

Termina el año 2008, se completa el volumen nº 9 de la revista y de nuevo, como es habitual, se hace un balance de lo conseguido y de los esfuerzos que han permitido llegar hasta aquí. Como principales novedades de este año cabe señalar, entre otras, la incorporación de cinco nuevos compañeros al Comité de Redacción, la publicación en los tres números de artículos de revisión y la publicación de un nuevo comentario editorial conjunto con las demás revistas del comité de editores de revistas de física médica de la Organización Internacional de Física Médica (IOMP). Este año se han recibido más originales para su publicación en la revista que en ningún otro año sin congreso de la SEFM. Esperamos que esta tendencia se mantenga en 2009 y sucesivos. En este número se ha incluido el "índice de autores" del volumen y la lista de los asesores científicos que han revisado los manuscritos recibidos. Vaya nuestro reconocimiento por el tiempo y esfuerzo dedicados a esas tareas. En cuanto a los aspectos generales de la actividad de la SEFM reflejados en la revista, publicamos en este número un resumen de las actividades de los grupos de trabajo y también informes sobre los cursos de formación y el 94 Congreso de la RSNA,

presentados por los socios con becas de asistencia de la Sociedad.

Mirando al futuro inmediato tenemos dos acontecimientos importantes para la SEFM y un nuevo proyecto para la revista. Los primeros son, por orden cronológico, el Congreso conjunto SEFM-SEPR, a celebrar durante los días 2-5 de junio en Alicante, y el Congreso Mundial de Física Médica e Ingeniería Biomédica, que tendrá lugar en Múnich entre el 7 y el 12 de septiembre. De ambos eventos hemos dado información en estas páginas y cuando la revista esté en manos de los lectores, aún estarán abiertos los plazos para el envío de resúmenes (31 de enero y 22 de febrero, respectivamente). Del Congreso conjunto esperamos mucho: en general, por el acercamiento entre ambas Sociedades; en particular, como fuente de futuros trabajos a publicar en la revista. Asimismo, la participación en el Congreso Mundial debería servir para reforzar nuestros vínculos y nuestra presencia en el panorama internacional de la física médica. Sobre el nuevo proyecto para la revista esperamos dar la información explícitamente en el primer número de 2009. En él se darán las claves que expliquen el calificativo "nuevo".

Nuestros mejores deseos para el año 2009.

**La Dirección, el Comité Editorial y el Comité de Redacción de la Revista Física Médica agradecen la colaboración de los siguientes Asesores Científicos durante el año 2008**

Gregorio Arregui Castillo (Granada)  
Leoncio Arribas Alpuente (Valencia)  
María Ester Brandan (México DF)  
Manuel J. Buades Forner (Murcia)  
Eduardo Cabello Murillo (Madrid)  
Horacio Castellini (Buenos Aires, Argentina)  
Rafael Colmenares Fernández (Madrid)  
Feliciano García Vicente (Madrid)  
Montserrat Colomer Truyols (Lérida)  
José Luis Contreras González (Madrid)  
Víctor Delgado Martínez (Madrid)  
Elmer A. Fernández (Córdoba, Argentina)  
Eduardo García-Toraño Martínez (Madrid)  
Jacob Geleijns (Leiden, Holanda)  
Amanda Rocío González Ramírez (Granada)  
Eduardo Guibelalde del Castillo (Madrid)

Arrate Guisasola Berasategui (San Sebastián)  
Diego Jurado Bruggeman (Gerona)  
Antonio M. Lallena Rojo (Granada)  
M. Cruz Lizuain Arroyo (Barcelona)  
Carlos Martín Rincón (Salamanca)  
Juan Carlos Mateos Pérez (Sevilla)  
Santiago Miquélez Alonso (Pamplona)  
Pilar Morán Penco (Madrid)  
Moisés Sáez Beltrán (Madrid)  
Francisco Pino (Barcelona)  
Diego Pedrero de Aristizabal (Madrid)  
Alberto Pérez Rozos (Málaga)  
Rafael Plaza Aparicio (Madrid)  
Miguel Pombar Cameán (Santiago de Compostela)  
Manuel Vilches Pacheco (Granada)  
Luis I. Zamora Ardoy (Granada)

# Estudio del empleo de semillas de oro en la verificación del tratamiento de cáncer de próstata

D. Sevillano Martínez<sup>1</sup>, F. García Vicente<sup>1</sup>, A. Zapatero Laborda<sup>2</sup>, C. Ferrer Gracia<sup>1</sup>,  
A. Gómez Barrado<sup>1</sup>, L. Pérez González<sup>1</sup>, G. Martín Martín<sup>1</sup>, J. J. Torres Escobar<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Sección de Radiofísica. Servicio de Oncología Radioterápica. Hospital Universitario de la Princesa. Madrid

<sup>2</sup>Servicio de Oncología Radioterápica. Hospital Universitario de la Princesa. Madrid.

## Study on the use of gold seeds in prostate cancer treatment verification

### Resumen

El objetivo de este trabajo es estudiar la utilidad de las semillas de oro en la verificación del tratamiento de cáncer de próstata, y analizar qué protocolos de corrección son los más adecuados. Se han obtenido datos de movimientos de la próstata y de la estructura ósea pélvica de 10 pacientes tratados en nuestro centro. Con estos datos se han realizado simulaciones Monte Carlo de tratamientos de pacientes aplicando distintos protocolos de corrección *offline*. Las semillas de oro no presentan migración interna entre ellas. Los movimientos internos más importantes de la próstata se producen en las direcciones antero-posterior y cráneo-caudal. Las simulaciones Monte Carlo muestran una mayor conveniencia de los protocolos de corrección basados en las semillas de oro. Las semillas de oro son representativas de la posición de la próstata. Se propone un protocolo NAL (*No Action Level*) basado en las semillas de oro utilizando las 3 primeras sesiones, junto con un seguimiento semanal de cara a detectar la aparición de tendencias temporales.

*Palabras clave:* Semillas de oro. Cáncer de próstata. Movimiento interno de órganos. Verificación de tratamientos.

### Abstract

The objective of this work was to evaluate the use of intraprostatic fiducial markers in prostate cancer treatment verification and determine the correction protocols more suitable. Prostate and bony anatomy positions of 10 patients were acquired. With this data, different offline correction protocols were simulated. Intermarker migration was not significant. Internal motion of the prostate occurred mainly in anteroposterior and superoinferior directions. Monte Carlo simulations showed that marker based correction protocols were more effective than those based on bony anatomy. Intraprostatic fiducial markers are a good surrogate of prostate position. A NAL (*No Action Level*) protocol in the first 3 fractions based on markers together with a weekly protocol in order to detect time trends is proposed.

*Key words:* Gold seeds. Prostate cancer. Internal organ motion. Treatment verification.

### Introducción

La radioterapia en cáncer de próstata se basa en la capacidad de las técnicas actuales para radiar con una alta dosis el volumen tumoral a la vez que se evita la aparición de complicaciones en los órganos de riesgo. Esta

capacidad se incrementó con la radioterapia conformada 3D y ha dado un paso más con la aparición de la IMRT, haciendo posible el incremento de dosis para aumentar las tasas de control tumoral.

Esta capacidad para conformar la dosis al volumen blanco de planificación (PTV) podría implicar un mayor riesgo de reducción de control tumoral si el volumen blanco clínico (CTV) de nuestro tratamiento supera los márgenes de seguridad.

En el cáncer de próstata existe la dificultad adicional del movimiento interno de ésta, provocado en su mayor

Correspondencia: D. Sevillano Martínez. Sección de Radiofísica. Servicio de Oncología Radioterápica. Hospital Universitario de la Princesa. Diego de León 62. 28006 Madrid.

Fecha de recepción: 16-05-2008

Fecha de aceptación: 13-10-2008

parte por los cambios de volúmenes del recto<sup>1</sup>. Por ello se han propuesto distintos sistemas para localizar la próstata durante el tratamiento con el fin de verificar que se encuentra dentro de los márgenes de seguridad establecidos. Entre los distintos métodos se encuentran el TC mediante *Cone Beam*, los ultrasonidos o las semillas de oro intra-prostáticas con ayuda de sistemas de imagen portal.

La ventaja del TC mediante *Cone Beam* es que permite visualizar tanto la próstata como los órganos circundantes, pero precisa de la instalación de un sistema asociado al acelerador lineal y un tiempo significativo para la adquisición y el procesado de imágenes.

En el caso de los ultrasonidos, pese a sus ventajas operativas, la variabilidad interobservador y la variación producida por la sonda en la anatomía del paciente ponen en cuestión algunos aspectos de su empleo para la localización de la próstata<sup>2</sup>.

El empleo de las semillas de oro es uno de los métodos más sencillos y asequibles, ya que son fácilmente localizables mediante imagen portal, de forma que no hay que cambiar la actual metodología de trabajo en nuestro centro. Por otro lado diversos autores señalan que al no presentar una migración importante entre ellas, se pueden considerar como representativas de la posición de la próstata<sup>3-5</sup> de forma que la utilización de estas semillas nos va a permitir hacer la verificación de la posición del paciente sobre el propio objetivo de nuestro tratamiento y no sobre la estructura ósea próxima al órgano, tal y como se venía haciendo tradicionalmente.

Como principal inconveniente de este sistema se señala la falta de información sobre los órganos de riesgo que rodean la próstata. En este trabajo se presentan datos de las posiciones del centro de masas de las semillas y de las estructuras óseas durante el tratamiento, con el fin de estudiar las acciones a tomar para mejorar la precisión de éste. Con esta información vamos a poder analizar qué parte de los errores cometidos se deben al movimiento interfacción de la próstata y qué parte a la colocación del paciente. Una vez conocidos estos datos, se van a realizar simulaciones de protocolos *offline* para poder decidir qué estrategia seguir. De esta forma, sabremos si es de utilidad un protocolo de corrección utilizando las semillas de oro, y si éste puede ser *offline*, o si, por el contrario, se hace necesaria la implementación de un protocolo *online* o la modificación de los márgenes entre CTV y PTV utilizados.

## Material y métodos

### *Pacientes y tratamientos*

Este estudio se ha realizado sobre 10 pacientes tratados de cáncer de próstata por medio de radioterapia externa (IMRT y radioterapia 3D conformada) y a los que se les ha implantado semillas de oro. Se han tomado imágenes portales con una frecuencia semanal excepto

en el caso de que se efectuara una corrección de su posición. En este caso se repetían las imágenes portales al día siguiente de la corrección, lo que hace que el número de imágenes por paciente varíe. En total disponemos de 97 posiciones de las semillas de oro y de las estructuras óseas, siendo el promedio por paciente próximo a 10.

El número de semillas de oro implantadas por paciente es de 3 (2 en la base y 1 en el ápex de la próstata) con excepción de 2 pacientes en los que sólo se implantaron 2 semillas.

La técnica de tratamiento empleada ha sido ampliamente descrita con anterioridad<sup>6,7</sup>. Al paciente se le realiza un TC de planificación en decúbito supino y con un soporte de rodilla y pies, con la vejiga llena y el recto vacío y con sonda, el espesor de corte empleado es de 3 mm. Durante el tratamiento la inmovilización del paciente es igual, aunque no reciben ninguna instrucción específica de que vacíen el recto. El paciente es colocado en la mesa del acelerador utilizando como referencia tatuajes que marcan la posición del isocentro, establecida ésta con anterioridad en el simulador.

### *Implante y localización de las semillas de oro y las estructuras óseas*

Las semillas se han implantado vía endorrectal con guía por ultrasonidos<sup>8</sup>, dejando al menos un mes entre el implante y el TC de planificación para permitir la absorción del edema producido en el proceso de implantación de las semillas.

La posición de las semillas individuales se ha obtenido a partir de la reconstrucción tridimensional de dos proyecciones tomadas a partir de imágenes portales por medio de un *software* propio. Las proyecciones empleadas se corresponden con aquellas de los campos de tratamiento más ortogonales entre sí. En el caso de pacientes tratados con radioterapia 3D conformada se utilizaron aquellos con el gantry a 0° y 90° o 270° mientras que cuando los pacientes eran tratados mediante IMRT las proyecciones utilizadas fueron de 180° y 100° o 260°. El sistema de imagen portal empleado es el detector de silicio amorfo aS500 (Varian inc, Palo Alto, California)

Estas posiciones de las semillas durante el tratamiento se compararon con las de la radiografía digital reconstruida (RDR) proveniente del planificador.

La posición de las referencias óseas se halló por medio del *software* Offline Review (Varian inc, Palo alto, California) a partir de las correcciones de camilla propuestas, por un mismo oncólogo radioterapeuta, para cada imagen portal.

Para comprobar que las semillas no migran de forma importante se han correlacionado las posiciones de unas semillas con otras, de forma que si éstas se desplazan de forma coherente nos indicarán que no hay migración entre ellas. También se ha recogido la distancia media entre ellas en cada imagen. Los datos obtenidos de las correla-

ciones entre semillas nos han permitido conocer el eje principal de rotación de la próstata.

A partir de la posición del centro de masas de las semillas y de las estructuras óseas en cada imagen portal, y una vez descorregidos los cambios de posición aplicados sobre el paciente durante su tratamiento, se han podido obtener el movimiento total de la próstata (movimiento de la próstata con respecto a los tatuajes), el movimiento de las estructuras óseas y, restando del movimiento total de la próstata el movimiento de las estructuras óseas, el movimiento interno de la próstata.

#### *Metodología de análisis:*

##### *Errores sistemáticos y aleatorios*

Para analizar los datos de traslaciones y rotaciones de la próstata y las estructuras óseas se ha empleado la convención habitual<sup>9</sup>, obteniéndose primero el promedio y la desviación estándar de las desviaciones de la posición en cada sesión con respecto a la RDR. Una media de las desviaciones promedio de todos los pacientes ( $\mu$ ) distinta de cero indica la presencia de algún error en el procedimiento que afecta por igual en todos los tratamientos. La desviación estándar de la distribución de las desviaciones promedio de todos los pacientes ( $\Sigma$ ) da una medida de la magnitud de los errores cometidos en los tratamientos al tomar como referencia el TC de planificación, y la raíz cuadrada del promedio de las varianzas de las posiciones de los pacientes ( $\sigma$ ) representa el valor de las variaciones aleatorias diarias presentes en nuestro tratamiento. Este desglose de movimientos nos dará información de nuestras fuentes de errores.

Estos datos nos van a permitir, por medio de la fórmula de márgenes de van Herk et al<sup>9</sup> para que el 90% de los pacientes reciban el 95% de la dosis prescrita, analizar la precisión de nuestro tratamiento y los factores que nos van a permitir mejorarla.

##### *Protocolos de corrección y simulaciones Monte Carlo*

Se van a analizar distintos protocolos de corrección *offline* y se van a comparar para comprobar la idoneidad de cada uno de ellos con los movimientos previamente obtenidos en nuestros tratamientos. Para ello se han realizado simulaciones de tratamientos corregidos con los protocolos propuestos y se han comparado por medio de los márgenes que harían falta para cubrir el CTV. Estas simulaciones se han hecho sobre 10.000 pacientes, teniendo en cuenta únicamente las traslaciones, suponiendo que los movimientos en las tres direcciones del espacio son independientes entre sí y que no hay tendencias temporales en las posiciones de los pacientes. Los errores sistemáticos de los pacientes se han obtenido sorteando números aleatorios a partir de una distribución gaussiana con sigma igual a  $\Sigma$  y las posiciones diarias de cada uno de los pa-

cientes siguen una distribución con una sigma igual a  $\sigma$ . Para las simulaciones se ha supuesto que no existía ningún error sistemático en el procedimiento ( $\mu=0$  en todas las direcciones), ya que éste, una vez detectado con los datos obtenidos, es eliminado. También se han hecho simulaciones en el supuesto de que se corrigiese por hueso, simulando de forma separada los desplazamientos de las estructuras óseas y el movimiento interno de la próstata, para comparar si realmente es beneficioso guiarse por la próstata en un protocolo *offline*. Además de obtener los márgenes entre CTV y PTV necesarios se ha obtenido el porcentaje de pacientes que se beneficiarían o se verían perjudicados por cada uno de los protocolos, esto es, el número de pacientes que verían reducido o incrementado el número de sesiones en los que la próstata se encuentra fuera de los límites marcados por el PTV. Los protocolos *offline* comparados son 2, uno es el No Action Level (NAL), que consiste en tomar imágenes del paciente los primeros días del tratamiento para corregir después según el promedio del desplazamiento de esos días<sup>10</sup>. El otro es un protocolo semanal en el cual se toman imágenes semanales y sólo se corrige la posición si el desplazamiento es mayor que un determinado valor umbral. Ambos protocolos se han simulado utilizando distinto número de sesiones iniciales en los que se basa la corrección (NAL) y distintos valores umbrales de la posición para aplicar la corrección (semanal). No se han estudiado protocolos *online* dada la gran carga de trabajo necesaria para llevarlos a cabo y a que, debido a la gran reducción de los errores sistemáticos que produce estos protocolos empezaría a cobrar importancia el movimiento intrafracción de la próstata, ya que ésta presenta periodos de traslación del orden de la duración de una sesión de tratamiento<sup>11,12</sup>.

Teóricamente el protocolo NAL es capaz de reducir la dispersión de los errores sistemáticos ( $\Sigma$ ), dividiendo éstos por la raíz del número de sesiones que utilizemos para hacer la corrección<sup>10</sup>. El protocolo semanal utilizando como referencia las estructuras óseas es el que se estaba aplicando en nuestro servicio hasta ahora.

##### *Tendencias temporales en la posición del paciente*

Como las posiciones de los pacientes no tienen por qué ser estáticas a lo largo del tratamiento, se comprobará la presencia de tendencias temporales en el desplazamiento de la próstata y se intentará analizar a qué es debido, y si éstas son de importancia.

## **Resultados**

### *Migración de las semillas*

En la fig. 1 se presentan la relación entre los movimientos de cada una de las semillas con respecto a las otras en las tres direcciones [Izquierda-Derecha (I-D), Cráneo-

Caudal (C-C) y Antero-Posterior (A-P)], de forma que en el caso ideal deberíamos obtener una recta. En la tabla 1 se presentan los coeficientes de correlación obtenidos para los tres posibles pares de semilla en las 3 direcciones. Se puede observar que la correlación es significativa (teniendo en cuenta las incertidumbres en la localización de las semillas) en las direcciones I-D y C-C para los 3 pares de semillas. Esta correlación se pierde en la dirección A-P, sobre todo en lo que respecta a la semilla situada en el ápex de la próstata. El hecho de que esto sólo ocurra en

**Tabla 1. Coeficientes de correlación de las coordenadas de las semillas en cada una de las direcciones. Las semillas 1 y 2 representan las semillas de la base, mientras que la 3 se encuentra en el ápex.**

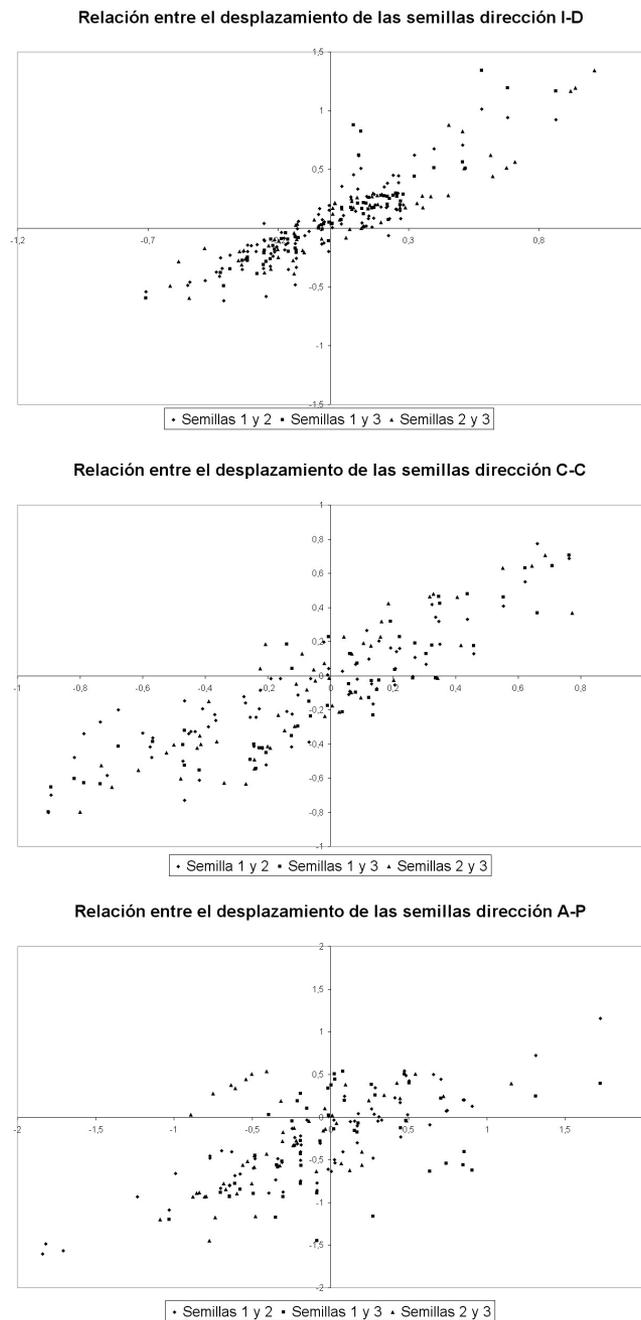
	I-D	C-C	A-P
Semillas 1 y 2	0,881	0,859	0,867
Semillas 1 y 3	0,892	0,856	0,333
Semillas 2 y 3	0,923	0,774	0,321
Promedio	0,899	0,830	0,507

una dirección es indicativo de que estamos observando un cabeceo de la próstata en el eje lateral, lo que se corresponde con otras publicaciones<sup>3,12, 13</sup>. También se ha analizado la distancia media a lo largo del tratamiento, en todos los casos la desviación estándar de la distancia de las semillas ha sido menor a 1 mm. Este resultado es totalmente compatible con las incertidumbres asociadas al método de localización de las semillas, que ha sido manual.

#### *Movimiento de la próstata y de las estructuras óseas durante el tratamiento*

Los valores obtenidos de las traslaciones de la próstata y de las estructuras óseas, así como los márgenes teóricos necesarios, se presentan en la tabla 2. El valor de  $\mu$  en la dirección A-P implica la existencia de un error global en el tratamiento de casi 3 mm debido a un ligero hundimiento de la mesa del acelerador ya que, a diferencia de la del TC y la del simulador, ésta no es rígida. Este hecho afecta a las estructuras óseas, que arrastra también a la próstata, mientras que los tatuajes externos no se ven afectados debido a que el marco de la mesa sí es rígido. Para corregir por esta desviación se ha establecido que en el proceso de simulación se marque directamente el isocentro desplazado 3 mm en la dirección posterior con respecto a lo que indica el simulador. Al no tener un valor de  $\mu$  significativamente distinto de 0 en el movimiento interno de la próstata, podemos deducir que la sonda rectal utilizada en el TC de planificación no modifica la posición de la ésta con respecto al tratamiento en sí.

En cuanto a los errores sistemáticos ( $\Sigma$ ), la aportación de las estructuras óseas es similar en los sentidos lateral y longitudinal, mientras que en la dirección vertical es algo superior. En lo que respecta al movimiento interno de la próstata, tienen mayor importancia los errores en las direcciones longitudinal y vertical. La mayor aportación de los errores de las estructuras óseas hace que el error sistemático total sea mayor en la dirección A-P que en las demás. Por otro lado, se observa que las variaciones aleatorias ( $\sigma$ ) también son superiores en esta dirección. Como consecuencia de estos valores los márgenes requeridos en la dirección A-P, si no interviniésemos en la posición del paciente, son mayores que en las otras direcciones. Además, es en esta dirección donde disponemos de menor margen de error dada la proximidad del recto.



**Fig. 1.** Relación entre las posiciones de las semillas en cada una de las 3 direcciones. Las semillas 1 y 2 están situadas en la base de la próstata, mientras que la semilla 3 se encuentra en el ápex.

**Tabla 2. Resultados de los movimientos encontrados suponiendo que no se realiza ninguna corrección de la posición del paciente para cada uno de los movimientos estudiados.**

	I-D (mm)				C-C (mm)				A-P (mm)			
	$\mu$	$\Sigma$	$\sigma$	margen	$\mu$	$\Sigma$	$\sigma$	margen	$\mu$	$\Sigma$	$\sigma$	margen
Referencias óseas	-0,4	1,9	2,0	-	-0,1	2,0	1,8	-	-1,9	2,4	3,1	-
Movimiento interno	0,7	1,7	2,3	-	-0,8	2,8	2,1	-	-0,9	2,6	2,7	-
Total	0,5	2,7	2,4	8,3	-1,3	3,4	2,5	10,2	-2,8	4,1	3,5	12,6

Al existir una rotación principalmente sobre un eje, tal y como se observó en el análisis de la migración de las semillas, se pudo analizar ésta de un modo sencillo, obteniendo el ángulo entre el centro de masas de las dos semillas de la base y la semilla del ápex con respecto al eje longitudinal del paciente. Los resultados obtenidos son que  $\mu = -1,9^\circ$ ,  $\Sigma = 4,7^\circ$ , y  $\sigma = 4,9^\circ$ , valores muy similares a los de otras publicaciones<sup>3, 13</sup>.

