

# Editorial

Un nuevo año, un nuevo número con un nuevo formato de presentación de los contenidos de la Revista de Física Médica. Ya se adelantaba —de modo algo enigmático— una información sobre un nuevo proyecto en el comentario editorial del último número de la revista. Ahora la respuesta salta a la vista inmediatamente al abrir el ejemplar. La idea de la Junta Directiva de la Sociedad y del Comité de Redacción es que los cambios no sean meramente formales ni que se detengan en este número. A lo largo de este año esperamos completar el proceso con formatos renovados para la presentación de los originales, la revisión y la edición final de los trabajos. Para ello nos gustaría contar con soportes firmes en todas las instancias implicadas en el proceso, desde la SEFM, con sus socios y comités, hasta la nueva empresa editora. Confiamos en que suceda así y podamos mejorar conjuntamente la edición de la Revista de Física Médica.

Se acerca la fecha de celebración del Congreso conjunto SEFM-SEPR de Alicante. En este ejemplar publicamos la información definitiva sobre el programa y otros detalles. Si nos atenemos a la cantidad de resúmenes recibidos y al programa, parece que se dan a priori muy buenas condiciones para que su desarrollo resulte fructífero e interesante. En relación con la revista hay dos aspectos a destacar: la celebración durante esos días de una sesión-taller abierta sobre aspectos de autoría, revisión y edición de los trabajos; y la posibilidad de que el congreso se convierta en un buen vivero de futuros trabajos a publicar en números sucesivos. Como es natural, aunque los miembros del equipo responsable de la revista nos vamos a implicar

a fondo en ambas tareas, necesitaremos la colaboración de los potenciales autores, revisores, e incluso miembros futuros del Comité de Redacción. Se trata en definitiva de abrir la revista a todos y el Congreso de Alicante puede brindar el momento y el lugar adecuados. Otro evento que se destaca en las páginas de este número es el Congreso Mundial de Física Médica e Ingeniería Biomédica, que tendrá lugar en Múnich entre el 7 y el 12 de septiembre, en el que se espera que finalmente haya una participación importante de profesionales de la física médica y la bioingeniería de todo el mundo.

En cuanto a los contenidos del número destacamos el artículo de revisión sobre sistemas híbridos de imagen en medicina nuclear, que nos va a servir para ponernos al día en los avances de estas técnicas de imagen, que en relativamente poco tiempo han mostrado una gran utilidad en el diagnóstico clínico. Lo acompañan otros trabajos y comentarios centrados en radioterapia y medicina nuclear, además de otro, destacable por su presencia poco frecuente en la revista, centrado en el estudio de aspectos relacionados con el movimiento del cuerpo humano mediante análisis de correlación de señales.

Finalmente tenemos que lamentar el reciente fallecimiento de Carlos Enrique Granados, persona con una larga trayectoria de trabajo en y para la SEFM. Esperamos que la reseña dedicada a su memoria en este número sirva de homenaje y reconocimiento a su implicación en el desarrollo y las actividades de la Sociedad, desde un tiempo ya lejano hasta épocas muy recientes.

# Equipos híbridos en Medicina Nuclear

## Hybrid scanners in Nuclear Medicine

JM Martí-Climent\*, E Prieto y MJ García-Velloso

Servicio de Medicina Nuclear. Clínica Universidad de Navarra.

Fecha de Recepción: 03/11/2008 - Fecha de Aceptación:09/01/2009

Tradicionalmente las imágenes de CT, MRI, SPECT y PET se han obtenido en diferentes equipos y en momentos distintos. La utilización de un equipo que combina dos modalidades de imagen permite la adquisición simultánea o secuencial de las mismas. En esta revisión se describen los tomógrafos de Medicina Nuclear que combinan dos modalidades de imagen, los denominados equipos híbridos PET/CT, SPECT/CT y PET/MRI.

**Palabras clave:** PET, SPECT, MRI, CT, equipos híbridos.

Classically CT, MRI, SPECT and PET images have been obtained with different scanners and time points. The combination of two image modalities in one scanner allows simultaneous or sequential acquisitions. In this review, Nuclear Medicine scanners that combine two image modalities are described, the PET/CT, SPECT/CT y PET/MRI scanners.

**Key words:** PET, SPECT, MRI, CT, dual modality.

## Introducción

Las imágenes obtenidas con rayos X en la tomografía computarizada (CT) y las imágenes de resonancia magnética (MRI) aportan información anatómica del paciente, con una resolución espacial milimétrica e incluso submilimétrica. Además, la MRI ofrece la posibilidad de obtener imágenes funcionales, como la perfusión, el efecto BOLD, la difusión y la espectroscopia<sup>1</sup>. Sin embargo, carece de la sensibilidad de la tomografía por emisión de positrones (PET), que le hace ideal para visualizar moléculas específicas en los organismos en el rango picomolar. La PET junto a la tomografía por emisión de fotón único (SPECT), técnicas de Medicina Nuclear, ofrecen información funcional y metabólica, pero carecen de la buena resolución espacial de la CT y la MRI.

Los cambios anatómicos que se producen en el paciente son el resultado de un proceso y son evidentes cuando la enfermedad ha evolucionado significativamente. La detección de los procesos fisiológicos y metabólicos antes de que su manifestación anatómica se produzca es un privilegio de la Medicina Nuclear. Esta imagen molecular permite el diagnóstico en las primeras fases de la enfermedad, antes de que se produzcan complicaciones en la misma<sup>2</sup>.

Aunque cada modalidad de imagen aporte una información clínica determinada del paciente, a menudo es la combinación de dos o más técnicas la que proporciona un diagnóstico. En este marco, las imágenes de CT, MRI, SPECT y PET se obtienen en diferentes equipos y en momentos distintos. En consecuencia, la alineación y corrección por medio de programas informáticos no es trivial; en especial cuando el órgano de interés no es el cerebro, para el cual sirven las transformaciones de sólido rígido, y deben aplicarse transformaciones no lineales.

Una alternativa a la fusión de las imágenes complementarias generadas en equipos diferentes es su obtención en un mismo equipo que permita la adquisición simultánea o secuencial de las mismas. El equipo híbrido así diseñado permite una simplificación del corrección espacial de las imágenes de las dos modalidades integradas, en comparación con las obtenidas en equipos separados y en tiempos diferentes. Las imágenes se obtienen mientras el paciente permanece en la misma posición, con los mismos apoyos de brazos y piernas, así como con la misma camilla.

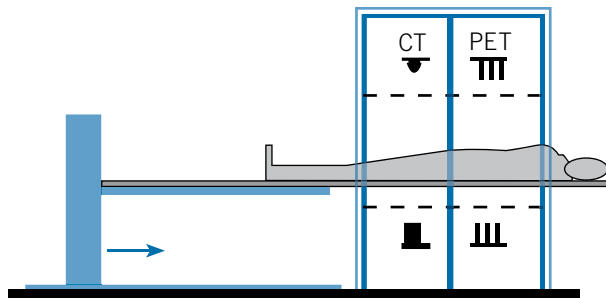
Tras el desarrollo de diversos prototipos, en 1999 se comercializó el primer tomógrafo SPECT/CT y en 2001 el primer PET/CT. Estos equipos combinan la imagen

\* Correspondencia  
E-mail: jmmartic@uanv.es

molecular (SPECT y PET) con la imagen anatómica de alta calidad (CT). La complementariedad de la información permite localizar en el CT los hallazgos funcionales y metabólicos de las imágenes SPECT y PET. Los equipos híbridos PET/MRI todavía no son comerciales y están en fase de desarrollo, presentando diversos retos tecnológicos. A continuación se describen los tomógrafos de Medicina Nuclear que combinan dos modalidades de imagen, los denominados equipos híbridos PET/CT, SPECT/CT y PET/MRI.

## Tomógrafos PET/CT

El primer tomógrafo PET/CT, diseñado por D. Townsend, fue introducido para el uso clínico en 1998<sup>3</sup>. La motivación que impulsó el diseño de este equipo fue la obtención de imágenes clínicas de tomografía por emisión de positrones y de tomografía computarizada alineadas con precisión, en un mismo tomógrafo; permitiendo correlacionar la información funcional del PET con la anatómica del CT. La disponibilidad de la imagen CT para determinar las correcciones debidas a la atenuación y a la radiación dispersa fue secundaria<sup>4</sup>. Además, se consiguió una reducción del tiempo dedicado a la adquisición del estudio de transmisión, que era de 20 a 30 minutos con fuentes de <sup>68</sup>Ge, a menos de 1 minuto con un equipo CT.



**Fig. 1.** Esquema de un tomógrafo PET/CT, en el que sus componentes PET y CT están en tándem.

La solución al diseño de un equipo PET/CT fue la disposición de un tomógrafo CT en tándem con un tomógrafo PET (fig. 1 y 2). En el diseño de estos tomógrafos PET/CT ha sido preciso tomar decisiones sobre<sup>5</sup>:

- la elección de los componentes PET y CT, y de su nivel o características de funcionamiento,
- el nivel de integración mecánica de los componentes, siendo mínimo cuando los tomógrafos PET y CT se disponen en tándem,

- la necesidad de mantener o retirar las fuentes de transmisión en los equipos,
- el diseño de la camilla, con el fin de maximizar la extensión de los dos estudios corregistrados,
- el nivel de integración de los programas de tratamiento de las imágenes, así como las herramientas de visualización y análisis.



**Fig. 2.** Tomógrafo PET/CT (Biograph 2 de Siemens) instalado en la Clínica Universidad de Navarra. En las dos primeras imágenes, que corresponden a la fase de montaje, se observa la disposición en tándem del PET y del CT.

Las prestaciones de los tomógrafos PET y CT dependerán de las aplicaciones a las que se dedique el equipo, siendo el estudio de cuerpo entero en oncología la principal aplicación clínica en la actualidad. Dado que los tomógrafos PET/CT combinan las dos modalidades de imagen (PET y CT), estos equipos híbridos son el resultado de la integración de dos técnicas que han progresado históricamente por separado. En los siguientes apartados se hace una referencia a los equipos CT multidetectores, para a continuación describir con más detalle el funcionamiento de un tomógrafo PET, y en particular los avances más significativos que han implicado una mejora de la calidad de la imagen PET. Finalmente, se analiza la utilización de la imagen CT para realizar la corrección de atenuación en el PET, y los artefactos que pueden producirse.

## Equipos CT Multidetector

Tras su aparición a finales de los 80, los equipos de anillo deslizante y el CT helicoidal se convirtieron en el estándar para el CT de cuerpo entero. La utilización más eficiente de los rayos X, ensanchando el haz y utilizando múltiples filas de detectores, permitirá recoger simultáneamente información para más de un corte; ello reduciría el número de rotaciones, y el uso total del tubo, para cubrir la extensión del paciente<sup>6</sup>. Con este concepto de CT multidetector, aparecieron

sucesivamente equipos con 4, 16 ó 64 cortes, y recientemente los de 128 cortes. Con equipos de 64 coronas se consigue una resolución espacial isotrópica junto a una resolución temporal excepcional (suficientes para la imagen cardíaca) con una excelente cobertura axial (4-6 cm por segundo)<sup>7</sup>. Por otro lado, estas mejoras en el equipamiento han ido acompañadas de avances en la componente informática de los equipos CT.

La componente CT de todos los equipos PET/CT presenta unas características de funcionamiento parecidas, aunque depende del fabricante y del modelo escogido; siendo quizás la más diferencial el número de filas de detectores del equipo. Así, los espesores de corte cubren un rango de 0,6 a 10 mm, la tensión del tubo tiene valores de 80, 100, 120 y 140 keV y el tiempo mínimo por rotación llega a ser 0,4 segundos/360°. Las adquisiciones del CT más rápidas están indicadas en las aplicaciones de cardiología, y cuando es preciso que el paciente mantenga apnea durante el estudio. Para las aplicaciones oncológicas no son necesarios equipos CT tan rápidos, realizando el estudio anatómico de cuerpo entero en menos de un minuto. Sin embargo, la adquisición del PET puede durar entre 5 y 20 minutos en total, dependiendo principalmente del equipo, incluyendo varios ciclos respiratorios en cada posición de la camilla. Esta diferencia de tiempos requiere la adecuación de protocolos específicos para la respiración del paciente con el fin de que haya el menor desajuste posible entre la imagen anatómica y la metabólica. Por otro lado, en los equipos actuales también es posible la realización de estudios sincronizados con el ritmo cardíaco y el movimiento respiratorio.

## Tomógrafos PET

El desarrollo de la PET ha permitido que ésta sea una técnica:

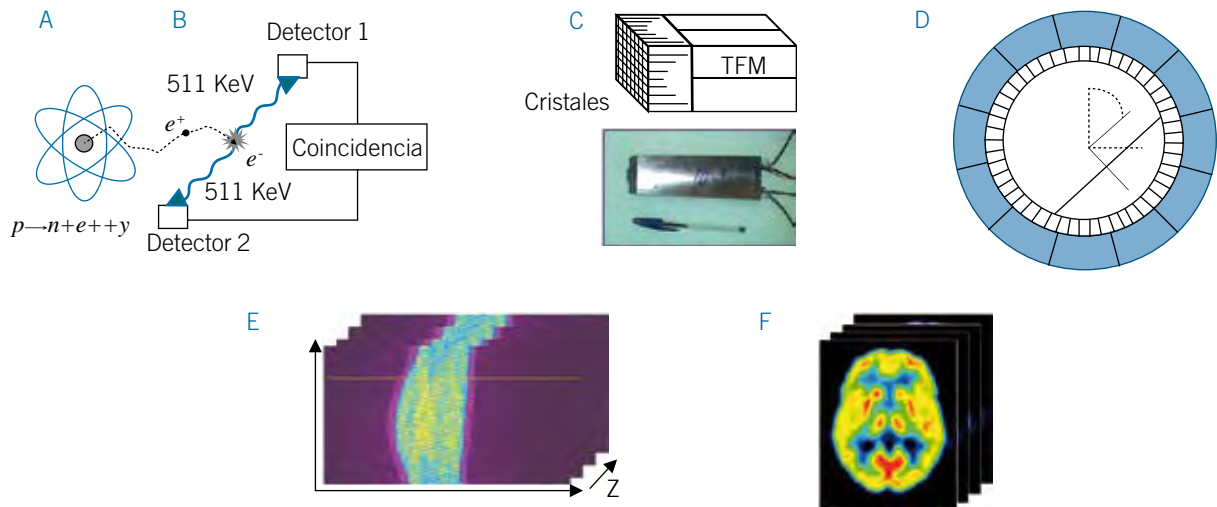
- dinámica, posibilitando la adquisición de datos con rapidez, siguiendo la cinética de los procesos farmacológicos y fisiológicos,
- sensible, pudiendo detectar concentraciones picomolares e incluso femtomolares de los ligandos en los tejidos,
- potencialmente cuantitativa, siendo posible obtener datos en unidades absolutas de los procesos fisiológicos,
- no invasiva.

No obstante, la PET tiene como factores limitantes la resolución espacial y el número (estadística) de sucesos detectados para formar la imagen, junto con la duración del estudio. Por ello, es deseable que el tomógrafo PET, integrado en un PET/CT, disponga de las mejores prestaciones (características) de funcionamiento posibles.

## Principios físicos de la imagen PET

Son diversas las publicaciones que versan sobre los principios generales de la tomografía por emisión de positrones<sup>8-11</sup>. En este apartado se resumen aspectos de interés para poder abordar a continuación aquellos que tienen más implicación en la última generación de equipos PET/CT. Los principios de obtención de la imagen PET se resumen en la fig. 3. Los radionucleidos emisores de positrones (tabla 1) tienen un déficit de neutrones en el núcleo y alcanzan la estabilidad por medio de una transformación nuclear de un protón a un neutrón. Este proceso implica la emisión de un positrón y de un neutrino. El positrón pierde su energía cinética interactuando con el medio que le rodea hasta aniquilarse con un electrón, estando tanto el positrón como el electrón prácticamente en reposo. El alcance del positrón dependerá de su energía inicial. Siguiendo las leyes de conservación de la masa y de la energía, los dos fotones de aniquilación (cada uno de 511 keV) viajan en la misma dirección y sentidos opuestos, y pueden ser detectados simultáneamente por detectores situados en oposición por medio de un circuito de coincidencia (fig. 3.B), generándose un suceso “verdadero”. Al volumen entre los dos detectores opuestos en coincidencia se le denomina “volumen de coincidencia”, y a la línea que les une “línea de coincidencia” (LC), que se define electrónicamente. Al no usarse colimadores, la sensibilidad de un equipo PET es mucho mayor (dos órdenes de magnitud) que la de una gammacámara. Cada detección de un fotón de aniquilación se denomina suceso “sencillo”; produciéndose un suceso “verdadero” cuando dos detectores registran en coincidencia sendos sucesos “sencillos” causados por los dos fotones del mismo suceso de aniquilación, en un intervalo de tiempo llamado “tiempo de coincidencia  $\tau$ ”, típicamente de 6 a 12 ns. Además de las coincidencias “verdaderas”, se producen sucesos coincidentes “aleatorios” y “de dispersión” que degradan tanto la calidad de la imagen como su valor cuantitativo. En las coincidencias “aleatorias” los dos fotones de 511 keV detectados dentro de la ventana de coincidencia son de distintos sucesos de aniquilación, mientras que en las coincidencias “de dispersión” uno de los dos fotones ha sufrido una interacción Compton, desviándose de su trayectoria pero manteniendo su energía dentro de la ventana energética alrededor de los 511 keV establecida para admitir las detecciones. En ambas situaciones se produce la asignación incorrecta de una línea de coincidencia que degrada la imagen final.

La unidad básica en los tomógrafos PET es el bloque de cristales detectores, desarrollado a mediados de los años 80<sup>12</sup> (fig. 3.C). El bloque centelleador está cortado en una matriz de cristales (de unos 5 mm x 5 mm de sección y de 2 a 3 cm de profundidad) que están acoplados a varios tubos fotomultipli-



**Fig. 3.** Principios de la imagen PET:

- A. átomo emisor de positrones,
- B. detección en coincidencia de los dos fotones de aniquilación,
- C. bloque detector como matriz de pequeños cristales acoplados a tubos fotomultiplicadores,
- D. asignación de las coordenadas polares a la línea de coincidencia,
- E. formación del sinograma, para cada plano de detección, con el número de aniquilaciones detectadas, y
- F. cortes transversales de la distribución del radiofármaco marcado con el emisor de positrones.

cadores (TFM). La luz detectada por los TFM se utiliza para localizar el detector en el que ha interactuado el fotón incidente; siendo el principio de funcionamiento similar a la lógica de una gammacámara. La disposición de bloques detectores en un mismo plano configura los anillos detectores. Por otro lado, al aumentar el número de bloques contiguos permite aumentar el número de anillos y el campo axial de visión hasta los 15 ó 25 cm.

Cada línea de detección viene determinada por unas coordenadas de muestreo angular ( $\theta$ ) y radial ( $\rho$ ) (fig. 3.D). Esto permite almacenar los sucesos coincidentes en matrices o sinogramas (fig. 3.E), uno para cada posición axial (Z), donde cada fila de la matriz

representa la proyección paralela de la distribución de actividad en el paciente para un ángulo ( $\theta$ ). A partir de la información de los sinogramas y por medio de la reconstrucción tomográfica se puede obtener la distribución del elemento emisor de positrones, que se corresponderá con la distribución del radiofármaco estudiado (fig. 3.F).

La tecnología PET ha avanzado significativamente en los últimos años<sup>13-14</sup>, con implicaciones en los equipos PET/CT, destacando el uso de nuevos cristales centelleadores con la incorporación de la técnica del tiempo de vuelo, la mejora en la resolución espacial y en la sensibilidad de los equipos, y los algoritmos de reconstrucción tomográfica. En la tabla 2 se detallan

**Tabla 1.** Propiedades físicas de los positrones producidos por radionucleidos utilizados en PET.

Radionucleido	Probabilidad (%)	$E_{\text{máxima}}$ (MeV)	Rango en agua (mm)	
			Máximo	Medio
Carbono-11	99,9	0,96	3,9	0,4
Nitrógeno-13	99,8	1,2	5,1	0,6
Oxígeno-15	99,9	1,7	8,0	0,9
Flúor-18	100,0	0,64	2,3	0,2
Cobre-62	97,6	2,9	15,0	1,6
Galio-68	87,9	1,9	9,0	1,2
Rubidio-82	94,9	3,4	18,0	2,6

características de diseño del tomógrafo PET de diversos equipos PET/CT, relacionadas con estos avances.

### Cristales centelleadores

El cristal centelleador utilizado en el tomógrafo PET determina diferentes parámetros de funcionamiento del tomógrafo, incluyendo la sensibilidad y las prestaciones temporales. Los primeros tomógrafos PET utilizaban cristales de NaI(Tl), empleados en las gammacámaras de Medicina Nuclear. Aunque la luminosidad era elevada, y podían manufacturarse cristales de gran superficie y bajo coste, presentaban una sensibilidad muy baja para los fotones de aniquilación de 511 keV. A finales de los años 70 se introdujo el germanato de bismuto ( $\text{Bi}_4\text{Ge}_3\text{O}_{12}$ ) o BGO, con un coeficiente de atenuación mayor para los fotones de 511 keV, debido a su elevada densidad y número atómico (tabla 3). Como desventajas, presenta una pobre producción de luz (20% respecto al NaI) y unas características temporales que reducen tanto su resolución en energía como su resolución temporal; sin embargo el BGO fue el cristal utilizado en la mayoría de los tomógrafos PET.

A finales de los años 90 se desarrollaron nuevos cristales centelleadores con propiedades muy adecuadas para PET<sup>15</sup>, y que son utilizados en la última generación de tomógrafos. Así, el oxiortosilicato de lutecio ( $\text{Lu}_2\text{SiO}_5\text{:Ce}$ ) o LSO tiene la segunda eficiencia más elevada y buenas propiedades mecánicas. Su elevado rendimiento de fotones reduce la incertidumbre en la

medida de la energía, y su corto tiempo de desvanecimiento permite reducir la ventana de coincidencia de 12 a 6 ns, que en modo de adquisición 3D (ver apartado de sensibilidad) reduce de manera importante las coincidencias aleatorias. Otro material centelleador es el oxiortosilicato de gadolínico ( $\text{Gd}_2\text{SiO}_5\text{:Ce}$ ) o GSO que, al igual que el LSO, presenta mejores características temporales (emisión de la luz más rápida) que el BGO reduciendo el tiempo muerto y mejorando las prestaciones del tomógrafo a elevadas tasas de sucesos detectados. Además, su mejor resolución en energía (9%) permite que el equipo rechace con más eficiencia los fotones dispersos. La introducción de otros materiales como el oxiortosilicato de lutecio-itrio (LYSO), con resolución temporal del orden de los 600 ps permite utilizar la denominada técnica de “tiempo de vuelo” como se verá más adelante.

