 Therapy for Well-Differentiated Thyroid Cancer- A Quantitative Radiation Dosimetric Approach: Outcome and Validation in 85 Patients. *J Nucl Med* 1992;33:1132-1136.
- Sisson JC, Carey JE. Thyroid Carcinoma with High Levels of Function: Treatment with 131I. *J Nucl Med* 2001;42:975-983.
- Bockisch A, Jamitzky T, Dewarnz R and Biersack HJ. Optimized dose planning of radioiodine therapy of benign thyroidal diseases. *J Nucl Med* 1993;34:1632-1637.
- Rivas Ballarín MA, Grupo de trabajo sobre Dosimetría en Medicina Nuclear. SEFM/ SEMN/SEPR. Estimación de la dosis absorbida en tratamientos de hipertiroidismo con I-131. XIII Congreso Nacional de Física Médica. Málaga 2001.
- Reinhardt MJ, Joe A, Von Mallek D, Zimmerlin M, Markawalmle, Palmedo M, et al. Dose selection for radioiodine therapy of borderline hyperthyroid patients with multifocal and disseminated autonomy on the basis of 99m-Tc pertechnetate thyroid uptake. *Eur J Nucl Med* 2002;29:480-485.
- Abós MD, Prats E, García F, Banzo J. Tratamiento del hipertiroidismo con I-131. *Rev Esp Med Nuclear* 1995;14:121-125.
- Abós MD, Banzo J, Razola P, García F, Prats E. Tratamiento con I-131 del nódulo autónomo tóxico. Valoración de un protocolo de dosis fijas. *Rev Esp Med Nuclear* 1999;18:431-435.
- Abós MD, Banzo J, Razola P, García F, Prats E. Tratamiento con I-131 del bocio multinodular tóxico. Valoración de un protocolo de dosis fijas. *Rev Esp Med Nuclear* 2000;19:182-186.
- Peters H, Fisher C, Bogner U, et al. Treatment of Graves' hyperthyroidism with radioiodine: results of a prospective randomized study. *Thyroid* 1997;7:247-251.
- Reinhardt MJ, Brink I, Joe AY, Von Mallek, Gzziddin S, Pulmedo, et al. Radioiodine therapy in Graves' disease based on tissue-absorbed dose calculations: effect of pretreatment thyroid volume on clinical outcome. *Eur J Nucl Med* 2002;29:1118-1124.
- Catargi B, Leprat F, Guyot M, Valli N, Ducasiou D, Tabalin A. Optimized radioiodine therapy of Graves' disease: Analysis of the delivered dose and of other possible factors affecting outcome. *Eur J Endocrinol* 1999;141:117-121.
- Flowers MA y cols. Doserresponse study on thyrotoxic patients undergoing positron emission tomography and radioiodine therapy. *Eur J Nucl Med* 1994;21:531-536.
- Dorn R, Kopp J, Vogt H, Heidenreich P, Carroll RG, Gulec SA. Dosimetry-Guided Radioactive Iodine Treatment in Patients with Metastatic Differentiated Thyroid Cancer: Largest Safe Dose Using a Risk-Adapted Approach. *J Nucl Med* 2003;44:451-456.

Introducción a la Modulación de Intensidad en Radioterapia Externa. Ingeniería y Características técnicas de Aceleradores Lineales (LINAC) para Modulación de Intensidad

J.C. Celi, S. Gliessmann, F. Hernández-Guerra*

Product Manager. *Engineering Manager. Siemens Medical Solutions OCS, Concord, California.

Introducción

Los tratamientos con modulación de intensidad han adquirido una creciente popularidad y la cantidad de publicaciones y de aplicaciones clínicas que hacen referencia a la Modulación de Intensidad (MI) han tenido un crecimiento exponencial. Como ejemplo, la figura 1 refleja este crecimiento en los últimos dos años en los Estados Unidos¹. Por esta razón consideramos importante analizar desde diversos puntos de vista el concepto, la realización clínica y los aspectos fisicotécnicos de la MI.

Los datos estadísticos de la figura 1 reflejan un interés creciente en la MI que consideramos se basan en justificaciones clínicas, socioeconómicas y tecnológicas. Nuestra intención es presentar una serie de artículos, analizando los tratamientos y técnicas de MI y los componentes básicos para su realización.

Este primer artículo trata de presentar una visión general del tema, algunos elementos del mismo serán desarrollados con más profundidad posteriormente.

Modulación de Intensidad (MI)

Definida de forma general, la Modulación de Intensidad es el método de ejecutar en tres dimensiones un plan de tratamiento calculado en tres dimensiones. En la figura 2 puede observarse de forma volumétrica la diferencia entre un haz conformal y uno con MI.

Es de observar que la MI está orientada al resultado dosimétrico en el paciente, independiente del método de tratamiento². Sus componentes podrían ser compensadores, cuñas, tratamientos dinámicos, estáticos, o el uso de cualquier modificador de haz que produzca como resultado un haz heterogéneo, de forma que resulte en una distribución homogénea de dosis en la zona tumoral, produciendo a su vez gradientes altos conformando al tumor y protegiendo órganos críticos. Este artículo se concentra en el impacto que los diferentes componentes del acelerador lineal pueden tener en la calidad del tratamiento con MI.

Los principales objetivos clínicos de la MI son:

- Incrementar la dosis tumoral
- Reducir al máximo la contribución de dosis a estructuras sanas próximas al tumor

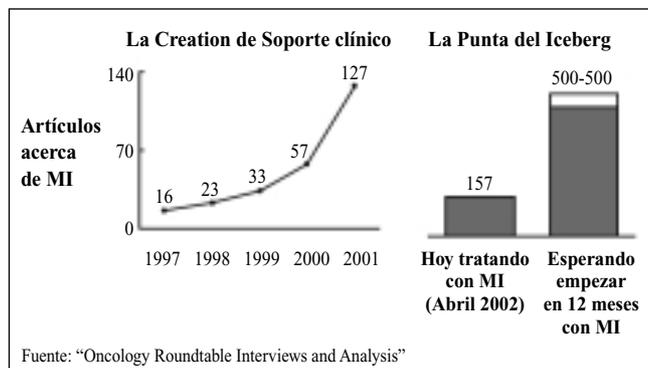


Fig. 1. Modulación de Intensidad y su crecimiento en los EEUU. La figura izquierda muestra el número de publicaciones aparecidas sobre el tema y la figura derecha la cantidad de centros que se espera empiecen este año MI.

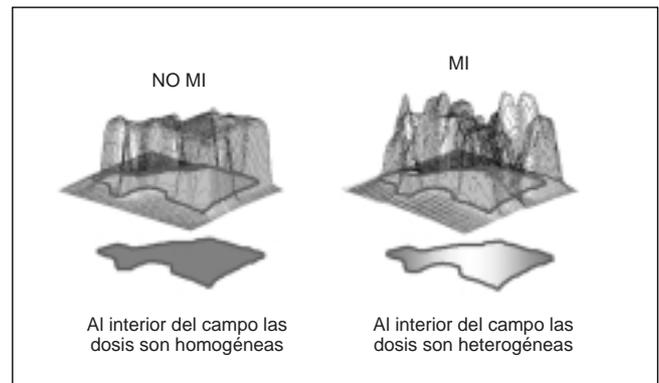


Fig. 2. Diferencia entre haz conformado y modulado.

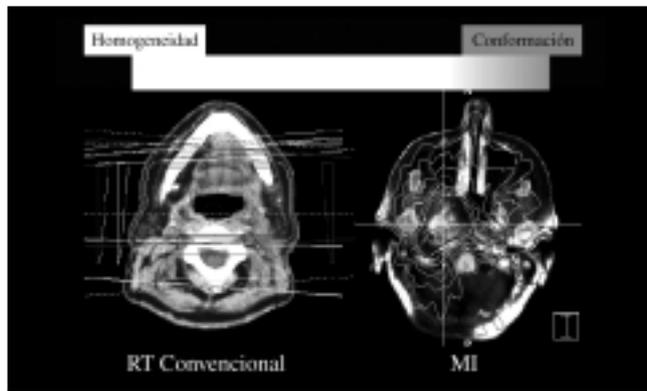


Fig. 3. MI: Conformación *versus* homogeneidad.

- Tratar lesiones muy irregulares
- Retratamiento de pacientes
- Tratar múltiples blancos a la vez

En la figura 3 se puede observar la diferencia entre una planificación conformal y una con MI, con alto grado de heterogeneidad. Esta imagen refleja el sentido de la modulación de intensidad, el lograr distribuciones de dosis altamente heterogéneas³.

Clasificación de la MI

La MI puede ser clasificada bajo diferentes criterios.

- Por el método de cálculo o planificación, y éste puede ser directo o inverso (este tema será analizado en un artículo posterior).
- Por el equipo de tratamiento (LINAC) utilizado para la administración de MI, sea utilizando compensadores (los compensadores no serán discutidos en este artículo) o utilizando el colimador multilámina (CML). Dentro de este último grupo cabría recalcar la importancia de algunos componentes del LINAC como el mismo colimador multilámina, el sistema de control y el sistema dosimétrico. Los equipos de tomoterapia no serán analizados en este artículo.
- Por la técnica de administración del tratamiento con CML, sea estática o sea dinámica.

Técnicas de Administración de Tratamientos con MI

Método estático de MI ('Step and Shoot')

Se considera MI estática cuando los modificadores de haz permanecen inactivos mientras el haz está encendido, y las láminas se reposicionan con el haz apagado. Este método es considerado como más simple debido a una más fácil segmentación de la fluencia y a un más sencillo Control de Calidad.

Si es verdad que los requerimientos de control de calidad en MI estática son menores y más fáciles de imple-

mentar que en el caso de MI dinámica⁴, se debe prestar atención especial a los errores introducidos por la segmentación del haz y a la linealidad de la dosis en segmentos con bajo número de unidades de monitor. Este método puede requerir una alta cantidad de segmentos a fin de lograr la distribución deseada. Esto puede aumentar el tiempo de tratamiento, en ciertos casos de una forma considerable. Por esta razón, los algoritmos de optimización tanto al nivel del planificador como al nivel del LINAC son recomendados⁵.

Comparado con la MI dinámica, este método produce una dosis tratada mayormente compuesta por la suma de las dosis contribuida por cada segmento y con errores bajos de transmisión y de fugas.

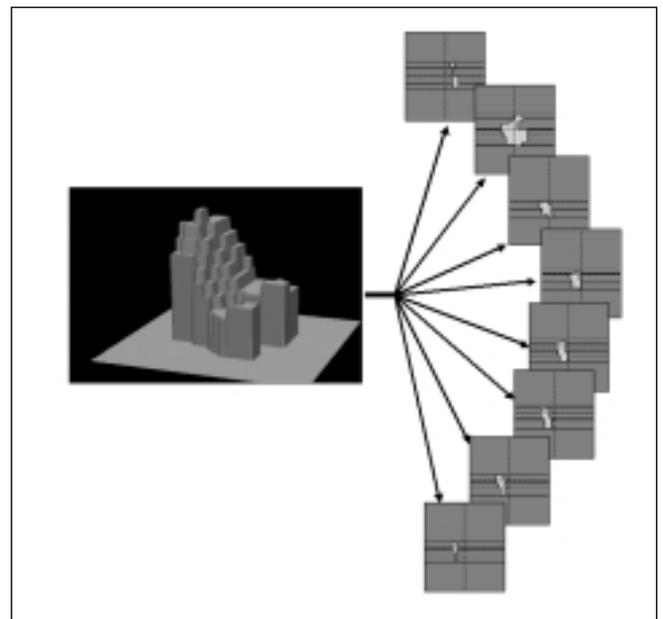


Fig. 4. Haz segmentado para MI estática.

Método Dinámico de MI (Sliding Window)

En MI dinámica los modificadores de haz cambian de posición mientras el haz permanece encendido. El método de MI dinámico puede lograr las distribuciones más suaves en la dirección de movimiento de las láminas. El control de calidad dosimétrico es complejo debido a su naturaleza dinámica. La precisión de la MI dinámica depende altamente de tres factores:

- El CML y la forma de las láminas.
- La velocidad, aceleración y la sincronización de velocidades de lámina con la tasa de dosis
- El sistema de control del acelerador.

Con este método, la dosis total administrada está compuesta por la dosis directa, más un componente de dosis indirecta introducida por transmisión, fugas y penumbra. Incluso pudiera darse el caso de que la dosis indirecta

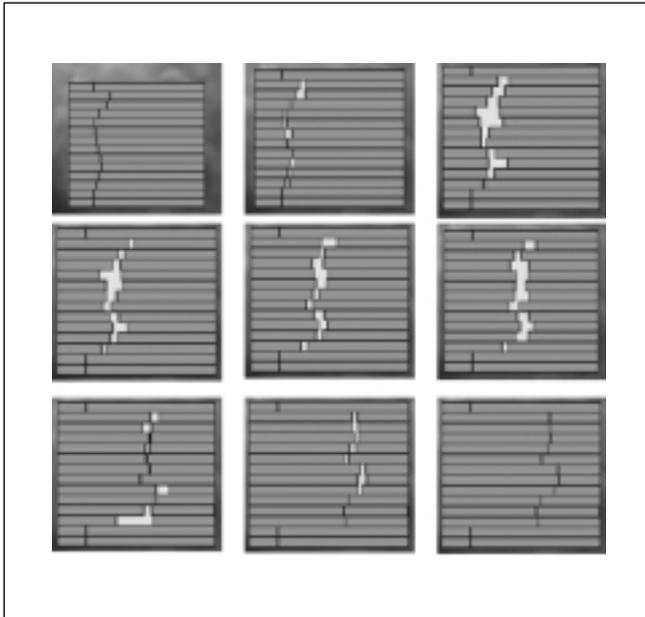


Fig. 5. Proceso de MI dinámica.

sea la contribución más significativa de la dosis total, y por lo tanto, esta dosis indirecta podría establecer un límite (por ejemplo en Distribuciones de Dosis de alta resolución con ventana estrecha) para producir la fluencia deseada. Sus ventajas y limitaciones han sido detalladamente analizados en varias publicaciones⁶.

En la figura 5 se puede observar una secuencia típica de MI dinámica en donde destaca el barrido de láminas de izquierda a derecha, la estrechez de la apertura y el comienzo y final de la secuencia con ventana cerrada. Es de notar que un ancho de apertura estrecha aumenta la resolución de MI pero a su vez incrementa el tiempo de tratamiento y por lo tanto las fugas.