#### *Simulaciones de protocolos de corrección por Monte Carlo*

Los márgenes necesarios obtenidos después de simular los tratamientos corregidos con distintos protocolos y distintas referencias se muestran en las tablas 3 y 4. Como puede observarse, se confirma el beneficio de utilizar las semillas de oro como referencia, principalmente en las direcciones A-P y C-C en las que un protocolo de corrección basado en hueso no implica ninguna mejora significativa en la precisión. En cuanto a los protocolos de corrección, no hay una gran diferencia en los resultados según se utilicen más fracciones o el límite de corrección sea más bajo, razón por la que nos hemos centrado en el resto de resultados en el protocolo NAL utilizando las 3 primeras sesiones como corrección y en el semanal con

un valor del límite de corrección de 4 mm. Utilizando los márgenes resultantes, ambos protocolos son comparables con una ligera ventaja del protocolo NAL.

Un hecho a tener en cuenta es que la utilización de un protocolo semanal hace que las variaciones aleatorias ( $\sigma$ ) aumenten considerablemente, ya que una corrección errónea debida a un desplazamiento aleatorio se arrastra a lo largo de una semana. En las tablas 5 y 6 se presentan porcentajes de fracciones en los que la próstata se encontraría fuera de los márgenes utilizados en nuestro servicio (7 mm en la zona posterior de la próstata y 10 mm en el resto de direcciones) con un protocolo NAL utilizando 3 fracciones para promediar y 1 semanal con un límite de acción de 4 mm para cada una de las referencias. Se observa que, aunque los márgenes obtenidos con ambos protocolos son similares, el porcentaje de fracciones en los que la próstata se encuentra fuera de los márgenes es de casi el doble en el protocolo semanal que en el NAL, y muy próximo al porcentaje existente si no se utiliza ningún protocolo de corrección. Además, el protocolo semanal provocaría que el porcentaje de pacientes en los que disminuye el número de fracciones en los que la próstata se encuentra fuera de los márgenes del CTV sea menor que el de aquellos en los que aumenta, principalmente en la dirección A-P.

**Tabla 3. Resultados de los movimientos obtenidos según la simulación de distintos protocolos de corrección utilizando distinto número de sesiones iniciales (protocolo NAL) y distintos límites de corrección (protocolo semanal) y como referencia las semillas de oro.**

Protocolo de corrección	Nº de fracciones / Límite de corrección	I-D (mm)			C-C (mm)			A-P (mm)		
		$\Sigma$	$\sigma$	margen	$\Sigma$	$\sigma$	margen	$\Sigma$	$\sigma$	margen
NAL	3	1,3	2,6	5,0	1,3	2,7	5,2	1,8	3,8	7,3
NAL	4	1,1	2,6	4,6	1,1	2,8	4,8	1,6	3,8	6,6
NAL	5	1,0	2,7	4,3	1,0	2,8	4,6	1,4	3,9	6,2
Semanal	2	0,8	3,4	4,4	0,8	3,5	4,5	1,1	4,9	6,3
Semanal	3	0,9	3,3	4,6	0,9	3,5	4,8	1,2	4,9	6,4
Semanal	4	1,1	3,3	5,0	1,1	3,5	5,2	1,3	4,9	6,6
Semanal	5	1,4	3,2	5,6	1,4	3,4	5,8	1,4	4,8	7,0

**Tabla 4. Resultados de los movimientos obtenidos según la simulación de distintos protocolos de corrección usando como referencia las estructuras óseas.**

Protocolo de corrección	Nº de fracciones / Límite de corrección	I-D (mm)			C-C (mm)			A-P (mm)		
		$\Sigma$	$\sigma$	margen	$\Sigma$	$\sigma$	margen	$\Sigma$	$\sigma$	margen
NAL	3	2,0	3,1	7,3	3,0	2,9	9,5	3,1	4,3	10,7
Semanal	4	2,0	3,5	7,5	3,0	3,2	9,8	2,9	5,0	10,7

**Tabla 5. Porcentaje de las fracciones en que el CTV se encontraría fuera de los márgenes de tratamiento, así como el porcentaje de pacientes que verían reducido y aumentado el número de sesiones en las que la próstata se encontraría fuera de los márgenes en cada dirección según la simulación de distintos protocolos de corrección usando como referencia las semillas de oro.**

Protocolo de corrección	% de fracciones en las que la próstata se encuentra fuera de los márgenes			% de pacientes en los que disminuyen las fracciones en las que la próstata se encuentra fuera de los márgenes			% de pacientes en los que aumentan las fracciones en las que la próstata se encuentra fuera de los márgenes		
	I-D	C-C	A-P	I-D	C-C	A-P	I-D	C-C	A-P
Ninguno	0,5	1,8	12,9	-	-	-	-	-	-
NAL (3)	0,1	0,2	5,6	9,1	18,3	51,7	0,7	1,0	22,5
Semanal (4)	0,3	0,5	10,2	8,1	16,8	35,4	7,7	9,6	49,1

**Tabla 6. Porcentaje de las fracciones en que el CTV se encontraría fuera de los márgenes de tratamiento, así como el porcentaje de pacientes que verían reducido y aumentado el número de sesiones en las que la próstata se encontraría fuera de los márgenes en cada dirección según la simulación de distintos protocolos de corrección usando como referencia las estructuras óseas.**

Protocolo de corrección	% de fracciones en las que la próstata se encuentra fuera de los márgenes			% de pacientes en los que disminuyen las fracciones en las que la próstata se encuentra fuera de los márgenes			% de pacientes en los que aumentan las fracciones en las que la próstata se encuentra fuera de los márgenes		
	I-D	C-C	A-P	I-D	C-C	A-P	I-D	C-C	A-P
Ninguno	1,2	2,4	13,2	-	-	-	-	-	-
NAL (3)	0,7	1,5	11,9	15,1	17,6	39,7	7,6	9,7	33,6
Semanal (4)	1,3	2,1	15,3	9,2	10,9	26,0	14,7	11,9	54,2

En el caso de que se utilizasen las estructuras óseas como referencias, se puede observar que la mejora en el tratamiento es mínima, tanto en los márgenes que serían necesarios para el correcto tratamiento de la próstata como en el número de fracciones en las que la próstata se encuentra fuera de los márgenes utilizados.

#### *Tendencias temporales en la posición del paciente*

Se ha constatado la presencia de tendencias temporales en la posición de la próstata con respecto a los tatuajes a lo largo del tratamiento en un 30% de los pacientes. Éstas no se presentan durante el tratamiento completo, sino que sólo ocurren durante unas pocas semanas. Al analizar el movimiento interno de la próstata y de las estructuras óseas por separado se comprobó que éstas no se deben al movimiento interno de la próstata, sino a la posición de las estructuras óseas con respecto a los tatuajes. Las variaciones en la posición a lo largo del tratamiento por estas tendencias temporales pueden llegar a ser de 1 cm. En la fig. 2 se muestra el ejemplo de un paciente en el que aparecen tendencias temporales en la dirección A-P. Como se aprecia en la figura, la tendencia se debe al desplazamiento de las estructuras óseas con respecto a los tatuajes, no existiendo esta tendencia en el movimiento interno de la próstata. La presencia de estas tendencias va a obligar a realizar un seguimiento periódico de la posición de las semillas.

#### **Discusión**

Observando la correlación en la posición de las semillas individuales podemos concluir que las semillas no presentan un movimiento importante entre ellas y que, por tanto, son un indicador representativo de la posición de la próstata durante el tratamiento. En otro estudio<sup>2</sup> se han obtenidos datos de la distancia entre semillas y se han encontrado tendencias temporales en esta distancia, debida principalmente a una reducción del volumen de la próstata entre el inicio y el final del tratamiento. Podríamos esperar encontrar variaciones en la distancia entre las semillas durante el tratamiento al aumentar la muestra de nuestro estudio. En todo caso, si las hubiera, una variación del volumen de la próstata no provocaría que las semillas de oro dejaran de ser representativas de la posición de ésta. Otros trabajos han considerado la relación entre las posiciones de las semillas y el centro de masas de la próstata con ayuda de otros sistemas de imagen<sup>14</sup>, en ellos se llega a la conclusión de que las semillas no siempre se correlacionan con el centro de masas de la próstata debido a diferencias en el contorno de ésta. Al ser esto una fuente de incertidumbre ya presente en el tratamiento antes de la utilización de las semillas de oro no se ha considerado necesario tener en cuenta este hecho, y más cuando no se van a emplear estos datos para la reducción de los márgenes de tratamiento.

En cuanto a la rotación de la próstata, se ha encontrado una rotación predominante a lo largo del eje lateral.

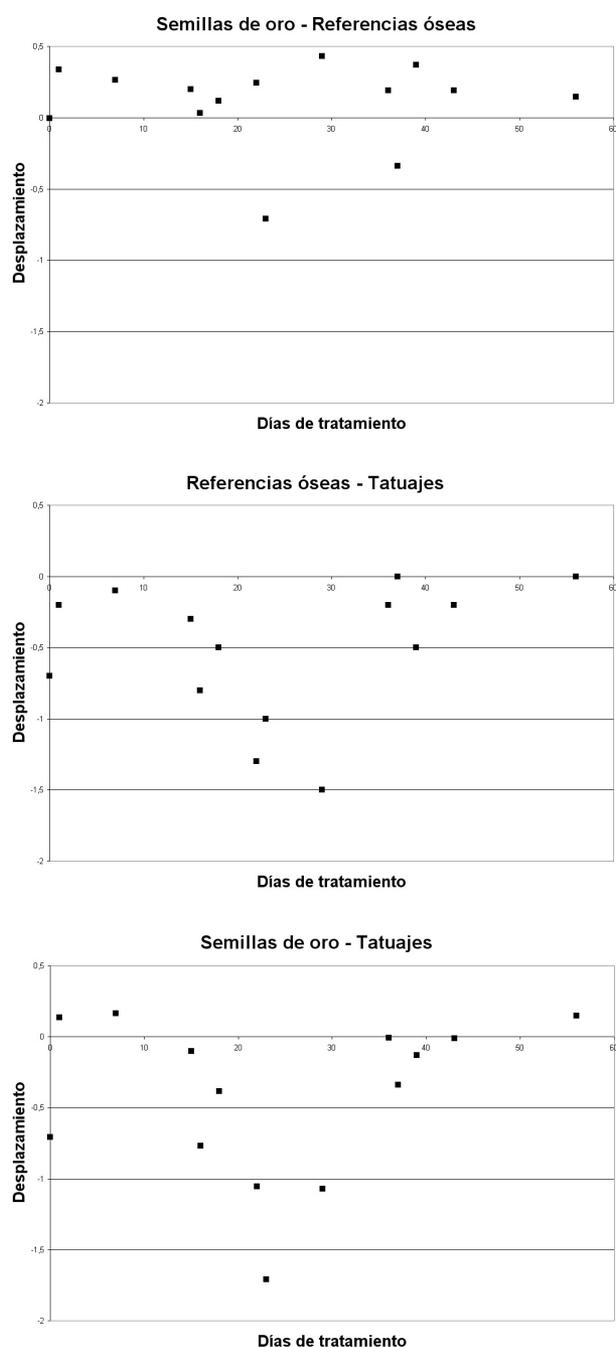


Fig. 2. Desviaciones de la posición de las estructuras óseas, de la posición interna de la próstata y del movimiento total de la próstata con respecto a los tatuajes externos para un determinado paciente en la dirección A-P. Se puede observar la existencia de tendencias temporales en la posición de las estructuras óseas, que afectan a la posición global de la próstata.

Este hecho se puede explicar por el diferente llenado del recto y de la vejiga a lo largo del tratamiento. El valor  $\mu$  de esta rotación no es muy importante en comparación con el de  $\Sigma$  y  $\sigma$ , lo que indica que, al igual que en el caso de las traslaciones, no se produce ninguna desviación sistemática al colocar la sonda rectal en el TC de planificación. Estos valores de rotación no se van a considerar

en el análisis de errores, dada la dificultad de corregir por rotaciones durante el tratamiento y a que los posibles márgenes derivados de este movimiento dependerían del tamaño y de la forma de la próstata.

Los datos de traslación de la próstata obtenidos son comparables a los de otras publicaciones<sup>3-5,9,13,15,16</sup>, teniendo en cuenta la gran dispersión encontrada entre los distintos trabajos, por lo que, a pesar de la muestra tan reducida presentada en este trabajo, se puede considerar que los datos presentados son significativos de los errores sistemáticos y aleatorios cometidos en nuestro servicio, si bien, en estos datos están incluidas las tendencias temporales presentes en algunos de los pacientes, que suponen una sobrestimación de los resultados reales. Los valores del movimiento interno de la próstata indican que es de utilidad utilizar protocolos de corrección basados en las semillas de oro, sobre todo en las direcciones C-C y A-P, esta última de vital importancia dada la presencia del recto y al menor margen entre CTV y PTV en esa zona.

Los resultados de las simulaciones de protocolos de corrección concuerdan con lo que se podía presuponer de los datos experimentales. Según estas simulaciones el movimiento interno es tan importante en las direcciones A-P y C-C que no se obtiene apenas beneficio al corregir por referencias óseas, como se venía haciendo tradicionalmente, mientras que el uso de las semillas de oro como referencia mejora sustancialmente la precisión de nuestros tratamientos.

En cuanto al protocolo a utilizar, un protocolo *online* sería capaz de reducir el valor de los errores sistemáticos y también de controlar las variaciones diarias aleatorias a costa de una mayor carga de trabajo, sin embargo, un protocolo *offline* sólo actúa sobre los errores sistemáticos, pudiendo incluso aumentar la dispersión de las posiciones de la próstata a lo largo del tratamiento. La presencia de variaciones aleatorias diarias importantes (como es el caso en la dirección A-P) podrían dificultar la aplicación de un protocolo *offline*.

Ambos protocolos *offline* analizados obtienen resultados similares en lo relativo a los márgenes necesarios según la fórmula de van Herk. Si bien, el hecho de que el protocolo semanal incrementa las variaciones aleatorias ( $\sigma$ ) indica que no será el más idóneo a pesar de que produzca una gran disminución de los errores sistemáticos ( $\Sigma$ ). Esto se hace patente al observar los datos del porcentaje de fracciones en las que la próstata se encontraría fuera de los márgenes del PTV. Un protocolo NAL es mucho más beneficioso para el paciente, ya que el número de fracciones en las que la próstata se encuentra dentro del campo de tratamiento es mayor. Sin embargo, la presencia de tendencias temporales hace necesario un seguimiento periódico de la posición de la próstata. La utilización de un protocolo NAL utilizando las 3 primeras sesiones para aplicar la corrección unido a uno semanal parece la solución ópti-

ma, siempre y cuando se verifiquen las correcciones hechas en las imágenes portales obteniéndose imágenes al día siguiente, tal y como se realiza en nuestro servicio.

Estos resultados no concuerdan con la fórmula de los márgenes de van Herk, que por definición supondría que, siendo necesarios márgenes similares, el porcentaje de fracciones en las que el PTV se encuentra fuera de los márgenes establecidos fuese el mismo. Esto se debe a que el protocolo semanal actúa sobre las posiciones del paciente haciéndoles perder el carácter gaussiano, presunción sobre la que se basa la ecuación de van Herk.

Dada la importancia de las variaciones aleatorias en el movimiento interno de la próstata, la utilidad de un protocolo *offline* se va a encontrar limitada en torno a unos márgenes de 5 mm en las direcciones I-D y C-C y de 6 ó 7 mm en la dirección A-P.

Esta reducción de las incertidumbres en el tratamiento no va a implicar una reducción de los márgenes de delineación entre CTV y PTV empleados en nuestro servicio, ya que existen otras incertidumbres del tratamiento que no se han tenido en cuenta aquí, como puede ser el error de delineación del CTV en el TC, las rotaciones y deformaciones de la próstata o el movimiento intrafracción de ésta. El beneficio neto que se va a obtener con la utilización de las semillas de oro es un aumento en la dosis recibida en el CTV, ya que el número de fracciones en las que éste se encuentra fuera de los márgenes del PTV (y en las que habría zonas subirradiadas) se va a reducir de una manera importante.

## Conclusiones

Las semillas de oro son un indicador válido de la posición de la próstata y pueden ser utilizadas como referencia en la verificación del tratamiento de cáncer de próstata.

Dados los movimientos internos de la próstata, un protocolo de corrección basado en las estructuras óseas no presenta apenas mejoras en el tratamiento, siendo realmente beneficiosa la aplicación de un protocolo de corrección basado en las semillas.

Por los resultados obtenidos en las simulaciones, un protocolo *offline* es útil para mejorar el posicionamiento del paciente.

Las tendencias temporales son un hecho a tener en cuenta durante el tratamiento del cáncer de próstata, como demuestra el hecho de haber encontrado estas tendencias en 3 de los 10 pacientes analizados en este estudio.

Se propone un protocolo NAL utilizando las 3 primeras sesiones para hacer el promedio junto con verificaciones semanales para detectar la aparición de tendencias temporales en la posición del paciente.

## Referencias

- van Herk M, Bruce A, Kroes AP, Shouman T, Touw A, Lebesque JV. Quantification of organ motion during conformal radiotherapy of the prostate by three dimensional image registration. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1995;33:1311-20.
- McNair HA, Mangar SA, Coffey J, Shoulders B, Hansen VN, Norman A, et al. A comparison of CT- and ultrasound-based imaging to localize the prostate for external beam radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2006;65:678-87.
- van der Heide UA, Kotte AN, Dehnad H, Hofman P, Lagenijk JJ, van Vulpen M. Analysis of fiducial marker-based position verification in the external beam radiotherapy of patients with prostate cancer. *Radiother Oncol* 2007;82:38-45.
- Dehnad H, Nederveen AJ, van der Heide UA, van Moorselaar RJ, Hofman P, Lagenijk JJ. Clinical feasibility study for the use of implanted gold seeds in the prostate as reliable positioning markers during megavoltage irradiation. *Radiother Oncol* 2003; 67:295-302.
- Schallenkamp JM, Herman MG, Kruse JJ, Pisansky TM. Prostate position relative to pelvic bony anatomy based on intraprostatic gold markers and electronic portal imaging. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2005;63:800-11.
- Zapatero A, Ríos P, Marín A, Mínguez R, García-Vicente F. Dose escalation with three-dimensional conformal radiotherapy for prostate cancer. Is more dose really better in high-risk patients treated with androgen deprivation? *Clin Oncol (R Coll Radiol)* 2006;18:600-7.
- Zapatero A, García-Vicente F, Modolell I, Alcántara P, Floriano A, Cruz-Conde A, et al. Impact of mean rectal dose on late rectal bleeding after conformal radiotherapy for prostate cancer: dose-volume effect. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2004;59:1343-51.
- Langenhuijsen JF, van Lin EN, Kiemeny LA, van der Vicht LP, McColl GM, Visser AG, et al. Ultrasound-guided transrectal implantation of gold markers for prostate localization during external beam radiotherapy: complication rate and risk factors. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2007;69:671-6.
- 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.
- de Boer HC, Heijmen BJ. A protocol for the reduction of systematic patient setup errors with minimal portal imaging workload. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2001;50:1350-1365.
- Kotte AN, Hofman P, Lagenijk JJ, van Vulpen M, Van der Heide UA. Intrafraction motion of the prostate during external-beam radiation therapy: Analysis of 427 patients with implanted fiducial markers. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2007;69:419-425.
- Aubry JF, Beaulieu L, Girouard LM, Aubin S, Tremblay D, Laverdière J, et al. Measurements of intrafraction motion and interfraction and intrafraction rotation of prostate by three-dimensional analysis of daily portal imaging with radiopaque markers. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2004;60:30-9.
- de Boer HC, van Os MJ, Jansen PP, Heijmen BJ. Application of the no action level (NAL) protocol to correct for prostate motion based on electronic portal imaging of implanted markers. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2005;61:969-983.
- Nichol AM, Brock KK, Lockwood GA, Moseley DJ, Rosewall T, Warde PR, et al. A magnetic resonance imaging study of prostate deformation relative to implanted gold fiducial markers. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2007;67:48-56.
- McNair HA, Hansen VN, Parker CC, Evans PM, Norman A, Miles E, et al. A comparison of the use of bony anatomy and internal markers for offline verification and an evaluation of the potential benefit of online and offline verification protocols for prostate radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2008;71:41-50.
- Nederveen AJ, Dehnad H, van der Heide UA, van Moorselaar RJ, Hofman P, Lagenijk JJ. Comparison of megavoltage position verification for prostate irradiation based on bony anatomy and implanted fiducials. *Radiother Oncol* 2003;68: 81-8.

## La radioterapia guiada por la imagen\*

M. C. Lizuain<sup>1</sup>, A. Capuz<sup>2</sup>, V. Crispín<sup>3</sup>, S. García<sup>4</sup>, X. Juan<sup>5</sup>, D. Jurado<sup>6</sup>, D. Linero<sup>7</sup>,  
I. Sancho<sup>1</sup>, J. Tello<sup>8</sup>

<sup>1</sup>Institut Català d'Oncologia. Hospital Duran i Reynals. Barcelona. <sup>2</sup>Hospital Ramón y Cajal. Madrid. <sup>3</sup>Fundación Instituto Valenciano de Oncología. Valencia. <sup>4</sup>Hospital Nuestra Sra. de la Candelaria. Santa Cruz de Tenerife. <sup>5</sup>Consorci Hospitalari Provincial de Castelló. Castellón. <sup>6</sup>Institut Català d'Oncologia. Hospital Dr. Josep Trueta. Girona. <sup>7</sup>Instituto Oncológico TEKNON. Barcelona. <sup>8</sup>Fundació IMOR. Barcelona.

### Image guided radiotherapy

#### Resumen

Los últimos avances tecnológicos en radioterapia están popularizando cada vez más técnicas especiales como la radioterapia conformada tridimensional (3D-CRT), la radioterapia de intensidad modulada (IMRT) o la radioterapia estereotáxica intra y extra craneal (SRT, SBRT). El uso de todas estas técnicas exige sistemas de localización muy precisos y adecuados a la región anatómica y condiciones fisiológicas del tumor. De igual modo, se deben conocer y estimar los errores de colocación que se pueden producir en el proceso radioterápico, y disponer de equipos que detecten estos errores y *software* que permita gestionarlos y minimizar su impacto.

En este artículo se revisan algunos de los sistemas basados en la imagen, utilizados actualmente en el control de calidad de los tratamientos de radioterapia. Desde imágenes portales obtenidas con el mismo haz de tratamiento o con equipos de rayos X externos, hasta imágenes volumétricas obtenidas con técnicas de tomografía de haz cónico, pasando por sistemas basados en ultrasonidos, marcadores electromagnéticos o técnicas de sincronización. El empleo de estas técnicas se conoce como radioterapia guiada por imagen (*image guided radiation therapy* IGRT). Así mismo se incluye un listado de pruebas para el control de calidad de estos equipos. En esta revisión también se presentan distintos métodos para la medida y gestión de errores geométricos producidos durante el tratamiento.

**Palabras clave:** Radioterapia guiada por la imagen. IGRT. Imágenes portales. Imágenes volumétricas. Imágenes 4D. Tomografía computarizada de haz cónico. Dispositivo electrónico de imagen portal. Sincronización con la respiración. Imagen con ultrasonidos.

#### Abstract

Special radiotherapy techniques are increasingly used, such as three-dimensional conformal radiotherapy (3D-CRT), intensity modulation radiotherapy or intra and extra cranial stereotactic radiotherapy (SRT, SBRT) since last technological improvements. The introduction of all these techniques requires very accurate localization systems and appropriate to the anatomic region of interest and to the physiological conditions of the tumor. Errors that may arise at the radiotherapy process must be considered and evaluated, and equipment able to detect these errors and software for managing and minimizing their incidence must be also available.

In this article some systems based on the image and currently used in the quality control of the radiotherapy treatments are reviewed, such as portal images generated either by the treatment beam itself or by external X-ray systems, volumetric images generated by cone beam tomography techniques, systems based on ultrasounds, electromagnetic markers or synchronization techniques. The use of these techniques is known as image guided radiotherapy (IGRT). Besides the description of those systems, a set of quality control tests is also described and recommended. Evaluation and management of geometric errors produced during treatment is also presented in this review.

**Key words:** Image guided radiotherapy. IGRT. Portal imaging. Volume imaging. 4D imaging. Cone beam CT. EPID. Respiratory gating. Ultrasound imaging.

\*Los autores forman parte del Grupo de Radioterapia Guiada por la Imagen de la SEFM.