Las mejores prestaciones temporales de los cristales centelleadores han requerido una adaptación de la electrónica de los tomógrafos PET. Sin embargo, la primera generación de tomógrafos con cristales LSO de CTI/Siemens todavía utilizaba la electrónica desarrollada para los detectores de BGO, con un tiempo de desvanecimiento de la luz largo, sin aprovechar las ventajas del cristal. La introducción de una electrónica más rápida (denominada Pico-3D) ha posibilitado la mejora real de funcionamiento del tomógrafo, con la reducción de la resolución energética de un 18 a un 13% y de la ventana de coincidencia de 6 a 4,5 ns, y el aumento de la discriminación energética inferior de 350 a 400 keV. Así, el cambio de la electrónica en un equipo PET/CT

**Tabla 2.** Características de diseño del tomógrafo PET de diversos equipos PET/CT.

Marca	Siemens		GE Healthcare			Philips	
	HI-REZ	Biograph	RX	STE/VCT	ST	Gemini	TF
Modelo	HI-REZ	Biograph	RX	STE/VCT	ST	Gemini	TF
Cristal	LSO	LSO	LYSO	BGO	BGO	GSO	LYSO
Tamaño Cristal (mm <sup>3</sup> )	4x4x20	6,45x6,45x25	4,2x6,3x30	4,7x6,3x30	6,3x6,3x30	4x6x20	4x4x22
Nº cristales	24336	9216	15120	13440	10080	17864	28336
Campo Axial (cm)	16,2	16,2	15,7	15,7	15,7	18	18
Campo Transaxial (cm)	58,5	58,5	70	70	70	56	57,6
Modo de adquisición	3D	3D	2D/3D	2D/3D	2D/3D	3D	3D
Ventana de coincidencia	4,5 ns	6 ns 4,5 ns*	6 ns	2D: 11,7 ns 3D: 9,3 ns	11,7 ns	7,5 ns	6 ns
Ventana de energía (keV)	425-650	350-650 400-650*	425-650	2D: 375-650 3D: 425-650	375-650	410-665	440-665
Referencia	Brambilla et al. <sup>22</sup>	Martinez et al. <sup>16</sup>	Kemp et al. <sup>60</sup>	Teräs et al. <sup>61</sup>	Mawlawi et al. <sup>62</sup>	Lamare et al. <sup>63</sup>	Surti et al. <sup>17</sup>

\* Con la electrónica Pico-3D.

**Tabla 3.** Propiedades físicas de los centelleadores PET<sup>11</sup>.

Material	$\rho$ (g/cm <sup>3</sup> )	$Z_{\text{eff}}$	$\mu$ (cm)	P (%)	T (ns)	N (fotones/MeV)	FWHM (%)	H
BGO	7,1	75	0,95	40	300	9.000	12	No
GSO	6,7	59	0,70	25	60	8.000	9	No
LSO	7,4	66	0,88	32	40	30.000	10	No
NaI (TI)	3,7	51	0,34	17	230	41.000	8	Sí

$\rho$ : Densidad,  $Z_{\text{eff}}$ : Número atómico efectivo,  $\mu$ : Coeficiente de atenuación lineal, P: Probabilidad relativa de efecto fotoeléctrico, T: Tiempo de desvanecimiento del centelleo, N: Número de fotones producidos, FWHM: Resolución en energía, H: Higroscópico.

Biograph Sensation-16, basado en el tomógrafo PET LSO de 24 anillos detectores, ha permitido mejorar las prestaciones<sup>16</sup>, disminuyendo la radiación dispersa en un 14% y mejorando el parámetro NEC (noise equivalent count-rate).

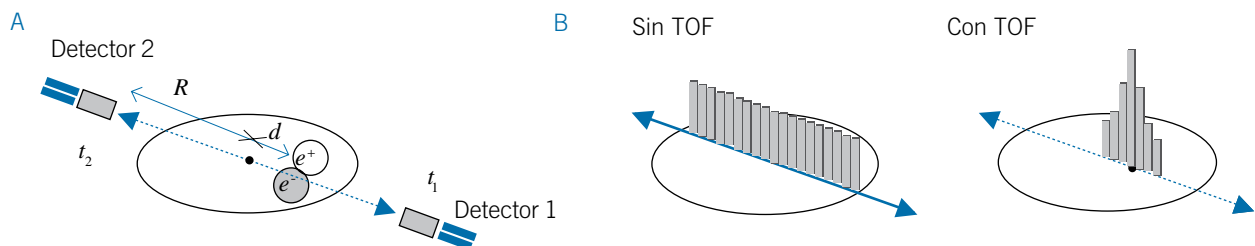
### Tiempo de vuelo

En la técnica de “tiempo de vuelo” (Time of flight, TOF) se mide la diferencia temporal que hay entre la detección de los dos fotones de aniquilación. Para ello se precisan cristales centelleadores con una resolución temporal muy buena, como la del cristal LYSO (con una relación Lutecio:Itrio de 9:1) empleado en el tomógrafo Gemini Time-of-Flight de Philips<sup>17</sup>. La aniquilación producida a una distancia ( $d$ ) del centro del tomógrafo de radio  $R$  (fig. 4) supone, para los fotones viajando a la velocidad de la luz ( $c$ ), una diferencia temporal en la detección de ambos fotones de  $2d/c$ . Al disponer de cristales rápidos y de una electrónica adecuada esta diferencia temporal puede ser medida. La medida de esta diferencia temporal permite conocer la distancia  $d$  con una cierta incertidumbre ( $\Delta d$ ). Así, para tomógrafos con una resolución temporal de 600 ps, la incertidumbre en la localización de la ani-

quilación es de 9 cm. Al conocer dicha localización, en la reconstrucción tomográfica del tomógrafo TOF ya no se considera la posición de la aniquilación como una distribución uniforme de probabilidad para todos los puntos (los vóxeles) de la línea de coincidencia, sino la posición más probable ( $d$ ) como el centro de una distribución de incertidumbre. Una consecuencia de reducir la incertidumbre en la localización del evento de aniquilación (de toda la línea de respuesta a una pequeña zona) es una mejora de la relación señal-ruido (SNR, signal to noise ratio), que viene dada por  $(L/\Delta d)^{1/2}$ , siendo  $L$  el diámetro de la distribución de radiactividad<sup>18</sup>. Así, para una distribución uniforme de 45 cm de diámetro y una incertidumbre de 9 cm en la detección, la mejora del SNR será de un factor 2,2. La mejora más significativa en la calidad de imagen con el TOF se ha observado en los pacientes de mayor peso<sup>17</sup>, donde las lesiones se ven con mayor claridad y con una mayor captación que en las imágenes obtenidas sin utilizar la técnica TOF<sup>19</sup>.

### Resolución espacial y tamaño del cristal

La resolución espacial del tomógrafo, expresada como la anchura a mitad de altura (AIMA) de la función

**Fig. 4.** Técnica de tiempo de vuelo (TOF):

- en la adquisición de la imagen se determinan los tiempos de detección de los fotones,
- la imagen puede reconstruirse con una incertidumbre menor en la localización del suceso de aniquilación, al no distribuirse de un modo equiprobable a lo largo de la línea de coincidencia.

de dispersión de línea, es el resultado de la combinación o contribución de varios factores físicos o intrínsecos, relacionados con la aniquilación del positrón, y de otros factores instrumentales<sup>20</sup>:

- La aniquilación del positrón se produce cuando se encuentra prácticamente en reposo, por lo que ha debido perder su energía cinética cubriendo una distancia (rango,  $r$ ) desde el punto de emisión. Esta distancia depende de la energía inicial de emisión y del número atómico del tejido del medio. El efecto en la AIMA es de  $\approx 0,1$  mm y  $0,5$  mm para el  $^{18}\text{F}$  y el  $^{15}\text{O}$  respectivamente<sup>21</sup>. Se observa que estos valores son más próximos a los rangos medios que a los rangos máximos de los positrones emitidos (tabla 1).
- Cuando se produce la aniquilación, el sistema constituido por el positrón y el electrón no está exactamente en reposo; por esta razón los dos fotones de aniquilación no son emitidos en oposición (colineales), sino con un ángulo pequeño (menor de  $0,25^\circ$ ). Ello representa una AIMA de unos  $1,8$  mm para tomógrafos PET con diámetros del anillo detector ( $D$ ) de  $90$  cm.
- Uno de los parámetros que más degrada la resolución del tomógrafo es la limitada resolución espacial intrínseca del cristal centelleador. Para un equipo multicristal la resolución está relacionada con el tamaño del cristal ( $a$ ), siendo la resolución  $a/2$  en el eje del tomógrafo y degradándose al alejarse radialmente hacia el límite del campo de visión.
- El diseño del equipo basado en un sistema de bloques detectores, en lugar del acoplamiento individual de cada cristal a un tubo fotomultiplicador, añade un factor adicional degradante de la resolución ( $b$ ). Este tendrá en cuenta del error causado en la localización de los sucesos debido a las fluctuaciones estadísticas de las señales de los tubos fotomultiplicadores, a la dispersión en el propio detector y a las imperfecciones en el esquema decodificador del bloque.

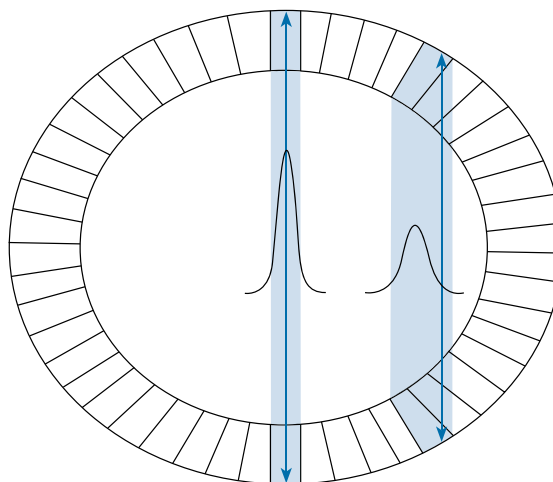
Aunque en la práctica clínica la resolución tomográfica se ve afectada por otros factores como el algoritmo de reconstrucción tomográfica y los filtros que se empleen, la relación entre la resolución del sistema y las distintas contribuciones viene dada por:

$$\text{AIMA} = 1,25 \left[ (a/2)^2 + (0,0022D)^2 + r^2 + b^2 \right]^{1/2}$$

Cuando el alcance del positrón es pequeño, como es el caso del  $^{18}\text{F}$  (con una energía máxima de  $0,633$  MeV), las contribuciones más importantes son el tamaño del cristal y la no colinealidad. Habiendo

pocas variaciones en el diámetro del anillo detector PET en un equipo dedicado a estudios de cuerpo entero, el tamaño del cristal es el factor determinante en la resolución tomográfica y además en el coste del equipo PET (a menor cristal mayor precio, cubriendo una misma extensión axial); por ello, cada casa comercial ha ofrecido históricamente un par de modelos con distinto tamaño de cristales. Así, la resolución transversa a  $1$  cm del eje del tomógrafo para los PET/CT Biograph modelos 16 HI-REZ y Sensation 16 es de  $4,6$  mm y  $5,7$  mm, cuyos cristales son de  $4$  mm x  $4$  mm x  $20$  mm y  $6,45$  mm x  $6,45$  mm x  $25$  mm respectivamente<sup>16,22</sup>.

Por otro lado, la resolución se degrada hacia el borde del campo de visión transversal porque la línea de coincidencia puede ser determinada erróneamente. Ello es debido a que la absorción del fotón (efecto fotoeléctrico) se puede producir en el cristal adyacente a aquel que primero intercepta la trayectoria del fotón (verdadera línea de coincidencia) (fig. 5). Este efecto se conoce como “error de paralaje” o como problema de “profundidad de interacción”, y aumenta (degrada la resolución radial) al reducir el diámetro del anillo detector y al disminuir el tamaño del cristal; situaciones propias de los equipos PET dedicados a pequeños animales, aunque también de interés en los equipos clínicos PET/CT de alta resolución. Como se verá más adelante, esta degradación de la resolución se puede corregir durante la reconstrucción tomográfica.

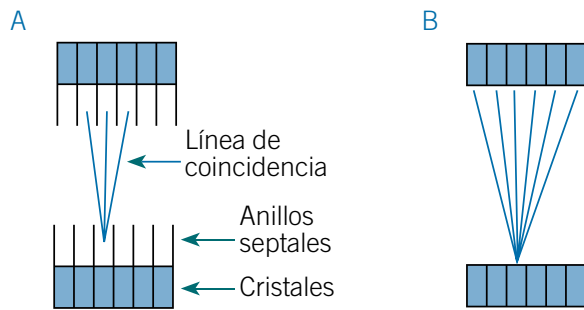


**Fig. 5.** Error de paralaje que degrada la resolución tomográfica en la dirección radial. Para fones originados en el centro del tomógrafo la línea de coincidencia (LC) coincide en la dirección de la emisión de los fotones, mientras que para fones originados en otra posición, la LC puede no corresponderse a la dirección de los fotones, dependiendo del cristal donde se produzca la detección, introduciendo una variación en la función de dispersión de punto.



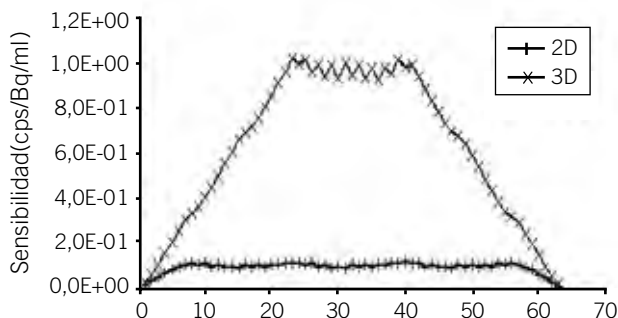
## Sensibilidad

Los tomógrafos PET han utilizado clásicamente unos anillos (denominados “septales”) colocados entre los cristales detectores de distintos anillos detectores, desde estos hacia el centro del tomógrafo (fabricados de plomo o tungsteno y de unos 5 cm de longitud y 1 mm de espesor).



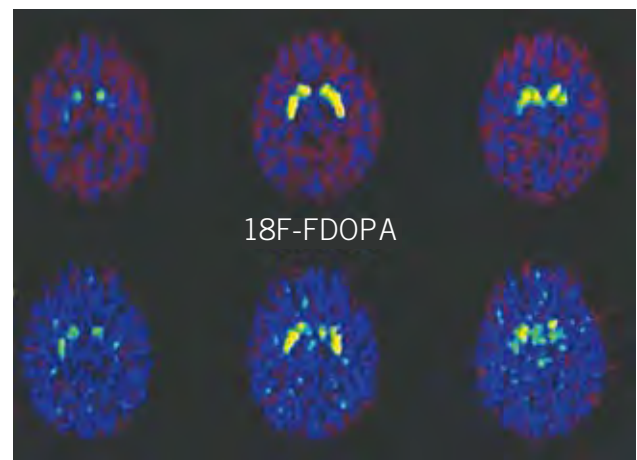
**Fig. 6.** La utilización de los anillos septales (modo 2D) reduce el número de líneas de coincidencia a las contenidas en el plano, mientras que al quitar los septos (modo 3D) aumentan las líneas de coincidencia.

Estos anillos (fig. 6.A), limitaban las líneas de coincidencia a las incluidas en el plano de cada anillo de cristales detectores, eliminando los fotones procedentes de otros planos y reduciendo, en consecuencia, las coincidencias aleatorias y de dispersión en las que un fotón procede de otro plano. A este modo de adquisición con coincidencias en 2 dimensiones se le denomina modo 2D. La eliminación de los anillos septales ha permitido la coincidencia entre todos los cristales del tomógrafo, adquiriéndose en modo 3D (fig. 6.B), siendo el modo normal de operar de la mayoría de tomógrafos PET actuales.



**Fig.7.** Variación de la sensibilidad por plano al operar en modo 2D y 3D, con el tomógrafo PER HR+ (Siemens) medida con un maniquí cilíndrico.

En el modo 3D, un equipo con 10000 detectores proporciona unos 100 millones de líneas de coincidencia, y la sensibilidad aumenta aproximadamente en un factor 5, respecto a la adquisición en modo 2D (fig. 7). Sin embargo, también aumentan las coincidencias aleatorias y de dispersión. Así, en los tomógrafos clínicos, la fracción de fotones dispersos en modo 2D es del 15-20 %, aumentando al 30-40 % en modo 3D. En la década de los 90 los tomógrafos disponían del modo de adquisición 3D, pero su uso estaba limitado prácticamente a estudios cerebrales (fig. 8), ya que en los estudios de cuerpo entero la actividad fuera del campo de visión es más significativa. La incorporación de los nuevos cristales LSO y GSO ha permitido reducir la ventana temporal de coincidencia, y emplear una ventana de energía más estrecha (con un umbral bajo de unos 400 keV en lugar de los 350 keV utilizado para el BGO). Por otro lado, el modo de adquisición 3D ha requerido también un desarrollo, o mejora, de los algoritmos de reconstrucción y de corrección de la radiación dispersa. En la actualidad, los tomógrafos comerciales PET/CT de Siemens y de Philips que emplean estos materiales para los cristales sólo trabajan en modo 3D, mientras que GE Healthcare mantiene los dos modos de operación tanto para sus tomógrafos con cristales BGO (Discovery ST, STE y VCT) como para el modelo Discovery RX que utiliza cristales LYSO.



**Fig. 8.** Imágenes adquiridas durante 5 minutos al final de un estudio PET cerebral dinámico con FDOPA (a los 90 minutos de la administración del radiofármaco). Los cortes de la fila inferior corresponden a la imagen adquirida en 2D, que presenta peor contraste que la adquirida en 3D (cortes de la fila superior).

Una alternativa para mejorar la sensibilidad tomográfica es aumentar la cantidad de material detector. Así, cabría aumentar el espesor del cristal de LSO

empleado en los tomógrafos en un 50%, pasando de los 2 cm actuales a 3 cm, lo cual supondría un aumento de la sensibilidad intrínseca del 40%. Sin embargo, es más eficiente emplear la inversión en material detector en un aumento de la longitud axial del tomógrafo, aunque como consecuencia de aumentar el número de anillos detectores aumente también el número de tubos fotomultiplicadores y la electrónica asociada. Esta mejora se ha incorporado a la serie de tomógrafos PET/CT Biograph que se ofrece con 39 ó 52 anillos detectores (con un total de 24336 ó 32448 cristales de 4 mm x 4 mm x 20 mm) cubriendo un campo axial de 16,2 y 21,6 cm, con un aumento de la sensibilidad<sup>23</sup> en un 82%.

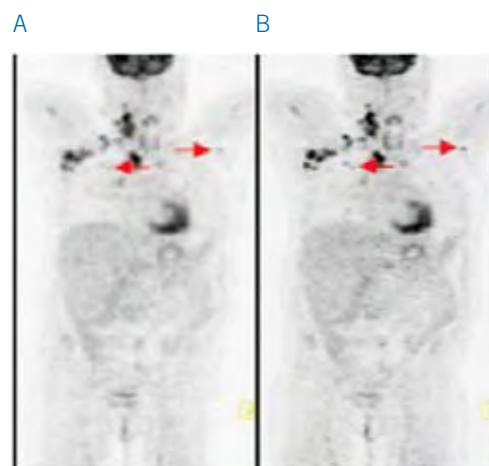
### Algoritmos de reconstrucción

El primer algoritmo de reconstrucción utilizado fue la retroproyección filtrada (FBP, filtered back projection), que proporciona una estimación de la distribución 2D del radiotrazador cuando las proyecciones no tienen ruido<sup>24</sup>. Los algoritmos iterativos se fundamentan en optimizar (al maximizar o minimizar) una función objetivo determinada por el algoritmo empleado. El objetivo se alcanza después de varios procesos analíticos denominados iteraciones. El algoritmo MLEM (maximum-likelihood expectation maximization) busca obtener la reconstrucción de un corte tomográfico cuya proyección genere unos datos lo más parecidos a las proyecciones originales<sup>25</sup>. En cada iteración la imagen del corte se actualiza con un factor multiplicativo determinado por el cociente entre las proyecciones adquiridas y las estimadas. El método proporciona una amplificación muy baja del ruido y no se pierde resolución espacial; pero requiere normalmente un gran número de iteraciones para la convergencia. Para acelerar este proceso de convergencia el algoritmo OSEM (ordered-subset expectation maximization) agrupa las proyecciones en subgrupos, que incluyen proyecciones uniformemente distribuidas alrededor del volumen del sujeto<sup>26</sup>, siendo este algoritmo el más utilizado.

En una adquisición en modo 3D, la reconstrucción de la imagen precisa una adecuación ya que las proyecciones adquiridas sufren de un muestreo incompleto debido al campo axial finito del tomógrafo. La retroproyección en 3D (3DRP) es una extensión del algoritmo de FBP de 2D con tres pasos<sup>27</sup>: una primera reconstrucción de las proyecciones que no están incompletas, generando una primera estimación de la imagen reconstruida, que es proyectada en las regiones de las proyecciones incompletas; y finalmente todas las proyecciones (incluidas las completas) son filtradas y retroproyectadas, obteniéndose una imagen de elevada estadística. Por otro lado, los algoritmos

de 3D son complejos y requieren un gran espacio de memoria. Por ello es preferible reducir la información adquirida en 3D, o reordenarla (re-binning), en sinogramas de 2D, y a continuación proceder a una reconstrucción de los datos con un algoritmo de 2D. Para la reordenación de la información de los sinogramas oblicuos se han propuesto diversos métodos siendo el más utilizado el FORE (Fourier re-binning), basado en la transformación de Fourier 2D de los sinogramas oblicuos<sup>28</sup>. La conjunción de la reconstrucción iterativa con una convergencia acelerada (OSEM) y el reordenamiento FORE propiciaron que la reconstrucción iterativa fuera factible en las aplicaciones clínicas del PET.

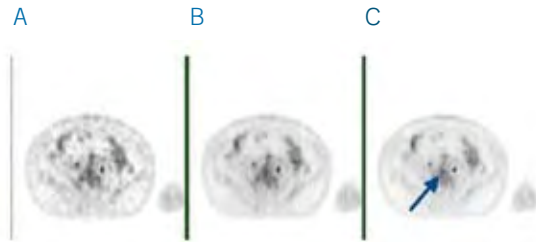
Los algoritmos iterativos permiten incorporar información a priori para una reconstrucción de la imagen más precisa, como la información de la atenuación (attenuation weighted, AW-OSEM). En este algoritmo, la atenuación se incluye en las probabilidades de que una emisión desde un vóxel de la imagen sea detectada en un determinado elemento del sinograma. Mejoras sucesivas de la imagen se han conseguido incorporando las correcciones de sucesos aleatorios y dispersos<sup>29</sup>, modelizando la respuesta espacial de una fuente puntual (para eliminar el error de paralaje descrito anteriormente)<sup>30</sup>, o incluyendo la información del tiempo de vuelo<sup>17</sup>. Estas mejoras están incluidas en los algoritmos de reconstrucción implementados por Siemens en sus equipos ultraHD-PET (fig. 9).



**Fig. 9.** Mejora de la calidad de imagen y contraste con la adquisición de 5 minutos con el ultraHD-PET (B), comparada con la 2D-OSEM PET adquirida con el doble de tiempo (A). Imagen cortesía de Siemens.

Por otro lado, GE Healthcare ha incluido en su algoritmo VUE Point HD las correcciones de tiempo muerto, de normalización y de modelado de la geometría del anillo detector, a las correcciones que ya

implementaba en el VUE Point (sucesos aleatorios, sucesos de dispersión volumétrica y atenuación de los fotones<sup>31</sup>), produciendo imágenes de gran calidad (fig. 10). Se observa en ambos casos que la inclusión de las distintas correcciones mejora la calidad de las imágenes clínicas.



**Fig. 10.** Mejora de la calidad de imagen y contraste en una lesión vertebral de 2,8 mm según se realiza una reconstrucción FORE OSEM (A), 3D VUE Point (B) y VUE Point HD (C). Imagen cortesía de Ge Healthcare.

## Corrección de atenuación

Las imágenes de la PET están degradadas debido a la atenuación que sufren los fotones interactuando a lo largo de su camino hacia los detectores, siendo ésta la corrección más importante en la PET. Clásicamente se ha realizado utilizando una fuente radiactiva externa al paciente, normalmente de  $^{68}\text{Ge}$ . Sin embargo, en un tomógrafo PET/CT el mapa de atenuación puede obtenerse a partir de las imágenes generadas del CT. La utilización de la imagen CT para corregir la atenuación del PET presenta varias ventajas<sup>32</sup>:

- tiene menor ruido estadístico, al detectarse un mayor número de fotones que con las fuentes de  $^{68}\text{Ge}$ ,
- puede ser adquirida de forma mucho más rápida,
- es posible obtener un estudio de la transmisión tras la inyección del radiofármaco sin contaminación (porque el flujo de los fotones de rayos X es varios órdenes de magnitud superior al flujo de los fotones de emisión),
- no es necesario reemplazar periódicamente las fuentes de  $^{68}\text{Ge}$ .