Teóricamente no debería haber diferencia clínica entre los dos métodos de MI. Sin embargo, es importante recalcar la importancia de las limitaciones técnicas en el momento de su implementación práctica en los equipos y su diferente impacto en los protocolos de control de calidad.

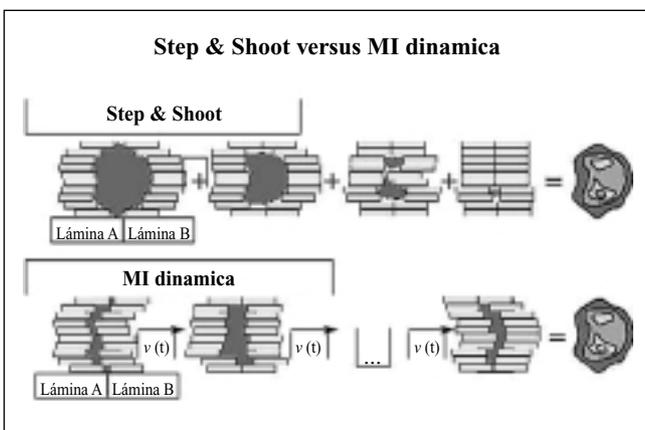


Fig. 6. Procesos de administración de MI estática y dinámica.

Minimizando el tiempo de tratamiento por medio de Modulación Optimizada

El proceso básico de descomposición de un mapa de intensidad modulada en segmentos CML puede considerarse como una combinación lineal de matrices bidimensionales (segmentos), igual al mapa de intensidad⁵

$$I = \sum_{i=1}^n \alpha_i S_i \quad (1)$$

Es claro que una combinación apropiada de α_i y S_i dará resultados mínimos de tiempo de tratamiento para un mismo mapa de intensidad.

Este tiempo total de tratamiento para intensidad modulada depende de varios parámetros:

- Complejidad del mapa de intensidad
- Método para crear segmentos CML y secuencias
- Capacidad de optimizar los segmentos.

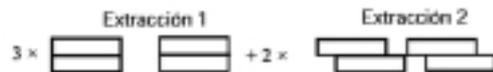
Si bien el primer parámetro en la mayoría de los casos es fijo (asumimos un algoritmo de cálculo inverso adecuado) el método de segmentación y su optimización juegan un papel crucial. Es allí donde los diferentes sistemas se diversifican.

Las operaciones básicas de segmentación son Extracción, Empuje de varas y Organización de Segmentos.

La extracción de un mapa de intensidades es una matriz cuyas entradas distintas de cero poseen el mismo valor y que crean una forma que puede aplicar el CML.

$$\begin{pmatrix} 5 & 3 \\ 3 & 5 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 3 & 3 \\ 3 & 3 \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} 2 & 0 \\ 0 & 2 \end{pmatrix}$$

En este ejemplo hay dos extracciones. La primera de ellas tiene un valor de 3 y la segunda de 2. Traducido a formas del CML, quedaría así:

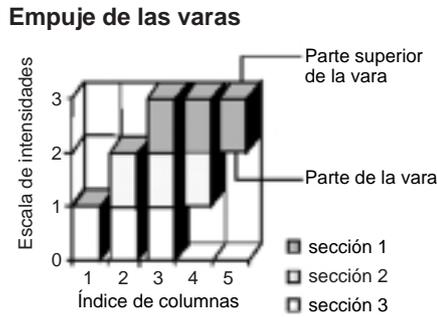


donde el 3 y el 2 representan el número relativo de veces que se activa el haz. La extracción 1 posee 3 niveles. La 2 tiene 2 niveles. Si, siguiendo con el ejemplo, en la ficha se ha especifica 10 UM de tratamiento por nivel, entonces, sin tener en cuenta la dispersión, la forma de la izquierda recibiría 30 UMs y la de la derecha 20 UMs.

Empuje de Varas: El algoritmo de "Empujar Varas" es fundamental porque permite obtener el tiempo mínimo teórico de activación del haz y constituye la base de las técnicas pseudo dinámicas.

El algoritmo considera el mapa de intensidades como un sólido formado por una serie de varas verticales cuyas alturas son iguales a las entradas del mapa de intensidades.

Es fácil de explicar en un ejemplo:



En el ejemplo anterior encontramos cinco varas cuyas alturas son 1, 2, 3, 2, 1. Las dos últimas se empujan hacia arriba hasta que coincidan con la parte superior de las anteriores.

Observe cómo este algoritmo cumple los límites de contigüidad: las láminas izquierdas están situadas en el borde izquierdo de cada sección y las derechas se encuentran junto al borde derecho.

Esto hace que las láminas se muevan en una sola dirección, creando un modelo teóricamente óptimo de tiempo de traslado de láminas. (Aunque se deberá tener en cuenta que hay otras láminas también en juego).

Estas operaciones son equivalentes matemáticas a mover voxes de intensidad en una sola dirección (la de intensidad), teniendo en cuenta las limitaciones geométricas y físicas del sistema (particularmente las del CML).

El tiempo de tratamiento será determinado por la distancia de traslación de cada lámina por segmento y el tiempo de verificación del sistema de control.

Ejemplos de Métodos de Segmentación:

- **Método estándar:** Una vez empujadas las varas y creadas las secciones, se pueden obtener sus matrices y determinar los segmentos del CML

- **Método de corte:** El método de Corte utiliza el proceso de extracción de forma iterativa hasta que no queda ningún resto. El valor de la extracción de cada iteración siempre será el valor mínimo del resto distinto de cero de la iteración en curso.

Un ejemplo unidimensional sencillo sería el de una cuña:

$$(1, 2, 4) = (1,1,1) + (0,1,1) + (0,0,2).$$

- **Método de plataforma:** Plataforma combina varios métodos y resulta muy útil cuando el mapa de intensidades posee una base amplia de dosis uniforme con una pequeña modulación en la parte superior. El nivel mínimo pasa a ser una matriz no moduladora: la "plataforma" sobre la que se encuentra la parte moduladora.

Estos generan soluciones clínicas que pueden diferir sustancialmente.

Veamos como funciona esto en un caso clínico:



El Colimador Multiláminas (CML)

El CML es un componente electromecánico, controlado por el LINAC cuyo diseño original fue concebido para tratar haces conformales bidimensionales de una forma automatizada. Cuando los CML comenzaron a aplicarse a la MI, la geometría del haz se consideró espacial y como consecuencia, las características del CLM pasaron a ser tridimensionales o cónicas. Los parámetros fundamentales que caracterizan un CML son: la resolución de lámina, la distancia libre al isocentro, la forma del frente de lámina, las fugas entre láminas adyacentes, las fugas entre láminas opuestas y cerradas, la transmisión de láminas, la penumbra lateral de lámina, la penumbra frontal de lámina y, la velocidad y aceleración de las láminas. Obviamente, la MI impuso mayores exigencias a cada uno de estos parámetros del CLM.

Hoy se pueden encontrar tres tipos de CML integrados en el cabezal de los LINACs. La figura 7 representa la configuración mecánica y el diseño básico de estas tres familias fundamentales. La disposición en el cabezal del LINAC tiene efectos importantes en el resultado de tratamientos con MI.

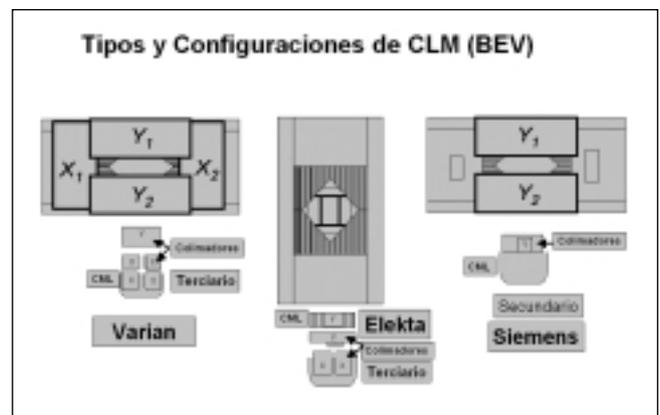


Fig. 7. Tipos y configuración de Colimadores Multiláminas Integrados en el Cabezal del LINAC.

Los parámetros caracterizadores de los CML están asociados entre sí y en general compiten unos con otros. Por ejemplo, una mejor resolución de lámina trae consigo una mayor densidad de fugas y el requerimiento de un programa de mantenimiento más estricto. Un diseño de CLM separado del blanco (y más cercano al paciente) del LINAC trae consigo una mejora en la penumbra geométrica del haz, pero al mismo tiempo limita el movimiento del equipo con respecto al paciente y la flexibilidad del tratamiento. Las trayectorias curvas de láminas (geometría cónica) crean una penumbra de haz constante y reducida, pero a un mayor coste de producción y mayor complejidad del diseño.

Forma del frente de lámina

Si nos concentramos en las láminas del CLM, la figura 8 más hoy utilizadas clínicamente.

El primer tipo se basa en una geometría cónica en donde las láminas siguen trayectorias curvilíneas a fin de que los frentes de láminas mantengan la divergencia del haz, independientemente de su posición. Cuando las láminas siguen una trayectoria rectilínea el frente de lámina es diseñado de forma curvilínea, a fin de compensar la penumbra.

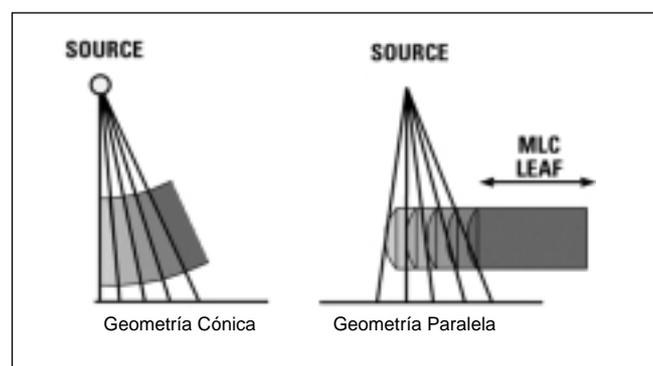


Fig. 8. CLM, frente de lámina *versus* tipo de trayectoria de lámina.

Uno de los efectos más controvertidos de los colimadores con láminas curvas es la variación de la penumbra de radiación dependiendo de la posición de las láminas^{7,8}. Este efecto no es importante en casos de radioterapia conformal, debido a sus tamaños de campo. En tratamientos con MI estas diferencias de penumbra son significativas.

Por lo tanto se debe de tener en cuenta lo siguiente:

- El tamaño real de la penumbra para diferentes tamaños de campo.
- La transmisión relativa de las láminas debido a su frente curvo.
- La diferencia entre el tamaño de campo de luz y la radiación.

Estos efectos pueden ser observados en la figura 9 y deben ser medidos durante la recepción y calibración del equipo para MI. El planificador debiera tener en cuenta estos datos para el proceso de planificación inversa.

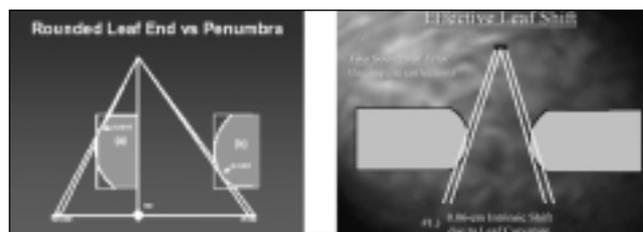


Fig. 9. Frente de lámina y penumbra.

Efectos de transmisión y fugas

Los efectos de transmisión y fugas producen dosis indeseables durante el proceso de tratamiento con MI. En ciertos casos (dosis tumorales) los efectos pueden ser compensados durante el proceso de planificación inversa. Dichos efectos no podrían ser compensados en otros casos, tales como en los tejidos sanos y estructuras críticas, lo cual podría establecer limitaciones a la MI.

En estos casos las fugas y transmisiones establecen la contribución de dosis mínima⁶⁻⁹.

En la figura 10-2 se pueden observar los tres elementos que contribuyen a los defectos de transmisión y fugas en CLM, estos son: las fugas entre (a) láminas adyacentes, (b) la brecha entre láminas cerradas opuestas y (c) la transmisión de lámina. También se puede ver en la misma figura el error de dosis generado por el machihembrado (Tongue and Groove) entre las láminas. La figura 10-3 muestra una distribución de dosis tratada con un CML con efectos mínimos de transmisión y fugas¹⁰.

Velocidad de láminas. Aceleración de láminas

Estos parámetros juegan un papel diferente dependiendo del tipo de MI. En MI estática, afectan el tiempo total de tratamiento sin afectar la distribución de dosis. Por el contrario, en el caso de MI dinámica, pueden tener una influencia crítica en los resultados dosimétricos del tratamiento². En la figura 11 pueden observarse los errores dosimétricos típicos producidos por errores de velocidad y aceleración de lámina durante tratamientos de MI dinámicos.