Correspondencia: M<sup>a</sup> Cruz Lizuain. Servicio de Física Médica y P.R. Institut Català d'Oncologia. Gran Via s/n km 2,7. 08907 L'Hospitalet (Barcelona). E-mail: mlizuain@iconcologia.net  
Fecha de recepción: 21-7-2008  
Fecha de aceptación: 25-8-2008

#### Introducción

El inexacto conocimiento de la anatomía del paciente y de la posición durante el tratamiento es casi con toda seguridad la mayor fuente de incertidumbres en el proceso de la radioterapia. El desconocimiento de estas incer-

tidumbres o un tratamiento inadecuado de las mismas puede conducir a distribuciones de dosis absorbida\* que no se ajustan al recubrimiento teórico planificado del volumen tumoral y de los órganos sanos circundantes.

Como en cualquier proceso experimental podemos identificar dos tipos de incertidumbres: las sistemáticas, que corresponderían principalmente a las diferencias entre los datos anatómicos del paciente utilizados en la planificación y esos mismos datos en el momento de la irradiación; y las aleatorias, debidas a las pequeñas desviaciones que se producen diariamente en la colocación del paciente y también por el movimiento de algunos órganos.

La planificación de un tratamiento con radioterapia parte de la determinación de los volúmenes tumorales GTV y CTV donde se suministrará la dosis, así como de los volúmenes correspondientes a los órganos de interés u órganos de riesgo (OR), que se han de proteger. Con el fin de compensar las incertidumbres de que hablábamos antes, al delimitar los volúmenes, se introduce (ICRU 62 1999<sup>1</sup>) el concepto de margen de seguridad interno (IM) que tendría en cuenta las posibles variaciones anatómicas de estos volúmenes y órganos y también un segundo margen de posicionamiento o *set-up* (SM), que corregiría el efecto que producen en la dosis suministrada, las incertidumbres geométricas en el momento del tratamiento. La combinación de los volúmenes y márgenes da lugar a lo que llamamos volumen blanco de planificación (PTV) y de los órganos de riesgo (PRV).

La utilización de procedimientos avanzados de diagnóstico por la imagen [ultrasonidos (US), tomografía computarizada (TC), resonancia magnética (RM), tomografía por emisión de positrones (PET)] permite identificar y delinear volúmenes de tratamiento no solamente por su morfología sino también por su actividad biológica y funcional, esta información puede ser de gran valor en el diseño del tratamiento.

Por otro lado, y en lo que se refiere a la dosimetría clínica, se dispone de sistemas de cálculo muy potentes y de *software* muy elaborado, basado en algoritmos que modelan los parámetros de los haces de radiación y también las prestaciones de las unidades de tratamiento, que permite calcular distribuciones de dosis muy ajustadas a la forma de los volúmenes, por muy irregulares que éstos sean, y que ha conducido a la introducción progresiva de las nuevas técnicas de tratamiento como son la radioterapia conformada dinámica, la radioterapia de intensidad modulada (IMRT) o la radioterapia estereotáxica intra (SRT) y extra craneal (SBRT).

Los aceleradores lineales con colimadores multiláminas pueden suministrar dosis a los PTV regulares con gran precisión, desafortunadamente la exactitud disminuye cuando se trata de volúmenes que podríamos llamar dinámicos, debido al movimiento de los órganos y a las imprecisiones en el posicionamiento.

En resumen, actualmente estamos en condiciones de planificar tratamientos de radioterapia con un alto índice de conformación, y podemos alcanzar una gran precisión en las etapas de: localización y delimitación de volúmenes, prescripción de la dosis y cálculo de su distribución en todo el volumen irradiado. Para que esta calidad se extienda al resto del proceso se han de identificar y controlar las incertidumbres en la fase de colocación, y se ha de asegurar la reproducibilidad a lo largo de todas las sesiones del tratamiento, esto permitirá ajustar los márgenes internos y de *set-up* tanto del volumen de tratamiento como de los órganos críticos, con lo que se puede disminuir la probabilidad de complicaciones en los tejidos sanos y posiblemente mejorar la respuesta al tratamiento.

### Medida y gestión de los errores geométricos durante el tratamiento

Como se ha explicado en la introducción, el uso de la imagen en radioterapia durante el tratamiento tiene como objetivo medir y reducir los errores geométricos (rotaciones y translaciones), tanto internos como *set-up*<sup>1</sup>, de forma que los márgenes alrededor del CTV para generar el PTV sean lo más pequeños posible.

En general dichos errores pueden clasificarse en sistemáticos y aleatorios<sup>2,3</sup>. Las contribuciones sistemáticas son debidas a diferencias entre el posicionamiento del paciente durante la adquisición de datos anatómicos para la planificación, proceso que se conoce tradicionalmente como simulación, y el posicionamiento durante el tratamiento. Por posicionamiento nos referimos aquí tanto a la colocación de la estructura ósea (*set-up*) como a la disposición de las estructuras internas respecto a ésta. Las contribuciones aleatorias o inter-fracción se deben a variaciones día a día en el posicionamiento del paciente durante el curso del tratamiento. Se suele suponer que las distribuciones de ambos tipos de errores son estocásticas y gaussianas<sup>2,4,5</sup>. Se asume también que la covarianza entre dichas variables estocásticas es 0. Los errores intra-fracción merecen ser considerados aparte, tanto en su medida como en su gestión, y pueden ser puramente aleatorios o bien cíclicos, como en el caso del movimiento respiratorio. Estos últimos no siguen en general una distribución normal. Su tratamiento se detallará en el apartado correspondiente de este artículo.

Diversos autores han propuesto recetas para obtener los márgenes de seguridad CTV-PTV<sup>4,6-8</sup>. En todos estos estudios se ha demostrado que las desviaciones sistemáticas conllevan subdosificaciones mayores del CTV que las aleatorias. En general, el impacto de los errores sistemáticos en los márgenes CTV-PTV es de 3 a 4 veces superior que el de los errores aleatorios<sup>5</sup>. Estos márgenes pueden determinarse para un grupo de pacientes o bien

\*A partir de este punto, la magnitud "dosis absorbida" la denominaremos "dosis".

ser reajustados individualmente junto con el plan de tratamiento durante las primeras fracciones<sup>9,10</sup>. Se entiende por grupo de pacientes aquellos que reúnen unas determinadas características (misma patología, sistema de inmovilización, etc.). Las distribuciones de errores unidimensionales de un grupo suelen caracterizarse mediante un error sistemático promedio ( $\mu$ ), la desviación estándar de dicho valor o error sistemático propiamente dicho ( $\Sigma$ ) y el promedio de los errores aleatorios individuales o error aleatorio ( $\sigma$ )<sup>3</sup>.

El uso de protocolos de corrección basados en los datos obtenidos a partir de la comparación de las imágenes de referencia con las imágenes adquiridas durante el tratamiento permite minimizar los errores geométricos considerablemente sin incurrir en una pérdida de control tumoral, reduciendo así la irradiación de tejido sano con seguridad. Los protocolos de corrección pueden dividirse entre *on-line*<sup>11-16</sup> y *off-line*. Los primeros miden y corrigen los errores, tanto sistemáticos como aleatorios, antes del tratamiento. Los segundos, basados en métodos estadísticos, sólo permiten corregir la contribución sistemática estimada durante la fase inicial del tratamiento en las sesiones posteriores. Los protocolos *on-line* conllevan una mayor carga de trabajo, por lo que a menudo se emplean protocolos *off-line* en la práctica clínica precisamente por tener la componente sistemática una mayor repercusión en los márgenes de seguridad. En cualquier caso, la posibilidad de medir y gestionar errores únicamente de *set-up* o también internos dependerá de las capacidades del sistema de IGRT empleado<sup>17,18</sup>.

Más allá de la simple corrección el día del inicio del tratamiento, los protocolos *off-line* para los que existe mayor número de referencias en la literatura son los denominados *shrinking action level* (SAL)<sup>19-26</sup> y *no action level* (NAL)<sup>27-30</sup>. Es frecuente simular su efecto sobre grupos de pacientes con  $\mu$ ,  $\Sigma$ ,  $\sigma$  conocidas mediante técnicas de Monte Carlo para obtener los errores residuales ajustando a la vez los parámetros libres de dichos protocolos siguiendo criterios de eficiencia<sup>19,27</sup>. Cabe destacar que, independientemente del protocolo empleado, para un paciente en concreto es conveniente estimar los errores sistemáticos a corregir utilizando el método de máxima verosimilitud adaptativa<sup>31</sup> en lugar de calcular simplemente promedios, siempre que se disponga de los parámetros característicos del grupo, reduciendo así la posibilidad de sobre-correcciones significativas, especialmente si  $\sigma > \Sigma$ . Este método, también conocido como filtro de Wiener, coincide con el filtro de Kalman usualmente empleado en radioterapia adaptativa si el error no presenta deriva temporal<sup>9</sup>.

### **Radioterapia guiada por la imagen (*Image guided radiation therapy* IGRT)**

El concepto de la IGRT no es nuevo en radioterapia, desde el principio se ha intentado ver y corregir la forma de los campos de tratamiento o la entrada de los mismos

a partir de las imágenes de las puertas de entrada obtenidas en la misma unidad de tratamiento. Además este concepto surge con más fuerza cuando el objetivo del tratamiento es el escalonamiento de dosis a valores superiores al estándar, buscando un mayor control local de la enfermedad, convirtiéndose en imprescindible si se utilizan técnicas de modulación de intensidad (IMRT).

Lo que actualmente se entiende por IGRT es en primer lugar, la localización del volumen tumoral, mediante equipos modernos de imagen, en especial los que aportan información funcional y biológica, y en segundo, el uso de la imagen en la propia sala de tratamiento, como herramienta de verificación, inmediatamente antes o durante el tratamiento. Tiene como objetivo disminuir la incertidumbre producida por el movimiento entre o durante las fracciones, para así disminuir los márgenes y optimizar el diseño del tratamiento. En este documento nos referiremos a esta segunda acepción del término IGRT.

Se han desarrollado diferentes sistemas de IGRT que proporcionan imágenes en dos o tres dimensiones, desde los equipos de radiodiagnóstico convencionales a sofisticados equipos TC que forman parte de la unidad de tratamiento, pasando por equipos basados en US o sistemas de vídeo con marcadores superficiales.

#### *Imágenes planas de megavoltaje*

Históricamente, la obtención de imágenes del paciente usando como fuente de radiación la proporcionada por la propia unidad de tratamiento, ha sido de gran utilidad en radioterapia. Los primeros sistemas utilizan como detector una película radiográfica dentro de un chasis entre dos placas metálicas (un mm de cobre generalmente) cuyo objetivo es absorber la radiación dispersa y mejorar la calidad de la imagen. El chasis se coloca a su vez sobre un accesorio independiente que permite ubicarlo en diferentes posiciones y orientaciones. Como no se puede actuar sobre la fuente de radiación ya que es la propia de la unidad de tratamiento, a lo largo del tiempo se van introduciendo mejoras en el diseño tanto de la película como del chasis. Para ello se desarrollan distintos tipos de películas y se añaden pantallas de fósforo que mejoran la eficiencia de detección.

Independientemente de la calidad de la imagen, el sistema presenta algunos inconvenientes como la dificultad de colocar la película perpendicularmente al haz de radiación, el tiempo de procesado de la película durante el cual existe el riesgo que el paciente se mueva, posibilidad de infra o sobre-exposición de la película, influencia del proceso de revelado en la imagen, dificultades en la comparación con las imágenes de referencia, etc. Además, si se quiere tener un registro informatizado de las imágenes, éstas han de ser escaneadas con el consiguiente trabajo extra.

Paralelamente desde los años 50 se han venido desarrollando distintos dispositivos electrónicos para produ-

cir imágenes portales (*electronic portal imaging devices*, EPID). La base de estos sistemas es diversa y ha ido evolucionando a lo largo del tiempo<sup>32</sup>. Se han utilizado desde pantallas fluorescentes con sistemas ópticos (espejos y lentes), pasando por matrices de cámaras de ionización líquidas, hasta sistemas de matriz activa y panel plano como es el caso de los equipos más modernos. Estos dispositivos se encuentran integrados en la propia unidad de tratamiento y se posicionan mediante brazos mecanizados, lo que facilita el proceso de colocación y orientación. Los EPID superan los inconvenientes antes comentados en el caso de las películas radiográficas, como el posicionamiento respecto al haz de tratamiento, la imagen se obtiene prácticamente en tiempo real y directamente en formato digital, el registro de la imagen, etc. La imagen obtenida se puede manipular mediante el uso de programas informáticos (filtros, ajuste de la ventana) para visualizar mejor las estructuras de interés. Además, si las imágenes de referencia se encuentran disponibles también en formato digital, la comparación entre ambas es relativamente sencilla, ya que se puede llevar a cabo con el *software* del equipo.

Al obtener proyecciones bidimensionales, es necesario adquirir un mínimo de dos imágenes para determinar las traslaciones en las tres direcciones del espacio. En lo referente a las rotaciones, se pueden determinar en dos direcciones, pero no en la dirección del eje de rotación del brazo de la unidad.

La calidad de imagen obtenida depende de diversos factores. En primer lugar, el contraste está relacionado con la energía de la radiación utilizada: a menor energía, mayor contraste y viceversa. Otro factor es la tasa de dosis, ya que en determinados EPID el proceso de lectura está sincronizado con los pulsos de radiación. Por último, el *software* del equipo permite escoger entre diferentes calidades de imagen, ya que cuanto más radiación reciba el EPID, más información tendrá y menos ruidosa será la imagen, pero por otro lado más radiación recibirá el paciente. De esta manera el usuario puede escoger si le interesa priorizar la calidad de imagen o la dosis suministrada al paciente.

Los valores de dosis típicos suministrados son de 2-10 cGy por imagen. Si se requiere adquirir imágenes portales (dos proyecciones) diariamente en un tratamiento largo, la dosis suministrada al paciente sin finalidad terapéutica puede ser considerable y debe tenerse en cuenta<sup>33</sup>.

Debido al hecho de que estas imágenes se obtienen con haces de fotones de alta energía, sus características de contraste son sustancialmente inferiores a las obtenidas en radiodiagnóstico. Por este motivo y por el hecho de obtener proyecciones en 2D, se utilizan fundamentalmente para visualizar la estructura ósea del paciente. Por tanto, su uso principal es el de determinar errores de posicionamiento del paciente. Si lo que se desea es visualizar la posición del tejido blando para determinar los movimientos internos de los órganos, generalmente

se hace uso de marcadores fiduciaros visibles en la imagen de megavoltaje que se implantan en el órgano en cuestión.

Al obtener imágenes prácticamente en tiempo real, se puede elegir si adquirirlas antes del tratamiento, durante, después e incluso existe la posibilidad en algunos sistemas de adquirirlas en forma de secuencia de cine. De esta manera se puede verificar fácilmente no sólo si existen movimientos inter-fracción sino también los movimientos intra-fracción.

Las imágenes portales adquiridas mediante el EPID, además de usarse para la verificación geométrica del tratamiento, también pueden usarse para realizar dosimetría<sup>33-43</sup>. Se utilizan desde el control de calidad de las unidades, pasando por el control de calidad de tratamientos de IMRT y, aun en desarrollo, para realizar dosimetría *in vivo* tridimensional<sup>44,45</sup>. El uso del EPID con fines dosimétricos está fuera de los objetivos de este artículo y no será considerado.

### *Imágenes volumétricas*

En la década de los 90, coincidiendo con el auge de las técnicas de conformación 3D, IMRT, radiocirugía, etc., se considera que la información facilitada por las imágenes 2D no es suficiente para asegurar reproducibilidad del tratamiento, y que se necesitan imágenes volumétricas que se puedan comparar con las de la planificación.

En 1996 se probó en Japón, por primera vez, la utilización de un equipo de TC para control por la imagen de un tratamiento de radioterapia<sup>46</sup>. En la sala de tratamiento, con un acelerador lineal de electrones Siemens, se instaló un equipo de TC TOSHIBA, coaxial con el acelerador, mediante un giro de 180° la mesa de tratamiento se podía utilizar tanto en el equipo de TC como en el acelerador. El objetivo era la verificación del centraje y posicionamiento en tratamientos de radiocirugía.

El primer sistema comercializado se instala en 2000 en EE.UU., consiste en un acelerador y un equipo de TC Siemens que se desliza por unos raíles, de forma que la mesa de la unidad de tratamiento quede dentro del túnel del equipo de TC sin necesidad de desplazarse. Distintas empresas perfeccionan este sistema, intentando disminuir la incertidumbre, y en el periodo 2000-2003 se instalan combinaciones de equipos en EE.UU. y Japón<sup>47</sup>. Aunque el *software* para la determinación de las diferencias en la posición es escaso, se continúa investigando y utilizando.

En esta combinación de TC y acelerador lineal, a las incertidumbres propias de cada uno de los equipos se le añade la debida al movimiento de la mesa y consecuentemente del paciente. Su utilización resulta además complicada, necesita una sala de tratamiento amplia y el precio es alto, es una solución que no está al alcance de muchas unidades de radioterapia.

Como alternativa se diseña un equipo de TC de haz cónico (*cone beam CT*, CBCT) montado en el cuerpo o brazo de un acelerador lineal<sup>48-50</sup>, cuyo funcionamiento es similar a un equipo de TC convencional de haz en abanico, excepto que la imagen volumétrica se obtiene en una sola rotación del tubo de rayos X (RX) y del detector.

El primer equipo TC de haz cónico integrado en un acelerador lineal fue comercializado por ELEKTA y montado en su acelerador SINERGY, posteriormente VARIAN lo instala en su equipo TRILOGY y SIEMENS en el ARTISTE. Tanto en el equipo de ELEKTA como en el de VARIAN el sistema de imagen consiste en un tubo de RX y un detector de silicio amorfo instalados en sendos brazos retráctiles comandados por un *software*. Siemens, en cambio, utiliza como fuente de radiación la del propio acelerador, estos equipos se conocen como tomógrafos computarizados de mega-voltaje (*mega-voltage computed tomography*, MVCT), frente a los equipos con tubos de RX que se denominan tomógrafos computarizados de kilo-voltaje (kVCT).

Los tres sistemas producen imágenes en 2D y también volumétricas, que se registran y fusionan con las imágenes usadas en la planificación mediante el correspondiente *software*, permitiendo calcular las diferencias entre los dos conjuntos de datos (planificación y puesta en tratamiento *set-up*) y que se representan como traslaciones o rotaciones respecto del sistema de referencia cuyo origen es el isocentro de la unidad.

En la tabla 1 se describen algunos de los parámetros que caracterizan los equipos de este tipo disponibles actualmente.

Otra técnica diferente para obtener información volumétrica es la implementada en los equipos de tomo terapia. La tomo terapia helicoidal fue propuesta por Mackie et al. en 1993<sup>51</sup> y actualmente está comercializada como Tomo Therapy HI-ART System. Se trata de un haz estrecho de fotones de 6 MV montado sobre un brazo giratorio. La mesa de tratamiento se traslada longitudinalmente hacia el centro del brazo mientras éste gira, siendo el funcionamiento similar al de un equipo de TC helicoidal, tanto para el tratamiento como para obtener la imagen previa de control y verificación. Cuando funciona en modo imagen, la energía del haz se ajusta a 3,5 MV, la longitud del campo a 4 mm en el isocentro (40 cm de anchura) y utiliza un detector de xenón. Como los equipos anteriores dispone de un *software* para el registro, fusión y evaluación de las diferencias entre las imágenes de planificación y las obtenidas inmediatamente antes del tratamiento<sup>52</sup>.

#### Equipos de IGRT basados en US

Se trata de unos dispositivos de US con sonda externa que producen imágenes 3D, utilizan un sistema de referencia externo común a la TC de localización y a la unidad de tratamiento. La imagen de US fusionada con la de la TC servirá como referencia para las imágenes obtenidas previas al tratamiento. Los primeros equipos se diseñaron pensando en el control de los tratamientos de tumores de próstata, cuyo desplazamiento durante una fracción, puede llegar a valores entre 15 y 20 mm<sup>53</sup>. Actualmente se están utilizando también en tratamientos de ginecología y mama.

**Tabla 1. Características técnicas de los equipos de IGRT del tipo CBCT.**

	ELEKTA SINERGY	VARIAN OBI CBCT	SIEMENS
Modos de trabajo	Fusión 2D: kV/kV; kV/MV; MV/MV Fusión 3D: CBCT	Fusión 2D: kV/kV; kV/MV; MV/MV Fusión 3D: CBCT	Fusión 2D: MV/MV Fusión 3D: MVCB
Emisor de radiación	Tubo de RX	Tubo de RX VARIAN G242	Acelerador: Haz 6 MV
Detector/dimensiones	Silicio amorfo CsI : 40 cm x 40 cm Adquiere un campo máximo de 26 cm x 26 cm en el isocentro	Silicio amorfo CsI:Tb 39,7 cm x 28 cm	Silicio amorfo Gd <sub>2</sub> O <sub>3</sub> :Tb 40,96 cm x 40,96 cm
Matriz de adquisición	1024 x 1024	2048 x 1536	1024 x 1024
Tamaño del píxel	400 µm x 400 µm	194 µm x 194 µm	400 µm x 400 µm
Resolución espacial 2D	1,4 pl/mm	1,29 - 2,58 pl/mm (dependiente de la tasa de imágenes)	0,41 pl/mm
Resolución espacial CBCT	0,7 pl/mm (Colimador S)	0,7 pl/mm (modo "half fan")	0,3 pl/mm
Tasa máxima de imágenes	5,5 f/s	15 f/s	7 f/s
Rango angular de las proyecciones	360°	360°	200°
Número máximo de proyecciones para la reconstrucción	650	700	200
Algoritmo de reconstrucción	Retroproyección filtrada (Feldkamp)	Retroproyección filtrada (Feldkamp)	Retroproyección filtrada
Algoritmo de registro	Información mutua	Información mutua	Información mutua

Son equipos portátiles e independientes de la unidad de tratamiento y consisten básicamente en un aparato de US o ecógrafo, un dispositivo mecánico u óptico que permite conocer la posición de la sonda del ecógrafo y un sistema informático.

El dispositivo óptico está formado por emisores de infrarrojos situados en la empuñadura de la sonda del ecógrafo y un par de cámaras receptoras colocadas generalmente en el techo de la sala de tratamiento, con posición relativa conocida, centradas respecto del eje de giro del brazo y dirigidas hacia el isocentro de la unidad de tratamiento.

El funcionamiento se basa en la captura de los rayos infrarrojos emitidos desde la empuñadura de la sonda (o reflejados por las esferas reflectantes, según el sistema empleado) por las cámaras, las cuales, después de procesar la señal recibida, determinan la posición de las esferas en relación con un sistema de referencia propio. Por otro lado, conociendo la posición relativa de cada una de las esferas (o emisores) de la empuñadura de la sonda, el sistema utiliza el proceso de calibración para determinar las transformaciones (traslaciones y rotaciones) requeridas para convertir un punto dado en la imagen ultrasónica, en un punto expresado en coordenadas 3D respecto del sistema de referencia definido por el isocentro de la sala de tratamiento.

Previamente a la utilización en el tratamiento diario de los pacientes, se importan del sistema de planificación los contornos, isocentro y curvas de isodosis. Cuando se adquieren las imágenes de ecografía directamente sobre el paciente, el *software* las transforma al sistema de coordenadas común (el definido por el isocentro), superpone sobre estas imágenes los contornos de los órganos y el isocentro importados e informa de los desplazamientos que debe realizar la mesa de tratamiento para que las imágenes planificadas y las de la posición real se superpongan y así obtener más precisión al suministrar la dosis.

#### *Sincronización del haz de radiación con el movimiento respiratorio*

En los tratamientos de IMRT en volúmenes dinámicos, tumores de pulmón principalmente, es de gran importancia al diseñar los márgenes, tener en cuenta el desplazamiento del volumen debido al movimiento de la respiración. Los desplazamientos oscilan entre 2 y 12 mm, dependiendo de la localización, diafragma, área superior o inferior del pulmón, etc.<sup>54</sup>.

La introducción de las nuevas técnicas de localización y planificación en este tipo de tumores, conduce a esperar una mejor respuesta y sobre todo una disminución de la toxicidad. Sin embargo, distintos estudios<sup>55</sup> ponen de manifiesto que se ha incrementado el riesgo de errores hasta en un 31%<sup>56</sup>, debido principalmente al uso de técnicas conformadas 3D que producen distribuciones de

dosis muy ajustadas a la forma del tumor, pero con la posibilidad de dejarse parte del volumen subdosificado. Otro motivo aducido para este incremento de error son los campos recomendados por la *European Organization for Research and Treatment Cancer* (EORTC), en el tratamiento radioterápico de los tumores estadio III, con la eliminación de los campos del mediastino<sup>57</sup>.

La utilización de la IGRT en estos tratamientos es compleja y se ha de disponer de protocolos de decisión en cada una de las etapas del tratamiento radioterápico: localización y delineación de volúmenes, planificación, administración y verificación del tratamiento.