Además, la imagen del CT, en comparación con la obtenida con las fuentes de transmisión de  $^{68}\text{Ge}$ , tiene mejor calidad en cuanto a contraste y resolución. El mayor contraste de la imagen es debido a que las diferencias del coeficiente de atenuación para las bajas energías de los rayos X son mayores que para los fotones de 511 keV y a que la intensidad de fotones es

también mayor para un tubo de rayos X; no obstante, se aumenta la dosis de radiación del paciente.

## De las fuentes de transmisión al CT

La corrección por el efecto de la atenuación que han sufrido los fotones es relativamente fácil y precisa, ya que la probabilidad de detectar los dos fotones en coincidencia depende del espesor total del paciente en cada línea de coincidencia, con independencia de la posición de la fuente. En consecuencia, se puede utilizar una fuente emisora de positrones ( $^{68}\text{Ge}$ ) extendida a lo largo del campo de visión axial y hacerla girar en la parte exterior del campo de visión, obteniendo la adquisición de “transmisión”. Si se realiza una adquisición con dicha fuente pero sin paciente (“en vacío”), el factor de corrección de la atenuación (FCA) se puede calcular para cada línea de coincidencia a partir del cociente entre los registros de la adquisición en vacío y del sujeto.

Al utilizar un tubo de rayos X como fuente de transmisión, con una energía media de unos 70 keV, los coeficientes de atenuación obtenidos deben ser convertidos para que correspondan a la energía de los fotones de aniquilación de 511 keV. Con este propósito se han utilizado varios procedimientos: el método de factor de escala, la segmentación y un método híbrido de los dos anteriores<sup>33</sup>. La atenuación depende de la densidad y del número atómico efectivo, pudiéndose expresar el coeficiente de atenuación lineal ( $\mu$ ) en función de la densidad de electrones y de las secciones eficaces de los efectos fotoeléctrico y Compton. Al tener estas dos contribuciones, un solo factor de escala no es suficiente para transformar el coeficiente de atenuación lineal para la energía de los rayos X al coeficiente correspondiente para los fotones de 511 keV, siendo necesario un factor para tejidos blandos y otro para tejidos con componente óseo. En consecuencia, se segmentan en la imagen del CT los tejidos blandos del hueso, usando un umbral de las unidades Hounsfield, y se aplica un factor de escala para cada tipo de tejido. Para los tejidos blandos ( $\mu < 60$  keV) la calibración del CT es independiente del kilovoltaje del tubo de rayos X, mientras que para los tejidos óseos debe determinarse un ajuste lineal para diferentes valores del voltaje<sup>34</sup>.

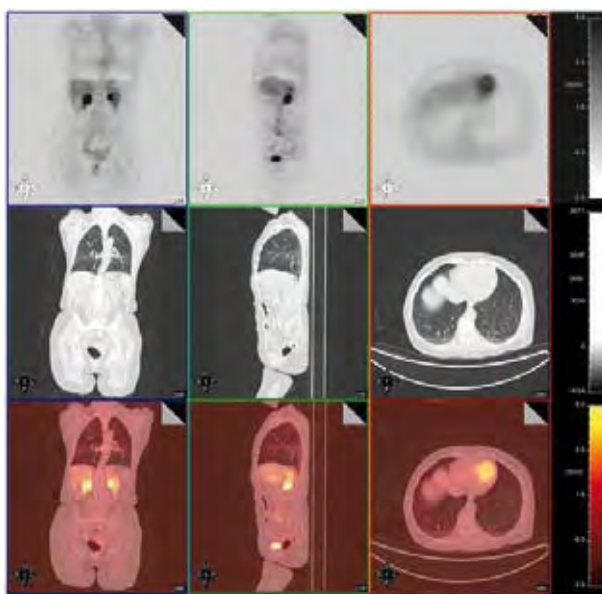
En los estudios clínicos, la imagen del CT se adquiere antes del estudio PET para obtener el mapa de atenuación: la imagen original del CT, obtenida a una energía media de unos 70 keV, es interpolada (suavizada) desde la resolución del CT a la resolución de la imagen del PET, a continuación la imagen es convertida píxel a píxel a una imagen de coeficiente de atenuación para fotones de 511 keV, y finalmente los FCA se generan retroproyectando la imagen interpolada<sup>14</sup>.

### Artefactos debidos a la atenuación corregida con el CT

La utilización de un equipo de CT para efectuar la corrección de atenuación de los fotones en el estudio de emisión del PET precisa la adopción de una metodología particular con el fin de obtener las imágenes de las dos modalidades PET y CT óptimas y libres de artefactos<sup>35,36</sup>. Además de los artefactos debidos a un distinto posicionamiento del paciente en ambos subsistemas, cabe resaltar los debidos al movimiento del paciente, a la utilización de contrastes orales o intravenosos y a la presencia de elementos metálicos.

#### Movimientos del paciente

Los movimientos en el paciente pueden producir una variación de la posición de los órganos entre el tiempo de realización del CT y la adquisición del correspondiente PET, al igual que puede suceder al efectuar la transmisión con fuente de <sup>68</sup>Ge.



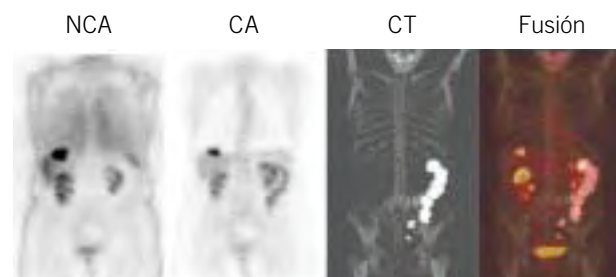
**Fig. 11.** Planos coronal, sagital y axial en un estudio PET/CT. Se aprecia una imagen hipocaptante en la parte inferior del tórax debida a un artefacto respiratorio.

Este desplazamiento de los órganos será debido tanto a movimientos voluntarios como involuntarios. De éstos cabe destacar el movimiento de las asas intestinales, el del miocardio y muy especialmente el movimiento respiratorio. El estudio de CT se obtiene típicamente con el paciente manteniendo su respiración en máxima inspiración, para prevenir la aparición de artefactos respiratorios en la imagen de CT. Sin embargo, la disposición anatómica de los órganos en máxima inspiración

no coincide con la correspondiente a la adquisición del PET, que al realizarse durante varios minutos se corresponde más bien a la suma de imágenes sobre varios ciclos respiratorios. En consecuencia, la corrección de atenuación, determinada a partir de una imagen de CT que no se corresponde espacialmente a la localización en PET, será incorrecta en esas zonas en las que no haya correspondencia; introduciéndose artefactos en la imagen PET reconstruida con corrección de atenuación. Las zonas más afectadas por el movimiento respiratorio son la parte inferior del tórax, la pared torácica anterior y el hígado. Así, son típicos los artefactos curvilíneos fríos paralelos a la cúpula diafragmática en la interfase pulmón-diafragma<sup>37</sup> (fig. 11). Los artefactos respiratorios pueden ocurrir en la mayoría de los pacientes si no se adoptan protocolos específicos de respiración<sup>38</sup>.

#### Uso de contrastes en el CT

El uso de contrastes es habitual en los estudios de CT para realzar en la imagen tanto el tracto gastrointestinal como los vasos, administrándose las soluciones por vía oral o intravenosa. Además, se emplean contrastes para la detección de lesiones en órganos sólidos y para identificar mejor los ganglios linfáticos.



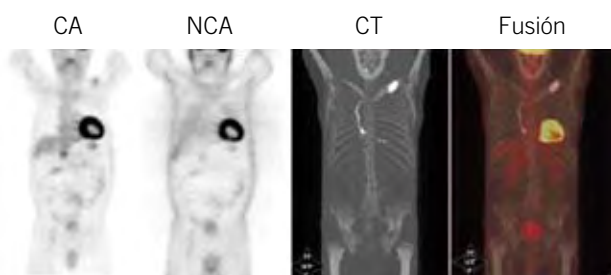
**Fig. 12.** Paciente con tumoración hepática. Captación focal en el colon descendente en la imagen corregida por atenuación (CA), que se corresponde con área hipocaptante en la imagen no corregida (NCA), debida a contraste oral.

Así, es frecuente la utilización de soluciones que contienen iodo o sulfato de bario, caracterizadas por un elevado número atómico que hace más probable la absorción fotoeléctrica de los fotones de baja energía del CT; sin embargo, estos medios son prácticamente transparentes a los fotones de aniquilación de 511 keV. Por ello, el uso de agentes de contraste aumenta significativamente la atenuación de los fotones del CT en los tejidos blandos; y no hay prácticamente diferencia en el PET<sup>39</sup>. En consecuencia, una acumulación focal del contraste provocará un artefacto como foco hipercaptante en la imagen del PET en la misma localización (fig. 12). Una modificación de los

algoritmos que determinan la conversión de la atenuación medida en CT a la atenuación para la energía de 511 keV puede corregir los artefactos introducidos en la imagen PET por el uso de contrastes en el CT. Así, la segmentación de la imagen del CT para identificar la presencia del agente de contraste permite hacer una reasignación del coeficiente de atenuación, que conlleva una evaluación precisa de la cuantificación del radiofármaco y del tamaño de la lesión<sup>40</sup>. Una alternativa para evitar artefactos es la utilización de agentes de contraste oral negativos<sup>41</sup>. En el análisis de las imágenes deberá valorarse la imagen PET sin corrección de atenuación y la imagen con corrección, con el fin de identificar los artefactos.

#### Presencia de implantes metálicos

Los cuerpos metálicos en el paciente en forma de implantes dentales, marcapasos (fig. 13), prótesis articulares y material de osteosíntesis, producen una atenuación significativa del haz de rayos X debido al elevado número atómico de los materiales, en comparación con el de los tejidos circundantes (tejido blando); introduciendo artefactos importantes, que en algunas ocasiones pueden hacer la imagen no diagnóstica.



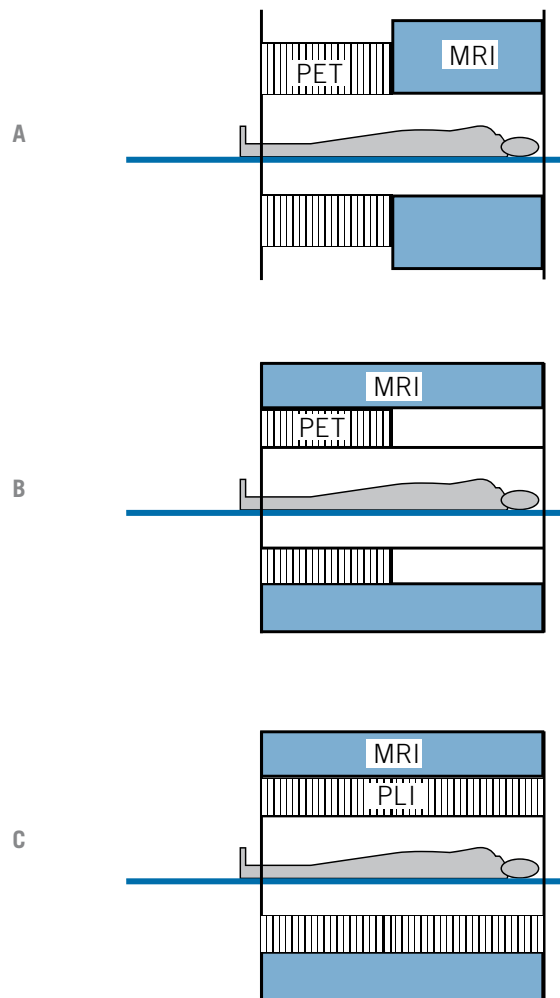
**Fig. 13.** Captación focal en región supraclavicular izquierda en la imagen corregida por atenuación (CA) que se corresponde con área hipocaptante en la imagen no corregida (NCA) en paciente con marcapasos.

Si el CT dispone de algoritmos iterativos de reconstrucción, se podrán corregir los artefactos debidos al endurecimiento del haz y a la dispersión de fotones producida por los implantes metálicos. En el análisis de las imágenes, al igual que sucede cuando se utilizan contrastes, deberá valorarse la imagen PET sin corrección de atenuación y la imagen con corrección de atenuación.

## Tomógrafos PET/MRI

Los tomógrafos PET/CT presentan algunas limitaciones relacionadas con el diseño del equipo al disponer

de dos subsistemas dispuestos en tándem, y realizar los respectivos estudios en un modo secuencial, en lugar de simultáneo. Una consecuencia, como ya se ha indicado, es la aparición de artefactos debidos al movimiento del paciente y de los órganos entre y durante los dos estudios, con repercusión en la corrección de atenuación y en el correregistro.



**Fig. 14.** Distintas aproximaciones para la disposición de un equipo PET/MRI:

- Disposición en tándem.
- Equipo PET deslizante dentro de un MRI clínico.
- Integración de los detectores PET en el equipo MRI.

Los equipos de resonancia magnética permiten la obtención de imágenes con un excelente contraste de los tejidos blandos sin utilizar radiaciones ionizantes. Además, a diferencia de los tomógrafos PET/CT, la adquisición simultánea de los estudios PET y MRI permitiría una correlación temporal de estudios dinámicos adquiridos con ambos equipos, de especial interés en neurología, pero también en cardiología y oncología.

El reto tecnológico es la obtención simultánea de las imágenes PET y MRI sin que se produzca una degradación de la calidad de ninguna de las dos imágenes. En particular, la unión de los dos equipos debe superar las limitaciones debidas tanto a la disposición en un espacio reducido de dos equipos como a las interferencias que se generan entre los dos equipos.

Para la disposición física de los dos subsistemas PET y MRI existen diferentes opciones<sup>42</sup> (fig.14):

- La disposición de los dos tomógrafos en serie, de forma similar a los tomógrafos PET/CT. Esta geometría no permitiría la correlación temporal de las imágenes (simultaneidad); además los estudios serían largos, debido a que la obtención de las dos imágenes PET y MRI es relativamente lenta.
- La inserción de un equipo PET estándar en un equipo clínico de resonancia. El equipo MRI no se modificaría y podría ser utilizado sin el PET insertado.
- La integración de los detectores PET en el estativo de la MRI. Esta es la opción deseable, proporcionando el mayor grado de flexibilidad, pero presenta mayores dificultades tecnológicas.

Una ventaja adicional de situar el anillo PET dentro del campo magnético de la MRI, en las dos últimas opciones geométricas, es una posible mejora de la resolución espacial en el PET, particularmente de los radionucleidos emisores de positrones de alta energía, como el <sup>15</sup>O, ya que el rango del positrón antes de la aniquilación se vería reducido debido al movimiento en espiral inducido por el campo magnético.

En estas posibles configuraciones deben abordarse las interferencias que pueden producirse entre las dos modalidades de imagen:

- El PET puede interferir en la MRI degradando la homogeneidad del campo magnético y del campo de radiofrecuencia. Además, la electrónica del PET puede interactuar con la radiofrecuencia de la MRI.
- Los efectos de la MRI sobre el PET pueden ser varios: el campo magnético genera una distorsión en los tubos fotomultiplicadores acoplados a los cristales centelleadores, y tanto el campo magnético como la radiofrecuencia puede afectar a la electrónica del PET.

Para minimizar la interferencia mutua entre los dos equipos se han propuesto e implementado diferentes soluciones, algunas de ellas en prototipos dedicados a animales, destacando<sup>43</sup>:

- La solución estándar es el uso de fibras ópticas acopladas a los cristales centelleadores para llevar

la luz a los tubos fotomultiplicadores, de modo que sólo los cristales están dentro del campo magnético de la MRI. Sin embargo se produce algo de pérdida de luz que lleva a una degradación de la resolución temporal y energética del PET. Además, se precisan muchas fibras en un espacio limitado dentro de la MRI.

- La sustitución de los tubos fotomultiplicadores por detectores centelleadores de estado sólido, como los fotodiodos de avalancha (APD). Estos son insensibles a los campos magnéticos y pueden ser acoplados directamente al bloque detector por medio de guías de luz de 1-2 mm. Este diseño es más compacto y flexible. Como inconveniente cabe señalar que los APD tiene menos ganancia que los TFM y son más sensibles a cambios de temperatura.
- Una combinación de las dos soluciones anteriores, utilizando fibras ópticas de poca longitud para permitir situar los APD fuera del campo de visión de la MRI.

Los primeros equipos simultáneos PET/MRI de uso clínico se han diseñado para estudios cerebrales<sup>44-46</sup>. El prototipo es un tomógrafo PET (BrainPET) diseñado para acomodarse en un equipo clínico MRI de 3 T (Modelo TRIO de Siemens). El BrainPET utiliza cristales LSO (en matriz de 12 x 12 y tamaño 2,2 mm x 2,5 mm x 20 mm) con una matriz de 3 x 3 APDs, formando anillos con diámetro interior de 35,5 cm y un campo axial de 19,2 cm, siendo la resolución tomográfica de 2,1 mm. Los diferentes componentes del PET (como amplificadores y materiales de blindaje) fueron escogidos para minimizar la interferencia con el campo magnético, los gradientes y la radiofrecuencia. Los primeros estudios con este sistema PET/MRI han mostrado que el diseño es factible y que se mantienen las prestaciones de las dos modalidades de imagen.

Las restricciones constructivas en cuanto a espacio también limitan el uso de las fuentes de transmisión para corregir la atenuación de los fotones en la imagen PET. En consecuencia, dicha corrección debería basarse en la imagen de MRI. Sin embargo, la corrección de atenuación utilizando la imagen de MRI no es tan directa como con la imagen CT, ya que no representa un mapa de los coeficientes de atenuación. La MRI aporta información de la densidad de protones, mientras que la atenuación es proporcional a la densidad de electrones. Sin embargo se han propuesto diferentes aproximaciones, pero aún está por determinar el mejor método. La determinación de los FCAs para el cerebro es más sencilla, pudiendo realizarse por medio de la segmentación<sup>47</sup> o con el correregistro de imágenes MRI y CT<sup>48</sup>. Esta aproximación también ha sido investigada para la corrección de la atenuación en estudios PET/MRI del tórax<sup>49</sup>.

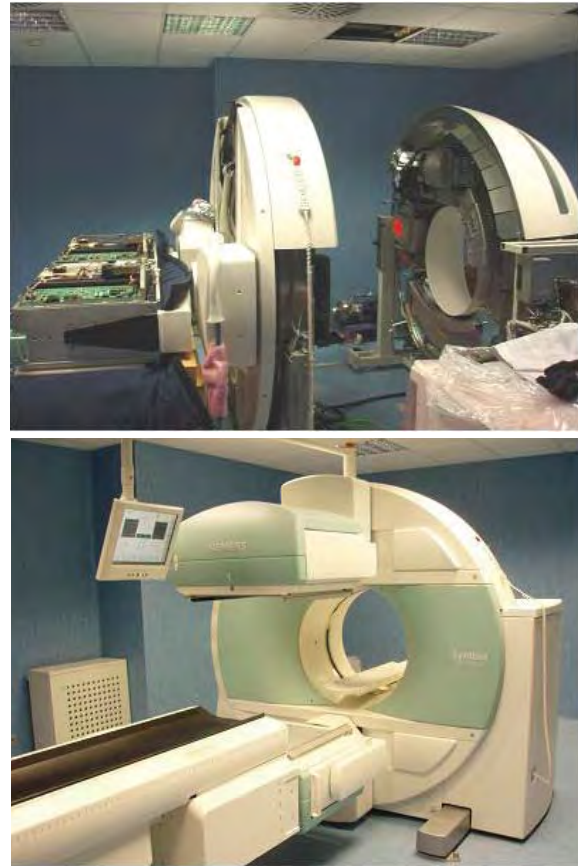
## Tomógrafos SPECT/CT

La imagen SPECT se obtiene adquiriendo imágenes planares (con una gammacámara) en múltiples ángulos alrededor del paciente. El colimador acoplado al cabezal de la gammacámara permite obtener las proyecciones de la radiactividad. En estas proyecciones, cada línea de datos es el perfil de cuentas correspondiente a la actividad de un corte. La distribución de radiactividad en dicho corte se obtendrá reconstruyendo (por retroproyección filtrada o con un algoritmo iterativo) la información de las distintas proyecciones<sup>50</sup>. En SPECT, al igual que en el PET, la definición de proyección (en el sentido de linealidad entre la actividad y el valor de la proyección) no se cumple debido a la atenuación de los fotones. Además, la calidad de la imagen reconstruida depende de otros factores como la resolución espacial, la radiación dispersa y las fluctuaciones estadísticas.

La calidad de las imágenes depende en gran medida de las propiedades de los detectores, destacando la eficiencia intrínseca, la resolución en energía y la resolución espacial intrínseca. Los cristales centelleadores de NaI(Tl) son los utilizados comúnmente en la construcción de los equipos SPECT, en forma de cristales de gran tamaño y espesor de 6 a 10 mm, con una eficiencia intrínseca elevada para fotones con energía menor de 200 keV. Sin embargo, también se han desarrollado equipos con cristales pixelados con espesores de 25,4 mm, aumentando la eficiencia para fotones gamma de mayor energía. Los tubos fotomultiplicadores convierten la luz producida en el cristal en un pulso eléctrico. Con el fin de mejorar las prestaciones también se han diseñado equipos en los que se emplean fotomultiplicadores sensibles a la posición así como APDs. Una alternativa a los cristales centelleadores es el uso de detectores de semiconductor, como el telurio de cadmio (CdTe) o el telurio de cadmio zinc (CZT) que pueden operar a temperatura ambiente. El CZT tiene una eficiencia intrínseca comparable a la del NaI(Tl) para espesores similares, una resolución energética del 2-5 % para 140 keV, y en disposición pixelada la resolución espacial típica es de 2,4 mm; frente a una resolución energética del 9,9 % y espacial de 3,8 mm del cristal NaI(Tl)<sup>51</sup>. Esta tecnología CZT, que se ha empleado en equipos gammagráficos<sup>52</sup>, se ha incorporado en diversos equipos dedicados a SPECT cardíaco. Así, la tecnología Alcyone de GE Healthcare muestra una mejora de la resolución y la sensibilidad en unos factores 1,7-2,5 y 5-7 respectivamente, en comparación con un equipo SPECT convencional de doble cabezal<sup>53</sup>.

La sensibilidad del SPECT es mucho más baja que la del PET (dos o tres órdenes de magnitud) debido al uso del colimador, por lo que se han desarrollado colimadores especiales, como los de geometría en abanico.

Además, la resolución en SPECT está también limitada por el colimador<sup>54</sup>.



**Fig. 15.** Tomógrafo SPECT/CT Symbia de Siemens. Los dos cabezales del SPECT están en la parte delantera, mientras que el CT está situado en la parte trasera del estativo. La primera imagen corresponde a la fase de montaje del equipo en la Clínica Universidad de Navarra.