Resolución de Lámina Física y Resolución de Lámina Virtual

Las resoluciones físicas de los CML fijos oscilan entre 10 mm y 5 mm proyectados al isocentro. Se considera que la mayor parte de los tratamientos con MI pueden

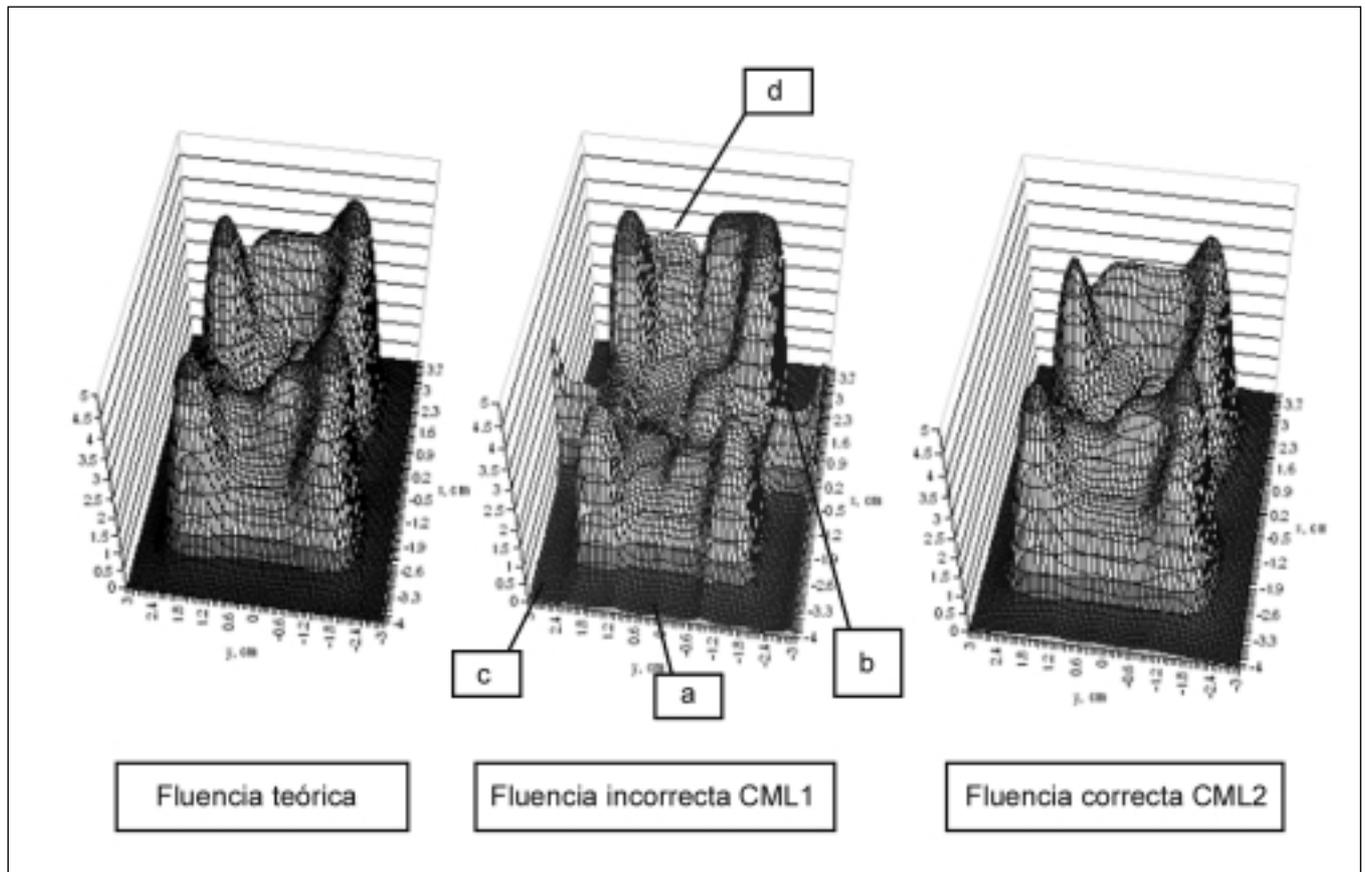


Fig. 10. Comparación de fluencias: 1. teórica, 2. fluencia con CML no optimizado para MI, 3. fluencia con CML optimizado para MI.

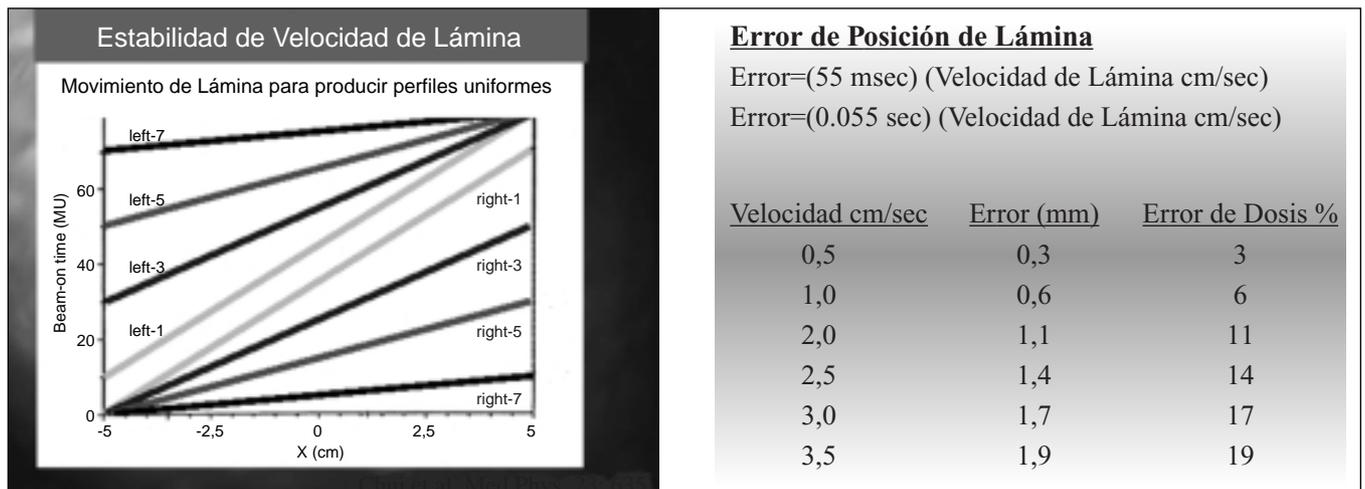


Fig. 11. Influencia de la velocidad y su estabilidad de las láminas en MI dinámica.

realizarse con resoluciones de 10 mm al isocentro. Sin embargo, para ciertas aplicaciones clínicas una resolución mayor se consideraría justificable. En estos casos, se podrían usar colimadores con resolución física de 5 mm (figura 12) o también micro colimadores virtuales. Los micro colimadores virtuales obtienen objetivos simi-

lares superponiendo dos campos con 90 grados de giro de colimador, sin mover al paciente. La figura 13 ilustra estas aplicaciones. En este tipo de tratamientos virtuales el algoritmo de optimización que determina los dos grupos de segmentos que van a superponerse es complicado y juega un papel preponderante en esta técnica¹¹.



Fig. 12. Colimador Multilamina de resolución física de 5 mm.

En la figura 13-1 se observa el resultado de la composición de los dos mapas de intensidad 13-2 y 13-3 tomados con posiciones de colimador difiriendo 90°.

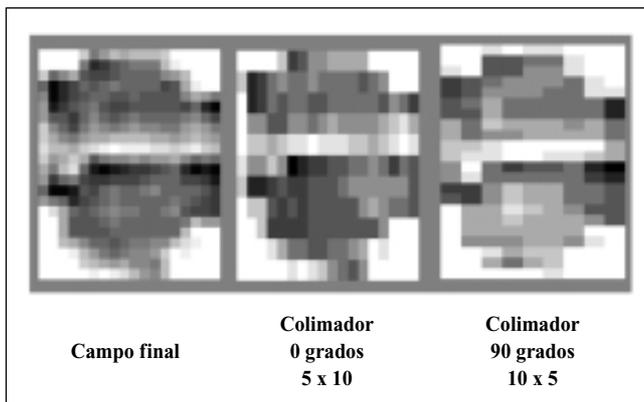


Fig. 13. Ejemplo de Colimador Multilamina de 5 mm de resolución virtual.

Distancia Libre al Isocentro (Amplitud de Tratamiento)

Los tratamientos con MI se caracterizan por contener una elevada cantidad de segmentos en cada haz, y un número total de haces que generalmente varía entre 5 y 10 posiciones de brazo. Este proceso es automatizado y controlado por el acelerador. La reducción de la distancia libre al isocentro restringe cierto tipo de tratamientos automatizados, limitando las aplicaciones clínicas de la MI. Un caso representativo de esta restricción es el tratamiento de cáncer de mama con plano inclinado.

Obviamente, ampliar esta distancia representa un serio reto de diseño del LINAC debido al reducido espacio existente en su cabezal.

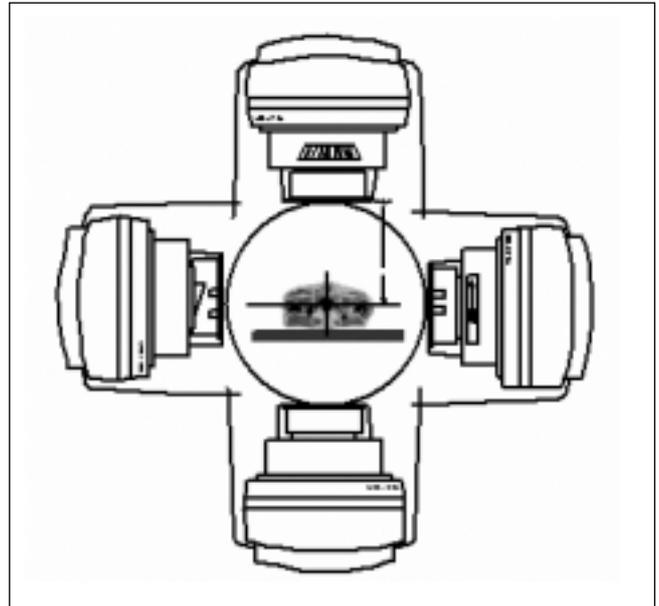


Fig. 14. Importancia de la distancia entre la base del colimador y el paciente en la MI.

Sistema Dosimétrico del LINAC y la Linealidad de Dosis

La linealidad de dosis es la máxima desviación porcentual entre el número de Unidades de Monitor (UM) programada y la dosis medida en cGy por un instrumento externo en un punto de referencia. La linealidad de dosis generalmente se aplica a un rango mínimo-máximo de UM.

La linealidad de dosis está determinada por la precisión del sistema dosimétrico y también, por el retraso al apagado (tiempo transcurrido entre el momento en que el sistema de control encuentra que la dosis programada ha sido alcanzada y el momento en que el haz del LINAC está apagado).

En la figura 15 se pueden observar típicos errores de linealidad de dosis medidos en condiciones de tratamientos conformales.

En tratamientos convencionales o conformales se especifica una linealidad de 1 cGy o 2% para un rango entre 50 UM y 1000 UM. En este caso los errores de linealidad para bajas dosis no son importantes.

Sin embargo en tratamientos con MI, es común encontrar segmentos con menos de 10 UM., por lo que los errores de linealidad se consideran no aceptables.

Este hecho hizo necesario el rediseño del sistema de control dosimétrico del LINAC. Los sistemas preparados para tratar con MI son capaces de controlar dosis entre 1 UM y 1000 UM con 1% de linealidad.

Un test de prueba de verificación de error de linealidad consiste en comparar la medición dosimétrica de 100 UM no segmentada con la medición dosimétrica de 100 segmentos de 1 UM cada uno. Es importante desta-

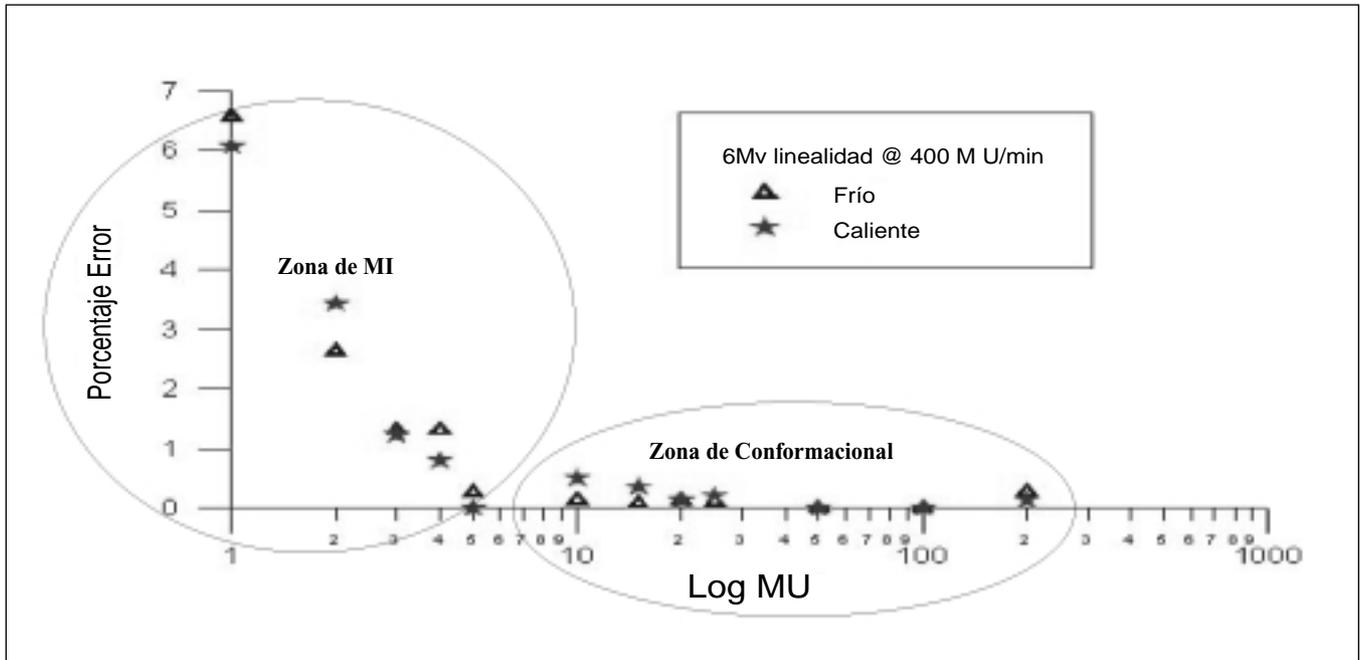


Fig. 15. Linealidad de dosis en tratamientos conformales.

car que en segmentos con 3 o menos de 3 UM una tasa de dosis baja reduce este error. (*Este tipo de error de atraso al apagado es equivalente al introducido por el tiempo de entrada y salida de la fuente en telecobaltoterapia*).

Como ejemplo, en la figura 16 puede verse la función error de linealidad de dosis para un retraso de 100 ms y una Tasa de dosis de 500 UM-min.