#### Utilización de la imagen 4D en el proceso radioterápico

La planificación de los tratamientos de tumores de pulmón se ha venido haciendo a partir de imágenes de TC, obtenidas mientras el paciente respira normalmente. Debido al movimiento inducido por la respiración, en las imágenes pueden aparecer artefactos, y los volúmenes tener formas y posiciones erróneas.

Se ha discutido mucho sobre la influencia de la velocidad, el tipo (helicoidal, multicorte, haz en abanico) y número de cortes del TC, en la obtención de imágenes adecuadas para este tipo de radioterapia<sup>48, 58-63</sup>, y se han medido para los distintos tipos de TC las variaciones en los PTV, según se considere el volumen intersección de los obtenidos en las diferentes fases del ciclo respiratorio o el volumen envolvente, obteniendo valores alrededor del 60% para el volumen intersección respecto del volumen envolvente<sup>62</sup>.

La respuesta actual a esta discusión es la utilización de la información anatómica del paciente referenciada a los cambios temporales producidos por el ciclo respiratorio, a lo que se llama "imágenes 4D", tanto en la planificación como en el tratamiento y verificación.

Se han utilizado diferentes métodos para grabar el ciclo respiratorio: imágenes fluoroscópicas, sistemas ópticos, espirómetros, calibres de esfuerzo, termómetros que miden el cambio de temperatura del aire expulsado por la nariz<sup>64-69</sup>.

Uno de ellos, comercializado actualmente por VARIAN, consiste en colocar sobre el paciente un pequeño maniquí con unos puntos o marcas reflectantes de luz infrarroja, que se mueve simultáneamente con la respiración. Mientras se realiza el TC de planificación, con un sistema de vídeo se graba el movimiento de los puntos, que se traduce en una curva representativa del ciclo respiratorio. Con un *software* especial se analiza la curva y se clasifican y ordenan los cortes de TC en relación con su posición temporal en la curva de la respiración. De esta forma se dispone de varios conjuntos de cortes de TC, cada uno de los cuales corresponde a una fase del ciclo respiratorio.

Se pueden plantear diferentes estrategias para delimitar el volumen blanco y planificar el tratamiento, cuando se dispone de una serie de TC 4D:

– Delimitar el volumen blanco en cada uno de los subconjuntos que corresponden a las diferentes fases, lo cual es muy costoso en tiempo, o trabajar solamente con las dos extremas, fase final de la inspiración y final de la expiración. Tomar como PTV la media de los volúmenes determinados en cada fase, lo que minimizará el margen que tiene en cuenta los desplazamientos por el movimiento<sup>70-72</sup>.

– Sincronizar la emisión de radiación con el movimiento respiratorio (*gating*)<sup>66,73-76</sup>. Se delimita el PTV en una de las fases del ciclo respiratorio, y se incorpora esta información al *software* que controla la emisión del haz de radiación, pudiéndose elegir que lo haga en la fase seleccionada. Para ello se debe colocar sobre el paciente el mismo maniquí con el que se ha hecho la adquisición de los cortes y proceder de la misma forma. El gran inconveniente es que muchos pacientes tienen una mala función pulmonar y les es prácticamente imposible mantener una respiración pausada y sincronizada.

En cualquier caso, el control de la movilidad del tumor, durante el tratamiento está todavía por resolver, se pueden utilizar sistemas de imagen portal (EPID), pero es difícil identificar las imágenes si no hay marcas óseas cerca o se dispone de marcadores fiduciaros. Kupelian et al. 2005<sup>77</sup> y Underberg et al. 2006<sup>78</sup> han descrito cambios relativos al volumen y a la posición durante el tratamiento con técnicas convencionales y esterotáxicas.

#### *Equipos de RX independientes del acelerador (ExacTrac X-Ray 6D)*

El equipo ExacTrac X-Ray 6 D es un sistema de posicionamiento del paciente preciso BrainLAB 2007<sup>79</sup>), para tratamientos de radioterapia y radiocirugía estereotáxica, que utiliza marcadores corporales, de cámaras de infrarrojos (IR), cámara de vídeo e imágenes de RX para determinar y corregir la posición del paciente<sup>80-82</sup>. También permite controlar y verificar la posición y los movimientos del paciente durante el tratamiento y proporciona información de los desplazamientos ocurridos en cada una de las sesiones<sup>83</sup>. Está formado por la integración de 2 subsistemas:

- El sistema de cámaras de IR (ExacTrac) que permite el posicionamiento basándose en la detección óptica de los marcadores.
- El sistema de RX que utiliza imágenes radiográficas de kV (X-Ray 6D).

#### Marcadores corporales

Son esferas de 8 mm de diámetro, recubiertas de una pintura altamente reflectante en la zona infrarrojo del espectro que se colocan sobre la piel del paciente. Los utilizados en la adquisición de las imágenes de TC son de aluminio, por tanto visibles en la TC, y los utilizados en el posicionamiento del paciente, de plástico, son detecta-

bles por las cámaras de infrarrojos. Estos marcadores permiten la colocación del paciente y la verificación de la posición durante el tratamiento. También se utilizan para la adquisición del ciclo respiratorio del paciente en los tratamientos de *gating*<sup>84</sup>.

#### Cámaras de infrarrojos y de vídeo

En el techo de la sala de tratamiento, dirigidas hacia el isocentro del acelerador, están colocadas 2 cámaras de IR a ambos lados de la mesa de tratamiento. Estas cámaras detectan los marcadores corporales y la calibración de éstas permite calcular las coordenadas espaciales de los marcadores respecto de las coordenadas del isocentro de la unidad de tratamiento. La cámara de vídeo permite una verificación de la posición del paciente independiente de las cámaras de IR.

#### Sistema de RX (X-Ray 6D)

Este sistema de imágenes de RX proporciona 2 imágenes oblicuas de alta calidad radiográfica que permiten la verificación y ajuste de la posición del paciente respecto a la posición dada por los marcadores. Está constituido por:

- Dos tubos de RX instalados en unas cajas especiales introducidas en el suelo a ambos lados del acelerador con una inclinación de 40° respecto a la horizontal.
- Dos detectores planos de silicio amorfo sujetos al techo a ambos lados del acelerador y enfrentados a los tubos de RX.
- Consola de operaciones de los RX que permite seleccionar en técnicas de adquisición de imágenes programadas para las diferentes localizaciones anatómicas y que pueden ser modificadas por el usuario.
- Mesa robótica que permite realizar desplazamientos y rotaciones respecto a los 3 ejes del espacio.

Las imágenes digitales proporcionadas por el sistema constituido por los tubos de RX y el sistema de detección presentan una imagen digital de alta calidad comparable a la calidad radiográfica.

El sistema de RX mejora la precisión en la colocación del paciente realizando una fusión de radiografías reconstruidas digitalmente (DRR), para cada tubo de RX, generadas a partir de los datos de TC suponiendo que el paciente se encuentra en la posición exacta de tratamiento y de las imágenes digitales adquiridas del paciente en la posición de tratamiento indicada por los marcadores corporales. La fusión de las imágenes se puede realizar de forma automática o manual, basada en la detección de estructuras internas rígidas del paciente o de marcadores implantados en el interior del volumen a tratar.

El sistema de adquisición de imágenes de ExacTrac presenta una geometría oblicua de forma que los ejes de los tubos de RX intersecan en el isocentro de la unidad de tratamiento y con los respectivos detectores.

El tamaño máximo de la zona explorada en el paciente (FOV) es de 13,5 cm x 13,5 cm que corresponde al tamaño máximo de la imagen que puede ser adquirida por los detectores.

#### Reconocimiento de los marcadores implantados

La posición de los marcadores implantados en el volumen a tratar está definida a partir de los datos de la TC, y también es posible reconstruir la posición actual de los marcadores en el paciente, colocado en posición de tratamiento, a partir de las imágenes en las 2 radiografías, por tanto se puede determinar la transformación necesaria entre los dos conjuntos de marcadores<sup>79</sup>. Esto permite corregir la posición del paciente basada en los marcadores internos.

Dependiendo del número de marcadores, el sistema tiene diferentes posibilidades de calcular la transformación necesaria entre ambos grupos de marcadores.

- $n \leq 2$ . Se calcula el centro de masas de ambos conjuntos de marcadores y se determina el desplazamiento necesario. Esto implica que sólo es posible una corrección de translación.

- $n > 2$ . Se realiza un cálculo isométrico entre ambos conjuntos de marcadores. El resultado incluye una translación y una rotación para correlacionar un punto entre ambos conjuntos de marcadores. Se calcula la precisión (desviación típica de los marcadores  $n$ ) la cual representa la coincidencia isométrica entre ambos conjuntos. Cuanto menor sea este valor, mayor será la correspondencia entre ambos conjuntos de marcadores.

#### Fusión de imágenes

La fusión automática de imágenes se basa en un método de optimización para encontrar la máxima analogía entre los pares de imágenes, las radiografías adquiridas y las DRR. Se optimiza la analogía desplazando una imagen respecto de la otra. El cálculo de similitud se basa en los gradientes de grises en las imágenes y garantiza muy buenos resultados si dentro de las imágenes se recogen cambios bruscos de gradientes procedentes de la misma estructura.

Este método de optimización para encontrar la máxima analogía es rápido y preciso, no es sensible a distorsiones y es capaz de corregir incluso desplazamientos iniciales de gran magnitud.

#### *Trazadores electromagnéticos*

Otro sistema de posicionamiento y localización es un sistema de marcadores fiduciaros que permite el seguimiento continuo, localización y movimiento en tiempo real del volumen mediante una tecnología basada en radiaciones no ionizantes (radiofrecuencia).

En el sistema comercializado por Calypso Medical, los marcadores fiduciaros permanentes, de 8,5 mm de longitud, se implantan en el volumen antes del tratamiento radioterápico. La posición de los marcadores se detecta a través de la emisión y recepción de ondas de radiofrecuencia por una matriz de emisores/receptores electromagnéticos colocada por encima de la superficie del paciente (sin contacto con éste). A su vez, la posición de la matriz de receptores relativa al sistema de coordenadas de la sala de tratamiento se determina a través de unos sensores de infrarrojo colocados en la matriz que se comunican con tres cámaras colocadas en el techo de la sala de tratamiento y que están calibradas respecto al isocentro del acelerador lineal. La combinación de la posición de la matriz de receptores en la sala de tratamiento y la posición de los marcadores respecto a la matriz nos proporciona la posición de los marcadores relativa al isocentro.

Estas posiciones de los marcadores se transmiten a una consola en la que se muestran de forma continua las variaciones en la posición longitudinal, lateral y vertical de los marcadores respecto a su posición inicial en función del tiempo verificando que estas variaciones se mantienen dentro de unas tolerancias establecidas<sup>85,86</sup>. Las posiciones se actualizan a una frecuencia de 10 Hz, lo que permite un seguimiento prácticamente continuo de la posición del volumen durante el tratamiento. Aunque el sistema, que se utiliza básicamente para tratamientos de próstata<sup>87-89</sup>, permite la monitorización continua de la posición de los marcadores, no genera imágenes anatómicas del volumen. De todas formas, el uso de radiaciones no ionizantes permite el ahorro de dosis al paciente durante el proceso de posicionamiento y localización respecto a otros sistemas de imagen.

#### Control de calidad

Los equipos antes descritos tienen como función mejorar la calidad de los tratamientos de radioterapia, estimando y controlando las incertidumbres producidas en algunas fases del proceso de la radioterapia, pero lógicamente, el funcionamiento de estos sistemas introduce nuevas incertidumbres que es necesario valorar y minimizar. Por lo que respecta a la calidad se le ha de dar el mismo tratamiento que a cualquier equipo que forme parte del proceso de la radioterapia. A su recepción se han de hacer las pruebas de aceptación, la puesta en marcha determinando unos valores de referencia y se ha de establecer un exhaustivo programa de control de calidad, incluyendo tolerancias y periodicidad<sup>90</sup>.

A continuación se enumeran algunos de estos controles que corresponden a los equipos más utilizados.

#### *Dispositivos electrónicos de imagen portal (EPID)*

Como ya se ha comentado anteriormente, el EPID consta del brazo mecánico de posicionamiento, del detec-

tor de formación de la imagen, y del *software* de procesado. Todas estas partes deben cumplir una serie de condiciones para que la imagen obtenida sea de uso clínico.

En primer lugar se deben cumplir unos requisitos de seguridad, tanto para el paciente como para la integridad del propio EPID. Por ello, éste debe ser capaz de detectar posibles colisiones con elementos externos o con sus propios componentes e interrumpir cualquier movimiento susceptible de agravar los efectos de la colisión.

Las características geométricas deben mantenerse para todos los ángulos del brazo. El sistema de detección debe alinearse en el plano perpendicular al haz de radiación para que no se produzcan deformaciones ni desplazamientos indeseados en la imagen. La distancia entre el plano de imagen y el foco del acelerador debe estar bien definida, ya que la escala de la imagen obtenida viene determinada por este parámetro.

La imagen debe cumplir ciertos parámetros de calidad. Esto debe ser así para todos los modos de adquisición (combinación de energía, tasa de dosis y calidad de imagen) que se usen en la práctica clínica. La imagen obtenida con una fluencia uniforme debe ser asimismo homogénea y libre de artefactos. En cuanto a la resolución y el contraste se deben visualizar las estructuras u objetos de interés con una precisión suficiente (milimétrica o submilimétrica). Otros aspectos importantes para una correcta interpretación de las imágenes son el ruido y la relación señal-ruido.

Puesto que la finalidad de la imagen adquirida es la de compararla con una imagen de referencia para cuantificar discrepancias, éstas no deben presentar distorsiones y las escalas deben ser lo suficientemente precisas para determinar la magnitud de los errores.

La comparación con las imágenes de referencia suele hacerse utilizando el propio *software* del dispositivo. Esto se realiza en dos pasos: el registro de la imagen y la fusión con la imagen de referencia. El registro de la imagen consiste en la definición de escalas y de su origen de coordenadas. Una vez registrada, se está en condiciones de realizar la fusión con la imagen de referencia para determinar las posibles discrepancias. Existen múltiples posibilidades para realizar esta fusión, desde la manual, pasando por algoritmos semiautomáticos, algoritmos de información mutua, etc. Si cualquiera de estos pasos no se efectúa con la suficiente precisión, se podría determinar erróneamente la magnitud del posible error, con las consiguientes consecuencias clínicas asociadas.

Por último, el EPID debe ser capaz de proporcionar una imagen usando pocas unidades de monitor. Si no fuera así, el paciente recibiría una dosis apreciable al adquirir la imagen portal. En este caso, un posicionamiento incorrecto o la adquisición de imágenes con campos que no forman parte del tratamiento tendría como consecuencia la irradiación no deseada de tejido con dosis significativas.

El control de calidad debe incluir pruebas que verifiquen los aspectos citados anteriormente. Por tanto, se deben realizar pruebas sobre el soporte mecánico del sistema de detección, sobre el propio sistema de detección, la imagen obtenida, el registro y la fusión de imágenes, el *software*, etc. En los manuales de los diferentes equipos comercializados y en la literatura se pueden encontrar descritas en detalle el conjunto de pruebas a realizar<sup>91-93</sup>. En concreto, el borrador elaborado por el grupo de trabajo sobre procedimientos de control de calidad en aceleradores lineales de la SEFM<sup>94</sup> propone las pruebas que se muestran en la tabla 2.

Estas pruebas son de carácter general para todos los sistemas. Las particularidades propias de los diferentes EPID comercializados hacen necesario el control de ciertos aspectos más concretos de cada sistema.

#### *Equipos de TC de haz cónico (CBCT)*

Un programa de garantía de calidad de estos equipos, tanto si trabaja en modo radiografía como en modo TC debería incluir<sup>95,96</sup>: pruebas que cercioren del funcionamiento seguro del equipo, pruebas mecánicas y geométricas como en cualquier otro equipo dotado de movimiento, y verificaciones de la calidad de la imagen.

#### Pruebas de seguridad y funcionamiento

Se deberá verificar el perfecto funcionamiento de los mecanismos e interruptores de seguridad de los que dispone tanto el acelerador como el dispositivo de imagen y se habrán de realizar diariamente antes de comenzar a utilizar el equipo, incluyen:

- El funcionamiento del interruptor de la puerta.
- El indicador luminoso y acústico de funcionamiento del tubo de RX, si lo hubiese.
- Interruptor de seguridad anticolidión.
- Interruptor de "hombre muerto" en todos los mandos a distancia.
- Verificar que se transfiere la información de la estación de trabajo a la unidad de IGRT y a todos los sistemas mecánicos.
- Verificar que la transmisión entre el sistema de planificación y la estación de trabajo de la unidad IGRT funciona correctamente.

#### Pruebas geométricas

Estas pruebas deberán verificar los distintos parámetros geométricos que intervienen en el proceso de adquisición y posterior registro y fusión de las imágenes.

- La coincidencia del isocentro del acelerador con el isocentro del dispositivo de IGRT.
- Las correcciones calculadas a partir del registro y fusión de las imágenes y los desplazamientos de la mesa de tratamiento.

- La ampliación del tamaño de la imagen. Precisión en la posición del tubo de RX (kVS) y del detector (kVD).
- La precisión en el movimiento de todos los elementos mecánicos.

#### Calidad de la imagen

Se ha de establecer una calidad de imagen básica y verificar que se mantiene a lo largo del tiempo, para ello se utilizan los maniqués suministrados con el equipo y las pruebas habituales para las radiografías digitales:

Calidad de imagen trabajando en modo radiografía/ fluoroscopia como:

- La resolución espacial o de alto contraste y la de bajo contraste.

Calidad de la imagen trabajando en modo CBCT como:

- La reproducibilidad y uniformidad de los números Hounsfield.
- La resolución de bajo contraste y la espacial o de alto contraste.
- La linealidad espacial en un corte.
- El espesor del corte.

Además de las pruebas funcionales, geométricas y de imagen, la empresa suministradora o el radiofísico deben realizar las siguientes pruebas de calibración del sistema:

#### Calibración del sistema de imagen: ganancia de los receptores del sistema de imagen

Se trata de corregir la diferente respuesta de los diodos en la imagen 2D del receptor. Se adquiere y calcula la ganancia para los diferentes modos de adquisición.

En el caso de los sistemas MVCT, se realizará un ajuste de la ganancia independiente para el sistema CBCT, en el que se deberá encontrar el mejor ajuste de la potencia y de la frecuencia de repetición de pulsos del haz de 6 MV.

#### Calibración del sistema de imagen: corrección de los píxeles defectuosos

El chequeo se realiza automáticamente y se realiza en función de su localización y número. Para ello se distinguen tres zonas dentro del receptor de imagen:

- La central.
- A lo largo del borde del panel con una anchura de 6 píxeles.

- La general, toda la zona sensible excepto la del borde.

El fabricante propone una tabla en función de estas zonas y número de píxeles defectuosos en cada una de ellas que son detectados automáticamente y substituidos por un valor de píxel que es el promedio de los píxeles vecinos.

#### Calibración de la dosis de salida (válido para el sistema MV)

El radiofísico debe calibrar el CBCT antes de que el técnico del servicio de mantenimiento del acelerador lineal ajuste el factor de escala para el mismo.

#### Calibración del generador de RX (sólo en sistemas kV)

En los sistemas kV será necesario calibrar el generador de RX, asegurando la precisión de los parámetros como el rendimiento del tubo, los kV y los mA.

**Tabla 2. Pruebas de control de calidad, periodicidad y tolerancias de los equipos de IGRT del tipo EPID.**

Prueba	Periodicidad	Tolerancia
Pruebas de seguridad: estabilidad e integridad	Diaria	Funcional
Pruebas mecánicas: Posicionamiento en el plano de la imagen	Mensual	2 mm
Pruebas mecánicas: Posicionamiento perpendicular al plano de imagen	Mensual	1,5°
Calidad de imagen: Resolución espacial	Semestral	10% + reprod.
Calidad de imagen: Contraste - resolución	Diaria (1 modo)	
	Mensual (todos los modos)	10% + reprod.
Calidad de imagen: Uniformidad y artefactos	Mensual	15% + reprod.
Calidad de imagen: Estudio del nivel de ruido	Mensual	20%
Calidad de imagen: Relación contraste - ruido	Semestral	20%
Imagen: Distorsión y escalas geométricas	Semestral	0,1mm + reprod.
Respuesta del sistema con la dosis	Semestral	15% (uso no dosimétrico)
Herramientas de medida sobre las imágenes y de verificación del posicionamiento	Semestral	0,5 mm, 0,5°
Pruebas de <i>hardware</i> y <i>software</i> : controles de monitor y archivado	Mensual	Funcional

En la tabla 3 se resumen las pruebas comentadas y se incluyen las tolerancias y periodicidad.

### Equipos de US

En este tipo de equipos se pueden diferenciar dos tipos de pruebas de control de calidad, las primeras permiten certificar que el equipo está en condiciones de ser utilizado en las funciones para las que ha sido diseñado, el segundo tipo se refiere a la calidad de la imagen y son comunes a otros sistemas de imagen y se pueden considerar como suplementarias.

#### Pruebas para el control de calidad del equipo:

- Verificación de la integridad del maniquí con el que diariamente se realiza un control del sistema, mediante una inspección ocular y control del peso.
- Calibración del dispositivo de seguimiento de la sonda ultrasónica cada vez que se requiera.
- Verificación de la calibración del dispositivo de seguimiento siguiendo las instrucciones indicadas en el *software* del equipo.
- Verificación de la coincidencia del isocentro de la unidad de tratamiento y el isocentro del sistema de IGRT.
- Control de calidad diario mediante la utilización del maniquí.
- Conjunto de verificaciones con desplazamientos.

- Verificación de la unidad de US para establecer una calidad de imagen básica.
- Verificación del ordenador y periféricos.

#### Pruebas suplementarias de control de calidad de la imagen obtenida con el equipo de US

- Controles sobre los niveles de intensidad acústica.
- Verificación de la escala de grises.
- Uniformidad de la imagen.
- Control de la sensibilidad.
- Control sobre la resolución axial y lateral.
- Control de la resolución en elevación.
- Control de la zona muerta.
- Control de la visualización de estructuras pequeñas.

### Sistema ExacTrac X-Ray 6D

Para asegurar el correcto funcionamiento del sistema se debe efectuar la calibración del mismo, lo que implica la calibración de las cámaras de IR, la de vídeo, del isocentro, del sistema de RX y de la mesa de tratamiento. Para este efecto ExacTrac dispone de maniqués específicos para la realización de la calibración de cada uno de estos componentes, así como de un programa informático que indica los pasos a seguir e indica y registra los resultados de la misma.

La calibración de las cámaras de IR es básica para la colocación precisa del paciente ya que permite calcular las co-

**Tabla 3. Pruebas de control de calidad, periodicidad y tolerancias de los equipos de IGRT del tipo CBCT. Se han separado los controles que realiza la empresa suministradora.**

Prueba	Periodicidad	Tolerancia
Pruebas de seguridad y funcionamiento	Diaria	Funcional
Verificación de las coincidencia del isocentro del acelerador con el isocentro del dispositivo IGRT	Semanal	1,5 mm
Verificación de las correcciones calculadas a partir del registro y fusión de imágenes y los desplazamientos de la mesa de tratamiento	Semanal	2,0 mm
Precisión en la ampliación de la imagen	Mensual	2,0 mm
Verificación de la precisión en movimiento de todos los elementos mecánicos del sistema IGRT	Mensual	2,0 mm
Calidad de la imagen obtenida en modo radiografía/ fluoroscopia: Resolución de contraste	Semestral	Constancia del nº objetos visibles
Calidad de la imagen obtenida en modo radiografía/ fluoroscopia: Resolución espacial	Semestral	Constancia del patrón de pl/mm resoluble
Calidad de la imagen obtenida en modo CBCT: Reproducibilidad y uniformidad de los números Hounsfield	Semestral	±40 HU
Calidad de la imagen obtenida en modo CBCT: Resolución de bajo contraste	Semestral	Disco 7 mm con contraste 1%
Calidad de la imagen obtenida en modo CBCT: Resolución espacial	Semestral	6 pl/cm
Calidad de la imagen obtenida en modo CBCT: Linealidad espacial	Semestral	±0,5 mm
Calidad de la imagen obtenida en modo CBCT: Espesor de corte	Semestral	5%
Calibración del sistema de imagen: ganancia de los receptores y mapa de píxeles defectuosos	Mensual	
Calibración generador de RX (sistemas kV)	Semestral	
Calibración dosis de salida (sistema MV)	Mensual	

ordenadas espaciales de los marcadores respecto a las coordenadas del isocentro del acelerador. Una calibración diaria garantiza una alta precisión en la posición del paciente.

La calibración de la cámara de vídeo consiste en superponer la información espacial de las posiciones de los marcadores con la imagen de vídeo en tiempo real, estableciéndose de esta manera, la relación entre las cámaras de IR y de vídeo. Se recomienda la calibración diaria para la obtención de una buena superposición de las imágenes.