Los primeros prototipos SPECT/CT resultaron inviables. En ellos, por ejemplo, se contemplaba el uso de detectores HPGe para el registro simultáneo de la fuente externa de rayos X y de la distribución del radiofármaco<sup>55</sup>. El primer equipo fue desarrollado en 1996 por Hasegawa y colaboradores<sup>56</sup> combinando una gammacámara SPECT en tándem con un equipo CT de un corte, incorporando dos equipos ya existentes. Este grupo fue el primero en demostrar que el CT podía ser usado para la corrección de atenuación, permitiendo una mejor cuantificación de la captación del radiotrazador<sup>57</sup>. En 1999, GE Healthcare introdujo el primer equipo comercial SPECT/CT, el modelo Hawkeye, que ha evolucionado al modelo Infinia Hawkeye 4, que dispone de una gammacámara con un CT con 4 filas de detectores. El modelo comercial de Siemens correspondiente al Symbia (fig. 15) y el equivalente de Philips es el

Preference, ambos disponibles con un CT de hasta 16 cortes. Estos equipos permiten la adquisición secuencial del SPECT y del CT con un solo movimiento axial de la camilla entre las medidas. La componente SPECT para los tres modelos es una gammacámara de doble cabezal con cristales NaI(Tl). En el equipo SPECT/CT Alcyone Tech w/VCT de GE Healthcare, dedicado a cardiología, se incorporan los detectores de semiconductor CZT. Este equipo es compacto y permite reducir el tiempo de adquisición y mejorar tanto el contraste como la calidad de las imágenes. Finalmente, señalar la introducción en el CT de la tecnología de detectores en panel plano, por parte de Philips en el nuevo modelo BrightView XCT. Este equipo permite la adquisición coplanar del SPECT y del CT, aumentando la confianza en el correjistro de las imágenes.

En el uso clínico del SPECT/CT existen dos aproximaciones<sup>58</sup>. En la primera, el CT se utiliza sólo para efectuar la corrección de atenuación y realizar la correlación anatómica con los datos del SPECT. En una segunda, el CT utilizado corresponde a un modelo comercial, con una gran resolución. La dosis de radiación debida al CT en este caso puede ser del orden de 20 mGy, mientras que en la primera situación, o en la segunda utilizándose en modo de baja dosis, la dosis absorbida es menor de 5 mGy.

La corrección de atenuación medida con un CT puede usarse correctamente en la rutina clínica cuando se comparan regiones de la misma sección del cuerpo. Sin embargo, si el objetivo es realizar una medida cuantitativa absoluta son necesarias correcciones de la radiación dispersa, del efecto parcial de volumen y de la respuesta del colimador<sup>58</sup>. Dependiendo de la configuración del sistema, en las aplicaciones de los SPECT/CT pueden surgir también distintos errores, como los debidos a la falta de correjistro, a la truncación, a la dispersión de fotones y al endurecimiento del haz<sup>59</sup>.

## Bibliografía

- Pichler BJ, Wehrl HF, Judenhofer MS. Latest advances in molecular imaging instrumentation. *J Nucl Med* 2008;49 Suppl 2:5S-23S.
- Shah C, Patton JA, Sandler MP. How much CT is needed in nuclear medicine. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* 2008;35:1759-60.
- Beyer T, Townsend DW, Brun T, Kinahan PE, Charron M, Roddy R, et al. A combined PET/CT scanner for clinical oncology. *J Nucl Med* 2000;41:1369-79.
- Townsend DW. A combined PET/CT scanner: the choices. *J Nucl Med* 2001;42:533-4.
- Townsend DW, Beyer T, Blodgett TM. PET/CT scanners: A hardware approach. *Semin Nucl Med* 2003;33:193-204.
- Goldman LW. Principles of CT: multislice CT. *J Nucl Med Technol* 2008;36:57-68.
- Boone JM. Multidetector CT: opportunities, challenges, and concerns associated with scanners with 64 or more detector rows. *Radiology* 2006;241:334-7.
- Zanzonico P. Positron emission tomography: a review of basic principles, scanner design and performance, and current systems. *Semin Nucl Med* 2004;34:87-111.
- Fahey FH. Data acquisition in PET imaging. *J Nucl Med Technol* 2002;30:39-49.
- Turkington TG. Introduction to PET instrumentation. *J Nucl Med Technol* 2001;29:4-11.
- Humm JL, Rosenfeld A, Del Guerra A. From PET detectors to PET scanners. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* 2003;30:1574-97.
- Casey ME, Nutt R. A multicristal, two-dimensional BGO detector system for positron emission tomography. *IEEE Trans Nucl Sci* 1986;33:460-3.
- Muehlelehner G, Karp JS. Positron emission tomography. *Phys Med Biol* 2006;51:R117-R137.
- Townsend DW. Positron emission tomography/computed tomography. *Semin Nucl Med* 2008;38:152-66.
- Melcher CL. Scintillation crystals for PET. *J Nucl Med* 2000;41:1051-5.
- Martínez MJ, Bercier Y, Schwaiger M, Ziegler SI. PET/CT Biograph Sensation 16. Performance improvement using faster electronics. *Nuklearmedizin* 2006;45:126-33.
- Surti S, Kuhn A, Werner ME, Perkins AE, Kolthammer J, Karp JS. Performance of Philips Gemini TF PET/CT scanner with special consideration for its time-of-flight imaging capabilities. *J Nucl Med* 2007;48:471-80.
- Budinger TF. Time-of-flight positron emission tomography: status relative to conventional PET. *J Nucl Med* 1983;24:73-8.
- Karp JS, Surti S, Daube-Witherspoon ME, Muehlelehner G. Benefit of time-of-flight in PET: experimental and clinical results. *J Nucl Med* 2008;49:462-70.
- Budinger TF. PET instrumentation: what are the limits? *Semin Nucl Med* 1998;28:247-67.
- Levin CS, Hoffman EJ. Calculation of positron range and its effect on the fundamental limit of positron emission tomography system spatial resolution. *Phys Med Biol* 1999; 44:781-99. Erratum in: *Phys Med Biol* 2000;45:559.
- Brambilla M, Secco C, Dominietto M, Matheoud R, Sacchetti G, Inglese E. Performance characteristics obtained for a new 3-dimensional lutetium oxyorthosilicate-based whole-body PET/CT scanner with the National Electrical Manufacturers Association NU 2-2001 standard. *J Nucl Med* 2005;46:2083-91.
- Jakoby B, Long M, Carr C, Townsend D. Physical performance of a new combined PET/CT scanner [Abstract] *J Nucl Med* 2007;48:46P.
- Tarantola G, Zito F, Gerundini P. PET instrumentation and reconstruction algorithms in whole-body applications. *J Nucl Med* 2003;44:756-69.
- Miller TR, Wallis JW. Fast maximum-likelihood reconstruction. *J Nucl Med* 1992;33:1710-1.
- Hudson HM, Larkin RS. Accelerated image reconstruction using ordered subsets of projection data. *IEEE Trans Med Imaging* 1994;13:601-9.
- Kinahan PE, Rogers JG. Analytic 3D image reconstruction using all detected events. *IEEE Trans Nucl Sci* 1989;36:964-8.



- 28 Defrise M, Kinahan PE, Townsend DW, Michel C, Sibomana M, Newport DF. Exact and approximate rebinning algorithms for 3-D PET data. *IEEE Trans Med Imaging* 1997;16:145-58.
- 29 Comtat C, Kinahan PE, Defrise M, Michel C, Townsend DW. Fast reconstruction of 3D PET data with accurate statistical modeling. *IEEE Trans Nucl Sci* 1998;45:1083-9.
- 30 Panin VY, Kehren F, Michel C, Casey M. Fully 3-D PET reconstruction with system matrix derived from point source measurements. *IEEE Trans Med Imaging* 2006;25:907-21.
- 31 Latrou M, Ross SG, Manjeshwar RM, Stearns CW. A fully 3D iterative image reconstruction algorithm incorporating data corrections. *Proceedings IEEE 2004 MIC*.
- 32 Kinahan PE, Hasegawa BH, Beyer T. X-Ray-based attenuation correction for positron emission tomography/computed tomography scanners. *Semin Nucl Med* 2003;33:166-79.
- 33 Kinahan PE, Townsend DW, Beyer T, Sashin D. Attenuation correction for a combined 3D PET/CT scanner. *Med Phys* 1998;25:2046-53.
- 34 Carney JP, Townsend DW, Rappoport V, Bendriem B. Method for transforming CT images for attenuation correction in PET/CT imaging. *Med Phys* 2006;33:976-83.
- 35 Beyer T, Antoch G, Muller S, Egelhof T, Freudenberg LS, Debatin J, et al. Acquisition protocol considerations for combined PET/CT imaging. *J Nucl Med* 2004;45 Suppl 1:25S-35S.
- 36 Martí-Climent JM, García Velloso MJ, Serra P, Boán JF, Richter JA. Positron emission tomography with PET/CT. *Rev Esp Med Nucl* 2005;4:60-76.
- 37 Osman MM, Cohade C, Nakamoto Y, Wahl RL. Respiratory motion artifacts on PET emission images obtained using CT attenuation correction on PET-CT. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* 2003;30:603-6.
- 38 Beyer T, Antoch G, Blodgett T, Freudenberg LF, Akhurst T, Mueller S. Dual-modality PET/CT imaging: the effect of respiratory motion on combined image quality in clinical oncology. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* 2003;30:588-96.
- 39 Dizendorf E, Hany TF, Buck A, von Schulthess GK, Burger C. Cause and magnitude of the error induced by oral CT contrast agent in CT-based attenuation correction of PET emission studies. *J Nucl Med* 2003;44:732-8.
- 40 Nehmeh SA, Erdi YE, Kalaigian H, Kolbert KS, Pan T, Yeung H, et al. Correction for oral contrast artifacts in CT attenuation-corrected PET images obtained by combined PET/CT. *J Nucl Med* 2003;44:1940-4.
- 41 Antoch G, Kuehl H, Kanja J, Lauenstein TAC, Schneemann H, Hauth E, et al. Dual-modality PET/CT scanning with negative oral contrast agent to avoid artifacts: introduction and evaluation. *Radiology* 2004;230:879-85.
- 42 Pichler BJ, Judenhofer MS, Pfannenberger C. Multimodal imaging approaches: PET/CT and PET/MRI. *Handb Exp Pharmacol* 2008;185 Pt 1:109-3.
- 43 Pichler BJ, Wehrl HF, Kolb A, Judenhofer MS. Positron emission tomography/magnetic resonance imaging: the next generation of multimodality imaging? *Semin Nucl Med* 2008;38:199-208.
- 44 Schlemmer H-P, Pichler BJ, Wienhard K, Schmand M, Nahmias C, Townsend D, et al. Simultaneous MR/PET for brain imaging: first patient scans [abstract]. *J Nucl Med* 2007;48(suppl 2):45P.
- 45 Schmand M, Burbar Z, Corbeil JL, Zhang N, Michael C, Byars L, et al. Brain PET: First human tomograph for simultaneous (functional) PET and MR imaging [abstract]. *J Nucl Med* 2007;48(suppl):45P.
- 46 Schlemmer HP, Pichler BJ, Schmand M, Burbar Z, Michel C, Ladebeck R, et al. Simultaneous MR/PET imaging of the human brain: feasibility study. *Radiology* 2008;248:1028-35.
- 47 Zaidi H, Montandon ML, Slosman DO. Magnetic resonance imaging-guided attenuation and scatter corrections in three-dimensional brain positron emission tomography. *Med Phys* 2003;30:937-48.
- 48 Hofmann M, Steinke F, Scheel V, Charpiat G, Brady M, Schoelkopf B, et al. MR-Based PET Attenuation Correction-Method and Validation [Abstract] 2007 (Providence, RI: Joint Molecular Imaging Conference) p 6.
- 49 Beyer T, Weigert M, Quick HH, Pietrzyk U, Vogt F, Palm C, et al. MR-based attenuation correction for torso-PET/MR imaging: pitfalls in mapping MR to CT data. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* 2008;35:1142-6.
- 50 Groch MW, Erwin WD. SPECT in the year 2000: basic principles. *J Nucl Med Technol* 2000;28:233-44.
- 51 Madsen MT. Recent advances in SPECT imaging. *J Nucl Med* 2007;48:661-73.
- 52 Mueller B, O'Connor MK, Blevis I, Rhodes DJ, Smith R, Collins DA, et al. Evaluation of a small cadmium zinc telluride detector for scintimammography. *J Nucl Med* 2003;44:602-9.
- 53 Garcia EV, Tsukerman L, Keidar Z. A new solid state, ultra fast cardiac multi-detector SPECT system. *J Nucl Card* 2008;14:S3.
- 54 Rahmim A, Zaidi H. PET versus SPECT: strengths, limitations and challenges. *Nucl Med Commun* 2008 Mar;29:193-207.
- 55 Seo Y, Mari C, Hasegawa BH. Technological development and advances in single-photon emission computed tomography/computed tomography. *Semin Nucl Med* 2008;38:177-98.
- 56 Blankespoor SC, Xu X, Kalki K, Brown JK, Tang HR, Cann CE, et al. Attenuation correction of SPECT using x-ray CT on an emission-transmission CT system: Myocardial perfusion assessment. *IEEE Trans Nucl Sci* 1996;43:2263-74.
- 57 Buck AK, Nekolla S, Ziegler S, Beer A, Krause BJ, Herrmann K, Scheidhauer K, Wester HJ, Rummeny EJ, Schwaiger M, Drzezga A. SPECT/CT. *J Nucl Med* 2008;49:1305-19.
- 58 Patton JA, Turkington TG. SPECT/CT physical principles and attenuation correction. *J Nucl Med Technol* 2008;36:1-10.
- 59 O'Connor MK, Kemp BJ. Single-photon emission computed tomography/computed tomography: basic instrumentation and innovations. *Semin Nucl Med* 2006;36:258-66.
- 60 Kemp BJ, Kim C, Williams JJ, Ganin A, Lowe VJ. National Electrical Manufacturers Association (NEMA). NEMA NU 2-2001 performance measurements of an LYSO-based PET/CT system in 2D and 3D acquisition modes. *J Nucl Med* 2006;47:1960-7.
- 61 Teräs M, Tolvanen T, Johansson JJ, Williams JJ, Knuuti J. Performance of the new generation of whole-body PET/CT scanners: Discovery STE and Discovery VCT. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* 2007;34:1683-92.
- 62 Mawlawi O, Podoloff DA, Kohlmyer S, Williams JJ, Stearns CW, Culp RF, et al. National Electrical Manufacturers Association. Performance characteristics of a newly developed PET/CT scanner using NEMA standards in 2D and 3D modes. *J Nucl Med* 2004;45:1734-42.
- 63 Lamare F, Turzo A, Bizais Y, Le Rest CC, Visvikis D. Validation of a Monte Carlo simulation of the Philips Allegro/GEMINI PET systems using GATE. *Phys Med Biol* 2006;51:943-62.

# Aplicación del método “Detrended Fluctuation Analysis” a la trayectoria del centro de presión del cuerpo humano

## Application of the “Detrended Fluctuation Analysis” method to the trajectory of the centre of pressure of the human body

MT Blázquez<sup>1,\*</sup>, M Anguiano<sup>1</sup>, F Arias de Saavedra<sup>1</sup>, AM Lallena<sup>1</sup> y P Carpena<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Departamento de Física Atómica, Molecular y Nuclear, Universidad de Granada.

<sup>2</sup> Departamento de Física Aplicada II, E.T.S.I. de Telecomunicación, Universidad de Málaga.

Fecha de Recepción: 17/07/2008 - Fecha de Aceptación: 28/01/2009

El “Detrended Fluctuation Analysis” es un método de análisis de señales que permite estudiar las propiedades de correlación de la señal estudiada. Este algoritmo admite distintas variantes que se pueden utilizar para eliminar tendencias de diferente orden existentes en la señal. En este trabajo mostramos los resultados de la aplicación de dos de dichas variantes, las denominadas DFA-1 y DFA-2, a las series temporales de la posición y la velocidad del centro de presión del cuerpo humano en condiciones estáticas. Los resultados muestran que los exponentes de correlación  $\alpha$  obtenidos en cada uno de los cuatro análisis realizados dependen de la escala estudiada. En las escalas correspondientes a grandes intervalos de tiempo (por encima de 35 s) los valores de  $\alpha$  obtenidos en los cuatro análisis coinciden.

**Palabras clave:** sistema de control postural humano, “Detrended Fluctuation Analysis”.

The “Detrended Fluctuation Analysis” is a signal analyzing method which permits to study the correlation properties of the signal analyzed. This algorithm admits different variants which can be used to eliminate trends of different order existing in the signal. In this work we show the results obtained when two of these different variants, the so-called DFA-1 and DFA-2, are applied to the time series of the position and velocity of the centre of pressure of the human body in static conditions. The results show that the correlation exponents  $\alpha$ , obtained for each of the four types of analysis performed, depend on the scale studied. For the scales corresponding to large time intervals (above 35 s) the  $\alpha$  values found in the four analyses coincide.

**Key words:** human postural control system, “Detrended Fluctuation Analysis”.

## Introducción

El cuerpo humano en posición ortostática (postura estática, bípeda) busca, permanentemente, un estado de equilibrio y lo consigue de manera dinámica, oscilando alrededor de puntos de equilibrio instantáneos que dependen de la postura global del cuerpo. Estas oscilaciones pueden ser registradas mediante una plataforma de estabilometría gracias a los sensores de presión que contiene. A partir de los datos ofrecidos por cada sensor es posible calcular la posición instantánea del centro de presión (CdP) del sujeto. La señal registrada de la trayectoria del CdP contiene información

del funcionamiento del Sistema de Control Postural (SCP), sistema encargado de mantener el equilibrio; a través del sistema nervioso central, el SCP procesa información de origen visual, vestibular y propioceptivo que le permite realizar, utilizando múltiples mecanismos de control, la respuesta muscular apropiada en cada momento. Cada estiramiento o relajación de un músculo influye en la posición del CdP, y esta posición del CdP es precisamente la señal registrada mediante la estabilometría.

Las primeras referencias de trabajos con plataformas de estabilometría se remontan a principios de los años 60<sup>1</sup> y desde entonces el número de trabajos

\* Correspondencia  
E-mail: mblazquez@ugr.es

publicados es muy numeroso. Cualitativamente pueden ser divididos en tres grupos:

1. Estudios estadísticos basados en el cálculo de variables clásicas, tales como longitud recorrida y el punto medio del CdP<sup>2,3</sup>.
2. Estudios orientados hacia la creación de un modelo que reproduzca las características del desplazamiento del CdP<sup>4-6</sup>.
3. Estudios basados en la geometría fractal, teoría del caos y leyes de potencias<sup>7,8</sup>.

Dentro de este grupo se encuentran los estudios realizados con el método “*Detrended Fluctuation Analysis*” (DFA)<sup>9</sup>. El método DFA fue introducido en 1994 por Peng y colaboradores<sup>10</sup>, aportando así un análisis de invarianza de escala capaz de eliminar tendencias de diferentes órdenes. El DFA ha sido utilizado en muy diversas áreas de investigación; en su aplicación a sistemas fisiológicos humanos podemos citar los análisis de electroencefalogramas<sup>11</sup>, de electrocardiogramas<sup>12-14</sup> y del control motor<sup>15-17</sup>.

El DFA es un método de análisis que permite determinar un parámetro cuantitativo,  $\alpha$ , que representa las propiedades de correlación de la señal. De esta forma, el DFA permite detectar correlaciones de largo alcance contenidas en series temporales aparentemente no estacionarias. La correcta interpretación de los resultados obtenidos mediante el método DFA es crucial para el entendimiento de la dinámica intrínseca del sistema bajo estudio. El método permite diferentes formulaciones que están básicamente enfocadas a eliminar las tendencias que pueda presentar la señal analizada y que no están relacionadas con sus propiedades de correlación. Una tendencia en la señal puede ser debida a condiciones externas que estarían generando ruido en la misma, como podrían ser los movimientos ligados a procesos fisiológicos ajenos al SCP tales como los provenientes de la respiración o el proceso digestivo, o bien puede surgir de la dinámica intrínseca del sistema que la genera. En tales circunstancias es fundamental tener una cuidadosa consideración sobre si las tendencias han de ser filtradas o no ya que, si son intrínsecas, pueden estar relacionadas con las propiedades locales de las fluctuaciones de la señal.

En general, se denomina DFA- $q$  a la variante que permite suprimir las tendencias de orden  $q-1$ . Evidentemente, la determinación del orden de DFA- $q$  utilizado precisa del conocimiento del comportamiento de los factores externos que puedan crear tendencias en la dinámica del sistema bajo estudio. Una dificultad en el estudio de las propiedades de escala de la señal del CdP, y que es común a muchos sistemas físicos y biológicos, es determinar si el origen de las tendencias es intrínseco a la señal.

En el estudio del movimiento del CdP mediante plataforma de estabilometría, es posible obtener señales de dos tipos:

1. La serie temporal compuesta por los incrementos en la posición del CdP, que no es otra cosa que la señal de la velocidad en cada punto.
2. La serie temporal compuesta por la posición del CdP en cada instante de tiempo. Esta señal se corresponde con la suma acumulada de la serie temporal de la velocidad descrita en el párrafo anterior.

Hasta la fecha, en los trabajos de investigación sobre la trayectoria del CdP utilizando el método DFA<sup>9,18</sup> se ha aplicado únicamente DFA-1 y no se ha estudiado experimentalmente la diferencia entre aplicar el análisis DFA a las señales de velocidad y de posición del CdP. El objetivo de este trabajo es doble. Por un lado pretendemos estudiar el efecto de eliminar tendencias de diversos órdenes en la trayectoria del CdP, para lo que hemos aplicado a la señal los algoritmos DFA-1 y DFA-2. Por otro lado queremos verificar si el análisis DFA sobre las series temporales de la velocidad y de la posición del CdP proporcionan resultados consistentes.

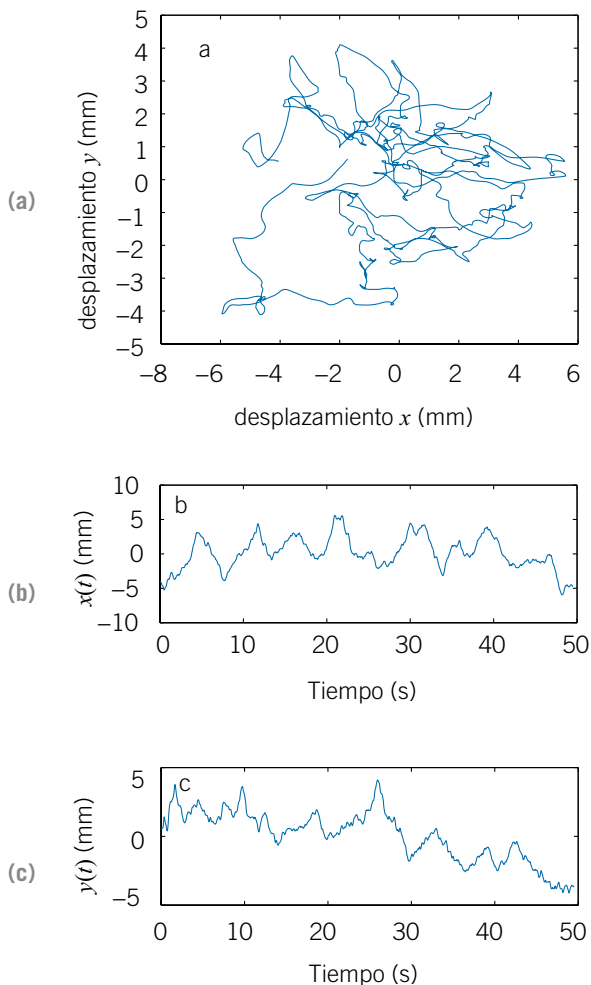
## El experimento

En esta sección describimos las medidas experimentales llevadas a cabo para obtener las señales que serán analizadas.