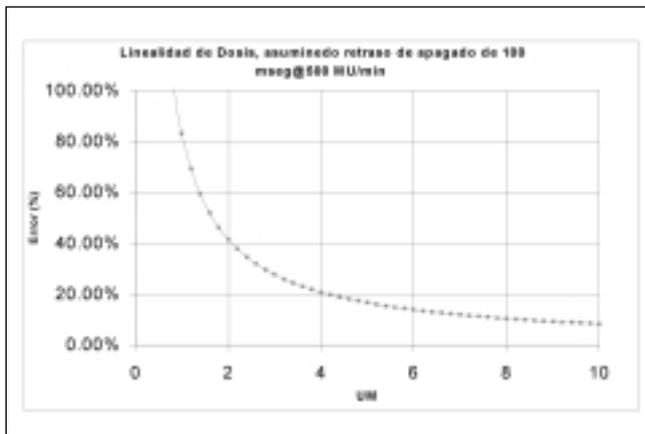


Fig. 16. Error de Linealidad de Dosis por retraso al apagado.

Los errores de linealidad de dosis son producto de la contribución de los siguientes factores:

- Retraso de procesamiento de dosis
- Retraso de comunicaciones entre subsistemas de control

- Retraso de apagado del haz.

Los dos primeros retrasos pueden ser reducidos optimizando el SW de control, mientras el tercero puede llegar a ser reducido o eliminado actuando directamente sobre el cañón de electrones. Una forma típica de suprimir la contribución de este último error es haciendo que el sistema de control actúe sobre el sistema de disparo o Triggers del LINAC, sea apagándolo antes de que el siguiente pulso se genere (aproximadamente 5 ms después) o sea a base de desincronizarlos a fin de que la inyección de electrones esté desfasada con el pulso de radiofrecuencia.

Error de Linealidad de Dosis y Tamaño de Campo

Dependiendo de la distancia entre la cámara de ionización y los colimadores del LINAC y dependiendo de la sensibilidad de la cámara de fotones a los electrones, se han observado y documentado degradaciones significativas de la linealidad de dosis, esta vez producidas por la dispersión de electrones desde los colimadores (efecto fotoeléctrico) en la cámara de ionización. Este error suplementario de linealidad de dosis puede llegar a alcanzar un 3% variable y dependiente del tamaño de campo y de la energía del haz¹².

Sistema de Control: Tiempo de Formación de Haz

El haz puede no formarse mono energéticamente, o formarse asimétricamente por un retraso en el sistema dinámico de orientación (Dynamic Steering). Durante la

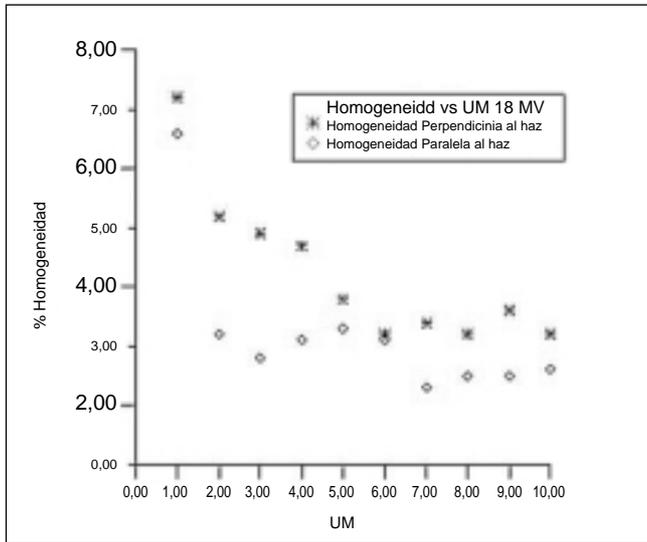


Fig. 17. Errores de planicidad durante la formación del haz.

formación del haz, se podrían observar errores de dosis, de homogeneidad y de simetría. Para tratamientos no segmentados (Radioterapia Conformal) los retrasos de hasta algunos segundos eran considerados aceptables, dada la duración total del tratamiento. Sin embargo, en tratamientos segmentados, este error es aditivo y por lo tanto significativo. El control de calidad de estos defectos es importante en MI.

En la figura 17 se pueden observar los valores de planicidad de haz aceptables en un equipo para radioterapia Conformal.

En la figura 18 se pueden observar los resultados de mediciones dosimétricas comparando perfiles de 1 UM con perfiles normalizados de 10 UM de un equipo preparado para MI. Estas mediciones fueron tomadas con cámara de ionización reposicionada después de cada disparo. Es de notar que si el haz se formara irregularmente, un retraso de formación de Haz de medio segundo podría producir errores de planicidad y de simetría durante las primeras 4 UM de cualquier segmento.

Arquitectura del Sistema de Control del LINAC

En tratamientos convencionales, el diseño de la arquitectura del sistema de control no es determinante en el cumplimiento de las especificaciones del equipo. Sin embargo, para MI el flujo de control entre el CLM y el sistema dosimétrico del LINAC juega un papel fundamental.

En la figura 19 se puede observar una configuración maestroesclavo en donde un componente central (consola de control) juega el papel de sincronizador entre el CLM y el sistema dosimétrico. Esta arquitectura es la más robusta, precisa y segura, pero no es la más eficiente.

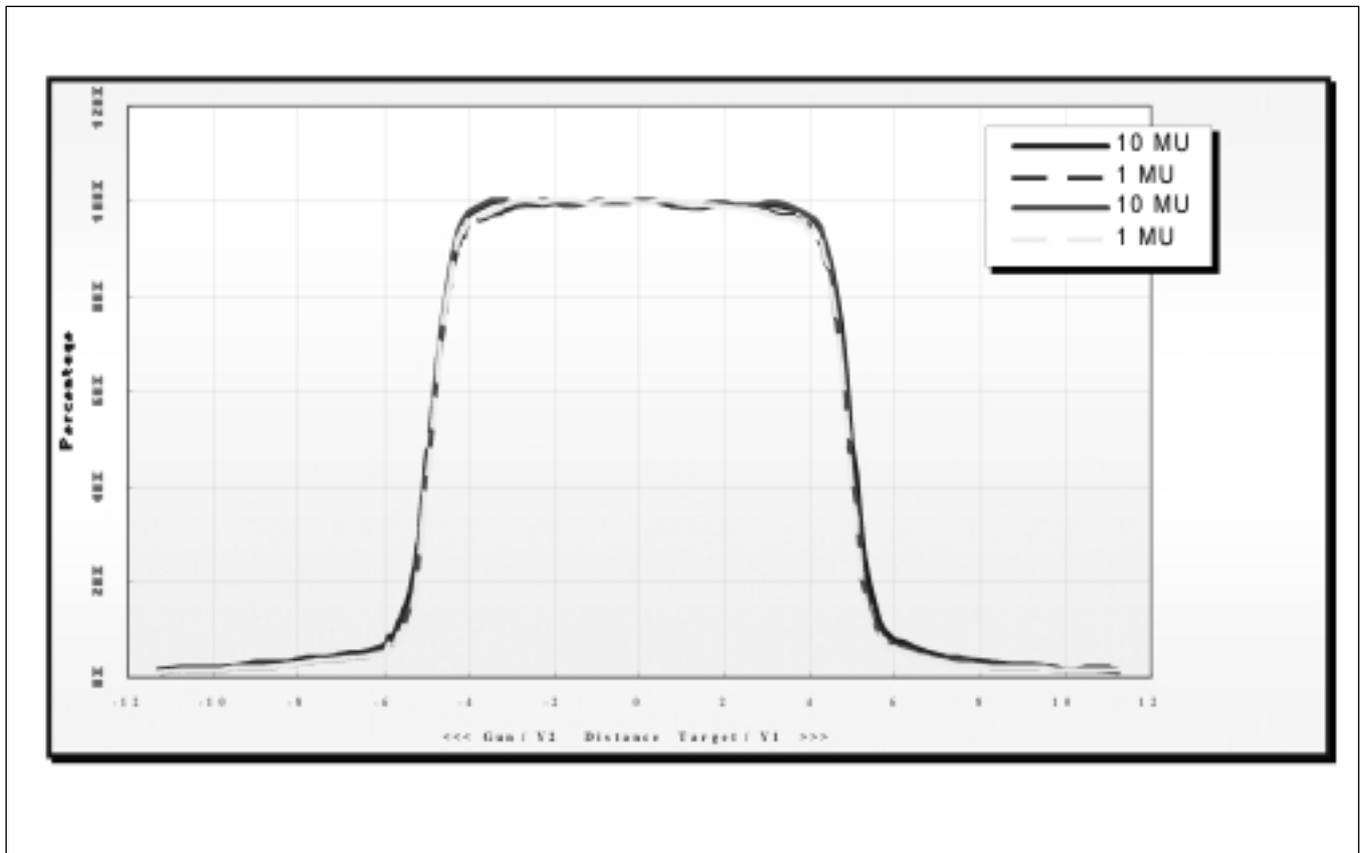


Fig. 18. Comparación de planicidad de perfiles normalizados de 1 UM y 10 UM para un campo de 10 cm por 10 cm.

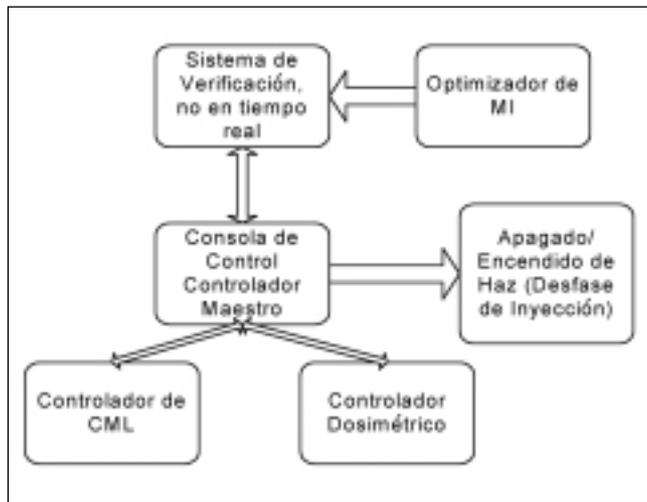


Fig. 19. Arquitectura de control centralizada.

te, por lo que requiere tiempos de tratamiento más largos. A fin de reducir el tiempo de tratamiento, esta arquitectura debiera estar acompañada de un optimizador de la cantidad de segmentos.

En la figura 20 se puede observar una arquitectura de control distribuida. El sistema de control está organizado de modo que CML y el dosimétrico procesan las posiciones de las láminas y la dosis en paralelo con el CLM dirigiendo el proceso. Este sistema tiene la ventaja de ser más rápido, pero corre el riesgo de pérdida de precisión de dosis.

Dichos riesgos se incrementan con la tasa de dosis y con la reducción de la dosis por segmento. Es fenómeno de falta de precisión de dosis en MI, también conocido como 'efecto cebra' ha sido bien estudiado y documentado en publicaciones especializadas⁸.

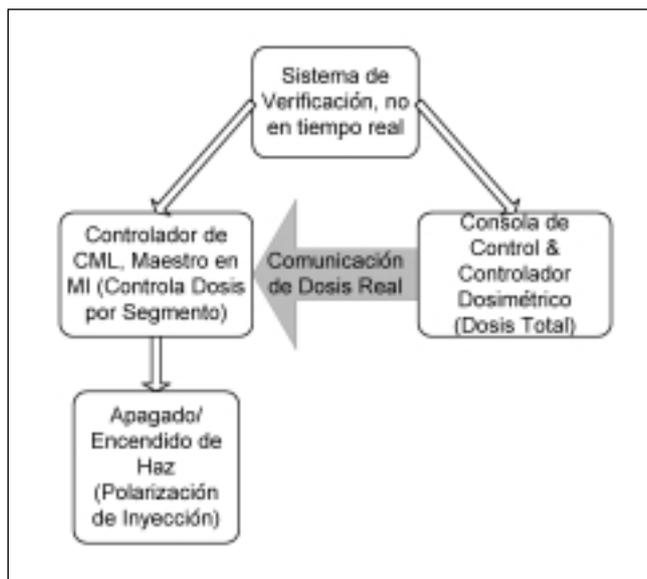


Fig. 20. Arquitectura de control distribuida, dirigida por el CLM.

Este efecto puede observarse en la figura 21.

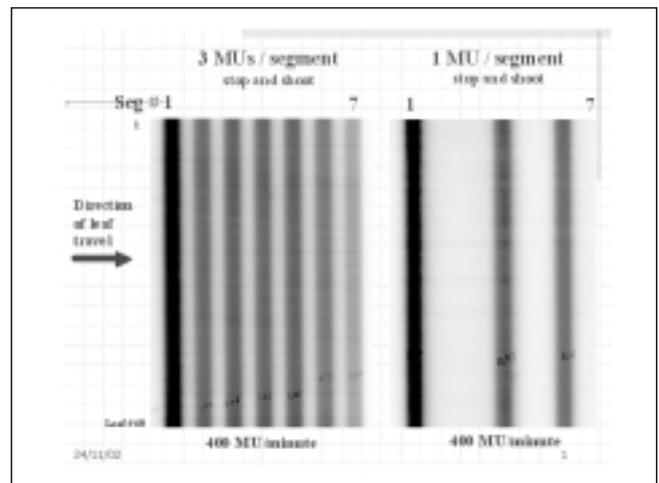


Figura 21. Ejemplo de falta de precisión dosimétrica en el disparo de 8 segmentos de MI.

El retraso de comunicaciones entre el CLM y el controlador dosimétrico (Señal 'Comunicación de Dosis Real' en la figura 20) produce un exceso de dosis en los primeros segmentos, que luego es compensado para obtener al final la dosis total programada. Se requiere un estricto control de calidad previo a la planificación del tratamiento a fin de entender las limitaciones del sistema en MI. Estas limitaciones son en general el mínimo número de UM por segmento y la máxima tasa de dosis durante el tratamiento.

En la figura 22 se muestra una arquitectura de control que combina las mejores virtudes técnicas de los dos sistemas de control descritos anteriormente evitando a su vez los problemas mencionados. En esta nueva arquitectura de control, el controlador dosimétrico pasa a liderar el proceso de MI, procesando la dosis y dirigiendo el CML en tiempo real. El controlador dosimétrico sería también responsable de apagar el haz cuando la dosis por segmento haya sido alcanzada.