La determinación de la posición del isocentro es primordial para todos los cálculos del sistema, ya que todas las distancias están referidas a este punto. Una incorrecta calibración del isocentro conllevaría una colocación errónea del paciente.

Al realizar la calibración del isocentro, el sistema ExacTrac conoce exactamente la alineación geométrica del acelerador en relación con las cámaras de IR, que junto con la calibración del sistema de RX será lo que permitirá la colocación del paciente para el tratamiento con alta precisión.

Integrada en el sistema de ExacTrac, existe la posibilidad de realizar verificaciones de cada una de las calibraciones y por supuesto se deben realizar verificaciones completas sobre un maniquí para determinar la precisión resultante de todo el proceso de adquisición de imágenes de TC, de reconstrucción de las radiografías digitales, de adquisición de las imágenes de RX y de la fusión de imágenes para conocer las incertidumbres y limitaciones del sistema de imagen guiada<sup>97-99</sup>.

## Referencias

- International Commission on Radiation Units and Measurement 1999 Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy (supplement to ICRU 50) ICRU Report 62 (Bethesda, MD: ICRU). Existe una versión oficial en español de este documento de la Sociedad Española de Física Médica publicada en 2002.
- Bijhold J, Lebesque JV, Hart AM, Vijlbrief RE. Maximizing set-up accuracy using portal images as applied to a conformal boost technique for prostate cancer. *Radiother Oncol* 1992;24:216-71.
- Hurkmans CW, Remeijer P, Lebesque JV, Mijhneer BJ. Set-up verification using portal imaging; review of current clinical practice. *Radiother Oncol* 2001;28:105-20.
- McKenzie AL, van Herk M, Mijhneer B. The width of margins in radiotherapy treatment plans. *Phys Med Biol* 2000;45:3331-42.
- van Herk M. Errors and margins in radiotherapy. *Semin Radiat Oncol* 2004;14:52-64.
- Stroom JC, de Boer HCJ, Huizenga H, Visser AG. Inclusion of geometrical uncertainties in radiotherapy treatment planning by means of coverage probability. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1999;43:905-19.
- Antolak JA, Rosen II. Planning target volumes for radiotherapy: How much margin is needed? *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1999;44:1165-1170.
- 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;47:1121-35.
- Yan D, Wong J, Vicini F, Michalski J, Cheng P, Frazier A, et al. Adaptive modification of treatment planning to minimize the deleterious effects of treatment setup errors. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1997;38:197-206.
- Yan D, Zijsa E, Jaffray D, Wong J, Brabbins D, Vicini F, et al. The use of adaptive radiation therapy to reduce setup error: a prospective clinical study. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1998;41:715-20.
- De Neve W, Vandenheuvell F, Debeukeleer M, Coghe M, Thon L, Deroover P, et al. Routine clinical online portal imaging followed by immediate field adjustment using a tele-controlled patient couch. *Radiother Oncol* 1992;24:45-54.
- Ezz A, Munro P, Porter AT, Battista J, Jaffray D, Fenster A, et al. Daily monitoring and correction of radiation-field placement using a video-based portal imaging system-a pilot study. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1992;22:159-65.
- Gildersleve J, Dearnaley DP, Evans PM, Law M, Rawlings C, Swindell W. A randomized trial of patient repositioning during radiotherapy using a megavoltage imaging system. *Radiother Oncol* 1994;31:161-8.
- Van de Steene J, Van den Heuvel F, Bel A, Verellen D, De Mey J, Noppen M, et al. Electronic portal imaging with on-line correction of setup error in thoracic irradiation: clinical evaluation. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1998;40:967-976.
- Stroom JC, Olofsen-van Acht MJJ, Quint S, Seven M, de Hoog M, Creutzberg CL, et al. On-line set-up corrections during radiotherapy of patients with gynecologic tumors. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2000;46:499-506.
- Pisani L, Lockman D, Jaffray D, Yan D, Martinez A, Wong J. Setup error in radiotherapy: on line correction using electronic kilovoltage and megavoltage radiographs. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2000;47:825-39.
- Mackie TR, Kapatoes J, Ruchala K, Lu W, Wu C, Olivera G, et al. Image guidance for precise conformal radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2003;56:89-105.
- Evans PM. Anatomical imaging for radiotherapy. *Phys Med Biol* 2008;53:R151-R191.
- Bel A, van Herk M, Bartelink H and Lebesque JC. A verification procedure to improve patient set-up accuracy using portal images. *Radiother Oncol* 1993;29:253-60.
- Bel A, Vos PH, Rodrigus PTR, Creutzberg CL, Visser AG, Stroom JC, et al. High-precision prostate cancer irradiation by clinical application of an offline patient setup verification procedure using portal imaging. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1996;35:321-332.
- Remeijer P, Geerlof E, Ploeger L, Gilhuis K, van Herk M, Lebesque JV. 3-D portal image analysis in clinical practice: an evaluation of 2-D and 3-D analysis techniques as applied to 30 prostate cancer patients. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2000;46:1281-1290.
- de Boer HCJ, van Sörnsen de Koste JR, Creutzberg C, Visser AG, Levendag PC, Heijmen BJ. Electronic portal image assisted reduction of systematic set-up errors in head and neck irradiation. *Radiother Oncol* 2001;61:299-308.
- Erridge SC, Seppenwoolde Y, Muller SH, van Herk M, De Jaeger K, Belderbos JSA, et al. Portal imaging to assess set-up errors, tumor motion and tumor shrinkage during conformal radiotherapy of non-small cell lung cancer. *Radiother Oncol* 2003;66:75-85.
- Nederveen AJ, Dehnad H, van der Heide UA, van Moorselaar RJA, Hofman P, Lagendijk JJW. Comparison of megavoltage position verification for prostate irradiation based on bony anatomy and implanted fiducials. *Radiother Oncol* 2003;68:81-8.
- van Lin ENJ, van der Vicht L, Huizenga H, Kaanders JHAM, Visser AG. Set-up improvement in head and neck radiotherapy using a 3D off-line EPID-based correction protocol and a customised head and neck support. *Radiother Oncol* 2003;68:137-148.
- Ploeger LS, Frenay M, Betgen A, de Bois JA, Gilhuis KGA, van Herk M. Application of video imaging for improvement of patient set-up. *Radiother Oncol* 2003;68:277-284.
- de Boer HJC, Heijmen BJM. A protocol for the reduction of systematic patient setup errors with minimal portal imaging workload. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2001;50:1350-65.
- de Boer HJC, Heijmen BJM. A new approach to off-line setup corrections: combining safety with minimum workload. *Med Phys* 2002;29:1998-2012.

29. de Boer HJC, van Os MJ, Jansen PP, Heijmen BJM. Application of the No Action Level (NAL) protocol to correct for prostate motion based on electronic portal imaging of implanted markers. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2005;61:969-83.
30. de Boer HJC, Heijmen BJM. eNAL: an extension of the NAL setup correction protocol for effective use of weekly follow-up measurements. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2007;67:1586-95.
31. Gluchev G. The magnitude of treatment field set-up parameter correction in radiation therapy. *Radiother Oncol* 1998;48:79-82.
32. Antonuk LR. Electronic portal imaging devices: a review and historical perspective of contemporary technologies and research. *Phys Med Biol* 2002;47:R31-R65.
33. de Boer JCJ, Heijmen BJM, Pasma KL, Visser AG. Characterization of a high-elbow, fluoroscopic electronic portal imaging device for portal dosimetry. *Phys Med Biol* 2000;45:197-216.
34. Chang J, Mageras GS, Chui CS, Ling CC, Lutz W. Relative profile and dose verification of intensity-modulated radiation therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2000;47:231-240.
35. McDermott LN, Louwe RJW, Sonke JJ, van Herk MB, Mijnheer BJ. Dose-response and ghosting effects of an amorphous silicon electronic portal imaging device. *Med Phys* 2004;31:285-295.
36. Sonke JJ, Ploeger LS, Brand B, Smitsmans MH, van Herk M. Leaf trajectory verification during dynamic intensity modulated radiotherapy using an amorphous silicon flat panel imager. *Med Phys* 2004;31:389-395.
37. Van Esch A, Depuyt T, Huyskens DP. The use of an aSi-based EPID for routine absolute dosimetric pre-treatment verification of dynamic IMRT fields. *Radiother Oncol* 2004;71:223-234.
38. Chang J, Obcemea CH, Sillanpaa J, Mechalakos J, Burman C. Use of EPID for leaf position accuracy QA of dynamic multi-leaf collimator (DMLC) treatment. *Med Phys* 2004;31:2091-2096.
39. Menon GV, Sloboda RS. Compensator thickness verification using an a-Si EPID. *Med Phys* 2004;31:2300-2312.
40. Franken EM, de Boer JCJ, Barnhoorn JC, Heijmen BJM. Characteristics relevant to portal dosimetry of a cooled CCD camera-based EPID. *Med Phys* 2004;31:2549-2551.
41. Steciw S, Warkentin B, Rathee S, Fallone BG. Three-dimensional IMRT verification with flat-panel EPID. *Med Phys* 2005;32:600-612.
42. Budgell GJ, Zhang Q, Troncner RJ, Mackay RI. Improving IMRT quality control efficiency using an amorphous silicon electronic portal imager. *Med Phys* 2005;32:3267-3278.
43. Winkler P, Alfred H, Georg D. Dose-response characteristics of an amorphous silicon EPID. *Med Phys* 2005;32:3095-3105.
44. Louwe RJW, Damen EMF, van Herk M, Minken AW, Törzsök O, Mijnheer BJ. Three-dimensional dose reconstruction of breast cancer treatment using portal imaging. *Med Phys* 2003;30:2376-2389.
45. Wendling M, Louwe RJW, McDermott LN, Sonke JJ, van Herk M, Mijnheer BJ. Accurate two-dimensional IMRT verification using a back-projection EPID dosimetry method. *Med Phys* 2006;33:259-273.
46. Dong L, O'Daniel JC. In-room CT imaging: conventional CT. Integrating New Technologies into the Clinic: Monte Carlo and Image-Guided Radiation Therapy. AAPM Summer School 2006.
47. Uematsu M, Shioda A, Suda A, Tahar K, Kojima T, Hama Y, 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.
48. Jaffray DA, Drake DG, Moreau M, Martinez AA, Wong JW. A radiographic and tomography 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.
49. Jaffray DA, Siewerdsen HJ. Cone-beam computed tomography with a flat-panel imager: Initial performance characterization. *Med Phys* 2000;27:1311-1323.
50. Jaffray DA, Siewerdsen HJ, Wong JW, Martinez AA. Flat panel cone-beam computed tomography for image-guided radiation therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2002;53:1337-1349.
51. Mackie TR, Holmes T, Swerdloff S, Reckwerdt P, Deasy JO, Yang J, et al. Tomotherapy: a new concept for the delivery of dynamic conformal radiotherapy. *Med Phys* 1993;20:1709-1719.
52. Mackie TR, Kapatoes J, Ruchala K, Lu W, Wu C, Olivera G, et al. Image guidance for precise conformal radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Bio Phys* 2003;56:89-105.
53. Salter B. Ultrasounds-Guided In-Room Imaging for Localization. Integrating New Technologies into the Clinic: Monte Carlo and Image-Guided Radiation Therapy. AAPM Summer School 2006.
54. Wong J. Methods to manage respiratory motion in radiation treatment. Intensity-Modulated Radiation Therapy. The State of Art. AAPM Monograph. n° 29. 2003.
55. Lagerwaard FJ, Senan S. Lung cancer: Intensity Modulated Radiation Therapy, four-dimensional imaging and mobility management. In: Meyer JL editor. IMRT, IGRT, SBRT- Advances in the Treatment Planning and Delivery of Radiotherapy. *Front Radiat Ther Oncol* 2007;40:239-259.
56. Rosenman JG, Halle JS, Socinski MS, Deschesne K, Woore DT, Johnson H, et al. High dose conformal radiotherapy for treatment of stage IIIA/IIIB non-small-cell lung cancer: technical issues and results of a phase I/II trial. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2002;54:348-356.
57. Senan S, De Ruyscher D, Giraud P, Mirimanoff R, Budach V. Literature based recommendations for treatment planning and execution in high dose radiotherapy for lung cancer. *Radiother Oncol* 2004;71:139-146.
58. Kalender WA. X-ray computed tomography. *Phys Med Biol* 2006;51:R29-43.
59. Lewis M A. Multislice CT: opportunities and challenges. *Br J Radiol* 2001;74:779-781.
60. Feldkamp LA, Davis LC, Kress JW. Practical cone-beam algorithm. *J Opt Soc Am* 1984;1:612-619.
61. Siewedese JH, Jaffray DA. Cone beam computed tomography with a flat-panel imager: magnitude and effects of x-ray scatter. *Med Phys* 2001;28:220-223.
62. Lagerwaard FJ, De Koste JRV, Nijssen-Visser MRJ, Schuchhard-Schipper RH, Oei SS, Munne A, et al. Multiple slow-CT scans for incorporating lung tumor mobility in radiotherapy planning. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2001;51:932-937.
63. Wurstbauer K, Deutschmann H, Kopp P, Sedlmayer F. Radiotherapy planning for lung cancer: Slow CTs allow the drawing of tighter margins. *Radiother Oncol* 2005;75:165-170.
64. Wagman R, Yorke E, Ford E, Giraud P, Mageras G, Minsky B, et al. Respiratory gating for liver tumors: use in dose escalation. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2003;55:659-668.
65. Keall P. 4-dimensional computed tomography imaging and treatment planning. *Semin Radiat Oncol* 2004;14:81.
66. Ford EC, Mageras Gs, Yorke E, Rosenzweig KE, Wagman R, Ling CC. Evaluation of respiratory movement during gated radiotherapy using film and electronic portal imaging. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2002;52:522-531.
67. Low DA, Nystrom M, Kalinin E, Parikh P, Dempsey JF, Bradley JD, et al. A method for reconstruction of four dimensional synchronized CT scans acquired during free breathing. *Med Phys* 2003;30:1254-1263.
68. Ohara K, Okumura T, Akisada M, Inada T, Mori T, Yokota H, et al. Irradiation synchronized with respiration gate. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1989;17:853-857.
69. Wolthaus JWH, van Herk M, Muller SH, Belderbos JSA, Lebesque JV, de Bois JA, et al. Fusion of respiration-correlated PET and CT scans: correlated lung tumor motion in anatomical and functional scans. *Phys Med Biol* 2005;50:1569-1583.
70. Wolthaus JWH. Mid-ventilation CT scan construction from four-dimensional respiration-correlated CT scans for radiotherapy planning of lung cancers patients. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2006;65:1560-1574.
71. Bortfeld T, Jokivarsi K, Goitein M, Kung J, Jiang SB. Effects of intra-fraction motion on IMRT dose delivery: statistical analysis and simulation. *Phys Med Biol* 2002;47:2203-2203.

72. Evans PM, Coolens C, Nioutsikou E. Effects of averaging over motion and the resulting systematic errors in radiation therapy. *Phys Med Biol* 2006;51:N1-N7.
73. Balter JM, Lam KL, McGinn CJ, Lawrence TS, Ten Haken RK. Improvement of CT-based treatment-planning models of abdominal targets using static exhale imaging. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1998;41:939-943.
74. Minohara S, Kanai T, Endo M, Noda K, Kanazawa M. Respiratory gated irradiation system for heavy-ion radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2000;47:1097-1103.
75. Vedan SS, Keall PJ, Kini VR, Mohan R. Determining parameters for respiration-gated radiotherapy. *Med Phys* 2001;28:2139-2146.
76. Ozhasoglu C, Murphy MJ. Issues in respiratory motion compensation during external-beam radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2002;52:1389-1344.
77. Kupelian PA, Ramsey C, Meeks SL, Willoughby TR, Forbes A, Wagner TH, et al. Serial megavoltage CT imaging during external beam radiotherapy for non-small-cell lung cancer: observations on tumor regression during treatment. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2005;63:1024-1028.
78. Underberg RWM, Lagerwaard FJ, van Tinteren H, Cuijpers JP, Slotman BJ, Senan S. Time trends in target volumes for stage I non-small-cell lung cancer after stereotactic radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2006;64:1221-1228.
79. Clinical User Guide. ExacTrac. Version 5.5. (2007) BrainLAB AG Germany.
80. Serago CF, Buskirk SJ, Igel TC, Gale AA, Serago NE, Earle JD. Comparison of daily megavoltage electronic portal imaging devices or kilovoltage imaging with marker seeds to ultrasound imaging or skin marks for prostate localization and treatment positioning in patients with prostate cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2006;65:1585-1592.
81. Soete G, Van de Steene J, Verellen D, Vinh-Hung V, Van den Berge D, Michielsen D, et al. Initial clinical experience with infrared-reflecting skin markers in the positioning of patients treated by conformal radiotherapy for prostate cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2002;52:694-698.
82. Soete G, Verellen D, Michielsen D, Vinh-Hung V, Van de Steene J, Van den Berge D, et al. Clinical use of stereoscopic X-Ray positioning of patients treated with conformal radiotherapy for prostate cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2002;54:948-952.
83. Weiss E, Vorwerk H, Richter S, Hess CF. Interfractional and intrafractional accuracy during radiotherapy of gynaecologic carcinomas: A comprehensive evaluation using the ExacTrac system. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2003;56:69-79.
84. Willoughby TR, Forbes AR, Buchholz D, Langen KM, Wagner TH, Zeidan OA, et al. Evaluation of an infrared camera and X-Ray system using implanted fiducials in patients with lung tumors for gated radiation therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2006;66:568-575.
85. Balter JM, Wright JN, Newell LJ, Friemel B, Dimmer S, Cheng Y, et al. Accuracy of a wireless localization system for radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2005;61:933-934.
86. Willoughby TR, Kupelian P, Pouliot J, Shinohara K, Aubin M, Roach M, et al. Target localization and real-time tracking using the calypso 4D localization system in patients with localized prostate cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2006;65:528-34.
87. Litzenberg D, Dawson LA, Sandler H, Sanda MG, McShan DL, Ten Haken RK, et al. Daily prostate targeting using implanted radio-opaque markers. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2002;52:699-703.
88. Kupelian P, Willoughby T, Mahadevan A, Djemil T, Weinstein G, Jani S, et al. Multi-institutional clinical experience with the Calypso System in localization and continuous, real-time monitoring of the prostate gland during external radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2007;67:1088-98.
89. Litzenberg DW, Willoughby TR, Balter JM, Sandler HM, Wei J, Kupelian P, et al. Positional stability of electro-magnetic transponders used for prostate localization and continuous, real-time tracking. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2007;68:1199-206.
90. Bissonnette JP. Quality Assurance of Image-Guidance Technologies. *Semin Radiat Oncol* 2007;17:278-286.
91. Low DA, Klein EE, Maag DK, Umfleet WE, Purdy JA. Commissioning and periodic quality assurance of a clinical electronic portal imaging device. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1996;34:117-123.
92. Herman MG, Kruse JJ, Hagness CR. Guide to clinical use of electronic portal imaging. *J Appl Clin Med Phys* 2000;1:38-57.
93. Herman MG, Balter JM, Jaffray DA, McGee KP, Munro P, Shalev S, et al. Clinical use of electronic portal imaging: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 58. *AAPM TG-58* 2001.
94. SEFM 2008. Procedimientos de control de calidad en aceleradores lineales. Grupo de trabajo de la Sociedad Española de Física Médica. En prensa.
95. Hammoud R, Yoo S, Guan H. On Board Imaging System: Implementation and Quality Assurance Procedures. Integrating New Technologies into the Clinic: Monte Carlo and Image-Guided Radiation Therapy. *AAPM Summer School* 2006.
96. Yoo S, Kim GY, Hammoud R, Elder E, Pawlicki T, Guan H, et al. A quality assurance program for the on-board imager. *Med Phys* 2006;33:4431-4447.
97. Jin JY, Yin FF, Tenn SE, Medin PM, Solberg TD. Use of the BrainLAB ExacTrac X-Ray 6D system in image-guided radiotherapy. *Med Dosim* 2008;33:124-134.
98. Yan H, Yin FF, Kim JH. A phantom study on the positioning accuracy of the Novalis Body. *Med Phys* 2003;30:3052-3060.
99. Verellen D, Soete G, Linthout N, Van Acker S, De Roover P, Vinh-Hung V, et al. Quality assurance of a system for improved target localization and patient set-up that combines real-time infrared tracking and stereoscopic X-ray imaging. *Radiat Oncol* 2003;67:129-41.

# Resultados del control de calidad de un sistema mamográfico de campo completo Hologic Selenia aplicando el protocolo español en mamografía digital

M. Chevalier<sup>1</sup>, P. Morán<sup>1</sup>, J. Valverde<sup>2</sup>, C. Núñez de Villavicencio<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Física Médica. Departamento de Radiología. Facultad de Medicina. Universidad Complutense de Madrid. <sup>2</sup>Servicio de Protección Radiológica. Fundación Jiménez Díaz. Madrid.

## Results of the quality control of a Hologic Selenia full field digital mammography system following the spanish protocol for quality control on digital mammography

### Resumen

En este trabajo se presentan los resultados obtenidos en las pruebas iniciales de un sistema de mamografía digital de campo completo Hologic Selenia realizadas de acuerdo con el Protocolo Español de Control de Calidad en Mamografía Digital (PEMD). Algunas pruebas se realizaron también siguiendo las Directrices Europeas de Control de Calidad de Mamografía Digital y el documento EUREF *Type Testing*. La mayor parte de los parámetros verificados cumplen con las tolerancias definidas en el PEMD. Los resultados más críticos se obtuvieron en la evaluación de la compensación con el espesor del control automático de exposición, la homogeneidad de la imagen, y en la geometría. La calidad de la imagen cumple los criterios propuestos y los valores de dosis glandular estimados para los distintos espesores de mama son inferiores a las tolerancias propuestas.

*Palabras clave:* Mamografía digital. Control de calidad. Pruebas iniciales. CDMAM. Dosis glandular.

### Abstract

In this paper we present the results obtained in the acceptance tests applied to a Hologic Selenia full field mammography system. The testing methods and standards applied were derived from the Spanish Protocol for Quality Control on Digital Mammography (PEMD). With the aim of comparison, some of the tests were also performed by applying the procedures described in the European Guidelines and the EUREF *Type Testing* document. Most of the checked parameters complied with the standards defined in the PEMD. The results on thickness compensation of the automatic exposure control device, image uniformity and geometry were the most critical. The image quality and mean glandular doses also accomplished with the reference levels considered in the protocols.

*Key words:* Digital Mammography. Quality Control. Acceptance tests. CDMAM. Glandular Dose.

### Introducción

Recientemente ha sido publicado el Protocolo Español de Control de Calidad en Mamografía Digital<sup>1</sup> (PEMD en adelante) elaborado por el Grupo de Mamografía Digital de la Sociedad Española de Física Médica. Este protocolo ha sido aplicado al control de calidad de distintos sistemas mamográficos y pretendemos

iniciar la publicación de una serie de revisiones técnicas en las que se reflejen los resultados obtenidos en dichos controles.

El propósito de las pruebas iniciales presentadas en este trabajo fue verificar que el sistema digital Hologic Selenia, de reciente instalación en un centro hospitalario de la Comunidad de Madrid, cumplía con las tolerancias incluidas en el PEMD así como con las especificaciones dadas por el fabricante. A fin de comparar, algunas de las pruebas se realizaron también siguiendo el protocolo de control de calidad en mamografía digital incluido en las Guías Europeas de Garantía de Calidad de los Programas de Detección Precoz de Cáncer de Mama<sup>2</sup>

Correspondencia: Margarita Chevalier. Física Médica. Departamento de Radiología. Facultad de Medicina. Pab. II 4ª Planta. Universidad Complutense. 28040 Madrid.

Fecha de recepción: 15-12-2008

Fecha de aceptación: 22-12-2008

(EGDM en adelante) así como los procedimientos descritos en el documento *EUREF Type Testing*<sup>3</sup>.

En este trabajo también se comentarán los principales problemas prácticos encontrados en la realización de las pruebas.

## Material y métodos

Las pruebas aplicadas al equipo fueron las calificadas como esenciales en el PEMD y se realizaron durante la instalación del mamógrafo (pruebas iniciales).

El sistema de mamografía digital Hologic Selenia (Hologic Inc., Bedford, MA, EEUU) está equipado con un detec-

tor de selenio amorfo de dimensiones 24 x 29 cm<sup>2</sup>, con un tamaño de píxel de 70 µm y 4096 x 3328 píxeles. El tamaño de las imágenes es de 16,2 MB con una profundidad de píxel de 16 bits. El sistema dispone de una rejilla antidifusora celular de alta transmisión (HTC) solidaria con el detector. El tubo de rayos X tiene 2 ánodos (Mo y Rh) y 2 filtros (Mo y Rh). El control automático de exposición tiene 5 modalidades distintas de operación "manual", "auto-kV", "auto-time", "auto-filter" y "TEC" y cuenta con un selector de exposición que opera de forma similar a los controles de densidad óptica de los sistemas analógicos.