Participaron en el experimento un total de 50 sujetos sanos, divididos en dos grupos que denominamos G1 y G2. El grupo G1 incluyó 20 sujetos (13 mujeres y 7 hombres) con una media de edad, peso y estatura de  $33,7 \pm 8,2$  años,  $65,3 \pm 14,8$  kg y  $1,65 \pm 0,11$  m, respectivamente. El grupo G2 incluyó 30 sujetos (20 mujeres y 10 hombres) con una media de edad, peso y estatura de  $41 \pm 11$  años,  $66,83 \pm 14,03$  kg y  $1,67 \pm 0,11$  m, respectivamente. Los intervalos de confianza corresponden a una desviación estándar. Antes del experimento todos los sujetos fueron adecuadamente informados y dieron su consentimiento para participar en la toma de las señales. Las medidas fueron realizadas cumpliendo con los principios éticos enunciados en la declaración de Helsinki.

Se realizaron medidas de un único tipo: sujeto en posición ortostática sobre la plataforma con los ojos abiertos. Cada sujeto del G1 se sometió un total de 10 medidas de 51,2 s de duración, realizadas en 5 días diferentes. A cada sujeto del G2 se le realizó una única medida de 409,6 s de duración. En ambos grupos se utilizó una frecuencia de muestreo de 40 Hz, por lo que las señales del G1 constan de  $2^{11}$  puntos y las del grupo G2 de  $2^{14}$  puntos.

Todas las medidas fueron registradas utilizando una plataforma fabricada por Satel<sup>19</sup>. Esta plataforma incluye tres sensores de presión situados en los vértices de un triángulo equilátero de 40 cm de lado. Las medidas aportadas por los sensores permiten calcular la proyección del CdP sobre el plano horizontal. El panel (a) de la fig. 1 muestra una trayectoria típica del CdP. Para analizarla se separa en dos componentes: la mediolateral  $x(t)$ , y la anteroposterior  $y(t)$ , que se muestran, respectivamente, en los paneles (b) y (c) de la misma figura.



**Fig. 1.**  
 a) Ejemplo de trayectoria del CdP en dos dimensiones obtenida en nuestras medidas.  
 b) Proyección de la trayectoria del CdP de la figura (a) sobre el eje de coordenadas  $x$ .  
 c) Proyección de dicha trayectoria sobre el eje de coordenadas  $y$ .

El fabricante indica que la plataforma tiene un error relativo del 0,017% en la salida de los sensores<sup>19</sup>. Hemos comprobado este punto realizando una serie de medidas usando objetos inertes de pesos comprendi-

dos entre 38 y 76 kg. La elongación máxima desde la posición media encontrada fue de 0,03 cm en ambas direcciones,  $x$  e  $y$ . Estos errores producen incertidumbres en los resultados finales que son mucho menores que las variaciones estadísticas observadas en las señales obtenidas para un sólo individuo o las determinadas para varios de ellos. Por tanto en el presente trabajo no tendremos en cuenta estas incertidumbres.

### Método DFA

En este trabajo hemos utilizado los métodos DFA-1 y DFA-2 para estudiar las series temporales de desplazamientos y posiciones del CdP. El DFA es un método de análisis de escala que proporciona un parámetro cuantitativo, el exponente, que representa las propiedades de correlación de la señal. El DFA permite detectar correlaciones de largo alcance contenidas en series temporales aparentemente no estacionarias.

Supongamos que queremos analizar una serie temporal de  $N$  puntos,  $\{z_t, t = 1, \dots, N\}$ . Primeramente calculamos la serie acumulada

$$Z(t) = \sum_{u=1}^t (z_u - \langle z \rangle), \tag{1}$$

donde

$$\langle z \rangle = \frac{1}{N} \sum_{t=1}^N z_t \tag{2}$$

es la media global. En segundo lugar se fijan en la serie  $Z(t)$  un cierto número  $N_b$  de cajas que contienen todas ellas  $N_\tau$  puntos y cuyo tamaño temporal es  $\tau$ . Estas cajas pueden o no solaparse entre sí; en nuestros cálculos consideramos un cierto nivel de solapamiento entre las cajas con el objetivo de aumentar el número de cajas que es posible definir y mejorar la estadística. En cada caja se elimina la tendencia que presentan los puntos que la forman. En nuestros cálculos hemos considerado dos casos: DFA-1, en el que se asume una tendencia de primer orden (una línea recta), y DFA-2, en el que la tendencia que se elimina se supone que es de segundo orden (un polinomio de segundo grado). Nótese que estas tendencias implican eliminar en la señal original tendencias constantes y lineales respectivamente. Estas tendencias locales las etiquetamos como  $Z_{fit}^k(t)$ , donde el índice  $k$  indica el número de la caja, y a partir de ellas se obtiene la función de la fluctuación sin tendencia (*detrended fluctuation function*) que viene dada de la siguiente forma:

$$\psi^k(t) = Z(t) - Z_{fit}^k(t), \tag{3}$$

Para cada valor de  $\tau$ , se calcula la función

$$F(\tau) = \left( \frac{1}{N_b} \sum_{k=1}^{N_b} \frac{1}{N_\tau} \sum_{t=1}^{N_\tau} [\psi^k(t)]^2 \right)^{1/2} \quad (4)$$

que mide la fluctuación de la raíz cuadrática media. Si la señal presenta un comportamiento de escala, entonces

$$F(\tau) \propto \tau^\alpha \quad (5)$$

donde el exponente de escala o de correlación aporta información sobre las propiedades de correlación de la señal.

En este trabajo hemos aplicado los dos tipos de análisis, DFA-1 y DFA-2, a la serie temporal de la velocidad del CdP y hemos denominado al exponente de correlación resultante  $\alpha_v$ .  $\alpha_v = 0,5$  es característica de una señal temporal aleatoria no correlacionada (ruido blanco), mientras que la señal presentaría correlaciones positivas (negativas) si  $\alpha_v > 0,5$  ( $\alpha_v < 0,5$ ), diciéndose entonces que el movimiento es persistente (antipersistente). Por otro lado, hemos aplicado también dichos análisis a la serie acumulada de la velocidad, esto es la señal de posición, y el exponente de correlación resultante es  $\alpha_p$ . Teóricamente, ambos exponentes deben cumplir la relación<sup>17</sup>

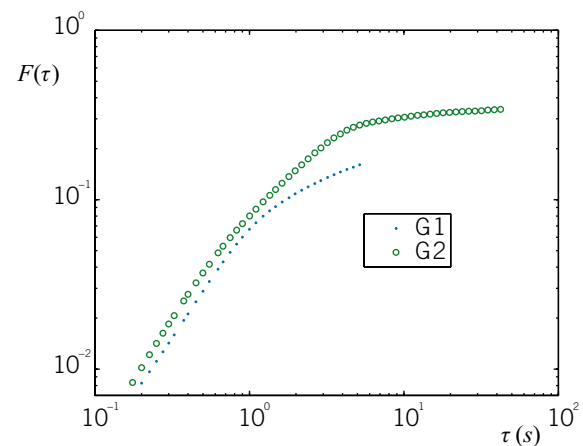
$$\alpha_v = \alpha_p - 1. \quad (6)$$

Evidentemente, la serie temporal de las posiciones del CdP es siempre una señal positivamente correlacionada porque siempre presenta un exponente  $\alpha_p > 1$ , pero puede tener características de antipersistencia o de persistencia según que  $\alpha_p$  sea menor o mayor que 1,5, respectivamente.

Distinguiremos los exponentes de correlación resultantes de los análisis DFA-1 y DFA-2 con los superíndices  $D1$  y  $D2$  respectivamente. Es evidente que si  $\alpha^{D2} \approx \alpha^{D1}$  la señal no incluirá tendencias lineales, siendo válida la aplicación de DFA-1 e innecesaria la del DFA-2.

El tamaño máximo del intervalo o escala que puede ser estudiada con fiabilidad es un décimo del tamaño de la señal,  $N/10$  (véase Hu et al.<sup>20</sup>). Sin embargo, sobre el intervalo mínimo no hay una regla precisa, ya que depende del valor de  $\alpha$ . Nosotros hemos generado señales del tamaño de las aquí estudiadas, con valores de  $\alpha$  definidos, para evaluar el tamaño mínimo de intervalo que permite reproducir el exponente correcto. De esta forma hemos podido establecer que el tamaño de intervalo mínimo a considerar es de  $2^3$  puntos. Por otro lado, y dados los tamaños de las señales que hemos analizado,  $2^{11}$  puntos en el G1 y  $2^{14}$  en el G2, cabe esperar que los resultados obtenidos aplicando ambos métodos sean fiables<sup>21</sup>.

La fig. 2 muestra un resultado típico del método DFA. Se ha representado, en escala doble logarítmica, la función  $F(\tau)$  frente a  $\tau$  para dos señales, una de un sujeto del G1 (puntos) y otra de uno del G2 (círculos), ambas correspondientes a la coordenada  $x$ . Similares resultados se han obtenido en la coordenada  $y$  y para el resto de los sujetos. Observamos que el rango de valores de  $\tau$  es mayor en el segundo caso debido a la mayor duración de la medida. Como vemos, la característica de estas funciones es que presentan distintas pendientes según el valor de  $\tau$ . Nuestro propósito es analizar el valor del exponente de la ecuación (5) en diferentes rangos de valores de  $\tau$  y estudiar si se cumple experimentalmente la relación (6).



**Fig. 2.**  $F(\tau)$  en función del tamaño del intervalo  $\tau$ . Ejemplo del resultado de un análisis DFA-1 aplicado a una medida de un sujeto del grupo G1 y a una medida de un sujeto del grupo G2. Similares resultados han sido obtenidos mediante el análisis DFA-2 y el resto de los sujetos de ambos grupos.

El valor de  $\alpha$  lo hemos obtenido calculando la derivada de  $F(\tau)$  mediante una fórmula de tres puntos, con puntos equidistantes en representación logarítmica. Para el grupo G1 hemos estudiado la zona de bajas escalas (ZB), correspondiente al rango  $\tau = 0,17 - 0,22$  s ( $N_\tau = 7 - 9$  puntos), y la zona de altas escalas (ZA), correspondiente al rango  $\tau = 4,3 - 5,2$  s ( $N_\tau = 172 - 208$  puntos). Para el grupo G2, gracias al mayor número de puntos de estas señales, hemos podido estudiar, además, la zona de muy altas escalas (ZAA), caracterizada por un rango  $\tau = 31,80 - 38,47$  s ( $N_\tau = 1272 - 1539$  puntos).

Con el fin de establecer si los resultados obtenidos son estadísticamente significativos, se ha realizado un test de datos "surrogate"<sup>22</sup>. Para cada una de las medidas consideradas en nuestro análisis, hemos generado 1000 nuevas series muestreando aleatoria-

mente los datos originales. Se aplicó el método DFA-1 a estas series aleatorias, obteniéndose los correspondientes exponentes característicos y calculando los valores medios de los mismos. Los valores obtenidos para  $\alpha_v^{D1}$  varían entre 0,54 y 0,55, con una desviación estándar de 0,03, para todos los sujetos y medidas considerados en nuestro trabajo. En consecuencia podemos decir que las señales que aquí estamos estudiando presentan correlaciones estadísticamente significativas.

## Resultados

En la tablas 1 y 2 resumimos los valores medios de los exponentes de correlación obtenidos en nuestro análisis de las señales de los grupos G1 y G2, respectivamente. Con el objetivo de facilitar la comparación entre los exponentes de correlación  $\alpha_v$  y  $\alpha_p$ , que cumplen la relación teórica (6), hemos presentado los valores de  $\alpha_v$  y  $\alpha_p - 1$ . Cabe indicar que, en general, no se observan diferencias significativas entre los resultados obtenidos para las coordenadas  $x$  e  $y$ .

En la fig. 3 se muestran los valores medios de  $\alpha_v^{D2}$  obtenidos para cada uno de los 20 sujetos del G1, tanto en ZB como en ZA, para las coordenadas  $x$  e

$y$ . Como vemos, se aprecia que la similitud entre los resultados obtenidos para las coordenadas  $x$  e  $y$  también ocurre para cada sujeto individual. Resultados similares se encuentran para los otros tres exponentes de correlación calculados. Hay que señalar que se aprecia una mayor variabilidad en los exponentes obtenidos para la zona ZA que para la ZB. Esto es debido, al menos en parte, al hecho de que los parámetros de los ajustes en ZA presentan una mayor incertidumbre que en ZB.

Otro hecho relevante es que la señal bajo estudio tiene diferentes exponentes de correlación según la escala estudiada, lo que le da un carácter de señal multifractal. Para pequeñas escalas de tiempo el comportamiento es persistente y para las grandes escalas antipersistente. Por otro lado, tal y como puede apreciarse con más detalle en la fig. 3, las incertidumbres son mayores en la zona ZA que en la ZB. Todas estas propiedades corroboran los resultados de varios trabajos previos<sup>7,9,23</sup>.

Es importante señalar que las incertidumbres que presentan los exponentes  $\alpha_p^{D1}$  en la zona ZB son mucho menores que las correspondientes al resto de exponentes calculados. La razón de ello estriba en la saturación del propio exponente al acercarse a su valor máximo permitido que es de una unidad más que el

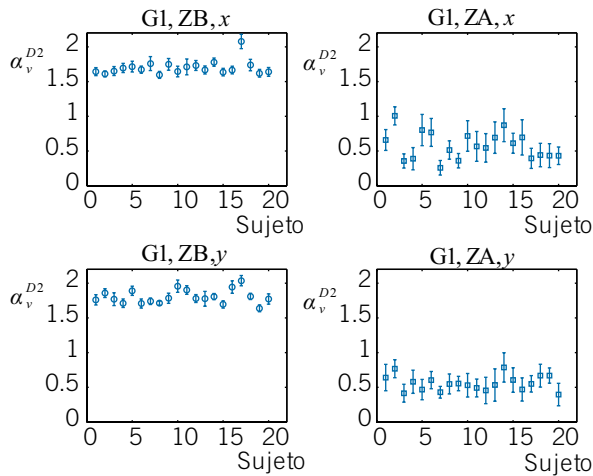
**Tabla 1.** Valores medios de los exponentes de correlación de los cuatro tipos de análisis para los sujetos del G1. Se muestran los resultados correspondientes a las dos zonas de escalas temporales estudiadas (ZB y ZA) y a las dos coordenadas  $x$  e  $y$ . Las incertidumbres corresponden a  $1\sigma$ .

	$x$		$y$	
	ZB	ZA	ZB	ZA
$\alpha_v^{D1}$	1,34 ± 0,07	0,38 ± 0,13	1,38 ± 0,04	0,39 ± 0,12
$\alpha_v^{D2}$	1,70 ± 0,07	0,58 ± 0,17	1,80 ± 0,07	0,56 ± 0,15
$\alpha_p^{D1} - 1$	0,73 ± 0,02	0,03 ± 0,19	0,73 ± 0,01	0,14 ± 0,18
$\alpha_p^{D2} - 1$	1,33 ± 0,07	0,22 ± 0,24	1,39 ± 0,04	0,24 ± 0,20

**Tabla 2.** Valores medios de los exponentes de correlación de los cuatro tipos de análisis para los sujetos del G2. Se muestran los resultados correspondientes a las tres zonas de escalas temporales estudiadas (ZB, ZA y ZAA) y a las dos coordenadas  $x$  e  $y$ . Las incertidumbres corresponden a  $1\sigma$ .

	$x$			$y$		
	ZB	ZA	ZAA	ZB	ZA	ZAA
$\alpha_v^{D1}$	1,38 ± 0,11	0,33 ± 0,10	0,17 ± 0,08	1,39 ± 0,10	0,36 ± 0,11	0,26 ± 0,11
$\alpha_v^{D2}$	1,80 ± 0,12	0,53 ± 0,15	0,16 ± 0,07	1,86 ± 0,15	0,53 ± 0,15	0,26 ± 0,10
$\alpha_p^{D1} - 1$	0,73 ± 0,02	-0,03 ± 0,15	0,08 ± 0,18	0,72 ± 0,02	0,10 ± 0,15	0,19 ± 0,20
$\alpha_p^{D2} - 1$	1,38 ± 0,11	0,16 ± 0,19	0,06 ± 0,21	1,40 ± 0,10	0,21 ± 0,22	0,22 ± 0,22

orden de DFA elegido (es decir, 2 en el caso de DFA-1 y 3 en el de DFA-2).



**Fig. 3.** Resultados de la aplicación del método DFA-2 a la señal de velocidad correspondiente al conjunto de las 10 medidas de cada sujeto del grupo G1. Se muestran los valores medios del exponente de correlación  $\alpha_v^{D2}$  para cada sujeto. Los paneles de la izquierda corresponden a ZB y los de la derecha a ZA. Los paneles superiores corresponden a la coordenada  $x$  y los inferiores a la  $y$ . Las incertidumbres corresponden a  $1\sigma$ .

En la tabla 3 mostramos el resumen de las comparaciones entre los diferentes exponentes obtenidos en nuestros cálculos.

El primer resultado que merece un comentario es el referente a intervalos de tiempo largos, zona ZAA, donde la relación teórica (6) se cumple con bastante aproximación. Hasta donde tenemos conocimiento, es la primera vez que se realiza este cálculo referido al comportamiento de la serie temporal del CdP.

En la zona ZA se observa que  $\alpha_p^{D1} - 1 < \alpha_v^{D1}$ . Delignières et al.<sup>24</sup> han realizado estudios teóricos sobre el comportamiento de DFA-1 utilizando series temporales generadas para distintos valores de  $\alpha$  con un

máximo de  $2^{11}$  puntos por serie. Estos investigadores concluyen que el exponente  $\alpha_p^{D1}$  subestima sistemáticamente el valor exacto de  $\alpha$ , lo que podría explicar nuestros resultados experimentales en ZA.

Es también interesante resaltar la aproximación que se produce entre los valores de los exponentes de correlación resultantes de la aplicación de los algoritmos DFA-1 y DFA-2 a medida que el intervalo estudiado  $\tau$  aumenta. En la zona ZA se observa que los exponentes de correlación obtenidos mediante DFA-1 y DFA-2 coinciden dentro de los márgenes de incertidumbre, mientras que en la ZAA tanto los valores medios de los exponentes de correlación como sus incertidumbres coinciden para los cuatro tipos de análisis. Sería interesante realizar el análisis para intervalos intermedios entre 200 y 1400 puntos para determinar en qué momento los métodos DFA-1 y DFA-2 ofrecen el mismo resultado. Estudios en este sentido se están llevando a cabo.

### Conclusiones

La técnica DFA ha sido utilizada en dos de sus variantes, DFA-1 y DFA-2, para analizar las series temporales de la velocidad y la posición del CdP en condiciones estáticas, con información visual, esto es con ojos abiertos. Se han estudiado un total de 230 medidas pertenecientes a un total de 50 individuos.

Los principales resultados de nuestra investigación son los siguientes:

1. Los exponentes de correlación de los cuatro tipos de análisis ( $\alpha_v^{D1}, \alpha_p^{D1} - 1, \alpha_v^{D2}, \alpha_p^{D2} - 1$ ) obtenidos a partir de las medidas de larga duración ( $2^{14}$  puntos), realizadas en el grupo G2, en la zona de muy altas escalas ( $N_\tau$  entre 1272 y 1539 puntos, equivalentes a intervalos de tiempo entre 31,80 y 38,47 s), coinciden en sus valores. Esta coincidencia en el valor de los exponentes de correlación no se produce en el resto de los intervalos analizados: la zona ZB  $N_\tau$  entre 7 y 9 puntos, que corresponden a intervalos de tiempo entre

**Tabla 3.** Comparación entre los exponentes de correlación obtenidos para los grupos G1 y G2 utilizando los cuatro tipos de análisis contemplados en el presente trabajo. Los resultados son válidos para las dos coordenadas  $x$  e  $y$ .

	ZB (G1 y G2)	ZA (G1 y G2)	ZA (G1 y G2)
DFA-1	$\alpha_p^{D1}$ satura	$\alpha_v^{D1} > \alpha_p^{D1} - 1$	$\alpha_v^{D1} \approx \alpha_p^{D1} - 1$
DFA-2	$\alpha_v^{D2} > \alpha_p^{D2} - 1$	$\alpha_v^{D2} > \alpha_p^{D2} - 1$	$\alpha_v^{D2} \approx \alpha_p^{D2} - 1$
velocidad	$\alpha_v^{D1} < \alpha_v^{D2}$	$\alpha_v^{D1} \approx \alpha_v^{D2}$	$\alpha_v^{D1} \approx \alpha_v^{D2}$
posición	$\alpha_p^{D1}$ satura	$\alpha_p^{D1} \approx \alpha_p^{D2}$	$\alpha_p^{D1} \approx \alpha_p^{D2}$

0,17 y 0,22 s) y la zona ZA ( $N_{\tau}$  entre 172 y 208 puntos, equivalentes a un rango temporal entre 4,30 y 5,20 s). Teniendo en cuenta que los resultados teóricos del comportamiento del método DFA han demostrado su correcto funcionamiento en señales del tamaño de las aquí estudiadas, es posible concluir que la compleja estructura multifractal de la señal bajo estudio requiere de una larga serie de muestreo para mostrar con claridad sus características, y que por tanto las medidas de  $2^{11}$  puntos, que son muy habituales en los programas que acompañan a las plataformas de estabilometría, no ofrecen suficiente información para estudiar la dinámica intrínseca del sistema de control postural humano reflejado en la trayectoria del CdP.

2. El hecho de que en la zona ZAA los resultados de todas las variantes del método DFA coincidan podría explicarse asumiendo que a grandes escalas, lejos del punto de transición entre los comportamientos persistente y antipersistente mostrados por el CdD, las señales son más estables y, por tanto, más fácilmente caracterizables mediante las distintas variantes del método DFA.
3. La similitud entre los resultados ofrecidos por DFA-1 y DFA-2 en las medidas de larga duración del grupo G2 permite concluir que no existen tendencias lineales en la señal del CdP. El método DFA-1 es, por tanto, adecuado para el estudio de la trayectoria del CdP, y la aplicación de la variante del método DFA-2 a dicha señal es innecesaria.
4. Los cuatro tipos de análisis realizados, basados en el método DFA, muestran que existe una transición entre persistencia y antipersistencia en la trayectoria del CdP, que constituye un reflejo del comportamiento del sistema de control postural humano. Este punto coincide con los resultados puestos de manifiesto en trabajos previos<sup>7,9,23</sup>. Como novedad concluimos que la transición es más evidente en las medidas largas ( $2^{14}$  puntos), tal como puede apreciarse en la tabla 2 (zona ZAA) y en la fig. 2.

Por último, cabe indicar que sería interesante discernir si la coincidencia de resultados observada en la zona ZAA está relacionada con el número de puntos que la caracterizan ( $N_{\tau} = 1272 - 1539$  puntos) o con su rango temporal ( $\tau \approx 35$  s). Para ello se podría investigar si el aumento de la frecuencia de muestreo sigue ofreciendo el mismo resultado para intervalos con igual número de puntos, pero menor escala temporal.

## Agradecimientos

Los autores agradecen a la Junta de Andalucía (FQM0220 y P07-FQM03163) y al Ministerio de Educación y Ciencia (Proyecto BIO2005-09116-CO3-01) por la financiación parcial de este trabajo.