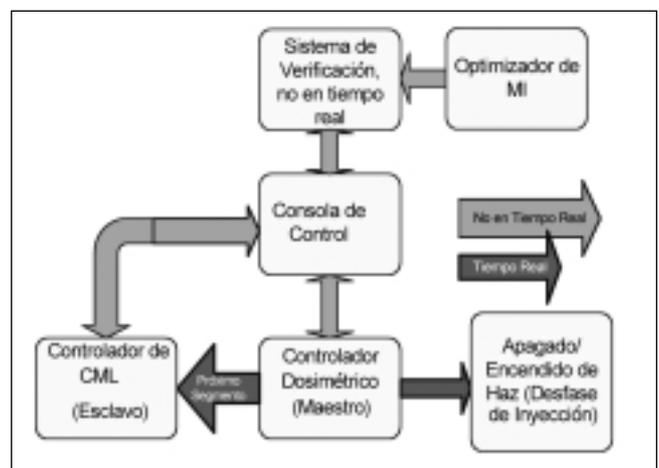


Fig. 22. Arquitectura de control distribuida, dirigida por el controlador dosimétrico.

Conclusiones

Los tratamientos con modulación de intensidad han tomado una creciente popularidad. Su aplicación tiene especial interés clínico en casos de lesiones irregulares, en casos donde se necesita reducir la dosis a estructuras sanas y cuando se pretende tratar el tumor con dosis altas.

El equipo de tratamiento juega un papel importante en la administración de MI. Componentes del equipo como el colimador multilámina, el sistema dosimétrico, la distancia libre al isocentro o la arquitectura de control del LINAC deben de ser entendidos técnicamente a fin de valorar los errores que cada uno aporta durante el tratamiento. Estos errores son más o menos significativos dependiendo de la técnica utilizada para administrar la MI. Hoy existen dos técnicas que mayoritariamente se usan para administrar la MI, la estática y la dinámica.

En MI estática, el haz es interrumpido mientras las láminas del CLM se mueven para conformar el siguiente segmento. En MI estática, los errores como el tiempo de formación de haz y la linealidad de dosis pueden afectar la calidad del tratamiento.

En MI dinámica, hay un ciclo de apagado y encendido por haz, al mismo tiempo que las láminas barren el campo a velocidades variables y la tasa de dosis se mantiene constante. Las velocidades relativas entre láminas opuestas establecen el gradiente de dosis y, el proceso comienza con un campo cerrado y termina con un campo cerrado coincidente con el apagado final del haz. En MI dinámica, los elementos como el control de velocidad de láminas, control de tasa de dosis, sincronización entre velocidad de láminas y tasa de dosis y las fugas del CML podrían contribuir a errores importantes. A fin de controlar estos errores, es necesario entender su origen y el efecto de sus contribuciones en la fluencia final. El establecimiento de un protocolo de control de calidad para radioterapia con MI exige tener en cuenta factores que no juegan un papel significativo en radioterapia conformal.

Agradecimientos

Los autores agradecen a la Universidad de Stanford, MTMI, DKFZHeidelberg, Fox Chase Cancer Center, Varian Medical Systems y Siemens Medical Solutions por los materiales y datos utilizados en este artículo.

Referencias

1. Enke C. Implementation of IMRT. IMRT Symposium at the University of Nebraska Medical Center, Omaha Nebraska, September 1314, 2002.
2. Ramsey C. Review of approaches for IMRT. The practical implementation of IMRT, MTMI course, New Orleans, April 1214 2002.
3. Zhen K. IMRT for Head and Neck patients. IMRT Symposium at the University of Nebraska Medical Center, Omaha Nebraska, September 1314, 2002.
4. Yang J, Chen H. Implementation of an IMRT QA program, Second Community Hospital IMRT symposium and Workshop Long Branch, September 2001.
5. Siochi RA. Minimizing static intensity modulation delivery time using an intensity solid paradigm. *Int. J. Radiation Oncology Biol Phys* 1999;43:671-680.
6. Mohan R, et al. The Impact of Fluctuations in Intensity Patterns on the number of Monitor Units and the Quality and Accuracy of Intensity Modulated Radiotherapy. *Med Phys* 2000;27:No 6.
7. LoSasso T, Chui CS, Ling CC. Physical and dosimetric aspects of a multileaf collimation system used in the dynamic mode for implementing intensity modulated radiotherapy, *Med Phys* 25:1919-1927.
8. Boyer A, et al. DMLC IMRT is sufficient for All Clinical Purposes. XII. ICCR 2000, Heidelberg.
9. Yi B., Chen Y., Boyer A. "The effects of beamlet size on IMRT optimization," XII. ICCR 2000, Heidelberg.
10. Boyer A. Stanford University IMRT Short Course. Stanford, 2001.
11. Siochi A. Virtual microintensity modulated radiation therapy Siemens Medical Systems, *Oncology Care Med. Phys.* 27 November 2000.
12. Liu H, Mackie R, McCullough E. Modeling photon output caused by backscattered radiation into the monitor chamber from collimator jaws using Montecarlo technique" *Med Phys* 27(4):737-44.
13. Xia P, Verhey LJ. Multileaf collimator leaf sequencing algorithm for intensity modulated beams with multiple static segments, *Med Phys* 26:1424-1434.
14. Spirou SV, Chui CS. Generation of arbitrary intensity profiles by dynamic jaws or multileaf collimators. *Med Phys* 21:103-11.

Nota sobre “La Jornada Técnica de Presentación del Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico”

El pasado 9 de abril tuvo lugar en la Sala Maluquer de la Antigua Dirección General de Insalud, nº 56 de la calle de Alcalá, la **Jornada Técnica de Presentación del Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico**, Revisión I, auspiciada por el Ministerio de Sanidad y Consumo. Los asistentes a dicha jornada, en número próximo al centenar, procedían de los distintos estamentos relacionados con el mundo de la radiología, a saber, médicos radiólogos, técnicos, radiofísicos hospitalarios y representantes de la industria.

La inauguración del acto estuvo presidida por D. José María Martín Moreno, Director General de Salud Pública, que enmarcó este evento dentro de la actual preocupación por la cultura de calidad.

La presentación corrió a cargo de Dña. Mercedes Bzarez González, jefe de Servicio de Protección Radiológica de la citada Dirección General de Salud Pública, D. Manuel Fernández Bordes, Presidente de la Sociedad Española de Física Médica (SEFM), D. Pedro Carboneras Martínez, Presidente de la Sociedad Española de Protección Radiológica (SEPR) y D. Eduardo Fraile Moreno, en representación de la Sociedad Española de Radiología (SERAM), que agradecieron al Ministerio de Sanidad y Consumo las facilidades aportadas para proceder a esta presentación, así como a todos aquellos profesionales que han hecho posible la elaboración de este Protocolo.

Nuestro Presidente D. Manuel Fernández Bordes manifestó encarecido interés en agradecer a todos los socios que han intervenido no sólo en la elaboración del protocolo, sino también a aquellos que con sus críticas y aportaciones diversas han permitido que nos encontremos en esta Revisión I del Protocolo. Mencionó especialmente a los coordinadores Dres. Alonso y Vañó y recaló la relevancia que ha adquirido el Protocolo desde la primera versión al recordar que el R.D. de Garantía de Calidad en Radiodiagnóstico publicado en 1999 hace referencia expresa de su contenido. Al recordar que el documento es un texto vivo que deberá seguir incorporando cuantas mejoras se presenten, hizo la siguiente reflexión:

"Esta publicación, como documento científico, es una herramienta que establece un campo de discusión entre profesionales altamente cualificados y en él se recogen pautas y guías a las que es preciso acceder y, si ello es posible, superar. Pero los resultados obtenidos y las actuaciones que de ellos emanan deben estar siempre guiados por la más estricta ortodoxia asistencial sin perder de vista que el objetivo que se persigue es la Garantía de Calidad y, por consiguiente, el mayor beneficio posible para el paciente, mediante unos protocolos y unos Programas de Garantía de calidad establecido por especialistas y sanitarios, dentro de nuestra capacidad de incrementar la calidad en una Unidad de Radiología con sus señas de identidad propia.



Por el contrario, la utilización de éste o cualquier documento semejante como arma, y su uso por parte de personas no cualificadas o en foros inadecuados reduce su importancia científica universal a herramienta de apoyo coyuntural que inevitablemente diría muy poco de nuestros conocimientos y de nuestro esfuerzo".

A continuación el Profesor D. Eliseo Vañó Carruana, catedrático de Física Médica de la Universidad Complutense de Madrid y coordinador de sendas versiones del Protocolo, explicó lo que ha representado el Protocolo de Control de Calidad en Radiodiagnóstico en el pasado y lo que esperamos que suponga en el futuro, ya que la versión que se presentaba en el día de ayer es la Revisión I del primer Protocolo de Control de Calidad en Radiodiagnóstico publicado por las SEFM y SEPR en 1996. La publicación del primer protocolo coincidió en el tiempo con la publicación del R.D. 2071/95 (BOE de 23 de enero de 1996) que incorporaba al ordenamiento jurídico español las Directivas de Consejo Europeo EURATOM en materia de protección radiológica de la población y los trabajadores. Resaltó que la frialdad de una fecha no hacía justicia a la labor que se había iniciado diez años antes por parte de los profesionales de la radiofísica, que en colaboración con los colegas europeos se propusieron la implantación de una cultura de la garantía de calidad en el ámbito del radiodiagnóstico. La primera versión del Protocolo fue posible gracias a la colaboración de los 10 miembros del Comité de Redacción y 3 expertos, coordinados por el Prof. Vañó. En su formato se incorporaba además de las pruebas a realizar en cada tipo de instalación, tolerancias, periodicidad, el tiempo estimado en cada prueba, así como el personal y equipos necesarios. Este formato se pudo ver posteriormente en algunas publicaciones europeas. No se puede obviar que todo este proceso se establece con el ánimo de un fin principal, reducir al máximo la dosis recibida por el paciente sin perder la calidad de la imagen, considerando ésto como indicador global de calidad.

Respecto a la versión que se presentaba en este acto, que pretende corregir los defectos de la anterior e incorporar la presencia de nuevas tecnologías a la vez que contemplar las recientes Directivas europeas, expresó su deseo de que fuera un puente para el futuro y que permita consolidar la presencia de los radiofísicos españoles en Europa. Obsérvese que esta versión aparece después de que se publicara el R.D. 1976/99 (BOE de 29 de diciembre de 1999) por el que se establecen los criterios de calidad en radiodiagnóstico, derogando el anterior R.D. 2071/95, y que incorpora la Directiva 97/43 EURATOM.

La elaboración del presente Protocolo ha contado con la participación de 15 miembros en su comité de redacción y, además de las intenciones antes manifestadas, pretende ser un documento en constante evolución que contemple la radiología digital, ya consolidada, y presente una utilidad práctica participada por los radiólogos. Igualmente manifestó el deseo del desarrollo de los procedimientos, la difusión exterior del documento, así como la incorporación de la industria en este compromiso permitiendo el desarrollo de la investigación en el campo del radiodiagnóstico.

El presente Protocolo pone de manifiesto las necesidades de recursos humanos y equipamiento, sin los cuales la aplicación del mismo puede resultar harto difícil.

Por último, el Dr.D. Manuel Alonso Díaz, Jefe de Servicio de Protección Radiológica del Hospital Universitario "Marqués de Valdecilla" de Santander, presentó el contenido del Protocolo y los cambios respecto a la primera edición.

Esta edición presenta tres partes: Control de Calidad en Radiodiagnóstico, Indicadores Globales de Calidad y Parámetros a verificar.

La primera parte establece los distintos aspectos que se contemplan dentro del Programa de Garantía de Calidad.

La segunda parte, Indicadores globales de la Calidad en Radiodiagnóstico, contiene los apartados: Indicadores de la dosis al paciente, Indicadores de la Calidad de la imagen y Tasa de rechazo de imágenes.

En la tercera y última parte se describen los parámetros técnicos de los distintos equipos disponibles en la actualidad. En este apartado se han incorporado las mejoras o actualizaciones que ha habido respecto a la primera edición del Protocolo. Especial mención merece el apartado dedicado a los Sistemas de registro, visualización y almacenamiento de imágenes, parcela ésta en la que los últimos tiempos han sido pródigos en innovaciones ya que la incorporación de la tecnología digital está siendo decisiva también, y en especial, en el mundo de la Radiología.

Se cerró el acto con un coloquio participado por varios de los asistentes en el que se puso en evidencia que además del instrumento que se nos ponía a nuestra disposición con esta nueva versión del Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, es imprescindible la mentalización de los distintos profesionales, radiólogos, técnicos y radiofísicos, en el compromiso de la mejora de los reiteradamente citados indicadores globales de calidad, o sea la consecución de la mejor calidad de imagen con el mínimo de dosis.

Becas a la RSNA/EFOMP 2003 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 2003 y a Congresos de la EFOMP/ESTRO.

Las bolsas cubren el viaje y el alojamiento 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 o Radioterapia, 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 2003, con sus datos personales, domicilio y teléfono. Los residentes adjuntarán un listado de la actividad científica desarrollada durante su RHIR en Diagnóstico por Imagen, y Radioterapia, 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 no podrá optar a otra hasta pasado dos años completos.

Informe sobre el curso "Metrología y calibración en Radiaciones Ionizantes y en el área de la Radiofísica Hospitalaria"

El pasado mes de noviembre tuvo lugar en Madrid el Curso "Metrología y Calibración en Radiaciones Ionizantes y en el área de la Radiofísica Hospitalaria" (Código C10-SEFM/00), organizado por el Profesor D. Antonio Brosed Serreta y la Dra. D.^a Ana González Leitón, al cual tuve el placer de asistir junto con un buen grupo de compañeros de diversos hospitales, universidades y CSN.

Tengo que reconocer que el curso no se correspondió exactamente con las expectativas que del mismo me había hecho yo mismo, pues esperaba acudir a un curso de actualización de medidas de calibración de cámaras-electrómetros siguiendo las recomendaciones del protocolo TRS-398, y me encontré con un curso bastante completo de metrología, y algo de información sobre calibración en el ámbito de las Radiaciones Ionizantes en el campo de la Radiofísica Hospitalaria.

El curso se complementó con unas clases de Incertidumbre general, donde se mostraban los pasos a seguir para su estimación en diferentes procesos, y se aplicó directamente a los casos de la Radiofísica Hospitalaria.

Quizá el Curso debiera coordinarse con otro dedicado exclusivamente a la estimación de la incertidumbre pues entiendo que prolongar éste con más clases sobre este tema sería sobrecargarlo en exceso, o hacerlo demasiado largo (2 semanas) para ser operativo.