El kerma aire en la superficie de entrada (ESAK) fue medido con una cámara de ionización RADCAL 10 x 6-6M (Radcal Corporation, Monrovia, EEUU) especial para

**Tabla 1. Relación de las pruebas iniciales, tolerancias y resultados de las verificaciones**

<b>CONTROL AUTOMÁTICO DE EXPOSICIÓN (CAE)</b>		
<b>PRUEBA</b>	<b>TOLERANCIA</b>	<b>VALORES MEDIDOS</b>
MAD003:Ajuste del control automático de exposición	DG <sup>a</sup> ≤ 2,5 mSv para el maniquí estándar Umbral de contraste objeto de 0,1 mm de diámetro ≤ 1,68 µm Tiempo de exposición para el maniquí estándar ≤ 2 s	1,8± 0,8 mSv 1 µm 0,7± 0,02 s
MAD004: Incremento por paso de: Exposición (mAs) Índice exposición <sup>b</sup>	5% - 15% ----	6,6 - 24% 9,2 - 22%
MAD005:Repetibilidad del CAE	DG ≤ 5 %; RSR <sup>c</sup> ≤ 5%;	1,7% 2,3%
MAD007:Compensación con el espesor y la tensión	< 45 mm PMMA: RCR <sup>d</sup> /RCR <sup>e</sup> <sub>ME</sub> ≥ 1,05 > 45 mm PMMA: RCR/RCR <sub>ME</sub> ≥ 0,8	Ver Tabla 2
<b>COMPRESOR</b>		
MAD025:Deformación del compresor	Diferencias < ±15 mm	2,16 mm (Tórax)
MAD026: Fuerza de compresión	Fuerza máxima ≤ 150-200 N	195 N (Manual) 120 N (Auto)
MAD009: Exactitud espesor medido	≤ ± 5 mm	Máx. Desv.: 5 mm
<b>DETECTOR</b>		
MAD010: Función de respuesta del receptor	Coef. de determinación (R <sup>2</sup> ) ajuste lineal VMP-Dosis > 0,99	0,9999 <sup>f</sup>
MAD011: Ruido	Coef. de determinación (R <sup>2</sup> ) Ajuste RSR <sup>2</sup> - ESAK 0,99.	< 0,99 <sup>f</sup>
MAD012:Pérdida de imagen en la pared del tórax	Anchura región perdida ≤ 5 mm	-5 mm para 18x24 -4 mm para 24x30
MAD015:Homogeneidad receptor de la imagen	Desviación Máxima VMP <sup>g</sup> : ≤ ± 15% Desviación Máxima RSR: ≤ ± 20%	3% 79%
MAD018:Artefactos	Comparar con las especificaciones dadas por el fabricante	----
<b>CALIDAD DE IMAGEN</b>		
MAD023:Distorsión geométrica	Sin distorsión	Sin distorsión
MAD024:Remanencia de la imagen	Factor de remanencia < 0,3	0,02
MAD020:Espesor umbral	Ver Tabla 4	Ver Tabla 4

<sup>a</sup>Dosis glandular promedio; <sup>b</sup>Valor dado por el equipo; <sup>c</sup>Relación señal ruido; <sup>d</sup>Relación contraste ruido; <sup>e</sup>RCR obtenida para 45 mm de PMMA;

<sup>f</sup>Valor obtenido con todas las combinaciones ánodo/filtro así como kV correspondientes a las condiciones clínicas y de referencia; <sup>g</sup>Valor medio del píxel.

**Tabla 2. Valores de la Relación Contraste Ruido (RCR) medidos para distintos espesores de mama (RCR medida) y normalizados con respecto al valor obtenido para 45 mm de PMMA (RCR normalizada). Tolerancias establecidas en el PEMD y valores límite de la RCR calculados de acuerdo con el procedimiento de las EGDM.**

ESPOSOR PMMA (mm)	RCR MEDIDA	RCR NORMALIZADA (%)	TOLERANCIAS PEMD (%)	VALORES LÍMITE EGDM
20	13,0	159	>105	≥ 6,2
30	11,0	134	>105	≥ 6,0
40	8,9	109	>105	≥ 5,7
45	8,1	100	100	≥ 5,6
50	6,5	79	>80	≥ 5,4
60	5,5	68	>80	≥ 5,2
70	4,2	51	>80	≥ 4,9

mamografía. La exactitud de la tensión fue evaluada con un multímetro Unfors Multi-O-meter (Unfors Instruments, Billdal, Suecia). Para la comprobación del funcionamiento del control automático de exposición, así como para la medida de los valores de dosis, se utilizaron una serie de placas de polimetilmetacrilato de metilo (PMMA) de 1 cm y 0,5 cm de espesor. Con el objetivo de simular el espesor de mama equivalente (Ver Apéndice 8 del PEMD<sup>1</sup>), se utilizaron espaciadores de poliestireno expandido (poliespán) que fueron insertados entre las láminas de PMMA. La homogeneidad del detector se comprobó utilizando el bloque de PMMA de 4 cm suministrado por la casa comercial.

Las imágenes fueron adquiridas seleccionando la modalidad "control de calidad" y la aplicación "*flat field*", instaladas en el equipo para asegurar que las imágenes eran preprocesadas. Cuando se obtuvieron con control automático de exposición se seleccionó el modo "*auto-filter*" por ser el utilizado en la adquisición de las imágenes clínicas. Las medidas del valor medio del píxel (VMP) en una región de interés (roi), del ruido de píxel (desviación típica del valor del píxel en una roi), la relación señal ruido (RSR), la relación contraste ruido (RCR) fueron hechas utilizando Image J\*. La homogeneidad de la imagen fue verificada utilizando el *plugin qa-distri* de Image J.

La calidad de la imagen fue evaluada adquiriendo un total de 32 imágenes (16 en condiciones clínicas y 16 en condiciones de referencia) del maniquí CDMAM (Artinis Medical Systems, Nijmegen, Holanda). La configuración utilizada para obtener las imágenes ha consistido en la colocación de la placa que contiene los discos de oro entre 20 mm de PMMA por arriba y por abajo. El espesor total equivale en términos de atenuación a una mama de 60 mm de espesor. Las imágenes se han obtenido en modo automático (condiciones clínicas) intercalando láminas de poliespán hasta alcanzar el espesor de mama equivalente. También han sido adquiridas en condiciones de referencia (Mo/Mo) a fin de poder hacer estudios comparativos. Las imágenes fueron evaluadas utilizando el software libre CDCOM\*\*. Los resultados de la evaluación fueron analizados de acuerdo con las normas del fabricante del maniquí y también aplicando la metodología

descrita en el EUREF *Type Testing*<sup>3</sup>. También se obtuvieron imágenes del maniquí TOR (MAX) (Leeds X-ray Imaging, Leeds, RU) para establecer valores de referencia de calidad de imagen que serán utilizados en posteriores controles para asegurar la constancia de la calidad de imagen.

## Resultados

El funcionamiento del tubo y generador está de acuerdo con las tolerancias, aunque no se incluyen los resultados obtenidos en las verificaciones de ambos por no ser pruebas de control novedosas ni presentar ninguna complicación adicional. De acuerdo con esta filosofía, se detallan los resultados de la evaluación de los dispositivos asociados a la adquisición de la imagen (tabla 1). Tampoco se incluyen los resultados obtenidos en las comprobaciones hechas en la estación de trabajo (monitores de visualización e impresora) por cuestiones de espacio.

Un primer resultado destacable es que el sistema no disponía de una opción que permitiera grabar las imágenes preprocesadas en un CD o DVD para su posterior análisis por parte de los físicos.

### 1. Adquisición de la imagen

El factor de exposición de la rejilla no se pudo verificar por ser este dispositivo solidario con el detector y no poder extraerse. En las imágenes no se observaron artefactos originados por este dispositivo.

#### 1.1. Control Automático de Exposición (CAE)

El incremento de exposición por paso (tabla 1) no cumple las tolerancias en las posiciones negativas (reducción de la exposición), aunque hay que tener en cuenta que dichas tolerancias están definidas para los detectores tipo CR. En la tabla se incluyen también los valores del incremento por paso del parámetro índice de exposición (valor promedio del píxel) indicado por el equipo tanto en la estación de adquisición como en la cabecera DICOM de las imágenes.

Los valores de la RCR obtenidos para los distintos espesores de PMMA no verifican las tolerancias definidas en el PEMD (tabla 2) cuando los espesores superan 6 cm.

\*<http://rsb.info.nih.gov/ij/>

\*\*[www.euref.org](http://www.euref.org)

Se ha seguido el procedimiento descrito en las EGDM<sup>2</sup> para calcular el valor límite de la RCR asociado a cada espesor de PMMA obteniéndose que dichos valores límite son inferiores a los correspondientes de la RCR medida (tabla 2) excepto para los espesores mayores que son muy similares o superiores. Este resultado avalaría la capacidad del sistema para detectar un disco de oro de 0,1 mm de diámetro y de espesor 0,97  $\mu\text{m}$  inserto en cualquiera de los espesores de mama considerado a pesar de la importante disminución de la RCR para espesores superiores a 6 cm excepto para 70 mm de PMMA.

## 1.2. Compresor

Aplicando la máxima fuerza de compresión a los distintos espesores de PMMA se observa que las diferencias entre los espesores medidos y los indicados se ajustan a las tolerancias siempre que se mida el espesor en la parte posterior de la pala del compresor. Esto es consecuencia del pandeo que experimenta dicha pala. Cuando las medidas se realizan en la parte anterior (lado del tórax), las diferencias entre el valor nominal de los espesores de PMMA, el medido y el indicado están fuera de tolerancias para espesores de PMMA superiores a 4,5 cm. De forma general, los resultados indican que el compresor está ajustado para asignar a los bloques de PMMA el espesor de mama equivalente.

## 2. Receptor de la imagen

### 2.1. Respuesta del detector

Se ha verificado que existe una buena relación lineal (coeficiente de determinación  $R^2 > 0,99$ ) entre la señal y el ESAK en el intervalo de cargas del tubo comprendido entre 10 y 305 mAs para todas las combinaciones ánodo/filtro (Mo/Mo y Mo/Rh) tanto en condiciones de referencia (MoMo/28 kV; MoRh/28 kV) como en condiciones clínicas (MoMo/29 kV; MoRh/32 kV). Este comportamiento también ha sido verificado en las medidas realizadas con la geometría definida para las condiciones habituales. Las medidas de este parámetro en las condiciones propuestas para las pruebas iniciales han tenido que realizarse con la rejilla por las razones anteriormente indicadas.

El valor "offset" (ordenada en el origen del ajuste lineal), determinado siguiendo los 2 procedimientos propuestos en el PEMD (pruebas iniciales y periódicas) fue en promedio de 54. En condiciones clínicas, para una mama de 53 mm de espesor (Mo/Mo 29 kV), el gradiente medido fue de 0,277  $\mu\text{Gy}$  por valor medio del píxel, que está en buen acuerdo con los resultados obtenidos en evaluaciones hechas por otros organismos (NHSBSP<sup>4</sup>). El CAE selecciona exposiciones para dicho espesor de mama que originan un VMP de 370 que corresponden a un kerma a la entrada del detector de 87  $\mu\text{Gy}$ .

Con respecto al ruido, el ajuste entre el cuadrado de la RSR y el ESAK dio valores de  $R^2 < 0,99$  en todos los ca-

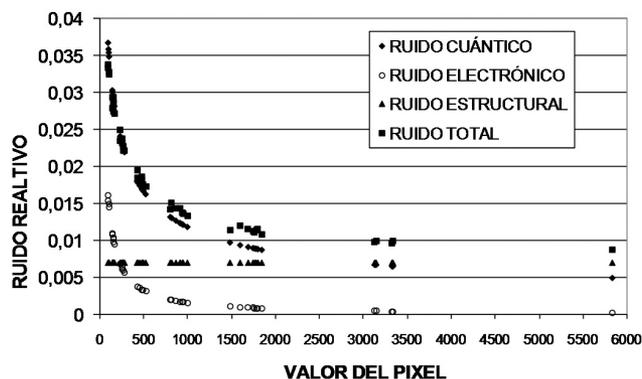


Fig. 1. Representación de los valores de ruido relativo total (■), cuántico (○), electrónico (▲) y estructural (◆) en función del valor del píxel (p). El intervalo de valores de píxel correspondiente a las condiciones clínicas está por debajo de 500 (300-500).

sos analizados, excepto para Mo/Mo y 28 kV. El análisis de las contribuciones al ruido relativo total (desviación típica dividido por el valor del píxel) de los ruidos relativos cuántico, estructural y electrónico (fig.1) muestra que el ruido relativo estructural supera al cuántico para valores del píxel superiores a 2.000 obtenidos con las cargas (mAs) más altas utilizadas para determinar la función de respuesta. Estas cargas son muy superiores a las asociadas con las condiciones de trabajo habituales que proporcionan valores de píxel comprendidos entre 300 - 500. En ese intervalo, el ruido cuántico supera a los otros dos tipos de ruido, manteniéndose la linealidad  $\text{RSR}^2$ -ESAK con valores para  $R^2$  de 0,99.

### 2.2. Homogeneidad de la imagen

El resultado más significativo obtenido en esta prueba es la falta de homogeneidad de la señal (269%) como consecuencia de que el campo de radiación no cubre totalmente el receptor en la pared del tórax (falta de coincidencia borde del campo-pared del tórax de 5 mm). Este valor se reduce a un 3% eliminando la franja blanca correspondiente a la zona no irradiada. La relación señal ruido (RSR) supera las tolerancias en ambas situaciones. Sin embargo este resultado no es relevante ya que, como se indica en el PEMD, la tolerancia considerada es provisional a la espera de poder contar con más resultados.

## 3. Dosis glandular promedio (DG)

Los valores de DG (tabla 3) asociados con las imágenes de diferentes espesores de PMMA (20-70 mm) obtenidas en las condiciones clínicas habituales (modo "auto-filter" y control de exposición en la posición 0) son similares, en el caso de las mamas pequeñas, o inferiores (hasta un 60%) para el resto de los espesores, a los valores propuestos co-

**Tabla 3. Factores de exposición automáticamente seleccionados por el equipo (ánodo/filtro/kV) para cada espesor de mama equivalente (en mm). Valores de dosis glandular (mSv) medidos e indicados por el equipo. Se indican las tolerancias (valores aceptables y deseables) del PEM que coinciden con los establecidos en la EGDM**

ESPESOR PMMA	ESPESOR INDICADO	ANODO/FILTRO, kV	DG (mSv)	DG (mSv) EQUIPO	VALORES ACEPTABLES (mSv)	VALORES DESEABLES (mSv)
20	21	Mo/Mo, 24	0,70	0,74	1,0	0,6
30	32	Mo/Mo, 25	0,97	0,99	1,5	1,0
40	45	Mo/Mo, 28	1,36	1,35	2,0	1,6
45	53	Mo/Mo, 29	1,70	1,67	2,5	2,0
50	60	Mo/Mo, 31	1,72	1,70	3	2,4
60	75	Mo/Rh, 32	1,89	1,93	4,5	3,6
70	90	Mo/Rh, 34	2,15	2,28	6,5	5,1

mo aceptables en el PEMD. En la tabla se indican los factores de exposición automáticamente seleccionados (condiciones clínicas). Los valores de DG indicados por el equipo y que aparecen junto con las imágenes son similares o ligeramente superiores a los calculados en este control en un porcentaje que como máximo es un 6%.

#### 4. Calidad de la imagen

El valor del espesor umbral (espesor mínimo detectable) para discos de oro con diámetros comprendidos entre 2 y 0,1 mm es menor que los valores propuestos como aceptables y deseables para cada diámetro (tabla 4). Los resultados resultan ligeramente peores en condiciones de referencia. Los cálculos realizados siguiendo la metodología propuesta en el *Type Testing* aportan valores mayores, exceptuando el disco de 0,1 mm, para el cual se obtiene un resultado similar.

#### Discusión y conclusiones

El sistema de mamografía digital Hologic Selenia evaluado en este estudio proporciona valores de dosis y calidad de imagen que están en buen acuerdo con las tolerancias establecidas en el PEMD y en las EGDM.

Se ha comprobado la linealidad del detector con respecto al valor del ESAK con un valor "offset" de 54 muy similar al obtenido en otros estudios<sup>5</sup> al igual que sucede con el valor del gradiente medio (0,277 mGy/píxel). Este resultado sugiere que las características del detector son relativamente reproducibles entre distintas unidades. Sin embargo, no sucede lo mismo con respecto al ajuste del CAE (o del compresor), originando la selección automática de factores de exposición distintos con las consiguientes diferencias en los valores de DG y calidad de imagen. En la tabla 5 se muestran los resultados obtenidos en el mencionado estudio y en nuestro caso.

**Tabla 4. Valores promedio del espesor umbral ( $\mu\text{m}$ ) para diferentes diámetros de disco obtenidos en condiciones clínicas (Mo/Mo, 31 kV) y de referencia (Mo/Mo, 28 kV). Los valores indicados como Type Testing han sido deducidos con el método recomendado en dicho documento. Se indican las tolerancias (valores aceptables y deseables) del PEM que coinciden con los establecidos en la EGDM. (1) = se ven todos los discos.**

Diámetro disco Au (mm)	Espesor umbral ( $\mu\text{m}$ )				
	Valor Aceptable	Valor Deseable	Condiciones Clínicas DG = 1,69 mSv	Condiciones Clínicas Type Testing	Condiciones Referencia DG = 2,25 mSv
2	0,069	0,038	(1)	(1)	0,04
1	0,091	0,056	0,03	0,06	0,05
0,5	0,150	0,103	0,06	0,10	0,08
0,25	0,352	0,244	0,16	0,24	0,20
0,1	1,680	1,1	1,0	0,97	1,0

**Tabla 5. Valores de dosis y calidad de imagen (RCR) obtenidos en este trabajo y junto con los ofrecidos en la evaluación técnica del Programa Británico de Detección Precoz de Cáncer de Mama (NHSBSP)<sup>4</sup>. Los espesores se dan en mm.**

ESPESOR PMMA	ESPESOR INDICADO	ANODO/FILTRO, kV ESTE TRABAJO	DG (mSv)	ANODO/FILTRO, kV REFERENCIA 4	DG (mSv) <sup>5</sup>	RCR ESTE TRABAJO	RCR REFERENCIA 4
20	21	Mo/Mo, 24	0,70	Mo/Mo, 25	0,76	13,0	11,2
30	32	Mo/Mo, 25	0,97	Mo/Mo, 26	1,07	11,0	9,8
40	45	Mo/Mo, 28	1,36	Mo/Mo, 29	1,50	8,9	7,5
45	53	Mo/Mo, 29	1,70	Mo/Rh, 31	1,34	8,1	6,1
50	60	Mo/Mo, 31	1,72	Mo/Rh, 32	1,58	6,5	5,6
60	75	Mo/Rh, 32	1,89	Mo/Rh, 33	2,02	5,5	4,7
70	90	Mo/Rh, 34	2,15	Mo/Rh, 34	2,50	4,2	3,8

La diferencia entre las tolerancias propuestas para la RCR en el PEMD y en la EGDM se debe al procedimiento distinto seguido en la determinación del valor límite. En las EGFM dicho procedimiento es más complejo y dependiente del resultado obtenido con el maniquí CDMAM. Por el contrario, el procedimiento del PEMD resulta más simple pero la tolerancia es más estricta. No obstante en ambos casos se evidencia la misma tendencia de caída importante de la RCR a medida que los espesores aumentan.

Los resultados obtenidos inicialmente en la prueba de homogeneidad muestran la necesidad de visualizar previamente las imágenes antes de aplicar los algoritmos diseñados para calcular la homogeneidad (*Flat Field, qa-distri*).

## Referencias

1. Chevalier M, Morán P, Morant JJ, Miquélez S, Torres R. Protocolo Español de Control de Calidad en Mamografía Digital. Sociedad Española de Física Médica. Ed. Edicomplet (Madrid). 2008.
2. CCE (Comisión de las Comunidades Europeas). 2006. "European Guidelines for Quality Assurance in Breast Cancer Screening and Diagnosis". 4<sup>th</sup> ed. (European Communities, 2006). (ISBN: 92-79-01258-4, N° Catalogo: ND-73-06-954-EN-C). ([www.euref.org](http://www.euref.org)).
3. EUREF Physico-technical steering group. EUREF type testing protocol, version 1.0. [www.eurf.org](http://www.eurf.org). 2008
4. Young KC, Oduko JM, Woolley L. Technical evaluation of the Hologic Selenia full field digital mammography system. NHSBSP Equipment Report 0701. 2007.
5. Young KC, Oduko JM, Bosmans H, Nijs K, Martinez L. Optimal beam quality selection in digital mammography. *Br J Radiol* 2006;79:981-90.

# Adaptación de penEasy/PENELOPE para el uso de la base de datos del OIEA sobre espacios de fase de aceleradores lineales y unidades de cobaltoterapia

I. Martínez-Rovira<sup>1,2</sup>, M. A. Duch<sup>1</sup>, J. M. Fernández-Varea<sup>3</sup>, J. Sempau<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Institut de Tècniques Energètiques, Universitat Politècnica de Catalunya, Barcelona. <sup>2</sup>ESRF, Grenoble, Francia. <sup>3</sup>Facultat de Física (ECM), Universitat de Barcelona, Barcelona.

## Adaptation of penEasy/PENELOPE to use the IAEA phase-space file database for linear accelerators and cobalt units

### Resumen

El objetivo de este trabajo es presentar una adaptación de penEasy, programa principal para el paquete de subrutinas de simulación Monte Carlo PENELOPE, que permite la utilización de la base de datos del Organismo Internacional de la Energía Atómica (OIEA) sobre espacios de fase de aceleradores lineales y unidades de cobaltoterapia. En primer lugar se describe la información contenida en dicha base de datos, su formato y el proceso de validación para su aceptación. En segundo lugar se detallan los pasos a seguir para que los usuarios de penEasy/PENELOPE puedan generar y leer ficheros de espacios de fase en el formato del OIEA.

*Palabras clave:* Simulación Monte Carlo. PENELOPE penEasy. Fichero de espacio de fase (PSF).

### Abstract

The aim of this work is to present an adaptation of penEasy, a main program for the Monte Carlo simulation subroutine package PENELOPE, that allows the use of the International Atomic Energy Agency (IAEA) phase-space file database for linear accelerators and cobalt therapy units. Firstly, the information stored in the phase-space files, their format and the validation criteria to accept them are described. Secondly, we provide details on the steps to follow in order to allow penEasy/PENELOPE users to read and write phase-space files in IAEA format.

*Key words:* Monte Carlo simulation. PENELOPE penEasy. Phase-space file (PSF).

### Introducción

La simulación Monte Carlo (MC) de problemas relacionados con la radioterapia externa suele dividirse en dos etapas con el fin de optimizar los tiempos de cálculo<sup>1,2</sup>. Primero se caracteriza el campo de radiación creado por la fuente (acelerador lineal, unidad de <sup>60</sup>Co) en un cierto plano, por ejemplo después de atravesar las mandíbulas. Para ello se almacena el estado de las partículas, ya sean fotones, electrones o positrones, que llegan a dicho plano en un fichero informático que se cono-

ce como el fichero del espacio de fase (*phase-space file*) o PSF. La información recopilada incluye el tipo de partícula, su energía, posición y dirección de movimiento. Posteriormente se simula el transporte de las partículas almacenadas en el PSF a través de los modificadores del haz adicionales que hubiere y del objeto irradiado.

Para generar PSFs realistas es necesario disponer de información muy detallada sobre la geometría y composición de los elementos que constituyen los cabezales de tratamiento, así como de una amplia experiencia en el uso de programas MC y en las técnicas de validación más apropiadas. A fin de evitar la repetición del costoso cálculo de PSFs, el Organismo Internacional de la Energía Atómica (OIEA) ha creado una base de datos pública de PSFs apta para aplicaciones de investigación<sup>3</sup>, que contempla tanto aceleradores lineales como unidades de <sup>60</sup>Co. En principio, dicha base de datos no resulta ade-

Correspondencia: Immaculada Martínez-Rovira, Institut de Tècniques Energètiques, Universitat Politècnica de Catalunya. Av. Diagonal 647, 08028 Barcelona. E-mail: immaculada.martinez@upc.es

Fecha de recepción: 12-6-2008

Fecha de aceptación: 15-12-2008

cuada para aplicaciones comerciales o de tratamiento de pacientes.

La base de datos está formada a partir de las aportaciones realizadas por la propia comunidad científica, para lo cual se han definido unos criterios que emplea la comisión del OIEA encargada de evaluar los PSFs presentados. De particular relevancia es el nivel de validación experimental que se haya llevado a cabo. Para compatibilizar las aportaciones de grupos distintos, el OIEA ha definido un formato estandarizado y flexible. Se pueden generar y leer PSFs de acuerdo con dicho formato gracias a un conjunto de rutinas informáticas en C++, públicas y de código abierto, desarrolladas por el propio OIEA.