## Bibliografía

- 1 Baron JB. Présentation d'un appareil pour metre en evidence les déplacements du centre de gravité du corps dans le polygone de sustentation. *Archiv Malad Professionn* 1964;25:41-29.
- 2 Okubo J, Watanabe I, Takeya T, Baron JB. Influence of foot position and visual field condition in the examination for equilibrium function and sway of center of gravity in normal persons. *Agress* 1979;20:127-132.
- 3 Valade D. Enregistrement statokinésimétrique dans les chorées de Huntington. *Agress* 1981;22:63-65.
- 4 Chow CC, Collins JJ. Pinned polymer model of posture control. *Phys Rev E* 1995;52:907-912.
- 5 Lauk M, Chow CC, Pavlik AE, Collins JJ. Human Balance out of equilibrium: Nonequilibrium statistical mechanics in posture control. *Phys Rev Lett* 1998;80:413-416.
- 6 Bosek MB, Grzegorzewski B, Kowalczyk A. Two-dimensional Langevin approach to the human stabilogram. *Hum Mov Sci* 2004;22:649-660.
- 7 Collins JJ, De Luca CJ. Random walking during quiet standing. *Phys Rev Lett* 1994;73:764-767.
- 8 Thurner S, Mittermaier C, Hanel R, Ehrenberger K. Scaling-violation phenomena and fractability in the human posture control system. *Phys Rev E* 2000;62:4018-4024.
- 9 Duarte M, Zatsiorsky VM. Long-range correlations in human standing. *Phys Lett A* 2001;283:124-128.
- 10 Peng CK, Buldyrev SV, Havlin S, Simons M, Stanley HE, Goldberger AL. Mosaic organization of DNA nucleotides. *Phys Rev E* 1994;49:1685-1689.
- 11 Robinson HPV, Harsch A. Stages of spike time variability during neuronal responses to transient inputs. *Phys Rev E* 2002;66:061902.
- 12 Peng CK, Havlin S, Stanley HE, Golberger AL. Quantification of scaling exponents and crossover phenomena in nonstationary heartbeat time series. *Chaos* 1995;5:82-87.
- 13 Ivanov PC, Bunde A, Amaral LAN, Havlin S, Fritsch-Yelle J, Baevsky RM, et al. Sleep-wake differences in scaling behavior of the human heartbeat: Analysis of terrestrial and long-term space flight data. *Europhys Lett* 1999;48:595-600.
- 14 Kantelhardt JW, Havlin S, Ivanov PC. Modeling transient correlations in heartbeat dynamics during sleep. *Europhys Lett* 2003;62:147-153.
- 15 Hausdorff HM, Ashkenazy Y, Peng CK, Ivanov PC, Stanley HE, Goldberger AL. When human walking becomes random walking: fractal analysis and modelling of gait rhythm fluctuations. *Physica A* 2001;302:138-147.
- 16 Sapir N, Karasik R, Havlin S, Simon E, Hausdorff JM. Detecting scaling in the period dynamics of multimodal signals: Application to Parkinsonian tremor. *Phys Rev E* 2003;67:031903.
- 17 Hu K, Ivanov PC, Chen X, Hilton MF, Stanley HE, Shea SA. Non-random fluctuations and multi-scale dynamics regulation of human activity. *Physica A* 2004;337:307-318.
- 18 Delignières D, Deschamps T, Legros A, Caillou N. A methodological note on non-linear time series analysis: Is Collins and De Luca (1993)'s open- and closed-loop model a statistical artifact? *J Mot Behav* 2003;35:86-96.
- 19 SATEL. Manuel d'utilisation des logiciels d'évaluation des activités posturo-cinétiques. Blagnac: SATEL;2000.



- 20 Hu K, Ivanov PC, Chen X, Carpena P, Stanley HE. Effect of trends on detrended fluctuation analysis. *Phys Rev E* 2001;64:011114.
- 21 Coronado AV, Carpena P. Size Effects on Correlation Measures. *J Biol Phys* 2005;31:121-133.
- 22 Theiler J, Eubank S, Longtin A, Galdrikian B, Farmer JD. Testing for nonlinearity in time series: the method of surrogate data. *Physica D* 1992;58:77-94.
- 23 Blázquez MT, Anguiano M, Arias de Saavedra F, Lallena AM, Carpena P. Caracterización del sistema de control postural humano usando la técnica "Detrended Fluctuation Análisis". XVI Congreso Nacional de Física Médica, Granada 2007. *Rev Fis Med* 2007;8:253-254.
- 24 Delignières D, Ramdani S, Lemoine L, Torre K, Fortes M, Ninot G. Fractal analysis for 'short' time series: A re-assessment of classical methods. *J Math Psicol.* 2006;50:525-544.

# Análisis de la dosis absorbida en piel en tratamientos de radioterapia de intensidad modulada en cabeza y cuello

## Analysis of the absorbed dose in skin for head and neck intensity modulated radiation therapy treatments

M Llorente Manso\* y T Vicente Toribio

Centro Oncológico MD Anderson Internacional España. Madrid.

Fecha de Recepción: 11/09/2008 - Fecha de Aceptación: 16/03/2009

La Radioterapia de Intensidad Modulada es cada día más habitual en el tratamiento de tumores de cabeza y cuello. El uso de técnicas de planificación inversa puede conducir a un aumento indeseado de la dosis absorbida en la piel y la toxicidad a ella asociada.

Presentamos un estudio que evalúa cuantitativamente dicho fenómeno y proponemos un método de optimización para reducir la dosis absorbida en la piel hasta los valores usuales en la radioterapia conformada convencional.

**Palabras clave:** Radioterapia, dosis en piel, cáncer de cabeza y cuello, optimización.

Intensity Modulated Radiation Therapy is becoming a common technique for treatment of head and neck tumours. The use of inverse planning techniques can lead to an unwanted skin dose and toxicity increase.

In this study we present a quantitative evaluation of such phenomenon and propose an optimization method for skin dose reduction to the level usual in conventional Conformal Radiotherapy.

**Key words:** Radiotherapy, skin dose, head and neck cancer, optimization.

### Introducción

La Radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT) es cada vez más habitual en los tratamientos de tumores de cabeza y cuello, no sólo por permitir mejorar la distribución de dosis absorbida (en adelante dosis) en órganos críticos como médula y parótidas, sino por posibilitar la reducción en el tiempo total de tratamiento y depositar la dosis con distintos fraccionamientos a la vez.

Sin embargo, se ha observado que esta técnica puede presentar complicaciones agudas en piel como la radiodermatitis<sup>1</sup>. Las causas de estas complicaciones así como las técnicas para evitarlas han sido estudiadas por diversos autores<sup>2-5</sup>.

En el caso concreto de los tratamientos de cabeza y cuello, los volúmenes a tratar (CTV) se encuentran cerca de la superficie y con frecuencia, al aplicar los

márgenes por la incertidumbre de posicionamiento para formar el llamado PTV, la nueva estructura llega hasta la superficie o incluso fuera de ella. En la mayoría de los casos, no tendremos interés en suministrar la dosis de prescripción en la piel, pero si optimizamos el tratamiento con planificación inversa, el sistema de planificación buscará soluciones que sí lo hagan, es decir, que den toda la dosis en todo el PTV.

Dichas soluciones son las que suministrarán más dosis en piel. Para evitarlo, en nuestro centro se contornea un PTV ficticio separado unos milímetros de la superficie del paciente para no forzar al planificador a dar dosis en la zona de acumulación. El inconveniente de esta técnica es que el PTV ficticio sobre el que planificamos no tiene en cuenta en sus márgenes la incertidumbre de posicionamiento. Una forma sencilla de solventar esto es abrir 1 ó 2 centímetros

\* Correspondencia  
E-mail: manuel.llorente@gmail.com

extra las láminas en los segmentos que tocan la piel cuando esta apertura no supone irradiar más tejido del paciente.

Nuestra intención es evaluar las técnicas mencionadas arriba y medir experimentalmente cómo varía la dosis en superficie y cerca de ésta para diversas técnicas de optimización. Es decir, con ligaduras sobre el *PTV*, el *PTV* ficticio y abriendo las láminas al aire y sin abrir.

## Material y métodos

Contamos con un maniquí semicilíndrico de PMMA sobre el que colocamos una lámina de “bolus” de 5mm de espesor y una máscara termoplástica (Aquaplast). La máscara termoplástica tiene agujeros de 3mm de diámetro distribuidos uniformemente con una distancia de 2mm entre agujeros. El espesor del termoplástico es de 3,2mm antes de estirar alrededor del maniquí y de 2mm al final.

Se adquieren imágenes de TC del maniquí y se contornea una estructura llamada *PTV* que está en contacto con la piel y con un radio interno 3,5cm menor que el radio del maniquí. Además, se contornea una estructura llamada *PTV-piel* que es el resultado de restar al *PTV* original una banda de 7mm de espesor pegada a la superficie.

Asimismo, creamos una estructura llamada *Anillo 0*, que es todo el maniquí menos el *PTV*, y otra llamada *Anillo 7mm*, que es resultado de restar a todo el maniquí el *PTV* con un margen de 7mm.

Contamos con un planificador Pinnacle3 v7.4 (Philips, Milpitas, E.E.U.U) con capacidad de planificación inversa de fluencias y un acelerador Elekta Precise (Elekta Oncology Systems, Crawley, Reino Unido) con láminas de 1cm de anchura y capaz de suministrar tratamientos con segmentos.

El planificador calcula la dosis con un algoritmo de convolución de cono colapsado<sup>6</sup>.

Se calculan 4 planes distintos: 3 de IMRT y uno de Radioterapia (RT) conformada convencional. Todos ellos con fotones de 6MV y una rejilla de cálculo de 2,5mm. La dosis prescrita es de 600cGy.

El plan de RT conformada consta de dos campos laterales con cuña física motorizada con una dosis prescrita de 600cGy en el isocentro, punto situado en el centro del maniquí.

Los tratamientos con IMRT constan de 5 campos con ángulos de entrada de 222°, 289°, 0°, 76° y 143°, disposición utilizada habitualmente en nuestro centro para este tipo técnicas en las localizaciones de cabeza y cuello.

De los planes de IMRT, el primero, al que llamaremos *Con piel*, pretende dar la dosis completa en todo el *PTV*; el segundo, que denominaremos *Sin piel*, optimiza la dosis en el *PTV-piel*; y el tercero, que llamaremos *Al aire*, se obtiene a partir del segundo abriendo las láminas “al aire” 2cm en los segmentos donde sea posible.

Las ligaduras de optimización se muestran en la tabla 1.

Se deja al planificador optimizar hasta alcanzar 40 iteraciones.

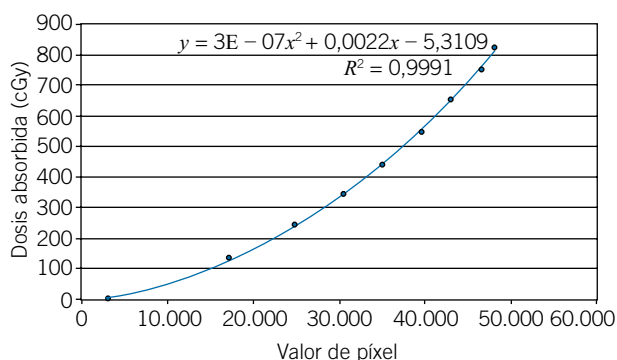
Para la conversión de fluencias a segmentos, utilizamos los parámetros habituales en nuestro centro para casos de cabeza y cuello. El método de conversión de fluencia a segmentos es el de k-medias con seis niveles<sup>7</sup>. El área mínima por segmento es de 4cm<sup>2</sup> y un mínimo de 6 unidades de monitor.

Posteriormente, irradiamos el maniquí con cada uno de los planes. En el maniquí, colocamos tiras de película radiocrómica (Gafchromic EBT Film. Internacional Specialty Products. NJ, EEUU) de 2cm de anchura y 25cm de longitud. La parte estrecha se orienta en la dirección axial. Situamos una entre el plástico y el “bolus”, otra entre el “bolus” y la máscara y una tercera sobre la máscara. De este modo, para cada plan habrá una placa en superficie, otra a 2mm de profundidad y otra a 7mm. Obtenemos un total de 12 tiras de película más una decimotercera que irradiamos con 8 niveles de dosis de igual altura desde 1 hasta 8Gy que utilizamos como cuña de calibración. Dicha película se irradia en el isocentro bajo 5cm de PMMA. La dosis en el centro de cada escalón se calcula con el planificador y se verifica con cámara de ionización cilíndrica de 0,65cm<sup>3</sup> (Scanditronix-Wöllhofer, Alemania).

**Tabla 1.** Ligaduras de optimización de los planes de IMRT.

<i>Con piel</i>	<i>Sin piel</i>
<i>PTV</i> : Dosis de 6Gy	<i>PTV-piel</i> : Dosis de 6Gy
<i>PTV</i> : Dosis mínima de 57Gy	<i>PTV-piel</i> : Dosis mínima de 57Gy
<i>PTV</i> : Dosis máxima de 63Gy	<i>PTV-piel</i> : Dosis máxima de 63Gy
<i>Anillo 0</i> : Dosis máxima de 57Gy	<i>Anillo 0</i> : Dosis máxima de 57Gy
<i>Anillo 7mm</i> : Dosis máxima de 48Gy	<i>Anillo 7mm</i> : Dosis máxima de 48Gy

Digitalizamos las películas con un escáner de sobremesa Epson Perfection 4990 (Seiko Epson Corporation, Nagano, Japón) y analizamos las imágenes resultantes con el programa de distribución gratuita Doselab v4\*.



**Fig. 1.** Curva de calibración de dosis absorbida de la película radiocrómica.

El escaneo se realiza en modo transmisión. La imagen se almacena en un fichero formato TIFF con una resolución de 150 píxeles por pulgada y 48 bits. De los tres canales de color adquiridos por el escáner nos quedamos sólo con el rojo y lo transformamos en una imagen de escala de grises. Las películas se eligen del mismo lote y se colocan con la misma orientación en el escáner. Nuestra experiencia en el control de calidad de tratamientos de IMRT nos sugiere que estas precauciones son suficientes para obtener resultados reproducibles y hacer innecesaria la repetición de las medidas. El escáner no tiene una respuesta lineal en la dirección transversal. Para corregir este efecto, junto con las películas irradiadas se coloca una tira de película radiográfica de densidad óptica uniforme de 1cm de ancho y 20cm de largo en dirección transversal. De la imagen de dicha tira se obtiene un perfil que se normaliza al valor 1 en el centro. El resultado se usa como factor de corrección en la dirección transversal. Se hace la misma operación en la dirección longitudinal sin que se aprecie falta de uniformidad en dicha dirección. Además, se aplica un filtro para reducir el ruido de la imagen tipo Wiener†. Para estas manipulaciones previas de la imagen se utiliza el programa informático MatLab v6 (The Mathworks Inc, EEUU).

\* Doselab <http://www.doselab.com> (acceso en mayo de 2008).

† Image Processing Tollbox 5 User's Guide. The Mathworks, Inc. <http://www.mathworks.com> (acceso en mayo de 2008).

Para la conversión de escala de grises a dosis se mide el valor de gris en cuadrados de 1cm de lado en cada escalón de la cuña de calibración y se establece su correspondencia con la dosis a través de un ajuste a un polinomio de grado 2 (fig. 1).

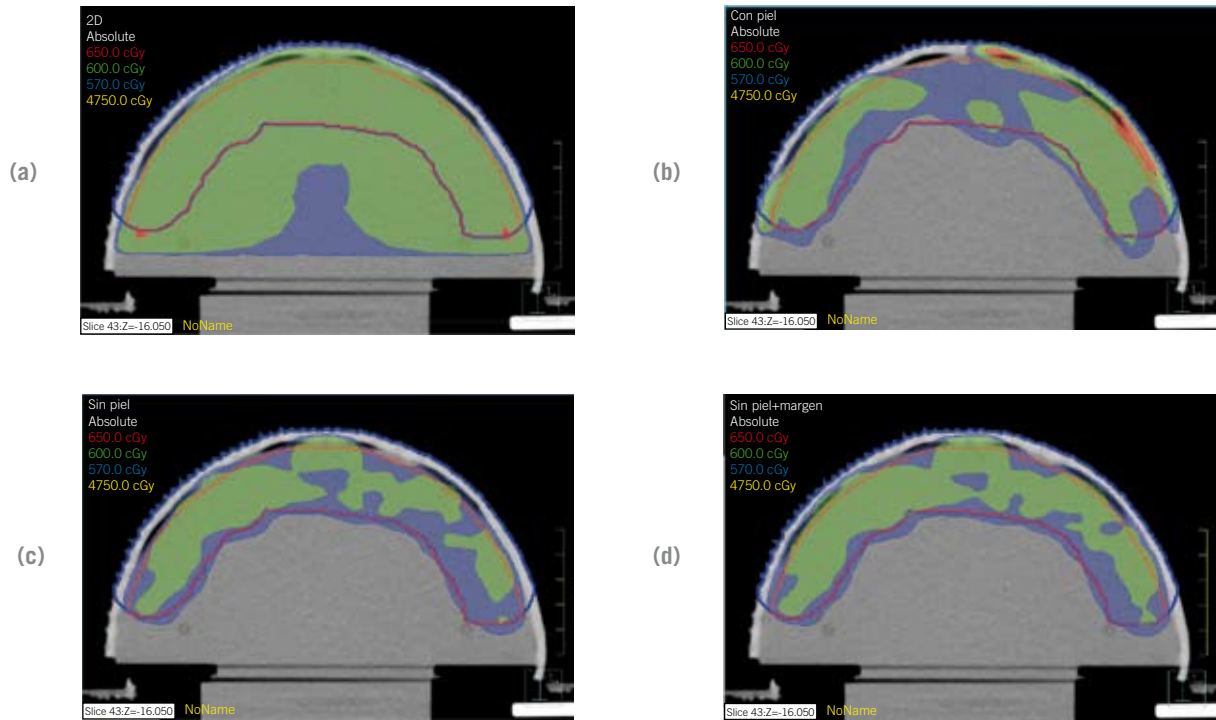
## Resultados

En las distintas imágenes de la fig. 2, se muestra un corte axial de cada uno de los planes realizados. En los cortes de escáner se puede ver cómo la unión entre el "bolus" y el maniquí no es perfecta y en algunas zonas se ven pequeñas burbujas de aire. Dichas burbujas, a pesar de no tener más de dos milímetros de espesor podrían afectar a la dosis depositada en la película. A falta de una simulación Monte Carlo que nos de una estimación real de dicha perturbación, recurrimos a los datos publicados. Li et al.<sup>8</sup> demostraron que la perturbación disminuye con el espesor de aire y la energía. En concreto, para 15MV y 1cm de espesor de aire la perturbación a 0,5mm de profundidad es menor del 7%. Si tenemos en cuenta que nuestra energía y espesor de aire son menores y que sólo una fracción de la dosis en un punto llega en incidencias perpendiculares a la superficie de la película, creemos razonable asumir que las burbujas no van a perturbar la dosis en la película de manera significativa, aunque no se descarta como fuente de heterogeneidad en la dosis medida. En cuanto a su efecto en el cálculo del sistema de planificación, no se aprecian diferencias en la distribución de dosis al asignar densidad de agua a las burbujas de aire.

Son varios los parámetros que analizamos para hacer un estudio comparado de la calidad de los distintos planes: número de segmentos, número de unidades monitor (UM), porcentaje de volumen que recibe el 95 y 107% de la dosis prescrita (V95 y V107 respectivamente) a las estructuras *PTV* y *PTV-piel* y por último la dosis media en las estructuras auxiliares Anillo 0 y Anillo 7mm. Este último dato se recoge con el único fin de subrayar que los planes de IMRT protegen las zonas fuera del *PTV*. Dichos datos se recogen en la tabla 2.

Es significativa la diferencia en el número de UM entre el plan *Con piel* y los demás. Este mayor número de UM y, por tanto, de tiempo de tratamiento, no se traduce en mejor cobertura de los volúmenes a tratar. Más bien al contrario, se aprecian más puntos calientes y fríos con lo que se puede afirmar que el plan *Con piel* es el peor de los cuatro.

La cobertura de los distintos *PTV* es ligeramente mejor en el plan 3D que en los de IMRT. Esto es consecuencia de la restricción impuesta a la dosis en los



**Fig. 2.** Curvas de isodosis para los distintos planes: **a)** 3D, **b)** con piel, **c)** sin piel y **d)** al aire.

**Tabla 2.** Comparación de los planes calculados por el planificador.

	<i>Con piel</i>	<i>Sin piel</i>	<i>Al aire</i>	<i>3D</i>
UM	1815	1146	1146	1137
Segmentos	40	40	40	–
<i>PTV</i> V95 (%)	86,2	82	85,2	89,2
<i>PTV</i> V107 (%)	4	0,2	0,5	11,4
<i>PTV-piel</i> V95 (%)	93,7	98	98	100
<i>PTV-piel</i> V107 (%)	1,5	0,3	0,7	13
Anillo 0 media (Gy)	4,99	4,70	4,72	6,11
Anillo 7 mm media (Gy)	4,77	4,41	4,42	6,08

anillos. Restringir la dosis fuera del *PTV* implica sacrificar homogeneidad de la dosis dentro de éste, situación que, obviamente, no se produce en el plan 3D.

Los resultados del análisis de la dosis medida en las placas aparecen en la tabla 3.

En ella se muestra la dosis media medida en toda la película y la desviación típica del valor<sup>9</sup>. La desviación típica nos dará información sobre la uniformidad de la dosis en la placa. En concreto, se aprecia que la desviación típica de la placa bajo la máscara es invariablemente mayor que la de la que está bajo el “bolus”. Eso es debido al patrón de agujeros de la máscara que se puede observar a simple vista en la placa bajo la

máscara y es consecuencia de la acumulación de dosis en el material termoplástico.

Se puede apreciar cómo la dosis en piel, que corresponde a lo que hemos llamado “bajo la máscara”, es más alta en el plan *Con piel* que en el resto. En concreto, supone un 18% más que en el plan *Sin piel* y un 11% más que en el *Al aire* y un 8% más que en el 3D. Por otro lado, si asumimos que la zona de interés clínico en un caso típico de cabeza y cuello comienza a 5mm de profundidad<sup>10</sup>, podemos ver que la dosis en esta zona, es decir, en las placas colocadas por debajo del “bolus”, es muy similar en los cuatro planes. Interpretamos de ello que el hecho de optimizar el plan

**Tabla 3.** Dosis absorbida (en Gy) medida en las placas y calculada por el planificador en una estructura equivalente a una placa de 1mm de espesor colocada bajo el “bolus”.

		Dosis absorbida media (Gy)	Desviación típica (Gy)
<b>Con piel</b>	Bajo el bolus	5,76	0,39
	Bajo el bolus (plan)	6,00	0,43
	Bajo la máscara	4,38	0,44
	Sobre la máscara	3,56	0,45
<b>Sin piel</b>	Bajo el bolus	5,34	0,17
	Bajo el bolus (plan)	5,52	0,28
	Bajo la máscara	3,70	0,49
	Sobre la máscara	2,78	0,24
<b>Al aire</b>	Bajo el bolus	5,59	0,19
	Bajo el bolus (plan)	5,61	0,25
	Bajo la máscara	3,93	0,33
	Sobre la máscara	3,05	0,14
<b>RT conformada</b>	Bajo el bolus	5,41	0,24
	Bajo el bolus (plan)	5,77	0,28
	Bajo la máscara	4,04	0,65
	Sobre la máscara	3,27	0,52

sobre un PTV alejado de la piel no deteriora el resultado en el paciente.