Si se coordinara con un curso sobre incertidumbre, el tiempo que se liberaría podría ser utilizado para mostrar los procesos de calibración "in situ", y visitar el Laboratorio de Calibración del CIEMAT, pues en este curso no hubo tiempo material para hacerlo.

Por supuesto, estas sugerencias no son en absoluto en menoscabo del curso, cuya organización (y desarrollo) considero óptima, y la elección de los diferentes ponentes completamente acertada, pues transmitieron en todo momento las ideas que pretendían comunicar didáctica y eficazmente, por lo que animo a los directores del mismo a que repitan la experiencia las veces que sean necesarias, a la vez que animo también a los compañeros asistir al mismo, pues se pueden obtener muchas ideas de procedimientos siguiendo las pautas dictadas allí.

Eugenio Ruiz Egea

Hospital de Gran Canaria Dr. Negrín

Informe sobre el curso "Control de calidad de los programas de detección precoz del cancer de mama" (C-09 - SEFM/00)

Del 11 al 13 de diciembre de 2002 se celebró en el Hospital Clínico Universitario de Santiago de Compostela la segunda edición del curso de control de calidad de

los Programas de Detección Precoz del Cáncer de Mama, al que asistieron 25 compañeros, 22 de ellos especialistas o residentes en Radiofísica Hospitalaria españoles y 3 compañeros del Instituto Portugués de Oncología.

Los temas de introducción fueron impartidos por epidemiólogos y radiólogos del programa gallego de detección precoz y los aspectos relativos a los equipos y control de calidad de equipamiento mamográfico convencional fueron desarrollados por ponentes de la Universidad y el Hospital Clínico Universitario de Santiago de Compostela, y de los programas de detección precoz de Navarra, Valencia y Asturias. El programa práctico se desarrolló en base a la tercera edición (año 2001) del Protocolo Europeo de Control de Calidad en Mamografía.

La jornada del viernes día 13 estuvo dedicada a los aspectos físicos de la mamografía digital y se planteó como una jornada abierta a la que asistieron otros profesionales de la universidad y empresas.

La profesora Hilde Bosmans del Departamento de Radiología de la Universidad de Lovaina (Bélgica) revisó los principios físicos de la mamografía digital y presentó la situación actual y los avances en el control de calidad en la mamografía digital.

El profesor Ken Young, responsable del Centro de Coordinación Nacional de Física en Mamografía del NHS (Reino Unido), presentó las soluciones de las empresas a la mamografía digital de campo completo y realizó la conferencia de clausura del curso sobre los Resultados del Control de Calidad Físico en el Reino Unido.

Esperamos que el contenido del curso haya cumplido las expectativas de los asistentes y la estancia en Santiago de Compostela, aunque en unos días muy tristes para Galicia como consecuencia de la catástrofe del Prestige, haya sido del agrado, tanto de los asistentes como de los ponentes.

Por último, agradecer el esfuerzo y dedicación mostrada por los profesores, así como la colaboración de las empresas patrocinadoras, en particular las delegaciones en Galicia de las firmas AGFA, GE Medical Systems y Siemens.

Miguel Pombar Cameán

Coordinador del Curso

Informe sobre el curso "Garantía de calidad en TC"

Recientemente he asistido al curso "Garantía de calidad en TC" celebrado en Tarragona durante los días 12, 13, 14 y 15 de febrero, del cual he regresado muy satisfecho; se han cumplido ampliamente mis expectativas y he vuelto con la sensación de haber adquirido nuevos conocimientos a poner en práctica en mi hospital.

El curso estaba estructurado en una parte teórica y otra práctica. En las diferentes ponencias, que fueron la mayoría en inglés, se abarcó desde todo lo relacionado con adquisición de datos, reconstrucción y calidad de imagen, hasta dosimetría en todas sus vertientes, así como protoco-

los de control de calidad en TC y pruebas de aceptación. La parte práctica quedó dividida en tres sesiones: manejo de un equipo TC, Dosimetría y calidad de imagen.

En mi opinión, las sesiones teóricas fueron de alta calidad, aunque lógicamente, algunos ponentes tuvieron una exposición más acertada que otros. Es destacable la colaboración de fabricantes de diversas casas, que aportaron en sus charlas conocimientos sobre una serie de parámetros del TC que difícilmente podrían obtenerse mediante otras fuentes y de gran utilidad para la comprensión y optimización del TC. En cuanto a la parte práctica, tanto en la sesión de dosimetría como en la de calidad de imagen se utilizaron los mismos programas que se usan habitualmente con estos fines, por lo que creo que resultaron muy prácticas para su posterior aplicación.

Por último, desde estas líneas me gustaría animar a los directores del curso para que lo repitieran, así como agradecer a la SEFM las ayudas económicas prestadas para realizar el curso.

Guadalupe Martín Martín

*Residente de Radiofísica
del Hospital Universitario La Paz. Madrid*

Informe del Curso "Ultrasonidos, Garantía de Calidad y Aplicaciones Clínicas"

Durante los días 27 y 29 de marzo de 2003 se celebró en el Hospital Regional Universitario Carlos Haya de Málaga el curso del Programa de Formación Continuada de la SEFM que bajo el título de: *Ultrasonidos: Control de Calidad y Aplicaciones Clínicas* cumplió con su objetivo de llegar a conocer los fundamentos físicos de los ultrasonidos aplicados a la Medicina y las técnicas de control de calidad de los equipos.

Participaron 20 alumnos entre Especialistas en Radiofísica Hospitalaria, Físicos y especialistas en formación. En un ambiente cordial se desarrollaron sesiones intensas de hasta doce horas de duración, repartidas entre exposiciones de los temas y prácticas con los equipos.

El curso se inició con la bienvenida a los alumnos y profesores por parte de la dirección del hospital, que puso todos sus medios e infraestructuras para la realización del mismo, incluso con algunas incidencias iniciales.

Se contó con la participación activa de diferentes empresas con profesores, equipos de ultrasonidos (desde los más básicos hasta los de última generación) y maniqués para el control de calidad. Todos los profesores pusieron un alto nivel en sus intervenciones y participaron intensamente en las sesiones prácticas, y desde aquí queremos agradecer su participación; hay que realizar una mención diferenciada para David McHugh del NHS Christie Hospital de Manchester, quien no sólo colaboró en la configuración del programa, sino que durante la semana del curso participó en la puesta a punto del mismo y en todas



las sesiones de prácticas, con el esfuerzo adicional de realizar las exposiciones en castellano.

Al final del curso se realizó una evaluación a los alumnos con resultados satisfactorios y una encuesta sobre el curso. En dicha encuesta se manifestaba la necesidad de ampliar algunos temas, y la satisfacción de tratar aspectos de aplicación de la Física a la Medicina diferente a las radiaciones ionizantes, y la continuación de estos cursos. También queda reflejada en la encuesta las intensas jornadas vividas.

Por último, hay que señalar que el clima facilitó la asistencia al curso, ya que fueron unos días algo desapacibles (poco habitual en esta época) y que no invitaban a pasear por las playas.

Ana Paula Millán Armengol

Pedro Galán Montenegro

Coordinadores

Informe sobre el Curso de la ESTRO. "Dose Determination in Radiotherapy: Beam Characterisation, Dose Calculation and Dose Verification".

Entre el seis y el diez de mayo de 2003 se ha celebrado en el Hospital de la Santa Creu i Sant Pau de Barcelona el curso de la ESTRO "Dose Determination in Radiotherapy: Beam Characterisation, Dose Calculation and Dose Verification".

Los asistentes eran unos cien, provenientes de treinta y cuatro países distintos y con representación de los cinco continentes, la inmensa mayoría de los cuales eran físicos. A pesar del gran número de alumnos, y de su variada procedencia, la organización fue un éxito y satisfizo a todos los profesores y alumnos.

El curso se ha desarrollado por primera vez con un nuevo formato, dividido en tres grandes partes que cubren un amplio espectro temático.

En la primera parte se desarrollaron temas que abordan la caracterización de haces de fotones y electrones, y se reseñan los protocolos de calibración, con especial atención al TRS-398 de la IAEA. En esta parte también

se presentó un resumen de los resultados del programa EQUAL de auditoría externa y una introducción al empleo de métodos de Monte-Carlo en radioterapia.

La segunda parte está destinada al cálculo de dosis. En esta parte se explicó el funcionamiento de los algoritmos de cálculo para fotones y electrones, así como el formalismo de la ESTRO para cálculo de unidades de monitor. También en esta sección se presentaron extensiones de dicho formalismo en campos conformados con multiláminas, cálculo de unidades de monitor en tratamientos de IMRT, y otros casos como los campos asimétricos con cuñas.

Finalmente, la tercera parte estaba dedicada a los métodos de verificación, en la que se habló de la posibilidad (obligación para algunos de los profesores) de realizar cálculos manuales de unidades de monitor para verificar errores en las fichas de tratamiento; de los distintos maniqués disponibles para medidas de tratamientos de IMRT y del empleo de película radiográfica y de geles con fines dosimétricos. También como método de verificación se habló de la dosimetría "in vivo", tema en el cual Montse Ribas y Núria Jornet compartieron con los alumnos su experiencia en el Hospital de la Santa Creu i Sant Pau.

El curso ha contado como profesores con profesionales de reconocido prestigio: A. Bridier, H. Svensson, B. Mijnheer, A. Ahnesjö, D. Georg, J. Olofsson y con la participación local de las ya mencionadas M. Ribas y N. Jornet, así como de J.M. Fernández-Varea, profesor de la Facultat de Física de la Universitat de Barcelona y uno de los autores del código de Monte-Carlo PENELOPE.

Además del programa científico, el curso se complementó con un programa social con cena oficial y posterior baile. Una visita turística a la ciudad que comenzó en el mismo hospital, de arquitectura modernista y que ha sido declarado Patrimonio de la Humanidad. Y, por iniciativa del alumnado, una cena no-oficial que contó con unos cuarenta asistentes.

Debe destacarse el papel adoptado por B. Mijnheer, quien en las primeras clases realizó un gran número de preguntas, con lo que consiguió estimular la participación de los alumnos en las discusiones con las que se cerraba cada día el programa, lo que dinamizó en gran manera el desarrollo del curso.

En mi opinión, el contenido del curso abarca muchos temas y muy extensos, lo que hace que su desarrollo sea muy intensivo. Quizás la ESTRO debería plantearse alargar el curso un día más o incluso dividirlo en dos partes.

Finalmente, deseo agradecer el apoyo económico recibido por parte de la Sociedad Española de Física Médica para la asistencia a este curso.

Informe del Curso "Dose Determination in Radiotherapy" de la ESTRO

Entre los días 6 y 10 del pasado mes de mayo, tuvo lugar en Barcelona el curso "Dose Determination in Ra-

diotherapy" organizado por la ESTRO. El marco elegido para ello fue la Casa de Convalecencia del Hospital de la Santa Creu i Sant Pau.

El contenido del curso se estructuró en diferentes bloques. El primero de ellos trataba sobre caracterización de haces, el segundo sobre cálculo de dosis y el tercero sobre medida y verificación de dosis. Las clases fueron fundamentalmente teóricas aunque también contamos con unas pocas horas de ejercicios donde se incidió en el formalismo propuesto por la ESTRO para el cálculo de unidades de monitor. Los ponentes realizaron una gran tarea de condensación dada la gran extensión del temario.

Los organizadores del curso y la mayoría del profesorado repetían como tales, dado que es un curso que se viene celebrando ya varias ediciones. Sin embargo, en esta ocasión contamos también con J.M. Fernández-Varea que nos habló de las simulaciones Montecarlo en radioterapia y con Montserrat Ribas y Nuria Jornet, ambas del Hospital anfitrión, que nos instruyeron sobre su experiencia con la dosimetría in vivo en su centro.

Además de su contribución en el contenido del curso me gustaría destacar la excelente organización local de Montserrat Ribas que nos preparó tanto una velada inolvidable que incluyó cena y baile en una antigua masía, como una visita turística que comenzó por el propio recinto del hospital, donde pudimos apreciar una vez más ese estupendo conjunto modernista diseñado por Domènech i Montaner y declarado Patrimonio de la Humanidad por la UNESCO, y que terminó en un paseo por el barrio gótico de la ciudad.

Los 96 participantes, que en su gran mayoría eran físicos, provenían de países de los cinco continentes: principalmente de la Europa Comunitaria pero también de otros más lejanos como Botswana, Nueva Zelanda o Singapur. La aportación española a este nutrido alumnado fue considerable, tanto de radiofísicos como de residentes de nuestra especialidad. Esta diversidad fue una oportunidad perfecta para conocer e intercambiar puntos de vista de otros profesionales.

Me gustaría desde aquí recomendar la asistencia a este curso, que he encontrado muy interesante tanto por su completo temario como por la posibilidad de conocer formas de trabajar en otros centros, y también agradecer a la SEFM por facilitar económicamente la participación de residentes a estos cursos.

Pablo Ortega Pardina

Impresiones sobre el curso "Dose Determination in Radiotherapy: Beam Characterisation, Dose Calculation and Dose Verification"

Entre los días 6 y 10 de mayo tuvo lugar en la ciudad de Barcelona el curso de la ESTRO "Dose Determination in Radiotherapy: Beam Characterisation, Dose Calcula-

tion and Dose Verification". La temática general del curso, así como, el objetivo fundamental del mismo, era conocer y profundizar en el cálculo manual de unidades monitor en tratamientos con haces de fotones, según el formalismo de la ESTRO, contemplando todas las posibilidades que podían darse en la práctica clínica, desde los casos más sencillos hasta los más complejos: campos asimétricos, campos asimétricos con cuña, cuña virtual, etc. Como novedad, respecto a anteriores cursos, se trató también el cálculo en haces de electrones.

El profesorado estaba compuesto por profesionales de la física médica de gran renombre, a nivel europeo e incluso mundial, de reconocida experiencia como A. Ahnesjo, A. Bridier, B. Mijnheer, H. Svensson, etc., que intentaron en todo momento motivar el diálogo y el debate entre los asistentes, lo cual, enriqueció enormemente el contenido de las clases, haciéndolas más amenas y, al mismo tiempo, más didácticas.