El objetivo de este trabajo es presentar unas nuevas subrutinas que, utilizadas conjuntamente con un programa principal genérico para PENELOPE<sup>4</sup> llamado penEasy<sup>5</sup>, permiten al usuario generar y leer PSFs en formato OIEA sin necesidad de conocer los detalles de las interfaces de las rutinas del OIEA ni desarrollar programas adicionales. Una ejecución con penEasy/PENELOPE requiere, además de los ficheros de definición de la geometría y los materiales, de un fichero de configuración editado por el usuario que controla las características de la simulación (número de historias, definición de la fuente y de los *tallies*, parámetros de transporte, etc.).

## La base de datos del OIEA

### Información contenida en la base de datos del OIEA

La base de datos del OIEA contiene, para cada PSF incluido en la misma, dos ficheros, a saber, un fichero de cabecera y el PSF propiamente dicho.

El fichero de cabecera contiene información relativa al formato en el que se encuentran los datos del PSF simulado, así como todos los detalles necesarios para la interpretación del mismo. Su formato, que es de texto en ASCII, viene fijado por el OIEA y su contenido debe ser completado por los autores. Dicha información es principalmente la siguiente:

- Código identificativo unívoco del PSF asignado por el OIEA.
- Descripción del acelerador o unidad de cobaltoterapia simulada.
- Condiciones geométricas simuladas (tamaño de campo, distancia fuente-superficie, origen de coordenadas, etc.).
- Código de simulación utilizado para generar el PSF.
- Información relativa a cómo se ha realizado la simulación (modelos físicos de interacción, energías de absorción, técnicas de reducción de varianza, etc.).
- Descripción de la fuente de radiación inicial (tipo de partícula, tamaño y forma del haz, dispersión angular y energética, etc.).

- Número de partículas primarias simuladas.
- Número de partículas de cada tipo contenidas en el PSF.

- Referencia a la documentación de validación.

Por otra parte, el fichero PSF contendrá, en binario y formato estandarizado, información sobre las partículas que emergen del cabezal simulado. La tabla 1 muestra las variables consideradas y su tipo.

### Envío y validación de PSFs

Para que un PSF sea aceptado para su inclusión en la base de datos del OIEA, sus autores deberán proporcionar, amén de los ficheros de cabecera y PSF, documentación relativa a cómo ha sido generado y también elementos para su validación. Además, se anima a los autores a suministrar los ficheros de entrada empleados en la simulación y una especificación completa de la versión del código utilizado.

En cuanto a la validación del PSF, ésta debe basarse en el contraste con resultados experimentales. Dichas comparaciones pueden realizarse con medidas directas de la radiación emergente o medidas indirectas, por ejemplo, mediante la distribución de dosis absorbida. En el caso de la comparación con medidas indirectas, éstas pueden ser realizadas en aire o en un maniquí, para configuraciones múltiples, con distintos materiales o bien empleando distintos tipos de detectores.

Una comisión del OIEA evaluará las validaciones presentadas y juzgará la calidad de los PSFs enviados por la comunidad científica. El OIEA dispone de una página web<sup>3</sup> de acceso público y gratuito donde se presentan el objetivo de la base de datos, las instrucciones para su utilización y el proceso para el envío de PSFs y su posterior evaluación.

**Tabla 1. Variables almacenadas en un PSF de la base de datos del OIEA. Adaptado de IAEA.<sup>3</sup>**

Variable	Tipo
Posición en el eje X en cm	Real*4
Posición en el eje Y en cm	Real*4
Posición en el eje Z en cm	Real*4
Coseno director en X	Real*4
Coseno director en Y	Real*4
Energía <sup>a</sup> en MeV	Real*4
Peso estadístico de la partícula	Real*4
Tipo de partícula	Integer*4
Signo del coseno director en Z	Logical
Indicación de si la partícula pertenece a una nueva historia o no	Logical
Espacio extra para otras variables (por ejemplo, EGS LATCH, número incremental de historias, PENELOPE ILB, etc.)	n*(Integer*4) (n ≥ 0)
Espacio extra para otras variables (por ejemplo, EGS ZLAST, etc.)	m*(Real*4) (m ≥ 0)

<sup>a</sup>Energía cinética en el caso de electrones o positrones

## Subrutinas para penEasy/PENELOPE

El paquete de subrutinas PENELOPE permite el transporte acoplado de fotones, electrones y positrones en un amplio intervalo de energías, en medios materiales cualesquiera y geometrías complejas. PENELOPE, que es gratuito, de código abierto y distribuido por la NEA<sup>†</sup>, ha sido empleado con éxito en la simulación de aceleradores lineales y unidades de cobalto<sup>6-8</sup>.

Adicionalmente a PENELOPE, puede disponerse también de penEasy<sup>5</sup>, un programa principal genérico desarrollado para PENELOPE que provee modelos de fuentes de radiación y permite calcular diversas magnitudes de interés. El usuario de penEasy/PENELOPE debe modificar los ficheros de entrada de datos para definir la fuente de radiación, la geometría del problema y la obtención de, por ejemplo, la distribución 3D/cilíndrica/radial de dosis absorbida, el espectro de fluencia de partículas en un determinado material, etc. Además, su estructura modular facilita la adaptación del código si el problema a resolver así lo requiere.

A fin de que el usuario de penEasy/PENELOPE pueda utilizar la base de datos del OIEA sin necesidad de conocer los detalles de las interfaces involucradas, se han adaptado dos rutinas de penEasy, *sourcePhaseSpaceFile.f* y *tallyPhaseSpaceFile.f*, para la lectura y generación de PSFs, respectivamente.

### Instrucciones prácticas para su funcionamiento

Para realizar una simulación el usuario deberá disponer de los siguientes elementos:

- PENELOPE, distribuido por la NEA.
- penEasy, que se puede obtener desde la página web de descargas del Institut de Tècniques Energètiques, INTE (<http://www.upc.es/inte/downloads/penEasy.htm>).
- Los ficheros *sourcePhaseSpaceFile.f* y *tallyPhaseSpaceFile.f*, que también pueden obtenerse desde la página web de descargas del INTE ([http://www.upc.es/inte/downloads/penEasy\\_IAEAaddon.htm](http://www.upc.es/inte/downloads/penEasy_IAEAaddon.htm)). Dichos ficheros deberán sustituir a los contenidos en la distribución estándar de penEasy que tienen el mismo nombre.
- Las rutinas del OIEA, escritas en C++ (<http://www.nds.iaea.org/phsp/phsp.htmlx>).

Para leer y crear PSFs en formato OIEA se requiere la compilación conjunta de las rutinas de C++ y las de Fortran. De forma genérica, las instrucciones de compilación son las siguientes ('\$' indica el símbolo de sistema):

```
1.- Compilación de las rutinas de C++:
$ g++ -c iaea_header.cpp -o iaea_header.o
$ g++ -c iaea_record.cpp -o iaea_record.o
$ g++ -c iaea_phsp.cpp -o iaea_phsp.o
$ g++ -c utilities.cpp -o utilities.o
```

2.- Compilación de penEasy con un compilador Fortran:

```
$ compilador -c penEasy.f -o penEasy.o
```

3.- *Link* de las rutinas de C++ y las de Fortran:

```
$ compilador -lm -lstdc++ penEasy.o iaea_header.o iaea_record.o iaea_phsp.o utilities.o -o penEasy_IAEA.x
```

El *link* precisa de las librerías estándar de C++ (-lstdc++) y las librerías matemáticas (-lm). Las rutinas desarrolladas han sido probadas con éxito con los compiladores g95, gfortran e Intel Fortran sobre GNU/Linux. En principio también deberían funcionar correctamente en cualquier otro sistema operativo que soporte los dos lenguajes. El uso de *GNU Compiler Collection* facilita su implementación ya que se distribuye libremente (<http://gcc.gnu.org/>) e incluye compiladores de C++ (g++) y Fortran (gfortran) en el mismo paquete.

Una vez creado el ejecutable (penEasy\_IAEA.x en el ejemplo anterior), el usuario podrá generar o leer PSFs en formato OIEA seleccionando la opción deseada en el fichero de configuración de penEasy.

Aunque las rutinas han sido diseñadas para leer PSFs simulados con penEasy/PENELOPE permiten también la lectura de aquellos que hayan sido generados (en formato OIEA) con EGS<sup>9,10</sup>, uno de los sistemas de simulación MC más utilizados en la resolución de problemas relacionados con la física médica, u otros programas de simulación MC.

## Conclusiones

Las rutinas desarrolladas para su utilización con penEasy/PENELOPE permiten generar y leer PSFs en el formato estandarizado de la base de datos del OIEA sobre aceleradores lineales y unidades de cobaltoterapia. El acceso a dicha base de datos permitirá evitar la repetición de simulaciones que ya hayan sido realizadas por otros miembros de la comunidad científica.

## Agradecimientos

Este trabajo ha sido financiado parcialmente por el Fondo de Investigación Sanitaria (proyecto PI 03/0676) y el Ministerio de Educación y Ciencia (proyecto FIS2006-07016). IMR agradece el apoyo recibido por parte del *Departament d'Educació i Universitats de la Generalitat de Catalunya* y del Fondo Social Europeo. JS agradece también la financiación parcial del Centro de Investigación Biomédica en Red en Bioingeniería, Biomateriales y Nanomedicina (CIBER-BBN).

<sup>†</sup>Nuclear Energy Agency: <http://www.nea.fr>

## Referencias

1. Ma C-M, Jiang SB. Monte Carlo modelling of electron beams from medical accelerators. *Phys Med Biol* 1999;44:R157-89.
2. Verhaegen F, Seuntjens J. Monte Carlo modelling of external radiotherapy photon beams. *Phys Med Biol* 2003;48:R107-64.
3. IAEA Nuclear Data Section, Phase-Space Database for External Beam Radiotherapy, Technical Report INDC (NDS)-0484, Vienna 2006. Véase <http://www-nds.iaea.org/phsp/phsp.htmlx>.
4. Salvat F, Fernández-Varea JM, Sempau J. PENELOPE-2006, A Code System for Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport. OECD-NEA 2006, Issy-les-Moulineaux, France. Disponible en PDF en <http://www.nea.fr>.
5. Sempau J, Badal A. PenEasy, a modular main program and voxelised geometry package for PENELOPE. Disponible gratuitamente desde <http://www.upc.es/inte/downloads/penEasy.htm>.
6. Mazurier J, Salvat F, Chauvenet B, Barthe J. Simulation of photon beams from a Satume 43 accelerator using the code PENELOPE. *Physica Medica* 1999;XV:101-10.
7. Sempau J, Sánchez-Reyes A, Salvat F, Oulad ben Tahar H, Jiang SB, Fernández-Varea JM. Monte Carlo simulation of electron beams from an accelerator head using PENELOPE. *Phys Med Biol* 2001;46:1163-86.
8. Panettieri V, Duch MA, Jornet N, Ginjaume M, Carrasco P, Badal A, et al. Monte Carlo simulation of MOSFET detectors for high-energy photon beams using the PENELOPE code. *Phys Med Biol* 2007;52:303-16.
9. Nelson WR, Hirayama H, Rogers DWO. The EGS4 Code System, Technical Report SLAC-265, Stanford Linear Accelerator Center 1985.
10. Kawrakow I. Accurate condensed history Monte Carlo simulation of electron transport. I. EGSnrc, the new EGS4 version. *Med Phys* 2000;27:485-98.

## ¿Tiene sentido instalar tanques de recogida y decaimiento para el tratamiento de residuos líquidos radiactivos diagnósticos en hospitales?

En los servicios de medicina nuclear se administran radiofármacos a pacientes con fines diagnósticos y terapéuticos. Estos radiofármacos consisten en radionucleidos añadidos a diferentes moléculas. La patología de los pacientes y la naturaleza de las moléculas determinan la forma en la que los radionucleidos se metabolizan.

La vía principal de eliminación biológica de estos radionucleidos es la urinaria, por lo que la mayor parte de la actividad administrada al paciente, o bien se descarga directamente a la red de alcantarillado, o bien se almacena para su decaimiento en tanques dedicados de forma previa a dicha descarga a la red.

Existen diferentes estudios y recomendaciones sobre las descargas de residuos radiactivos líquidos al ambiente desde cualquier instalación radiactiva. En particular para las descargas hospitalarias destacan el informe IA-EA-TECDOC-1000<sup>1</sup> y el informe del Grupo de efluentes<sup>2</sup> del “Foro de protección radiológica en el medio hospitalario”.

Con motivo del “V Taller internacional sobre radiación ambiental y medio ambiente”<sup>3</sup> se expusieron los modelos y prácticas de diferentes países europeos, entre ellos España, presentándose dos trabajos<sup>4,5</sup> de estimación genérica de estos últimos efluentes, que se han publicado recientemente.

Mientras el uso de tanques de almacenamiento para orinas procedentes de tratamientos hospitalarios con I-131 de cáncer diferenciado de tiroides (CDT), está bien establecido y es la práctica habitual en todos los hospita-

les nacionales, la instalación de tanques dedicados a procedimientos diagnósticos no está generalizada, y son contados los hospitales que se deciden por esta opción.

Sin embargo, las especificaciones de autorización de funcionamiento de los servicios de medicina nuclear incluyen como límite establecido para el total de los efluentes vertidos en un año, que la suma de las actividades de los radionucleidos diferentes del H-3 y del C-14 sea inferior a 1 GBq.

Ante lo restrictivo de esta especificación, se hace necesario estimar de la forma más precisa posible estas actividades, para ver el grado de cumplimiento con la misma. Los vertidos de orinas con I-131 procedentes de tratamientos de CDT no presentan ningún problema tras su decaimiento en tanques de varios meses previo a su descarga. El problema real en el cumplimiento de la especificación de 1 GBq se presenta en los vertidos procedentes de técnicas diagnósticas. La tabla 1 recoge una estimación de las actividades que se pueden descargar procedentes de estas técnicas bajo las hipótesis representativas de un hospital nacional típico.

A diferencia de los cálculos genéricos (g) para descargas<sup>2</sup>, que consideran 2 horas de desintegración para todos los radionucleidos, otros autores<sup>4</sup> consideran en detalle el decaimiento para cada uno de ellos, para afinar todo lo posible la estimación de vertidos. Estos autores tienen en cuenta el tiempo transcurrido entre pacientes, el número de pacientes por día para cada radiofármaco administrado, el número de días laborables anuales, la

**Tabla 1. Datos y resultados para las descargas anuales acumuladas para cada radionucleido. (En todos los casos se supone que el tiempo transcurrido entre la inyección y la micción es de 2 horas)**

Radio-nucleido	Actividad inyectada /paciente (Bq)	Periodo semi-desintegración (h)	Factor Eliminación	Actividad descargada (Bq)	Tiempo entre pacientes (h)	Pacientes por día	Actividad descargada acumulada anual (Bq)
Ga-67	$1,11 \cdot 10^8$	78,24	0,7	$7,63 \cdot 10^7$	24	1	$3,37 \cdot 10^8$
I-123	$5,00 \cdot 10^8$	13,20	0,7	$3,15 \cdot 10^8$	7	2	$7,43 \cdot 10^8$
I-131	$2,96 \cdot 10^8$	12,96	0,8	$2,35 \cdot 10^8$	24	1	$2,20 \cdot 10^9$
In-111	$5,00 \cdot 10^7$	67,92	0,3	$1,47 \cdot 10^7$	3,5	3	$1,69 \cdot 10^8$
Tc-99m	$5,55 \cdot 10^8$	6,02	0,3	$1,32 \cdot 10^8$	0,39	19	$1,85 \cdot 10^9$
Tl-201	$2,00 \cdot 10^8$	72,96	0,04	$7,85 \cdot 10^6$	24	1	$3,28 \cdot 10^7$

**Tabla 2. Comparación de las actividades acumuladas anuales entre estimación genérica (g) y con desintegración pormenorizada (d p)**

Radionucleido	Actividad descargada (d p) (Bq)	Actividad descargada (g) (Bq)	Cociente actividades (g)/(d p)
Ga-67	$3,37 \cdot 10^8$	$1,98 \cdot 10^{10}$	58,75
I-123	$7,43 \cdot 10^8$	$1,64 \cdot 10^{11}$	220,73
I-131	$2,20 \cdot 10^9$	$6,11 \cdot 10^{10}$	27,77
In-111	$1,69 \cdot 10^8$	$1,15 \cdot 10^{10}$	68,13
Tc-99m	$1,85 \cdot 10^9$	$6,53 \cdot 10^{11}$	353,55
TI-201	$3,28 \cdot 10^7$	$2,04 \cdot 10^9$	62,12
TOTAL	$5,33 \cdot 10^9$	$9,12 \cdot 10^{11}$	171,14

desintegración asociada a cada fin de semana, el número de semanas laborables al año, etc. El resultado de este cálculo de desintegración pormenorizada (d p) es que se reducen mucho las estimaciones de descargas genéricas efectuadas sin dicha consideración, como puede verse en la tabla 2.

Los valores de actividad total se reducen de 91 GBq a 5 GBq. Según el radionucleido las reducciones van de 28 a 354 veces. Lógicamente según sea la vida media del radionucleido más corta, mayor es la reducción obtenida, lo que tiene una gran trascendencia para el Tc-99m, que es el radionucleido más utilizado.

Aunque la reducción conseguida es importante y llega a un factor total de 20, el resultado total de 5 GBq sigue siendo superior al valor especificado de 1 GBq.

Ante la disyuntiva de incurrir en incumplimiento de una especificación de funcionamiento emanada de la autoridad, cuyas consecuencias pueden ser graves, tanto desde el punto de vista de la reglamentación de protección radiológica, como de otros organismos o autoridades competentes que acceden a estas especificaciones (por ejemplo en auditorías de calidad), debería plantearse el adquirir un sistema de tanques para la retención de estas orinas hasta que, una vez reducido su valor de actividad por desintegración, puedan ser vertidas a la calle.

Sin embargo, ¿tiene sentido instalar tanques de recogida y decaimiento para el tratamiento de residuos líquidos radiactivos diagnósticos en hospitales? Varios argumentos soportan un rotundo no a esta pregunta:

- De acuerdo con el informe del Grupo de efluentes<sup>2</sup>, el criterio para establecer el límite integrado de vertidos en un año se expresa en términos de dosis al individuo

**Tabla 3. Comparación de dosis efectiva acumulada anual recibida por el trabajador del sistema de tratamiento de lodos estimada con desintegración genérica (g) y con desintegración pormenorizada (d p)**

Radionucleido	$\mu\text{Sv/año}$ (d p)	$\mu\text{Sv/año}$ (g)
Ga-67	4,39	259
I-123	0,45	99,5
I-131	23,2	644
In-111	0,74	50,2
Tc-99m	0,001	0,39
TI-201	2,34	15,2
TOTAL	29	1070

crítico y se establece en 0,1 mSv/año. La vía crítica es la exposición externa y el individuo crítico es el trabajador del sistema de alcantarillado y tratamiento, utilización y eliminación de los lodos.

El conocimiento de la actividad vertida de cada radionucleido, por otra parte, permite estimar y comparar las dosis efectivas a dicho trabajador usando el método con desintegración pormenorizada y sin el mismo (tabla 3). Como puede verse con estos resultados, dicho trabajador recibe anualmente 29  $\mu\text{Sv}$ , como valor más realista, y a todas luces por debajo del límite anual de dosis efectiva para miembros del público (1 mSv), pero también inferior al límite establecido para el total de los efluentes vertidos de 0,1 mSv/año.

- El impacto ambiental de las descargas procedentes del diagnóstico es mínimo: téngase en cuenta que la vida media física de los radionucleidos usados en diagnóstico es del orden de las horas (ver tabla 1), tiempo mucho menor que el que se tarda en que las excretas sean procesadas y devueltas al ecosistema para su consideración en las vías de exposición o en la cadena trófica<sup>6</sup>.

- La instalación de tanques para técnicas diagnósticas aumentará las dosis absorbidas del personal del hospital, sobre todo en intervenciones asociadas a su mantenimiento y de forma especial en el caso de producirse alguna avería, sin obtener aparentemente ningún beneficio a cambio.

- La instalación de tanques también aumentará el dinero a invertir y otros costes que deberían ser analizados y justificados, sobre todo en pequeñas instalaciones o servicios de medicina nuclear que sólo utilizan técnicas diagnósticas.

Por lo tanto y concluyendo se podría decir que sólo cuando se trate de un servicio de medicina nuclear en donde la actividad manejada sea muy grande o muy exagerada para alguno de los radionucleidos, y puedan superarse los niveles anuales mencionados para la dosis al individuo crítico, 100  $\mu\text{Sv}$ , debe plantearse la instalación de tanques dedicados para diagnóstico.

En la mayoría de los servicios nacionales de medicina nuclear la solución a esta falta de sintonía entre las especificaciones de funcionamiento y los valores reales de las descargas no debería ser el adquirir un nuevo sistema de tanques, sino el cambiar los límites de vertidos si estos quieren redactarse en términos de GBq descargados o, como alternativa, redactar los mismos en términos de

dosis al individuo crítico, en cuyo caso el límite de la especificación sería el de 0,1 mSv/año.

Por otra parte sería recomendable hacer una estimación usando el método con desintegración pormenorizada<sup>4</sup> en cada servicio de medicina nuclear proyectado o en funcionamiento. Esta estimación se debería repetir con una frecuencia anual, o a medida que se modifiquen las actividades o los radionucleidos utilizados, con el fin de tener en todo momento un conocimiento realista de las descargas hospitalarias que se producen en cada instalación, así como en el conjunto nacional de estas instalaciones.

**Raquel Barquero Sanz**

*Jefe Sección Radiofísica y Protección Radiológica.  
Hospital Universitario del Río Hortega. Valladolid.*

## Referencias

1. International Atomic Energy Agency. Clearance of materials resulting from the use of radionuclides in medicine, industry and research: IAEA-TECDOC-1000, 1998.
2. Grupo de efluentes del Foro de Protección Radiológica en el medio hospitalario. SEFM 2002. <http://www.sefm.es/docs/actsefm/informefinalgruopoeffluentes.pdf>.
3. V International Workshop Natural Radiation and Environment. Valladolid 2006.
4. Barquero R, Agulla MM, Ruiz A. Liquid discharges from the use of radionuclides in medicine (diagnosis). J Environ Radioactv 2008; 99:1535-1538.
5. Barquero R, Esteban R, Basurto F, Nuñez de Villavicencio C, Jimenez JM. Liquid Discharges from patients undergoing I-131 treatments. Journal of Environmental Radioactivity 2008;99:1530-1534.
6. International Commission on Radiological Protection. Release of patients after therapy with unsealed radionuclides. ICRP Publication 94. 2004.

## POSICIONAMIENTO, FIJACIÓN Y PROTECCIÓN DE PACIENTES EN RADIOTERAPIA

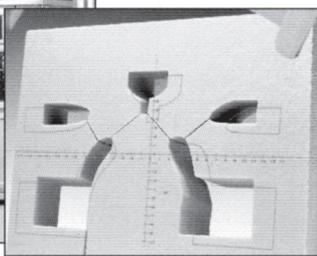
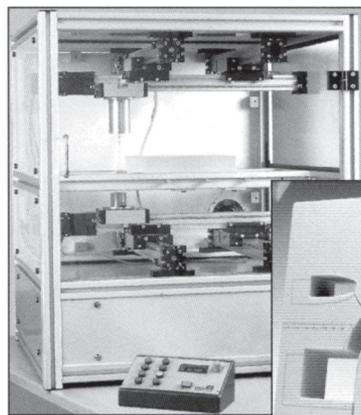
### FABRICACIÓN DE MOLDES

**Cortadores de bloques de Styrofoam**, tipos manual y automáticos para cortes 2D y 3D, partiendo de datos de placa radiográfica + scanner o de sistema de planificación disponible.

**Sistema de planificación autodidáctico**, de manejo sencillo y práctico, especial para nuevos centros de trabajo.

**Bloques de poliestireno** cortados a medida. **Crisoles de fusión** de diferentes capacidades. **Aleaciones de baja fusión** con o sin cadmio. **Bandejas de enfriamiento**. Pupitres con vibradores. **Placas y bandejas portamoldes**. Sistema de bloques satélites.

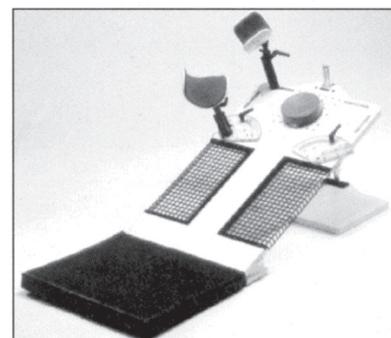
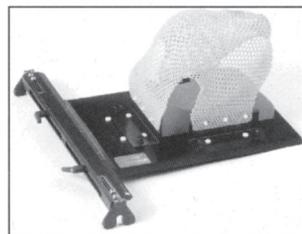
**Materiales para bolus**. **Marcadores adhesivos**. **Tomadores de contorno y espesores corporales**, etc.