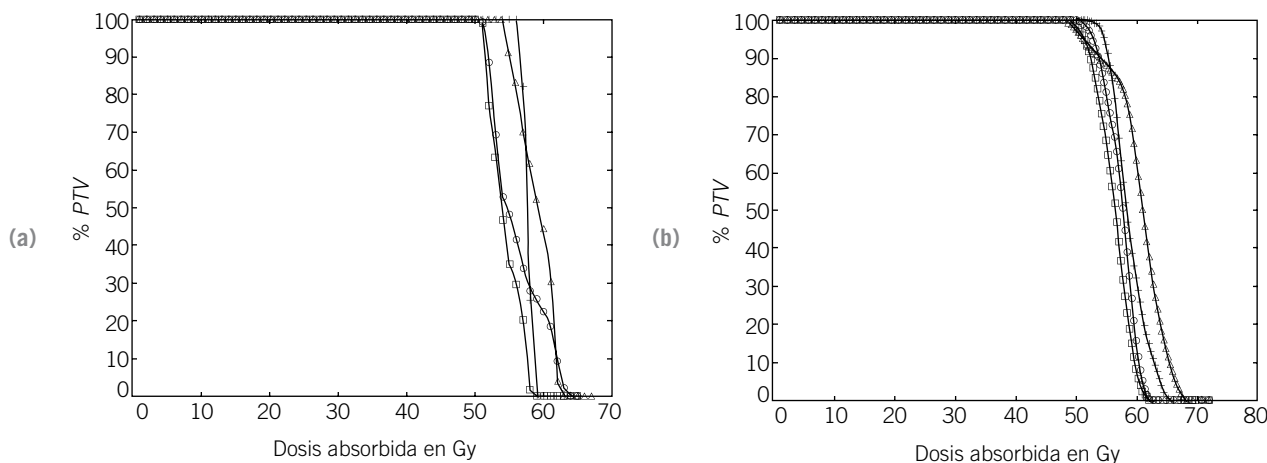
También se incluyen en la tabla 3 la dosis media y desviación típica calculadas por el planificador para un volumen que correspondería a la placa colocada debajo del “bolus”. La dosis calculada y la medida en esas condiciones difiere en  $3,9 \pm 1,9\%$  ( $k = 1$ ).

En la fig. 3 se muestran histogramas dosis-volumen de las placas colocadas bajo el “bolus” y de una estructura equivalente a éste de 1mm de espesor con-torneada en el planificador. Se aprecia cómo la peor

distribución de dosis es la del plan llamado *Con piel* y que el plan llamado *Al aire* ofrece también una cobertura ligeramente mejor que el *Sin piel*.

## Conclusiones

El uso de estructuras auxiliares que excluyan los primeros milímetros bajo la piel del paciente para la optimización de planes de IMRT en cabeza y cuello redundaría en una menor dosis en piel, menor número de



**Fig. 3.** Histogramas dosis-volumen medidos en la placa: **a)** bajo el “bolus” y para un volumen equivalente calculado en el planificador, **b)** para los distintos planes: 3D (+); con piel (Δ), sin piel (□) y al aire (○).

unidades monitor y una mejor distribución de dosis en el volumen blanco.

Queda, no obstante, pendiente de interpretar la disparidad en las dosis leídas en las placas colocadas sobre la máscara.

## Bibliografía

- 1 Lee N, Chuang C, Quivey JM, Phillips TL, Akazawa P, Verhey LJ, et al. Skin toxicity due to intensity-modulated radiotherapy for head-and-neck carcinoma. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2002;53:630-637.
- 2 Thomas S, Hoole A. The effect of optimization on surface dose in intensity modulated radiotherapy (IMRT). *Phys Med Biol* 2004;49:4919-4928.
- 3 Court L, Tishler R. Experimental Evaluation of the impact of different head-and-neck intensity-modulated radiation therapy planning techniques on doses to the skin and shallow targets. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2007;69:607-613.
- 4 Dogan N, Glasgow G. Surface and build-up region dosimetry for obliquely incident intensity modulated radiotherapy 6MV x rays. *Med Phys* 2003;30:3091-3096.
- 5 Higgins PD, Han EY, Yuan JL, Hui S, Lee CK. Evaluation of surface and superficial dose for head and neck treatments using conventional or intensity-modulated techniques. *Phys Med Biol* 2007;52:1135-1146.
- 6 Mackie TR, Scrimger JW, Battista JJ. A convolution method for calculating dose for 15-MV x rays. *Med Phys* 1985;12:188-196.
- 7 Wu Y, Yan D, Sharpe MB, Miller B, Wong JW. Implementing multiple static field delivery for intensity modulated beams. *Med Phys* 2001;28:2188-2197.
- 8 Li XA, Yu C, Holmes T. A systematic evaluation of air cavity dose perturbation in megavoltage x-ray beams. *Med Phys* 2000;27:1011-1017.
- 9 Peña D. *Fundamentos de Estadística*. Alianza Editorial; 2008.
- 10 Martínez-Monge R, Fernandes PS, Gupta N, Gahbauer R. Cross-sectional nodal atlas: a tool for the definition of clinical target volumes in three-dimensional radiation planning. *Radiology* 1999;211:815-828.

# Garantía de calidad de los planes de tratamiento en radioterapia externa

## Quality assurance in external radiotherapy planning

**P Sánchez Galiano\***, JM González Sancho, D Crelgo Alonso, J Fernández García, J Vivanco Parellada, E Pardo Pérez, T Montserrat Fuertes y B Barbés Fernández

Unidad de Radiofísica. Hospital universitario central de Asturias. Oviedo. España.

Fecha de Recepción: 03/11/2008 - Fecha de Aceptación: 25/03/2009

Se describe la puesta en marcha de un programa de garantía de calidad de los planes de tratamiento de radioterapia externa, incluyendo la emisión y distribución de los informes dosimétricos, y su impacto en el funcionamiento del departamento. El proceso de planificación incorpora la revisión sistemática de todas las dosimetrías y está en gran parte automatizado gracias a la utilización de una aplicación informática elaborada por los autores.

**Palabras clave:** Garantía de calidad, planificación de tratamientos, informe dosimétrico.

In this work the set up of a quality assurance program about external radiotherapy planning is described, dosimetrical reports generation and distribution are included. All the dosimetric plans are checked in a systematic and partially automatic way. An in-house software was developed for this purpose. The effect over the department workflows was studied.

**Key words:** Quality assurance, treatment planning, dosimetric report.

## Introducción

El proceso radioterápico consta de varias fases. Una de ellas es el diseño individualizado del plan de tratamiento a partir de los datos anatómicos del paciente y de la prescripción médica. Como resultado de este proceso se obtiene una planificación y un informe dosimétrico asociado que tiene que hacer referencia explícita a la prescripción<sup>1</sup>, que ha de reflejar tanto la geometría de los campos de irradiación como la dosimetría clínica, y que será utilizado como referencia primaria del tratamiento. Como a cualquier producto, a estas dosimetrías se les imponen un conjunto de requisitos que han de cumplir si queremos que alcancen el grado de calidad<sup>2,3</sup> exigible a toda actuación clínica. Una planificación defectuosa puede tener graves consecuencias, llegando a dar lugar a irradiaciones erróneas. Pero incluso los planes no conformes, es decir los que incumplen algún requisito que no afecte directamente al tratamiento, deben ser evitados, ya que pueden dar lugar a confusiones y retrasos. Por tanto, se hace necesario establecer los controles que garanticen la calidad de las dosimetrías, aunque es deseable que no supongan un aumento excesivo de la carga de trabajo. Una forma de

alcanzar al mismo tiempo ambos objetivos, alta calidad de forma eficiente, es utilizar un método de chequeo sistemático y automatizado en todo lo posible<sup>4</sup>.

En este trabajo se estudia el efecto sobre el funcionamiento de la unidad de radiofísica que ha tenido la puesta en marcha del proceso de planificación que incluye la revisión sistemática de todas las dosimetrías, automatizada en gran parte mediante un programa informático desarrollado al efecto.

## Material y métodos

Los datos de las dosimetrías hechas en el planificador CMS XiO se exportan en formato DICOM-RT al sistema de gestión Varian Varis/Vision, que a su vez los transmite al sistema de registro y verificación (SRV) de cada acelerador.

Uno de los dos módulos de los que se compone la aplicación, que está implementado en Microsoft Visual Basic 6.0 y se ejecuta en una consola de Varis, lee los archivos DICOM y revisa la posible existencia de incongruencias en los datos del tratamiento. Esto es necesario, entre otras cosas, debido a que el planificador permite fijar los valores de algunos parámetros fuera de los límites de tolerancia

\* Correspondencia  
E-mail: pedroantonio.sanchez@sespa.princast.es



de las máquinas, y entonces se podría diseñar un plan imposible de llevar a la práctica, pero no detectable hasta el momento de iniciar el tratamiento. El segundo módulo, programado en Python 2.2 y cargado en una consola de XiO, comprueba que no existan otras posibles incoherencias, como la utilización de alguna máquina obsoleta. También incorpora un analizador semántico para comprobar que los nombres de los haces coinciden con su geometría. Asimismo devuelve ciertos datos no incluidos en los archivos enviados por el planificador.

Tras esto se revisan las unidades de monitor (UM) para cada uno de los haces. Los datos utilizados para este control son casi completamente autónomos de los usados en el cálculo primario, ya que el único parámetro obtenido

externamente es la profundidad efectiva. De todas formas su valor es poco dependiente del algoritmo empleado.

En total se confirma automáticamente el cumplimiento de 22 condiciones relacionadas con la geometría y la dosimetría, casi todas necesarias para que el tratamiento pueda realizarse en la práctica. En la tabla 1 aparece el listado íntegro junto a una breve explicación y la indicación de si su incumplimiento produciría un plan no conforme o uno defectuoso.

La aplicación presenta una interfaz gráfica que da acceso a varias funciones, como se ve en la fig. 1. En el caso de existir algún requisito no satisfecho aparece un icono de alerta y se muestra un mensaje de error. Existen dos tipos de señales, dependiendo de si el incumpli-

**Tabla 1.** Requisitos de los planes verificados automáticamente.

Requisito	Conformidad	Comentario
Cuña dinámica + colimadores asimétricos	Defecto	Al utilizar la cuña dinámica de los aceleradores Varian es necesario que los colimadores estén en modo asimétrico.
Cuña dinámica con suficientes UM	Defecto	Al utilizar la cuña dinámica de los aceleradores Varian son necesarias al menos 20 UM.
Cuña dinámica y tamaño de campo pequeño	Defecto	Al utilizar la cuña dinámica de los aceleradores Varian es necesario que el tamaño de los colimadores sea de al menos 4 cm.
Cuña física en los aceleradores	No Conformidad	Aunque los aceleradores Varian tienen un juego de cuñas físicas el departamento decidió utilizar sólo las cuñas dinámicas.
Precise + colimador Y negativo	Defecto	El acelerador de Elekta no admite valores negativos en la posición de los colimadores X.
Precise + colimadores simétricos	Defecto	Varis necesita para el acelerador de Elekta que los colimadores estén en modo asimétrico.
Cobalto + molde + cuña	Defecto	En la unidad de cobalto el molde se configura de forma distinta si se usa cuña.
Orientación de la cuña en Cobalto	Defecto	La unidad de cobalto sólo permite una orientación determinada de las cuñas.
Ángulo colimador válido	Defecto	Uno de los aceleradores Varian admite un giro de sólo un cuarto de vuelta y el otro de casi media vuelta en los dos sentidos.
Ángulo mesa válido	Defecto	Las mesas de tratamiento sólo admiten un giro de un cuarto de vuelta en los dos sentidos.
Brazo $\neq 360^\circ$	Defecto	El ángulo de giro del brazo debe ser $0^\circ$ en vez de $360^\circ$ .
Colimador $\neq 360^\circ$	Defecto	El ángulo de giro del colimador debe ser $0^\circ$ en vez de $360^\circ$ .
Nombre de campo	No Conformidad	El nombre del haz debe ser coherente con la posición del paciente y el ángulo de giro del brazo.
Cálculo	No Conformidad	Chequea si se ha podido llevar a cabo el cálculo secundario del tiempo de tratamiento.
Diferencia en el cálculo	No Conformidad	La diferencia porcentual entre el cálculo secundario y el primario debe ser inferior a un valor dado.
Máquina obsoleta	Defecto	Comprueba si se ha escogido una versión antigua de los archivos de configuración de alguna energía.
Plan temporal	Defecto	No se pueden enviar a la red un plan no calculado.
Haces con distinto peso	Defecto	Los haces de un mismo PTV deben tener todos el mismo punto de peso.
Haces con distinto isocentro	Posible no conformidad	Los haces de un mismo PTV presumiblemente deberían tener todos el mismo isocentro.
Distinto número de sesiones	Defecto	Los haces de un mismo PTV deben tener todos el mismo número de sesiones.
Dosis por fracción inusual	Posible no conformidad	La dosis por fracción usualmente está comprendida entre 1,5 y 3 Gy.
Misma máquina	No conformidad	Los haces de un mismo PTV deberían ser todos de la misma unidad de tratamiento.

miento puede considerarse simplemente como una no conformidad o como un defecto del plan, es decir, si el tratamiento se vería afectado o no. El programa se utiliza también para imprimir un resumen del informe dosimétrico donde aparecen sólo los parámetros imprescindibles presentados de forma clara, y para crear un formulario de chequeo personalizado que sirve como guía para el resto de la revisión, que no puede automatizarse, y que la lleva a cabo un radiofísico en una consola del planificador. El hecho de seguir esta plantilla asegura que el examen sea sistemático, con lo que se reducen los olvidos y disminuye el tiempo dedicado. En total, en esta fase manual de control se analizan 23 requisitos, que aparecen listados en la tabla 2.

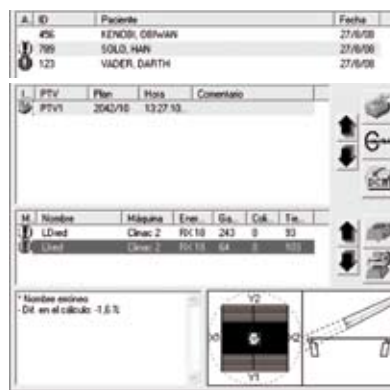


Fig. 1. Interfaz gráfica presentada al usuario.

Tabla 2. Requisitos de los planes verificados manualmente.

Requisito	Conformidad	Comentario
Datos personales	No Conformidad	El nombre del paciente y su número de historia clínica deben ser coherentes.
Nombre PTV	No Conformidad	La denominación de los PTV debe ser coherente con la prescripción.
Planes	No Conformidad	La denominación de los planes debe ser lógica y sólo deben aparecer los necesarios.
Dosis absorbida total	Defecto	La dosis absorbida del plan debe ser la prescrita.
Número de sesiones	Defecto	El número de sesiones del plan debe ser el prescrito.
Márgenes	Defecto	Los márgenes dados en la creación de los PTV deben ser los prescritos.
Plan según protocolo	Posible no conformidad	Aunque los procedimientos de diseño de los planes son flexibles, deben ceñirse a algunas restricciones.
Distribución de dosis	Defecto	Las isodosis deben ceñirse al PTV y no debe haber puntos calientes.
Histograma PTV	Defecto	Un porcentaje apreciable del PTV debe estar comprendido entre unas isodosis dadas referidas a la dosis prescrita.
Histograma OR	Defecto	El histograma de los órganos de riesgo debe cumplir con la prescripción.
Cálculo	Defecto	Se comprueba que sean correctos algunos parámetros del cálculo, como el tamaño de la matriz o el algoritmo.
Campos	No Conformidad	Se comprueban varias características de los haces, como que estén ordenados y no repetidos.
Máquina correcta	Posible no conformidad	Se verifica que la unidad de tratamiento elegida coincida con la solicitada en la prescripción.
Colimadores	Defecto	Chequeo de que los colimadores se ciñen al campo irregular.
Bolus	Defecto	Se comprueba si está correctamente asignado a los haces, si cubre adecuadamente el campo y si su espesor está indicado en el informe.
Posición del isocentro	Posible no conformidad	Se revisa si la posición del isocentro es la adecuada.
Posición del punto de peso	Defecto	Se chequea que el punto de peso elegido sea correcto (evite penumbras, etc).
Posición del punto ICRU	No conformidad	En caso de suministrarse el punto ICRU en el informe, se comprueba su posición.
Moldes	Defecto	En caso de usarse moldes, se verifica que los colimadores se ciñan a él y que el factor de bandeja sea el correcto.
Tiempo de tratamiento	No conformidad	Si el cálculo automático no se ha llevado a cabo o la diferencia con el del planificador es muy grande hay que investigarlo.
Haces y mesa	Defecto	Se comprueba que los haces no atraviesen partes metálicas de la mesa y que el "gantry" no colisione.
Posición del paciente	Defecto	Se verifica que las imágenes del escáner se corresponden con la posición del paciente.
Informe completo	Defecto	Se revisa que todas las partes del informe estén presentes y que los datos sean concordantes.

Todo este proceso se realiza antes de entregar el plan al médico encargado del tratamiento y por tanto previamente a introducirlo en la base de datos de los SRV. Cuando se detecta una no conformidad se procede a rectificarla, para evitar que salga de la unidad de radiofísica. Si se concluye que es imposible cumplir alguna de las limitaciones de la prescripción de dosis se le comunica al médico para que considere su modificación.

Como indicadores del funcionamiento del procedimiento de control de planificación se utilizan el número de dosimetrías realizadas y la demora entre el tiempo de entrada y el de salida de la unidad de radiofísica.

## Resultados

En la fig. 2 se muestran el número de dosimetrías mensuales realizadas y la media móvil semestral. Aunque se revisan todas, se han considerado únicamente las planificaciones que utilizan imágenes de escáner del paciente. La línea vertical indica el momento en que se puso en marcha el proceso aquí descrito, aproximadamente en septiembre de 2005. Puede observarse que en promedio el número de planificaciones se mantuvo estable.

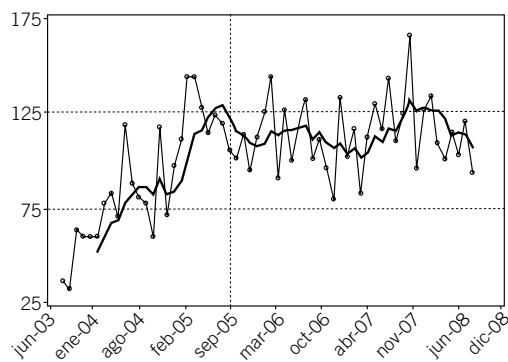


Fig. 2. Número mensual de dosimetrías.

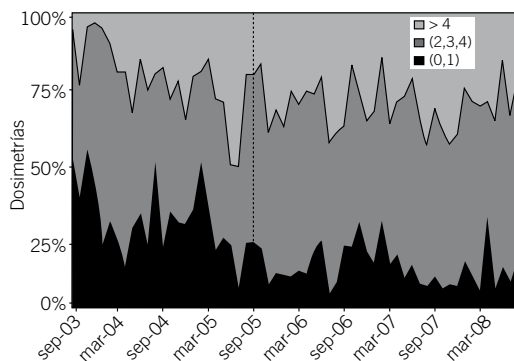


Fig. 3. Porcentaje de dosimetrías según los días que se tardó en realizarlas.

También se analizó la evolución temporal del retraso entre la entrada y la salida de las dosimetrías de la unidad de radiofísica, es decir, el tiempo que se tarda en realizar los planes. Tampoco se tuvieron en cuenta las dosimetrías no basadas en TC, ya que prácticamente todas ellas se realizan y revisan en el mismo día que se recibe la petición. Hay 3 series en total, una para las planificaciones que salen el mismo día que entran o al día siguiente, otra para las que se demoran entre 2 y 4 días, y una tercera para las peticiones de dosimetría que tardan más de 4 días en hacerse.

Esta división no es arbitraria, ya que está relacionada con la apreciación subjetiva del tiempo de paso por la unidad de radiofísica. Como se ve, ninguna de las tres series se ha visto muy afectada por el hecho de implementar el mecanismo de chequeo.

## Conclusiones

La gestión de la calidad de las planificaciones de los tratamientos radioterápicos conlleva beneficios internos y externos a la unidad de radiofísica. Se incrementa la productividad y eficiencia del departamento, ya que se limita la creación de planes defectuosos y no conformes, con lo que se ahorra en material y tiempo. De igual manera se aumenta la satisfacción del personal, que entiende que trabaja mejor y con más seguridad. En definitiva, se accede a la mejora continua, ya que se establece un sistema permanente capaz de detectar e identificar los problemas y de eliminar sus causas para garantizar que no vuelvan a ocurrir. Además se proyecta una imagen de calidad que acrecienta la satisfacción de los clientes inmediatos, es decir, el personal de radioterapia y en última instancia de los pacientes.

Los controles de calidad han de ser considerados parte integrante del proceso de planificación, para poder asegurar que se minimiza el riesgo de creación de planes de tratamiento erróneos. Hay que revisar para cada dosimetría el cumplimiento de todos los requisitos impuestos, y por tanto, para evitar la sobrecarga de trabajo, es de gran ayuda sistematizar esta tarea y automatizarla en todo lo posible. De esta forma puede asumirse la puesta en marcha de un programa de garantía de calidad de las planificaciones de los tratamientos de radioterapia sin afectar al número de pacientes tratados y sin elevar significativamente los tiempos de espera en la unidad de radiofísica.

## Bibliografía

- 1 Ministerio de Sanidad y Consumo. RD 1566/1998, de 17 de julio, por el que se establecen los criterios de calidad en radioterapia. BOE 1998;206:29383-29394.
- 2 Norma internacional ISO 9000:2000. Sistemas de gestión de la calidad. Conceptos y vocabulario. Traducción certificada.
- 3 Norma internacional ISO 9001:2000. Sistemas de gestión de la calidad. Requisitos.
- 4 Siochi RA, Pennington EC, Waldron TJ, Bayouth JE. Radiation therapy plan checks in a paperless clinic. J App Clin Med Phys 2009;10:43-62.

# A propósito de la periodicidad diaria de los controles de calidad en Medicina Nuclear

## On the daily periodicity of quality controls in Nuclear Medicine

J Ciudad Platero\*

Radiofísica y Protección Radiológica, Hospital Clínico Universitario. Valencia

El Real Decreto 1841/1997, de 5 de diciembre, por el que se establecen los criterios de calidad en Medicina Nuclear<sup>1</sup>, establece una periodicidad semanal para las pruebas de uniformidad planar de las gammacámaras.

Aunque el decreto no entra en detalles, el Protocolo Nacional<sup>2</sup> establece que esta prueba se realice siguiendo las especificaciones NEMA<sup>3</sup> que incluyen:

- Matriz de 64 x 64.
- 4000 cuentas por píxel (cpp).
- Suavizado estándar a 9 píxeles con pesos [(1,2,1),(2,4,2),(1,2,1)].
- $UI(\%) = 100(Max - Min) / (Max + Min)$ .

Donde *Max* y *Min* son, respectivamente, el número de cuentas por píxel máximo y mínimo en la imagen y *UI* es la uniformidad integral.

Actualmente se está gestando una modificación del decreto<sup>4</sup> en la que dicha prueba pasaría a ser de periodicidad diaria en equipos que hagan SPECT, pero adquiriendo solamente 1000 cuentas por píxel, para no aumentar en exceso el tiempo de ocupación de máquina.

El problema es que al dividir por 4 las cuentas, su desviación típica se multiplica por 2 y aunque se suavice la imagen, los valores máximo y mínimo estarán sujetos a variaciones aleatorias más importantes que antes (cuestión quizá relegada también a la nueva versión del Protocolo Nacional). Cambiar una especificación NEMA significa que la nueva *UI* ya no significará lo mismo que la *UI* de NEMA usada hasta ahora.

El propósito de este trabajo es demostrar que cambiando otra especificación (el número de suavizados) se puede actuar en sentido inverso y volver a recuperar la equivalencia con las especificaciones NEMA.

Las desintegraciones radiactivas observadas durante un intervalo de tiempo obedecen a una distribución estadística binomial. Si el intervalo de observación es muy inferior a la vida media del núcleo radiactivo (caso del Co-57), y se registran más de 50 cpp, entonces la

distribución de las mismas se aproxima a la de Poisson y su desviación típica se hace igual a la raíz cuadrada de la media. Si además los conteos son aún mayores (>1000 como en nuestro caso) la distribución se aproxima a una normal con igual relación entre media y desviación.