Para el cálculo de unidades monitor con haces de fotones, se recaló la necesidad de referir los cálculos a la profundidad de diez centímetros como profundidad de referencia, la comodidad y fiabilidad de separar la componente dispersa del cabezal y del maniquí mediante la utilización de un mini-maniquí (con el espesor suficiente para obtener equilibrio electrónico) y como conclusión unánime, la importancia de realizar un cálculo de unidades monitor independiente del obtenido por el sistema de planificación, para evitar errores y garantizar la calidad de los tratamientos en radioterapia. Las clases se completaron con la realización de ejercicios prácticos sobre cálculo de unidades monitor para un gran número de situaciones, lo que permitió afianzar los conocimientos adquiridos en las clases teóricas.

Además de estos temas, se trataron otros de gran interés, como la verificación de los tratamientos mediante el uso de películas, geles, diodos, EPID, etc., dirigidos especialmente a IMRT, el cálculo de dosis y la caracterización de los haces con algoritmos de cálculo y con Monte Carlo o la experiencia del hospital de Sant Pau en la dosimetría in vivo. La integración completa del sistema de Monte Carlo en los sistemas de planificación y la problemática de las verificaciones en tratamientos con modulación de intensidad dio lugar a interesantes debates entre los participantes.

El ambiente en el curso fue muy bueno, encontrándose entre los asistentes personas de los cinco continentes, lo que propició el intercambio de puntos de vistas entre profesionales de países e incluso culturas muy diferentes. La participación española constó de una veintena entre radiofísicos y residentes, ostensiblemente superior al resto de los países.

Todo el mundo coincidió en que el programa lúdico-social, que incluyó una visita a la ciudad y una cena en un restaurante-masía catalán, fue todo un éxito.

Por último, agradecer a la SEFM la ayuda económica que se me concedió para asistir al curso, así como, felici-

tar a la Dra. Monserrat Ribas y a todo su equipo por la impecable organización del curso.

Jesús Melgar Pérez

Jornadas sobre la Calidad en los Procedimientos Médicos con Radiaciones Ionizantes

La Sociedad Madrileña de Radiofísica Hospitalaria (SMRFH), ante la transferencia de competencias en materia sanitaria a la Comunidad de Madrid acordó con la Administración comunitaria y, concretamente, con la Dirección General de Calidad de la Consejería de Sanidad, la celebración de unas *Jornadas sobre la Calidad de los Procedimientos Médicos con Radiaciones Ionizantes*.

El objeto de dichas Jornadas sería realizar un análisis de los problemas y tareas derivados de la implantación de los Programas de Calidad, tal como viene establecido en los Reales Decretos sobre criterios de calidad en Radiodiagnóstico, Radioterapia, Medicina Nuclear y el de Justificación de las exploraciones y tratamientos médicos.

Dada la trascendencia que estos temas tienen para todos los profesionales involucrados, fueron convocadas todas las sociedades científicas con competencia directa en los mismos, al objeto de proceder a la organización del evento. Así se constituyó un comité organizador formado por la SMRFH, la Asociación Española de Radioterapia y Oncología (AERO), la Asociación de Radiólogos de la Región Centro (ARC-SERAM) y la Sociedad Madrileña de Medicina Nuclear (SNM), junto con representantes del Ministerio de Sanidad y de la Consejería de Sanidad (Dirección General de Calidad, Instituto Madrileño de la Salud y el Servicio Madrileño de la Salud).

Los objetivos de las Jornadas fueron:

Proporcionar la oportunidad para una toma de contacto general entre los profesionales de los servicios de RT, MN y RX y la Administración comunitaria.

Conocer de forma mútua las posibilidades y limitaciones en la aplicación de los Reales Decretos en RT, MN y RX, y los planes y recursos de la Administración para su aplicación efectiva.

Aproximar las posiciones de profesionales y Administración para establecer programas realistas de aplicación.

Las Jornadas se celebraron en el Hospital Universitario Ramón y Cajal de Madrid, los días 31 de marzo y 1 de abril.

El desarrollo fue de carácter práctico, constituyéndose cuatro Mesas Redondas en las que intervinieron ponentes especialistas de Medicina Nuclear, Radiofísica, Oncología Radioterápica, Radiología, Técnicos Especialistas en Radioterápica, Radiología, Técnicos Especialistas en Radiodiagnósticos y representantes de la Administración Central y de la Comunidad de Madrid. Se echó en falta, por otra parte, a la Directora General del Instituto

Madrialeño de la Salud, que había confirmado su asistencia, y representación de las Direcciones-Gerencia de los Hospitales, responsables directos de la implantación y desarrollo de los Programas de Garantía de Calidad.

Las Jornadas despertaron un gran interés que se reflejó en la numerosa asistencia de los profesionales implicados en los Programas de Calidad, y los debates que siguieron a las ponencias tuvieron una alta participación, recogiéndose conclusiones y sugerencias de los asistentes que se plasmarán en un documento posterior.

SMRFH

Ampliación de la Información sobre la Reunión Europea 6th European Alara Network Workshop. Occupational Exposure Optimisation in the Medical Field and Radiopharmaceutical Industry.

En la reseña sobre el workshop que se publicó en el número anterior (2.º semestre del 2002) de la revista de Física Médica no quedó reflejada la participación de algunos compañeros Radiofísicos españoles, que pasamos a detallar:

- En la Sección B:

Impacto de las nuevas tecnologías de Medicina Nuclear en la exposición ocupacional

José Luis Carrasco y cols. del Hospital Universitario Virgen de la Victoria. Málaga, presentando un póster sobre “Consideraciones de Protección Radiológica en la

utilización de la Sonda Gamma Intraoperatoria en la detección del Ganglio Centinela”.

- En la Sección C:

Impacto de las nuevas tecnologías de Radioterapia (implantes permanentes y radioterapia intraoperatoria) y de Radiología (radiología Intervencionista y braquiterapia endovascular)

José Fdez. García y cols. del Hospital Central de Asturias Oviedo, con una presentación oral sobre “Exposición Ocupacional en Implantes Permanentes de Semillas de I-125”.

Carlos Fernández Fernández y cols del Centro Oncológico de Galicia. A Coruña, presentado un póster sobre “Protección Radiológica e Implantes de Próstata con I-125”.

- En la Sección D:

Producción, distribución y transporte de Radiofármacos

José Baró y cols. de ACPRO y CADISA Barcelona, con una presentación oral sobre “Exposición Ocupacional en una Unidad de Radiofarmacia Comercial”.

Josep M. Martí-Climent y cols. de la Clínica Universitaria de Navarra. Pamplona, con una presentación oral sobre “Dosimetría Ocupacional en un centro PET de Uso Médico y Producción de Radiofármacos”.

Todos estos trabajos fueron recogidos en un libro, al que se puede acceder por medio de <http://ean.cepn.aso.fr/>. (European ALARA Network) en el apartado de WORKSHOPS en el de Madrid-Spain October 2002.

**Raquel Barquero Sanz
Natividad Ferrer García**

Agenda

Próximas convocatorias

World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering.

24-29 Agosto 2003, Sydney (Australia).

Información: www.wc2003.org

7th Biennial ESTRO Meeting on Physics for Clinical Radiotherapy.

13-18 Septiembre 2003, Ginebra (Suiza).

Información: www.astro.be , www.geneva-tourism.ch

25th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biological Society.

17-21 Septiembre 2003, Cancún (México).

Información: <http://itzamna.uam.mex/cancun>

6th European School of Medical Physics (ESMP 2003)

30 Octubre - 2 Diciembre 2003, Archamps (Francia)
(a 7 Km de Ginebra)

Información: www.cur.archamps.fr/esi

First International Meeting on Applied Physics (APHYS-2003).

14-18 Octubre, Badajoz (España).

Información: www.formatex.org/aphys2003/aphys2003.htm

Astro's 45th Annual Meeting

19-23 Octubre 2003, Salt Lake City (Utah)

Información: www.astro.org

Current Topics in Montecarlo Treatment Planning.

3-5 Mayo 2004, Montreal (Canadá).

Información: <http://mctp.medphys.mcgill.ca>

Annual Brachytherapy Meeting GEC/ESTRO.

13-15 Mayo, Barcelona (España).

Información: www.astro.be

11 Congreso Internacional de la IRPA.

23-28 Mayo 2004, Madrid (España).

Información: www.irpa11.com

Segundo Forum sobre “La futura política de protección radiológica” Convocado por NEA/ICRP y Organizado por el CSN Lanzarote (Islas Canarias), 2-4 de abril de 2003

Entre los días 2 y 4 de abril ha tenido lugar en Lanzarote el "2nd Forum on "The Future Policy for Radiological Protection" que fue convocado por NEA/ICRP y que ha sido auspiciado por el Consejo de Seguridad Nuclear que intervino como entidad organizadora del evento. A él han asistido los principales responsables de Protección Radiológica de los siguientes países: Australia, Austria, Bélgica, Canadá, República Checa, Dinamarca, Finlandia, Francia, Alemania, Hungría, Islandia, Italia, Japón, Holanda, Nueva Zelanda, Suiza, Suecia, Gran Bretaña y Estados Unidos de América. La representación española estuvo constituida por unas 20 personas. Entre ellas se encontraban José Hernández Armas y Roberto Martín Oliva, Jefes de Servicio de Física Médica y de Protección Radiológica de los Hospitales Universitario de Canarias (Tenerife) y Hospital Dr. Negrín (Las Palmas), respectivamente, representando a la SEFM, tras recibir la correspondiente invitación al efecto realizada por el Director de Protección Radiológica Operacional del Consejo de Seguridad Nuclear. La Junta Directiva de la SEFM consideró que esta reunión era de gran interés por lo que indicó a estos dos Jefes de Servicio que proporcionaran toda la información posible sobre la misma .

Tras la asistencia a todos los actos del Forum, debemos señalar la muy buena acogida dispensada por los miembros del CSN a los representantes de la SEFM, incluyendo la amabilísima recepción hecha por la Presidenta del mismo. Las reuniones tuvieron un ritmo de trabajo intenso y la conclusión general que puede extraerse del forum es que la ICRP tiene el firme propósito de plantear unas nuevas Recomendaciones que, en muchos aspectos, significan un cambio sustancial con las famosas Recomendaciones nº 60 de 1990. Esto puede incluso llevar a la posible sustitución de los límites individuales de dosis por la aplicación de "restricciones de dosis" (dose constraints) y la afirmación de la máxima implicación de organismos o personas (stakeholders) en la toma de decisiones relacionadas con la protección radiológica. Asimismo existe un ambiente proclive a promover unas recomendaciones encaminadas a poner en práctica sistemas de protección radiológica de especies no humanas.

Ante esta disposición de la ICRP se pudo observar una clara y abierta oposición a la introducción de cambios drásticos en las actuales recomendaciones por parte de: Organización de Productores de Electricidad mediante centrales nucleares, Organización de Ingenieros Nucleares y Organismo Internacional del Trabajo. Los representantes de estas organizaciones pusieron claramente de manifiesto que cambios en las reco-

mendaciones sin una sólida base en que apoyarlos no conducirían sino a confusión para los usuarios de radiaciones por lo que se produciría más daño que objetivos beneficiosos.

Después de haber oído a todos los que participaron en las exposiciones así como haber seguido las sesiones de discusiones que seguían a dichas exposiciones, los abajo firmantes consideramos conveniente hacer llegar a la Junta Directiva de la SEFM el documento adjunto a este escrito para su análisis y, si procede, remitirlo a la ICRP para que tengan constancia de la postura de nuestra sociedad ante la situación que puede generarse por el propósito confesado de promulgar las nuevas recomendaciones para el año 2005.

OPINIÓN DE LA SEFM SOBRE EL BORRADOR DE NUEVAS RECOMENDACIONES QUE LA COMISIÓN INTERNACIONAL DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA CONSIDERA PARA SU POSIBLE PUBLICACIÓN EL AÑO 2005, TRAS LA REUNIÓN DE LANZAROTE

1.-La SEFM considera totalmente imprescindible que si en las nuevas recomendaciones se adoptara una nueva reducción de límites de dosis, habría que aportar pruebas científicas muy sólidas que pueda hacer creíbles y asumibles estos cambios.

2.- La ICRP debería implicarse definitivamente en establecer una clara conversión entre valores de dosis y riesgos a la salud, de forma que toda persona pueda conocer el daño que cualquier valor de dosis que haya recibido durante su trabajo pudiera ocasionarle. La SEFM considera conveniente que las dosis recibidas además de en su valor absoluto, se establezcan como múltiplos o submúltiplos de la radiación natural.

3.- La SEFM considera prioritario que la Comisión establezca la recomendación de solicitar que se fije una relación de circunstancias de salud de los humanos que permitan al personal sanitario tener un claro punto de referencia para asegurar que el uso médico de radiación está justificado, en todo momento.

4.- La SEFM no considera conveniente que se abandone, en las nuevas recomendaciones el principio ALARA. Por el contrario, considera que debe hacerse énfasis en las nuevas recomendaciones en el hecho de que su consecución está, en buena medida, determinada por la aplicación de estrictos programas de control de calidad de la instrumentación utilizada en la realización de técnicas con radiaciones y en la exigencia de actualización y mejora en la

formación de las personas implicadas en dichas técnicas.

5.- La SEFM no considera conveniente que se eliminen los límites individuales de dosis. Por tanto el establecimiento de la restricción de dosis (dose constraints) en 0.3 mSv no debe considerarse incompatible con el mantenimiento del límite de 1 mSv/año.

6.- El proponer la eliminación de factores de riesgo para unos "pocos mSv/año" ha de quedar perfectamente clarificada y apoyada en datos científicos que permitan comprender como la hipótesis lineal sin umbral pueda sustituirse por una linealidad con cierto valor umbral, por pequeño que este sea (trivial dosis).

7.- La SEFM considera que es absolutamente conveniente que se establezcan criterios claros para la constitución de "grupos críticos" determinando los factores diferenciadores entre ellos y el número de personas que puedan constituirlos para poder hacer algún tipo de comparaciones entre grupos.

8.- La proposición de suprimir la dosis efectiva colectiva deberá estar precedida por un clara explicación del tipo de análisis matemático a utilizar para obtener expresiones con categoría científica que fijen el concepto de "beneficio máximo".

9.- La SEFM considera imprescindible que en las recomendaciones de la ICRP se establezca el principio de que toda estimación de dosis vaya acompañada de un cálculo unívoco de incertidumbres en la estimación tanto

si se refiere al valor correspondiente a una fuente radiactiva artificial como a un equipo emisor de radiaciones o bien al valor de radiación ambiental en cada caso.