### FIJACIÓN Y POSICIONAMIENTO

**Inmovilización de pacientes** mediante bandejas de fijación, adaptables a las camillas de las unidades de tratamiento o simulación, en metacrilato o fibra de carbono. Diferentes modelos para **pelvis, mamas** (plano inclinado), **cabeza y hombros**. **Hojas termoplásticas** moldeables a mano. Baños termostáticos.

**Colchones o almohadillas plásticas**, que rigidizan por aplicación de vacío, para posicionamiento y repetición de posturas incómodas durante el tratamiento.



Para mayor información, dirigirse a:



**MCP IBERIA, S.A.**

Miembro del Grupo de Compañías MCP

Avda. San Pablo, 31 - Nave 18 • 28820 COSLADA - Madrid Teléfonos (34-1) 669 41 82/42 36 • Telefax (34-1) 669 40 24

### Curso "IMRT. Fundamentos y control de calidad"

Del día 26 al 20 de noviembre se celebró en el Hospital Universitario de Salamanca el curso "IMRT. Fundamentos y control de calidad", dentro del programa de formación continuada de la SEFM, dirigido por Enrique de Sena Espinel y Carlos Martín Rincón.

El temario abordado durante estos días cubrió ampliamente todos los aspectos relacionados con esta técnica, iniciándose con una visión clara y general que sentó unas bases sobre las que desarrollar el trabajo posterior. Se abordaron temas tales como:

- La dosimetría clínica, con las modalidades de *step and shoot* (sin movimiento del MLC dentro de cada segmento) y *sliding windows* (con moviendo de MLC durante la irradiación); donde factores como el contorno de órganos, con su margen, se vuelve vital debido a los altos gradientes de dosis conseguidos.

- El problema de la posible no concordancia entre la posición del paciente durante la planificación y el tratamiento da lugar a variaciones anatómicas inter e intra fracción, que debido a la conformación conseguida, nos conduce a la necesidad de tener un sistema de posicionamiento fiable: IGRT (*Image guided radiation therapy*), ya sea mediante sistemas basados en equipos convencionales de radiodiagnóstico, ultrasonidos o sistemas de seguimiento de marcadores externos.

- La verificación de tratamientos, para descartar tanto errores de planificación (mal modelado) como fallos en el acelerador. Se expusieron la diversidad de herramientas disponibles para ello: cámaras de ionización, matrices de detectores, dosimetría fotográfica, o lo que durante el tema correspondiente recibió una atención especial, el uso del sistema de imagen portal.

- El control de calidad de los aceleradores lineales dedicados a tratamientos de IMRT, siendo en este sentido de extrema importancia el control del MLC: precisión en la posición de las láminas, o transmisión y penumbra, y adicionalmente, en IMRT dinámica, la velocidad de las láminas. Igualmente, hay que constatar la linealidad de la dosis-UM, siendo fundamental, hallar las mínimas UM que podemos dar por segmento.

El programa, además del contenido teórico, incluyó una serie de prácticas donde: se realizó el control de calidad de un tratamiento mediante el uso de películas radiocrómicas y de un colimador multiláminas, se desarrolló la metodología a seguir en una planificación de un tratamiento de IMRT, y en el control de calidad de un Cone Beam CT (IGRT).

En líneas generales, hay que valorar muy positivamente este curso, ya que proporciona un excelente punto de partida para iniciar el proceso de implementación de esta técnica cada día mas extendida, además de que el nivel de los docentes proporciona un foro suficientemente cualificado para que los profesionales que están vinculados a ella puedan exponer sus dudas.

**Domingo Pablo Córdoba Gómez**

*Hospital Universitario Ramón y Cajal. Madrid*

### Curso "Simulación Monte Carlo en Física Médica con PENELOPE y MCNP"

Del 12 al 14 del pasado mes de noviembre se celebró en Barcelona la segunda edición del curso "Simulación Monte Carlo en Física Médica con PENELOPE y MCNP". El curso estaba organizado por la SEFM, en colaboración con el CIEMAT y La "Escola Bonanova".

El objetivo general del curso era proporcionar a los aproximadamente 30 asistentes los conocimientos teóricos y prácticos necesarios para emplear los programas de simulación Monte Carlo PENELOPE y MCNP en situaciones de interés en Física Médica.

El curso estuvo estructurado por una parte en clases magistrales y por otra en sesiones prácticas. En un primera parte obtuvimos una visión general de la simulación Monte Carlo del transporte de radiación así como de las interacciones radiación-materia. Comenzamos con una introducción al programa de simulación Monte Carlo PENELOPE. Todos agradecemos mucho que estos primeros temas se ciñeran al mínimo imprescindible, y que se le diera más importancia a las sesiones prácticas. La tarde del primer día y todo el día siguiente empezamos con algunos ejercicios prácticos con PENELOPE. Pudimos familiarizarnos con el programa PENELOPE, abordando diversos ejercicios que son de interés en nuestro campo de trabajo, como fueron la simulación de la respuesta de los detectores de radiación, las distribuciones de dosis absorbidas producidas por dispositivos empleados en braquiterapia o en radioterapia externa con haces de fotones y electrones. El último día vimos una introducción al programa de simulación MCNP así como algunos ejercicios prácticos.

Querría resaltar la calidad del material tanto impreso como en soporte informático que pusieron a nuestra disposición los organizadores. Desde el primer día dispusi-

mos de la documentación completa (*tutorial* y libro) de los programas PENELOPE (versión 2006) y MCNP (*report*), así como de todas las presentaciones y ejercicios con sus soluciones. Resaltar también la valía de los profesores tanto el Dr. José María Fernández Varea, como el Dr. Josep Sempau Roma y el Dr. José María Gómez Ros nos demostraron no sólo su dominio de los temas tratados sino su gran capacidad pedagógica.

Como única pega pondría que quizás éramos demasiados alumnos, tanto para el tamaño del aula, como para el número de ordenadores así como para el número de profesores en las sesiones prácticas. Lo ideal hubiese sido disponer de un ordenador por alumno, y aumentar el número de profesores en las sesiones prácticas. Por otra parte, a mi modo de ver, quizás se debería alargar en un día la duración del curso, ya que sobre todo la parte de MCNP necesitaría más tiempo.

En resumen, el curso me pareció muy útil, ya que es imprescindible que los profesionales de Radiofísica Hospitalaria tengamos unos mínimos conocimientos sobre esta técnica, en la que con mucha probabilidad, en un futuro próximo, estarán basados muchos de los sistemas de planificación. La organización del curso y los profesores estuvieron magníficamente bien, con los objetivos generales del curso cumplidos con creces.

**M<sup>a</sup> Asunción Ruiz López**  
*Hospital Ramón y Cajal. Madrid*

### **Grupo de trabajo de Radioterapia Guiada por la Imagen (IGRT)**

El grupo de trabajo de IGRT ha seguido con su cometido, según el programa presentado en el Congreso de la SEFM en Granada.

Durante el año 2008, el grupo ha trabajado principalmente en la confección de un artículo de revisión sobre los equipos y técnicas más utilizados en Radioterapia Guiada por la Imagen, que se publica en este número de la revista de Física Médica.

También la coordinadora del grupo de IGRT ha participado en el curso sobre IMRT que tuvo lugar en Salamanca la última semana de noviembre, con el tema de IGRT.

Aunque no se ha realizado ninguna reunión presencial, sí se ha mantenido una intensa comunicación vía correo electrónico.

Ha habido algunos cambios entre los componentes del grupo, quedando la composición como se presenta en la página de los grupos de trabajo de este mismo número de la revista.

**M. Cruz Lizuain**  
*Institut Català d'Oncologia. Barcelona*

### **Grupo de trabajo "Dosis absorbida por el paciente tras la administración de radiofármacos"**

#### *Objetivo actualizado del trabajo*

El objetivo fundamental es elaborar un documento que recoja los procedimientos necesarios para poder estimar las dosis por radiación que reciben los pacientes en Medicina Nuclear.

#### *Resumen del trabajo realizado e indicaciones de los documentos a que ha dado lugar*

– Tablas de DOSIMETRÍA EN EXPLORACIONES DIAGNÓSTICAS, presentadas en el año 2001 en el XIII Congreso Nacional de la Sociedad Española de Física Médica, Málaga (2001), puede encontrarse una versión electrónica en red en:

<http://www.hcu-lblesa.es/fpro/documentos.html>

– DOSIMETRÍA DE PACIENTES EN TRATAMIENTOS CON I-131 DE CÁNCER DIFERENCIADO DE TIROIDES (CDT). Documento presentado en mayo del 2008 y en fase de incorporación de comentarios.

#### *Calendario y actividad programada durante el año 2009*

Se abordará el documento sobre DOSIMETRÍA DE PACIENTES EN TRATAMIENTOS CON I-131 DE HIPERTIROIDISMO.

Se estima una frecuencia trimestral entre reuniones. De hecho, la primera reunión se programó para el día 16 de diciembre de 2008.

Siguiendo la misma pauta se prevén 4 reuniones a lo largo del año 2009.

**Raquel Barquero Sanz**  
*Hospital Universitario Río Ortega. Valladolid*

### **I Jornadas andaluzas de protección radiológica hospitalaria**

El pasado 13 de diciembre de 2008 se celebraron en Antequera (Málaga) las Primeras Jornadas Andaluzas de Protección Radiológica Hospitalaria, organizadas por la Sociedad Andaluza de Radiofísica Hospitalaria (SARH), con el patrocinio del Consejo de Seguridad Nuclear. Esta era la primera actividad organizada por la sociedad andaluza desde su refundación el pasado verano en esta misma ciudad.

Las jornadas comenzaron a las 9.30 de la mañana, con el objetivo de permitir el desplazamiento de organizadores y participantes, y tras una breve introducción por parte del presidente de la sociedad, Manuel Rodríguez Castillo, se pasó a la conferencia inaugural, por parte de Eduardo Guibelalde, con el nombre de "Formación de

PR 2º nivel: Proyecto MARTIR". En ella nos contó las características del proyecto, que se inició en el año 2000, con el objetivo de poder formar a profesionales de manera presencial o a distancia. Nos indicó que se había ampliado con un nuevo vídeo, destinado a los controles de calidad del equipamiento, y que se pretendía revisar el apartado de instrumentación, pues podría haber quedado algo anticuado, tras ocho años. Hizo hincapié en la gran cantidad de referencias existentes en el CD que contiene el proyecto y en su gran interactividad y manejabilidad para alumnos y profesores. Recomendó un tiempo medio de formación de entre 40 y 50 horas por alumno y resaltó la importancia del seguimiento del tutor. En su aplicación a la formación en la Facultad de Medicina de la Universidad Complutense de Madrid, se imparten 2 créditos presenciales, más otros 2,5 si se aprueba el examen del proyecto; todo ello siempre que se hayan asegurado 30 horas de formación propia del alumno con el CD interactivo del proyecto. En el posterior debate, se resaltó la importancia de involucrar a los alumnos en las clases y la diferencia de asistentes entre cursos en horario de trabajo o fuera de él.

Posteriormente se realizó un breve descanso con café incluido, antes de pasar a la siguiente conferencia, que fue impartida por Enrique Alonso, coordinador del Plan Integral Oncológico de Andalucía (PIOA). En su charla, indicó que el plan no es finalista ni tiene presupuesto propio. Funciona con una estructura mínima e implantación horizontal y con la colaboración y asesoramiento de grupos de trabajo de expertos, quienes elaboran propuestas que posteriormente son analizadas por la Consejería de Salud. El plan acaba de publicar su segunda versión, 2007-2012, con varios cambios organizativos, seis objetivos principales, nueve líneas de trabajo y seis compromisos. Se destacó la incorporación de 13 nuevos aceleradores a los servicios de Radioterapia, 6 de alta energía y 7 de baja, que se irán instalando entre 2009 y 2011, en función de la disponibilidad de los respectivos búnkeres. En la discusión posterior se vio la conveniencia de establecer un mínimo en la dotación de profesionales necesarios para el funcionamiento de estos equipos y la posibilidad de incluir a miembros de las comisiones de garantía de calidad en Radioterapia como asesores del PIOA.

La siguiente ponencia fue presentada por Francisco Carrera y versó sobre la estimación de dosis a profesionales de categoría B mediante dosimetría de área y la aplicación del documento del Foro de Protección Radiológica, que se ha realizado junto con el Consejo de Seguridad Nuclear. En su análisis del tema destacó los objetivos iniciales del proyecto, que básicamente eran establecer el sistema de dosimetría de área en profesionales que difícilmente superen 2 mSv anuales y que trabajen en equipos de rayos X dentales intraorales, radioquirúrgicos, podológicos y portátiles. El estudio se basaba en la implantación de dosímetros de área fijos y dosímetros de puesto de trabajo, con alguna dificultad para la asigna-

ción de dosis a los trabajadores derivadas de su mecanismo de utilización. Tras las dificultades con las que se encontraron para implantarlos y el análisis de los resultados de la aplicación práctica del nuevo método, realizada en el Hospital Marqués de Valdecilla de Santander, se realizó una nueva versión del protocolo, aplicada únicamente a profesionales con riesgo de superar 1 mSv al año y en equipos portátiles, dentales intraorales y podológicos (eliminandose los radioquirúrgicos). Tras la discusión, la opinión generalizada era la poca utilidad del protocolo, dado que su objetivo, que es reducir el uso de dosímetros en servicios problemáticos por su gran cantidad de fallos en el cambio del dosímetro y de pérdidas, difícilmente se alcanzaba.

La última conferencia fue impartida por el presidente de la SARH junto con Julio Almansa y trató el tema de la Formación en Protección Radiológica de residentes de especialidades sanitarias. Manuel nos contó las experiencias en los dos años de aplicación de los cursos en su hospital, haciendo notar las dificultades en impartir cursos de forma obligatoria y presencial, aunque se intentara resaltar su importancia para la protección de los propios alumnos, de los pacientes y del público en general. Indicó que tras el análisis de las encuestas de satisfacción, los alumnos esperaban recibir una guía de actuación al final del curso. Aunque el ponente estaba contento con su experiencia en los cursos, la discusión demostró que el resto de los presentes no había tenido la misma sensación. Posteriormente Julio, ordenador en mano, nos presentó el proyecto para la teleformación de los residentes, a través de una herramienta de "e-training", diseñada dentro del portal MIR de la Consejería de Salud de Andalucía ([www.portaleir.es](http://www.portaleir.es)). El proyecto se está desarrollando ahora en la plataforma Moodle y se pretende incorporar para los residentes del año 2009. La formación será dirigida por varios tutores de los distintos hospitales y provincias, quienes impartirán una sesión inicial y presencial, para pasar posteriormente a realizar el control de la formación de los residentes. El curso terminará con la realización de un examen dentro de la plataforma, tipo test, para decidir la aptitud del alumno. En la discusión se verificó el interés de todos los presentes en la implantación del método, al simplificar la impartición de los cursos. Además el método ya es conocido por los residentes, pues varios cursos de formación utilizan este mismo sistema.

Y así, casi sin querer, se nos hicieron las dos y media de la tarde, por lo que se dieron por cerradas las jornadas. A cada asistente y a los ponentes, se les entregó un minúsculo y personalizado "pen drive" de 4 GB, que incluía las ponencias presentadas y el proyecto MARTIR con el nuevo vídeo aportado por Eduardo.

Posteriormente pasamos a disfrutar de una magnífica comida con viandas típicas de la zona, tras la cual se celebró la asamblea de la Sociedad Andaluza de Radiofísica Hospitalaria.

Al final, sobre las 7 de la tarde y antes de desplazarnos a nuestras respectivas casas bajo una copiosa lluvia, nos felicitamos por el éxito de las jornadas, por el giro radical y positivo que había tomado nuestra sociedad autonómica y nos emplazamos a reunirnos con mayor frecuencia y a seguir celebrando sucesivas jornadas al estilo de esta.

**Diego Burgos**

*Hospital Universitario San Cecilio. Granada*

### **Reseña del Congreso RSNA 08**

Del 30 de noviembre al 5 de diciembre de 2008 se celebró en Chicago el 94 Congreso anual de la *Radiological Society of North America*, RSNA 2008.

Los más de 60.000 profesionales allí reunidos pudimos asistir a multitud de cursos, ponencias y sesiones educativas en los distintos campos del diagnóstico por imagen.

En el área de la física médica se ofertaron 17 cursos (varios de los cuales se prolongaron a lo largo de los 5 días) junto con numerosas sesiones de comunicaciones orales, educativas y póster. Se trataron aspectos relacionados con la percepción e interpretación de las imágenes, con los riesgos asociados a la TC y a la RM y con la dosis y calidad de imagen en TC, haciendo especial hincapié en pediatría.

Por otra parte es necesario reseñar que, tan importante como las sesiones científicas, fue la exposición técnica, donde más de 750 empresas de reconocido prestigio pre-

sentaron las últimas innovaciones tecnológicas que veremos pronto en el mercado.

Dada la magnitud del evento, y aún a pesar de la distancia, la representación española, tanto de radiofísicos como de radiólogos, es cada vez más numerosa, estando presentes compañeros de distintos hospitales de nuestra geografía. Un aspecto importante del Congreso es precisamente éste, la diversidad de los participantes, que brinda una magnífica oportunidad para contactar con profesionales de otros países e intercambiar experiencias, ideas y puntos de vista diferentes sobre nuestra labor diaria.

Una actividad paralela muy interesante que realizamos un grupo de radiofísicos españoles fue la visita a la fábrica de la empresa Tomotherapy Inc. donde nos mostraron el proceso de fabricación del equipo de tomoterapia y el desarrollo de un equipo clínico que permitirá intensidad modulada con protones.

El ambiente humano, relajado y comunicativo que reinó dentro del grupo de la SEFM a lo largo de las distintas jornadas calentó los fríos días que nos deparó la climatología y me permitió disfrutar tanto de las actividades científicas como sociales en el marco de una ciudad que nos acogió con la silueta de sus rascacielos, su bullicio prenavideño y su pasión por los deportes y la música.

Por último, quiero agradecer a la SEFM la beca concedida para la asistencia a este Congreso y a la empresa Toshiba Medical Systems, S.A. la dotación económica de la misma.

**Manuel José Buades Forner**

*Hospital Universitario Virgen de la Arrixaca. Murcia*

# Agenda

## **2D/3D image-based brachytherapy in gynaecological malignancies**

Manila (Filipinas), 22-24 enero 2009.

*Información:* [www.estro.be](http://www.estro.be)

## **Multidisciplinary teaching course on prostate cancer**

Sevilla (España), 1-5 febrero 2009.

*Información:* [www.estro.be](http://www.estro.be)

## **SPIE Medical Imaging**

Orlando, Florida (EEUU), 7-12 febrero 2009.

*Información:* [spie.org/medical-imaging.xml](http://spie.org/medical-imaging.xml)

## **International Conference on Medical Physics, Radiation Protection and Radiobiology**

Jaipur (India), 11-13 febrero 2009.

*Información:* [www.sfpf.fr/download/fichiers/formations/](http://www.sfpf.fr/download/fichiers/formations/)

## **First Barcelona School of Biomedical Informatics (BSBMI'09)**

Barcelona (España), 16-20 febrero 2009.

*Información:* [www.bsbmi.es](http://www.bsbmi.es)

## **4th Int. Conf. on Translational Research and Pre-Clinical Strategies in Radiation Oncology**

Ginebra (Suiza), 11-13 marzo 2009.

*Información:* [www.docguide.com/crc.nsf/congresses](http://www.docguide.com/crc.nsf/congresses)

## **Dose calculation and verification for external beam therapy**

Múnich (Alemania), 15-19 marzo 2009.

*Información:* [www.estro.be](http://www.estro.be)

## **Modern brachytherapy techniques**

El Cairo (Egipto), 22-26 marzo 2009.

*Información:* [www.estro.be](http://www.estro.be)

## **2nd International Breast Cancer Meeting**

Sarajevo (Bosnia Herzegovina), 23-25 abril 2009.

*Información:* [www.ecco-org.eu](http://www.ecco-org.eu)

## **ICARO Meeting (International Conference on Advances in Radiation Oncology)**

Viena (Austria), 27-29 abril 2009.

*Información:* [www.pub.iane.org/MTCD/Meetings/Announcements.asp?](http://www.pub.iane.org/MTCD/Meetings/Announcements.asp?)

## **Radiobiology & Radiobiological Modelling in Radiotherapy**

Chéster (Reino Unido), 28 abril -1 mayo 2009.

*Información:* [www.ccotrust.nhs.uk/document\\_uploads/Radiobiology%20Course/](http://www.ccotrust.nhs.uk/document_uploads/Radiobiology%20Course/)

## **IMRT and other conformal techniques in practice**

Milán (Italia), 17-21 mayo 2009.

*Información:* [www.estro.be](http://www.estro.be)

## **European Conferences on Biomedical Optics (ECBO)**

Múnich (Alemania), 14-18 de junio.

*Información:* [www.osa.org/meetings/topicalmeetings/ecbo/](http://www.osa.org/meetings/topicalmeetings/ecbo/)

## **Clinical dosimetry measurements in radiotherapy. AAPM summer school**

Colorado (Estados Unidos), 21-25 junio 2009.

*Información:* [www.aapm.org](http://www.aapm.org)

## **XVII Congreso Nacional de la SEFM y XII Congreso Nacional de la SEPR**

Alicante (España), 2-5 junio.

*Información:* [www.sefmsepralicante2009.es](http://www.sefmsepralicante2009.es)

## **Congreso de la Sociedad Española de Medicina Nuclear**

Valencia (España), 25-27 junio 2009.

*Información:* [www.sem.n.es](http://www.sem.n.es)

## **From 2D-3D planning and imaging**

San Petersburgo (Rusia), 28 junio-2 julio 2009.

*Información:* [www.estro.be](http://www.estro.be)

## **10 th Biennial ESTRO**

Maastricht (Holanda), 30 de agosto-3 de septiembre 2009.

*Información:* [www.estro.org](http://www.estro.org)

**XXXII Bienal de Física. 18º Encuentro Ibérico**  
Ciudad Real (España), 7-11 septiembre 2009.

**The World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering - the triennial scientific meeting of the IUPESM**

Múnich (Alemania), 7-12 de septiembre 2009.

*Información: [www.sefm.es/docs/folletoalemania.pdf](http://www.sefm.es/docs/folletoalemania.pdf)*

**Physics for clinical radiotherapy**

Atenas (Grecia), 27 septiembre - 1 octubre 2009.

*Información: [www.estro.be](http://www.estro.be)*

**XV Congreso de la Sociedad Española de Oncología Radioterápica (SEOR)**

Castellón (España), 6-9 de octubre 2009.

*Información: [www.grupoaran.com/castellonseor2009](http://www.grupoaran.com/castellonseor2009)*

**Basic Clinical Radiobiology course**

Toledo (España), 18-23 octubre 2009.

*Información: [www.estro.be](http://www.estro.be)*

**EANM'09 Annual Congress of the European Association of Nuclear Medicine**

Barcelona (España), 10-14 octubre 2009.

*[www.eanm.org/event/event\\_detail.php?navId=60&eventId=213&year=2009&month=0](http://www.eanm.org/event/event_detail.php?navId=60&eventId=213&year=2009&month=0)*

**IMRT and other conformal techniques in practice**

Gliwice (Polonia), 15-19 noviembre 2009.

*Información: [www.estro.be](http://www.estro.be)*

**Congreso RSNA 2009**

Chicago (Estados Unidos), 29 noviembre - 4 diciembre 2009.

*Información: [www.rsna.com](http://www.rsna.com)*

**Image-guided radiotherapy in clinical practice**

Bruselas (Bélgica), 13-17 diciembre 2009.

*Información: [www.estro.be](http://www.estro.be)*

## Cursos de Formación Continuada SEFM 2009

Acreditados por la Comisión de Docencia de la SEFM

DIRECTORA: Ana Paula Millán Armengol

### 1. IMRT. FUNDAMENTOS Y CONTROL DE CALIDAD (2ª Edición)

CÓDIGO: C01-SEFM/09

DIRECTORES: Enrique de Sena Espinel y Carlos Martín Rincón

FECHA Y LUGAR DE CELEBRACIÓN:  
Salamanca. Del 27 al 29 de abril de 2009

### 2. ULTRASONIDOS Y SUS APLICACIONES EN DIAGNÓSTICO Y TERAPIA. CONTROL DE CALIDAD DE ECÓGRAFOS

CÓDIGO: C02-SEFM/09

FECHA Y LUGAR DE CELEBRACIÓN:  
Zaragoza. Del 29 de septiembre al 1 de octubre de 2009

### 3. CONTROL DE CALIDAD EN RADIOLOGÍA DIGITAL

CÓDIGO: C03-SEFM/09

DIRECTOR: Santiago Miquélez Alonso

FECHA Y LUGAR DE CELEBRACIÓN:  
Pamplona. Del 28 al 30 de octubre de 2009

Para todos los cursos se solicita la acreditación por la Comisión de Formación Continuada del Sistema Nacional de Salud