10.- No deben quedar dudas sobre el valor de nivel de exclusión o bien del nivel de exención de forma que todo usuario sepa cuando una fuente radiactiva puede quedar fuera del sistema de protección y cómo ha de relacionarse con las otras fuentes que pudieran ser evacuadas por instalaciones situadas en la misma ubicación geográfica.

11.- La SEFM considera que la protección de especies no humanas se puede conseguir mediante la clara fijación de niveles de exclusión para cada fuente radiactiva así como un valor de exclusión global para un conjunto de instalaciones radiactivas.

12.- La SEFM considera que la asunción de responsabilidades por las personas u organismos implicados en el manejo de sustancias radiactivas o de equipos emisores de radiación debe implicar la consecución previa de garantías acerca de la idoneidad de estos organismos o personas (stakeholders) y la recomendación que determine claramente los distintos niveles de responsabilidad.

Lanzarote, Islas Canarias, 4 de abril de 2003

Dr. José Hdez. Armas, D. Roberto Martín Oliva

Distinción de honor de la Sociedad Española de Física Médica. Cari Borrás

“La Junta Directiva ha aprobado la concesión de la medalla de oro de la SEFM a Dña. Caridad Borrás, de la Organización Panamericana de la Salud. La entrega de la medalla y diploma se realizará en Vigo durante el Congreso Nacional de Física Médica”

Nació en Barcelona. En 1964 obtuvo en esta Universidad la licenciatura en Ciencias Físicas. Desde entonces y hasta 1966 trabajó como radiofísico hospitalario en el Servicio de Oncología y Medicina Nuclear del Hospital de la Santa Creu i Sant Pau, ocupándose de la calibración de la unidad de Co-60 y de la de ortovoltaje, así como del laboratorio de Medicina Nuclear. Su inquietud científica la llevó a realizar en este centro estudios en semillas de cebolla sobre los efectos de la radiación y de los fármacos empleados en quimioterapia. Pero en 1966, su carácter liberal y avanzado en la época, alentado por los Drs. X. Farrerons y A. Subias, oncólogos de actitud abierta, le induce a imprimir un giro radical en su carrera profesional y decide, mediante la obtención de una beca Fulbright, completar su formación en EEUU, país en el que todavía está vinculada su actividad profesional.

Merced a esta beca, lleva a cabo su formación hasta 1973. Manifiesta en este período su inquietud docente, participando por vez primera, en un curso organizado por el OIEA y la OMS en Puerto Rico en 1970. Obtiene en 1971 el American Board of Radiology (ABR) en Física Radiológica. Con un permiso especial de la Universidad de Barcelona, conseguido en 1967, desarrolla en la Thomas Jefferson University, Filadelfia, un proyecto de tesis sobre "Problemas radiodosimétricos en la aplicación de radioisótopos a embriología". Acabada la tesis y con motivo del XIII Congreso Internacional de Radiología, vuelve a España en 1973, para iniciar los trámites. Es en este año cuando tuve la ocasión de conocerla y su estancia en Barcelona propició que en su apartamento se realizaran, junto con Juan Gultresa, M^a Cruz Lizuáin, Carmen Sáez y yo misma entre otros, reuniones hasta altas horas de la madrugada. No se trataba de reuniones subversivas, sino que habíamos empezado a trabajar para la Física Médica española.

Su lectura de tesis en 1974 en la Universidad de Barcelona provocó una revolución en el Departamento de Física. Era una tesis realizada fuera de la Facultad de Ciencias, en el campo de la Física Médica y con un tri-



bunal mixto formado por físicos (entre los que se encontraba su director de tesis de Filadelfia) un biólogo y un médico.

De nuevo vuelve a EEUU, pero su carácter mediterráneo la lleva a elegir en 1974 una sede en San Francisco, la West Coast Cancer Foundation. Empieza una actividad profesional frenética y durante su paso por este centro hasta 1988 adquiere, entre otras responsabilidades, la de la investigación en el campo del radiodiagnóstico, participando en el desarrollo de maniqués para la evaluación de imágenes y dosis en los equipos de tomografía computarizada (TC), así como en medidas dosimétricas en los procedimientos radiológicos para la reducción de dosis. De 1981 a 1984, en calidad de científica invitada por el Lawrence Berkeley Laboratory, investiga sobre el desarrollo de maniqués antropomórficos de tejido equivalente para probar la exactitud de los números de TC usados en los sistemas de planificación en Radioterapia (RT).

Paralelamente mantiene sus contactos con España y es invitada en diversas ocasiones: en 1975 para dar un curso sobre Radiofísica Hospitalaria en la Universidad de Barcelona, en 1984 en Santander en el XVII Congreso de la SEREM y en 1987 en el VI Congreso de la SEFM en Badajoz. A la vez forja nuevos contactos con los físicos

médicos latinoamericanos. En 1984, durante el Primer Congreso Interamericano de Física Médica en Chicago, impulsa la creación de la Asociación Latino Americana de Física Médica (ALFM).

En plena madurez opta por hacer otro gran salto profesional. Sus méritos científicos, así como su experiencia profesional, le permiten obtener en 1988 una plaza en la Organización Panamericana de la Salud / Organización Mundial de la Salud (OPS/OMS) en Washington, actuando como asesora regional en salud radiológica hasta 1999 y desde 2000 hasta su jubilación en este organismo, en febrero de 2003, como coordinadora del programa de Medicamentos Esenciales y Tecnología, un cargo gerencial.

Su capacidad de entrega, rigor y sinceridad forman parte de su modo de entender la vida y lo plasma en su estilo de trabajo. Desarrolla en la OPS una labor inagotable en todos los campos desde el docente, investigación y de servicios, y para resumirlos se citan algunos ejemplos:

- En el aspecto docente, ya al inicio de su entrada en la OPS organiza y dirige en 1988 en San Antonio de Texas (EEUU) un curso práctico sobre Dosimetría Física en RT, co-patrocinado por la AAPM/ALFM/IOMP/SEFM. Más adelante en 1999, la Universidad de Caracas la invita a participar en el programa de Maestría en Física Médica como profesora de Física de Mamografía. Más reciente en el 2001 en Málaga en la Conferencia Internacional sobre Protección Radiológica del Paciente, co-patronizada por la UE, OIEA, OPS y OMS, presenta "Global Perspective of Radiological Protection of Patients: PAHO Position Paper"

- En el área de la investigación dedica un gran esfuerzo al diseño de alternativas para equipos de rayos X de megavoltaje con finalidad terapéutica en países en desarrollo, y en 1993 organiza en Washington una reunión de este grupo de consulta OPS/OMS/OIEA/ONUDI. También logra la colaboración entre diversos países, Argentina, Bolivia, Colombia, Cuba y Méjico, para llevar a cabo un estudio multicéntrico sobre "Evaluación de la calidad de los Servicios de Radiología".

En sus tareas de servicios destacan su labor en el desarrollo de normas, pautas y guías (especialmente en la preparación de las Normas básicas internacionales para la protección contra las radiaciones ionizantes y para la seguridad de las fuentes de radiación de AEN/OECD, FAO, OIEA, OIT, OMS y OPS), retirada de fuentes radiactivas (por ejemplo de Haití y Guayana), y asistencia en casos de emergencias radiológicas (El Salvador, Costa Rica y Panamá). Sus desplazamientos por países latinoamericanos, en los que desarrolla actividades de recolección de datos, análisis de la situación, revisión de proyectos, evaluación de políticas sanitarias, optimización de recursos, desarrollo de estrategias de cooperación, etc., son continuos, así como, su participación en 136 cursos y congresos nacionales e internacionales en calidad de moderadora, conferenciante, directora, etc.

Sus más de 45 nombramientos en comités científicos y profesionales y 70 publicaciones reflejan su capacidad de trabajo. Su publicación más importante es el libro "Organización, desarrollo, garantía de calidad y radioprotección en los servicios de radiología: Imaginología y radioterapia".

Uno de los momentos culminantes de su carrera tiene lugar en 1997 cuando es nombrada "Fellow" del Colegio Americano de Radiología.

Actualmente trabaja para el "Institute for Radiological Image Sciences" en Frederick, Maryland, y es Profesora Asistente Adjunta del Departamento de Radiología de la George Washington University en Washington D.C. Es, además, examinadora del ABR en Física Radiológica, Presidente del Comité Científico del IOMP y presidente del "Radiation Safety Track" del Congreso Mundial de Física Médica e Ingeniería Biomédica, Sidney, Australia, 2003.

Cari, que durante mucho tiempo podamos disfrutar de tu experiencia y sincera amistad.

Montserrat Ribas Morales

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. 8 €.

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 Cali-

dad en Radioterapia. 2000. *Socios 3 €, 3 dólares; no socios 9 €, 8 dólares.*

SEFM/SEPR, 2002. "Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico (Aspectos Técnicos)", 2002. 18 €.

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

Libro de ponencias II Congreso SEFM (1 vol.). Jaca 1979. *Socios 18 €, 15 dólares; no socios 27 €, 23 dólares.*

Libro de ponencias III Congreso SEFM (libro resúmenes). Sitges 1981. *Socios 12 €, 10 dólares; no socios 18 €, 21 dólares.*

Libro de ponencias IV Congreso SEFM (2 vol.). San Sebastián 1983. *Socios 18 €, 15 dólares; no socios 27 €, 23 dólares.*

Libro de ponencias V Congreso SEFM (3 vol.). El Escorial 1985. *Socios 18 €, 23 dólares; no socios 27 €, 15 dólares.*

Libro de ponencias VI Congreso SEFM (1 vol.). Badajoz 1987. *Socios 18 €, 23 dólares; no socios 27 €, 15 dólares.*

Libro de Conferencias invitadas al VI Congreso: P. Andreu, A. Brahme, J. Droussard, F. Nüsslin. 1987. *Socios 12 €, 10 dólares; no socios 18 €, 15 dólares.*

Libro de ponencias del VII Congreso SEFM (1 vol.). Oviedo 1989. *Socios 18 €, 15 dólares; no socios 28 €, 23 dólares.*

Libro de ponencias del VIII Congreso SEFM (1 vol.). Sevilla 1991. *Socios 18 €, 15 dólares; no socios 28 €, 23 dólares.*

Libro de ponencias del Congreso SEFM/SFPH. Biarritz 1992. (1 vol. libro de resúmenes). *Socios 18 €, 15 dólares; no socios 28 €, 23 dólares.*

Libro de ponencias del IX Congreso SEFM (2 vol. libro de resúmenes). Tenerife 1993. *Socios* 18 €, 15 dólares; *no socios* 28 €, 23 dólares.

Libro de ponencias del X Congreso SEFM (1 vol.). Salamanca 1995. *Socios* 18 €, 15 dólares; *no socios* 28 €, 23 dólares.

Libro de ponencias del XI Congreso Nacional de Física Médica (1 vol.). Valencia 1997. *Socios* 18 €, 15 dólares; *no socios* 28 €, 23 dólares; *Soporte CD: socios* 9 €, 8 dólares; *no socios* 15 €, 13 dólares.

Libro de Comunicaciones del XII Congreso Nacional de SEFM. Santander 1999. *Soporte CD: socios* 9 €, 8 dólares; *no socios* 15 €, 13 dólares.

Libros de Talleres del X Congreso SEFM. Salamanca 1995. Cada uno de los talleres socios 11 €, 9 dólares; no socios 15 €, 13 dólares.

1. Taller de Radioterapia: "Protocolo español de dosimetría en radioterapia externa de alta energía: Aplicación práctica a una unidad de Cobaltoterapia".

2. Taller de Medicina Nuclear: "Control de Calidad de activímetros y gammacámaras".

3. Taller de Radiodiagnóstico: "Controles básicos para garantizar la protección radiológica del paciente: dosis al paciente y calidad de imagen".

4. Taller de Medicina Nuclear: "Mantenimiento preventivo en Gammagrafía planar y Spect" (Siemens).

5. Taller de Medicina Nuclear: "Mantenimiento preventivo en Gammagrafía planar y Spect" (General Electric).

Cursos

Precio de cada curso y tomo. *Socios* 9 €, 13 dólares; *no socios* 15 €, 8 dólares.

Curso "Dosimetría de los haces de electrones". SEFM. Sevilla 1994.

Curso "Braquiterapia: bases físicas y dosimetría". Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa. Facultad de Medicina de la Universidad de Zaragoza. SEFM. Zaragoza 1995.

Curso "Física de las radiaciones aplicadas a la radioterapia clínica". Instituto Oncológico AERO/SEFM. San Sebastián 1995.

Curso "Control de calidad de instrumentación en Medicina Nuclear". Hospitales Universitarios La Paz y Ramón y Cajal. Madrid 1996 (Fascículos).

Curso "Física de las radiaciones aplicadas a la radioterapia". Valladolid 1997.

Curso "Incertidumbre y tolerancias en la dosimetría en Radioterapia". Oviedo 1997. página web: <http://med.unex.es/FisMed/sefm/cursoincertidumbres/titulo.html>

"I Curso de Introducción a las técnicas de Monte Carlo en Física Médica". Barcelona 1997.

Curso "Planificación 3D". Cádiz 1997.

"Small Field Dosimetry in Radiosurgery" Baeza. 1999.

"III Curso sobre Física de las Radiaciones Aplicadas a la Radioterapia Clínica". AERO/SEFM Barcelona. 1999.

Otras publicaciones de interés depositadas en la Sociedad de Física Médica que están a disposición de los socios

"Generación y gestión de residuos de baja radioactividad. Exención y desclasificación". SNE y SEPR. Madrid. 1994.

"Filtros de imagen en medicina nuclear". Autor: Rafael Puchal. Madrid. 1997.

"Protección Radiológica 91. Criterios para la aceptabilidad de instalaciones radiológicas y de medicina nuclear." Luxemburgo. Documento de la Comunidad Europea. 1997.

"Protección Radiológica 91. Guidance on medical exposures and biomedical research". Luxemburgo. Documento de la Comunidad Europea. 1998.

"Multilingual glossary of terms relating to quality assurance and radiation protection in diagnostic radiology". Luxemburgo. Documento de la Comunidad Europea. 1999.

"I Curso Teórico-Práctico PET". Servicio de Medicina Nuclear. Clínica Universitaria. Universidad de Navarra. Pamplona. 2000.