El sistema de detección puede introducir en algunas cámaras una dispersión adicional, que ensancharía la desviación a valores superiores a la raíz cuadrada de la media. Esto no podría ser simulado con una distribución de Poisson, pero sí con una Normal, ya que en ella la desviación es independiente de la media.

Para simular el sorteo de una variable aleatoria hay que disponer de conocimientos especiales de cálculo numérico y programación. Hasta ahora, porque ese trabajo ya lo dan hecho hojas de cálculo como Excel que dispone de distribuciones "inversas" en el caso de algunas continuas, entre ellas la normal, cuya función es sortear valores aleatorios con esa distribución.

Existen antecedentes de simulaciones hechas con la distribución de Poisson<sup>5</sup>.

En este experimento virtual, aunque simulamos una cámara ideal, lo haremos con la distribución normal por tres razones:

- Porque las condiciones de trabajo la hacen suficientemente precisa.
- Porque al ser facilísimo de realizar con una hoja de cálculo, está al alcance de cualquiera repetir y comprobar los resultados (condición *sine qua non* del método científico).
- Porque si alguien quiere repetir el experimento, adaptándose a la dispersión de una cámara real concreta, la modificación necesaria es inmediata y con las otras es imposible.

Hemos tomado un cuaderno de cálculo de Microsoft® Office Excel 2003. En la primera hoja (H1) hemos marcado un cuadrado de (4 + 64 + 4) filas por (4 + 64 + 4) columnas, donde representaremos los píxeles de una imagen de 64 x 64, con una banda de cuatro píxeles

\* Correspondencia  
E-mail: ciudad\_jua@gva.es

más alrededor. En todas las celdas del cuadrado hemos puesto la siguiente fórmula:

$$=DISTR.NORM.INV(ALEATORIO();'H6'!$B$1;'H6'!$B$2)$$

=distribución normal inversa (probabilidad; media; desviación)

Esta función Excel sortea números aleatorios, que tienen una distribución normal cuya media y desviación típica elegiremos en esas celdas de la hoja H6.

En la hoja H2 ponemos en la casilla B2 la siguiente fórmula:

$$=(4*'H1'!B2 + 2*'H1'!B1 + 2*'H1'!B3 + 2*'H1'!A2 + 2*'H1'!C2 + 'H1'!A1 + 'H1'!C1 + 'H1'!C3 + 'H1'!A3)/16$$

la cual luego copiamos y pegamos en el cuadrado de  $(3 + 64 + 3) \times (3 + 64 + 3)$  que deja en blanco un borde de 1 píxel respecto al cuadrado de la H1. Esto hace que H2 sea una imagen suavizada de H1 a 9 píxeles con pesos estándar, salvo el borde.

En las hojas H3, H4, H5 repetimos una operación similar cuidando que en cada hoja se suavice a la anterior, y se reduzca en un píxel el margen de las fórmulas.

El hecho de perder 1 píxel en el borde en cada suavizado, es un mero recurso para evitar escribir fórmulas especiales en los bordes que no desborden la matriz anterior, proceso más susceptible de comisión de errores.

Cada vez que se aprieta la tecla de función F9 en el teclado, las hojas de cálculo se vuelven a sortear y calcular tantas veces como *Nº máximo de iteraciones* figure en la tarjeta *Calcular de Herramientas/Opciones*, donde debe estar marcada la casilla de *Iteración*.

Sin entrar en detalles, ahora es fácil utilizar la hoja H6 para encontrar los valores máximo y mínimo de las 64 x 64 celdas de interés de las cuatro hojas anteriores

y con ellos calcular la *UI* de las 4 imágenes, con la misma fórmula de NEMA.

También podemos usar esa hoja para calcular la  $UI_{Med}$  y la  $UI_{Max}$  a lo largo de un número dado de simulaciones, gracias al cálculo recursivo de Excel.

Hemos realizado ensayos a 1000 cpp (las menos reproducibles) repitiendo 10 veces 50 simulaciones (las que se hacen al año a 1 por semana) y 10 veces 200 simulaciones (las que se hacen al año a 1 por día). Para cada conjunto de 10 repeticiones hemos obtenido la media de las  $UI_{Med}$ , la desviación de las  $UI_{Med}$  y su cociente o coeficiente de variación.

En el primer caso (50 simulaciones) hemos obtenido coeficientes de variación del 4% al 7% calculados con 0 a 4 suavizados.

En el segundo caso (200 simulaciones) hemos obtenido coeficientes de variación del 3,7% al 5,6% calculados con 0 a 4 suavizados.

Habida cuenta de la escasa mejora que introduce el aumento del número de simulaciones, hemos decidido hacer el resto del trabajo a 200 simulaciones asumiendo que la incertidumbre de la simulación ronda el 6%.

El trabajo "experimental" ha consistido en hacer 200 simulaciones con cada uno de estos promedios de cuentas por píxel: 1000, 2000, 4000, 8000 y anotar el valor máximo de la *UI* y el valor promedio de las 200 simulaciones, para las imágenes con 0, 1, 2, 3 y 4 suavizados. Después nos ha parecido interesante *a posteriori* añadir simulaciones con 1400, y 28000 cpp.

Reproducimos en la Tabla 1 las equivalencias obtenidas entre las  $UI_{Med}$  por ser más estables que las  $UI_{Max}$  y por tanto más apropiadas a la hora de establecer una cierta equivalencia "teórica".

La Tabla muestra claramente una línea de "isoeфекto", que hemos resaltado con bordes gruesos (téngase en cuenta que las variaciones entre ellos son compatibles con la reproducibilidad del método).

**Tabla 1.** Valores medios de *UI* obtenidos con 200 simulaciones, para diversas combinaciones de cuentas por píxel y número de suavizados.

Nº de suavizados →	0	1	2	3	4
Cuentas por píxel ↓	<b>UI media obtenida en 200 simulaciones</b>				
1000	10,41	4,26	3,08	2,55	2,18
1400	9,65	3,78	2,63	2,09	1,79
2000	8,62	2,78	2,00	1,60	1,35
4000	6,62	2,03	1,49	1,24	1,07
8000	4,03	1,42	1,04	0,83	0,70
28000	2,10	0,82	0,59	0,46	0,39

En ella salta a la vista que 4000 cpp con 1 suavizado, equivale aproximadamente a 1000 cpp con 4 suavizados, al menos en cámaras bien calibradas (sin simulación de defectos).

Por todo ello la intención del legislador puede ser viable si se especifican en el nuevo Protocolo Nacional conjuntamente estos dos cambios:

- 1000 cuentas por píxel.
- 4 suavizados estándar a 9 píxeles con pesos [(1,2,1),(2,4,2),(1,2,1)].

Todo ello sin perjuicio de que para recomendar para una cámara, uno puede repetir la prueba con normas NEMA antes de enfrentarse a la casa comercial.

## Bibliografía

1. Real Decreto 1841/1997, de 5 de diciembre, por el que se establecen los criterios de calidad en medicina nuclear. Ministerio de Sanidad y Consumo, BOE de 19/12/1997;303:37137-37143.
2. SEFM, SEMN, SEPR. Protocolo Nacional del Control de Calidad en la Instrumentación en Medicina Nuclear. Huesca, 1999.
3. NEMA Standards Publication NU 1-2001, Performance Measurements of Scintillation Cameras, National Electrical Manufacturers Association, Rosslyn (USA) 2001.
4. Proyecto de Real Decreto por el que se modifica el Real Decreto 1841/1997, de 5 de diciembre, por el que se establecen los criterios de calidad en medicina nuclear.
5. Ramírez-Ros JC, Orellana-Salas A, Jódar-López C, Vilches M, Lallena AM. Consideraciones estadísticas en el establecimiento de criterios de aceptación en la uniformidad integral planar en gammacámaras. Rev Fis Med 2007;8:78-79.

## Curso “Fundamentos de Física Médica”

### Informe de la edición 2009

Durante los días 19 de enero al 13 de febrero de 2009, tuvo lugar la quinta edición del curso “Fundamentos de Física Médica”, que se celebró, igual que las ediciones anteriores, en la Sede Antonio Machado de la Universidad Internacional de Andalucía (UNIA), situada en Baeza (Jaén).

Este año, la novedad más importante ha sido la incorporación de un nuevo módulo dedicado a las radiaciones NO Ionizantes: Resonancia Magnética y Ultrasonidos. Dicho módulo, añadido a los ocho que ya se venían haciendo en ediciones anteriores, ha hecho que la duración total del curso se haya prolongado a cuatro semanas en lugar de tres como era habitual.

Para el nuevo módulo, hemos contado con la inestimable colaboración del Dr. Jaume Gili, Profesor Titular de Radiología y Medicina Física de la Universidad Autónoma de Barcelona, quien ha dedicado gran parte de su vida profesional a la RM, y cuya doble faceta de Físico y de Médico, hacen de él un experto indiscutible para conducir la parte dedicada a la RM. Y en contraste con la experiencia del Dr. Gili, la juventud de Ana Paula Millán, quien ha llevado la segunda parte del módulo dedicada a los Ultrasonidos, de forma magistral.

Otra de las novedades de esta edición 2009, ha sido el cambio de director del módulo 2: Pedro Ruiz Manzano, especialista en Radiofísica Hospitalaria del Hospital Universitario “Lozano Blesa” de Zaragoza, coge el relevo de Xavier Pifarré, quien ha llevado la dirección en las cuatro últimas ediciones y a quien quisiera desde aquí, agradecer su magnífica labor, su tiempo y su dedicación.

Ha habido también cambios entre el profesorado: En el módulo 2, M<sup>a</sup> Ángeles Rivas Ballarín, del Hospital Universitario “Lozano Blesa” de Zaragoza, se incorpora en sustitución de Julio Valverde Morán, a quien también debemos agradecer su labor en las pasadas ediciones. Y el módulo 8 incorpora un nuevo profesor, Rafael Guerrero Alcalde, del Hospital Universitario San Cecilio de Granada, que se une a los otros tres profesores, ya veteranos en el módulo.

Finalmente, y continuando en el capítulo de novedades, destacar también que por primera vez en esta

edición, el material didáctico del curso (contenido de los temas, ejercicios, presentaciones, etc.) ha sido colocado a disposición de los alumnos en el entorno del “campus virtual” de la UNIA, con todas las prestaciones docentes y de comunicación que este tipo de entornos permite.

Así pues, los 9 módulos ofertados en esta edición 2009 han sido:

**Módulo 1.** Medida de la radiación. Del 19 al 21 de enero (20 horas). Director: Antonio Brosed.

**Módulo 2.** Bases físicas, equipos y control de calidad en radiodiagnóstico. Días 29 y 30 de enero (16 horas). Director: Pedro Ruiz

**Módulo 3.** Bases físicas, equipos y control de calidad en radioterapia externa (I). Días 2 y 3 de febrero (16 horas). Directora: M. Cruz Lizuain.

**Módulo 4.** Bases físicas, equipos y control de calidad en radioterapia externa (II). Días 4 y 5 de febrero (16 horas). Directora: Ester Millán.

**Módulo 5.** Bases físicas, equipos y control de calidad en Braquiterapia. Días 12 y 13 de febrero (16 horas). Director: José Pérez Calatayud.

**Módulo 6.** Bases físicas, equipos y control de calidad en Medicina Nuclear. Días 21 y 22 de enero (13 horas). Director: Rafael Puchal.

**Módulo 7.** Protección Radiológica Hospitalaria. Días 27 y 28 de enero (14 horas). Directora: M. Cruz Paredes.

**Módulo 8.** Oncología básica para Radiofísicos y principios de Radiobiología. Días 23 y 26 de enero (14 horas). Director: Damián Guirado.

**Módulo 9.** Radiaciones NO Ionizantes: Resonancia Magnética y Ultrasonidos. Del 9 al 11 de febrero. (21 horas). Directores: Jaime Gili (RM) y Ana Millán (US).

El número total de alumnos matriculados al curso fue de 64, lo que representa un notable incremento respecto de las ediciones anteriores. De entre ellos, 42 alumnos eran residentes en Radiofísica Hospitalaria (RFH), y provenían de 28 Unidades Docentes distintas. De los 22 alumnos restantes, 5 eran socios de la SEFM, provenientes de la Universidad, UTPR, etc., y 17 no eran socios de la SEFM. De entre estos últimos, 13 venían de Portugal.

El número total de alumnos por módulo se muestra en la siguiente tabla:

Módulo	1	2	3	4	5	6	7	8	9
Alumnos	29	26	36	36	25	29	28	27	38

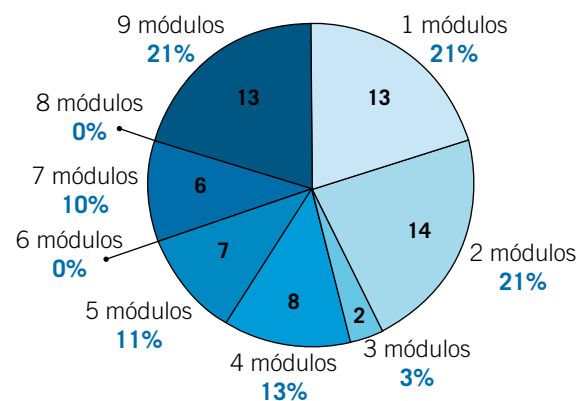
El número de módulos que cursó cada alumno en esta edición 2009, se muestra en la tabla y el gráfico siguientes, en donde puede observarse un porcentaje elevado de alumnos que asistieron a todos los módulos. Un análisis más minucioso, revela que un buen número de los alumnos que asistieron sólo a 1 módulo o a 2 módulos como máximo, corresponde en gran medida a los provenientes de Portugal. Así pues, si consideramos solamente los alumnos residentes en RFH, el mayor porcentaje (21%) corresponde a los que han cursado los 9 módulos, es decir el curso entero (13 residentes).

Al igual que en las ediciones anteriores, se distribuyó a los alumnos al final de cada módulo la encuesta de valoración elaborada por la Comisión de Docencia de la SEFM, cuyo objeto es captar su opinión sobre distintos aspectos del curso, con objeto de mejorar aquéllos que no se consideren satisfactorios.

La tabla 1 muestra el contenido de dicha encuesta. Los alumnos asignan a cada pregunta un valor entre 1 y 5 (1 el valor más negativo, 5 el valor más positivo).

Analizados los resultados, se presentan los valores medios obtenidos en las distintas preguntas, así como la valoración de los distintos profesores, para cada módulo.

Número de módulos	Número de alumnos	%
1	13	21%
2	14	22%
3	2	3%
4	8	13%
5	7	10%
6	0	0%
7	6	10%
8	0	0%
9	13	21%
<b>Total</b>	<b>64</b>	<b>100%</b>



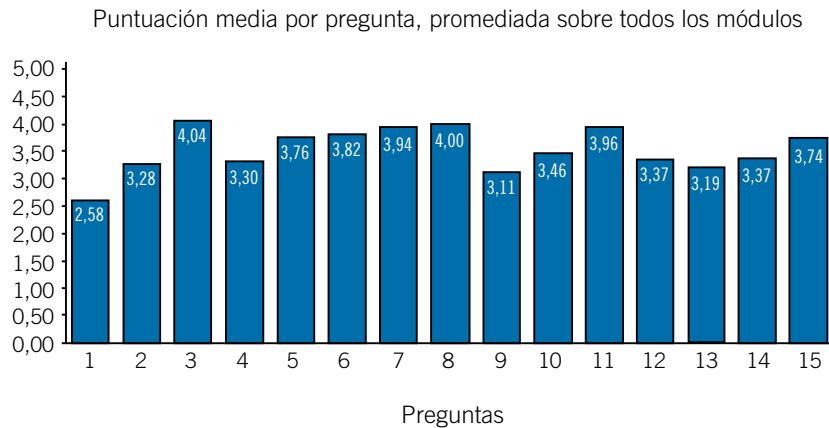
**Tabla 1.** Preguntas de la encuesta de valoración del curso distribuida a los alumnos.

<b>Parte 1: Aprovechamiento del curso</b>	
P1	Valore sus conocimientos previos sobre los temas tratados en el curso.
P2	Clarifique su actitud y participación durante el curso.
P3	Valore la utilidad de este curso para su actividad profesional.
P4	¿Cuál ha sido su grado de asimilación de los temas tratados durante el curso?.
P5	¿Ha respondido el curso a sus expectativas?
P6	¿Cree que se han alcanzado los objetivos expresados en el programa?.
P7	Valore si el contenido real del curso se ha adaptado al programa propuesto por el mismo.
P8	Valore la calidad de los contenidos teóricos impartidos.
<b>Parte 2: Organización del curso</b>	
P9	Valore la información previa que recibió sobre este curso.
P10	Valore la ayuda que ha recibido por parte de la organización para la inscripción y asistencia a este curso.
P11	Valore el lugar donde se ha realizado el curso y los medios técnicos empleados.
P12	Valore el desarrollo del programa (horario, ritmo de las clases, etc).
P13	¿Cree que la duración del curso es adecuada?.
P14	Valore la documentación que ha recibido.
P15	Valore la labor de dirección de este curso.



## Puntuación de las preguntas

La siguiente figura muestra la puntuación media por pregunta, promediada sobre todos los módulos.



## Valoración de los profesores

**Pregunta 1.** Valore los contenidos y preparación de los temas impartidos

**Pregunta 2.** Valore la claridad en la exposición y la labor docente

En el conjunto de los 9 módulos han participado 35 profesores. La siguiente tabla, muestra los valores medios obtenidos por los profesores, para cada módulo.

Módulo	1	2	3	4	5	6	7	8	9
Puntuación media pregunta 1	4,03	4,08	3,80	3,85	3,84	3,69	4,02	4,74	4,56
Puntuación media pregunta 2	3,70	4,11	3,60	3,53	3,76	3,50	3,88	4,62	4,50

Para el resto de la encuesta, los comentarios que aparecen con más frecuencia, pueden resumirse del siguiente modo:

- Los alumnos han tenido conocimiento del curso fundamentalmente a través de la página web de la SEFM y por los compañeros de trabajo.
  - Lo que más ha gustado del curso:
    - El lugar y los medios.
    - Preparación y experiencia de los profesores.
    - Información actualizada. Documentación. Bibliografía.
    - Los ejercicios prácticos.
  - Lo que menos ha gustado:
    - El horario. Excesivas horas de clase al día.
    - Poco tiempo para algunos de los contenidos.
    - Lo ajustado y comprimido de los horarios.
    - Baeza tiene mala comunicación en transporte público.
- Que se varíe el orden de los módulos, respecto al año pasado.
  - Lo que añadirían:
    - Tiempo.
    - Más contenidos prácticos.
    - Material en papel.
  - Y lo que suprimirían:
    - Algunos contenidos que se solapan en algunos módulos.
    - Horas de clase al día.

Algunos de los comentarios de esta edición, relativos al número de horas de clase al día y a la densidad del curso, son comunes a ediciones anteriores. Pero debido a la estructura del mismo, creemos que hoy por hoy, son de difícil solución. A pesar de eso, y en líneas generales, la valoración del curso ha sido muy positiva.

La introducción del nuevo módulo ha sido también altamente positiva. No sólo por el innegable interés

que el tema tiene para la formación de los residentes y para las UD, sino también porque con el mismo, se cubre ahora todo el programa de formación teórico de la especialidad de RFH. Ha sido un éxito en todos los sentidos: tanto por el número de alumnos que han asistido (el módulo con más alumnos, hasta el momento en todas las ediciones), como por la valoración que del mismo han hecho los propios alumnos, tanto de los contenidos, como de los profesores.

Esperamos también, que en las próximas ediciones, el curso continúe teniendo tan buena acogida y pueda contribuir a la difusión de la Física Médica y a la formación de profesionales de excelencia en nuestro país.

### Cinco años del curso “Fundamentos de Física Médica”

Ahora quisiera hacer un pequeño recorrido por la breve historia del curso: su gestación, sus inicios, las dificultades, los números..., para finalizar con la reflexión de los resultados obtenidos y los retos que todavía tenemos pendientes.

#### Los orígenes

Durante el bienio 2001-2002, se realizan los primeros cursos de Formación Continuada, organizados por la recién creada Comisión de Docencia de la SEFM, dentro del marco de un ambicioso programa de Formación Continuada de los Profesionales (FCP), auspiciado por la SEFM y especialmente pensados para los profesionales con experiencia.

La sorpresa fue que los especialistas en formación (residentes de RFH) se apuntaron masivamente, y ya desde un principio, a estos cursos, demostrando gran interés por la formación que los mismos podían ofrecerles. Y pronto aparecieron las primeras dificultades...

Verbalizadas reiteradamente por los directores de dichos cursos, se referían principalmente al nivel del conocimiento previo que debía suponerse al alumnado, y que condicionaba la impartición del curso. Pronto se hizo patente la necesidad de organizar cursos a distintos niveles: unos que llamaríamos “básicos” y dirigidos fundamentalmente a especialistas en formación, y otros, los cursos propiamente dichos de FCP, para los profesionales con experiencia.

La Comisión de Docencia se propuso el reto de organizar los cursos especialmente pensados para los especialistas en formación, que cubrieran la mayor parte del contenido teórico de la especialidad, que

sirvieran como soporte a las Unidades Docentes y que al mismo tiempo proporcionarían unas bases de conocimientos, de léxico y de buena praxis, homogéneo para todos los residentes.

Durante 2003, los miembros de la Comisión de Docencia definieron el número de cursos que habría que organizar, los contenidos mínimos de cada uno de ellos y los objetivos que se pretendían alcanzar. Así nacieron 8 “Cursos Básicos”, que cubrían todos los campos de la especialidad de Radiofísica Hospitalaria: desde los conceptos básicos de la física de radiaciones, teoría de la medida, instrumentos y detección de radiaciones, pasando por la Radiobiología, principios de Oncología, Radioprotección, y llegando hasta los principios físicos, equipos y garantía de calidad en Radiodiagnóstico, Radioterapia y Medicina Nuclear.

Una vez definidos los cursos, la Comisión de Docencia buscó de entre los profesionales de la SEFM los más idóneos para ser los directores de los cursos, y quienes a partir de aquel momento serían los responsables de la organización de los mismos.

Los cursos estaban listos sobre el papel. Ahora había que hacerlos realidad.

#### Las dificultades, las dudas

Algunas voces escépticas se dejaron sentir. No veían viable el proyecto. Demasiadas dificultades. ¿Cómo sería posible organizar estos cursos? ¿Cuándo? ¿Dónde?

Dudas razonables se debatían en las reuniones de la Comisión de Docencia: ¿es mejor hacer todos los cursos cada año, o hacer la mitad en un año y la otra mitad al siguiente? ¿O quizás todos en un año, pero separados en el tiempo? ¿Es mejor hacerlos todos juntos?

Finalmente, prevalecieron los siguientes criterios:

Si los cursos habían de ser básicos, y fundamentalmente dirigidos a los residentes, lo mejor sería hacerlos al inicio del periodo de la residencia, para dar una visión de todos los campos de la especialidad. Además, si se añadía la posibilidad de concentrarlos en tiempo y lugar, los alumnos disfrutarían de la ventaja adicional del conocimiento mutuo y de la convivencia.

El material que se suministraría a los alumnos seguiría la misma política que la que se había decidido para los cursos de FCP: los temas por escrito, bien documentados, y con la meta de ser publicados como libro, en un futuro no muy lejano.

Mientras la Comisión de Docencia trabajaba con los directores en la elaboración de contenidos, la Junta Directiva de la SEFM, se encargaba de buscar un lugar idóneo para la celebración de los cursos.

Se barajaron varias posibilidades, entre ellas la sede de Jarandilla de la Vera (Cáceres) de la Universidad de Extremadura, (que había sido ya anteriormente la sede para algunos actos significativos de la SEFM), y también, la sede de Baeza (Jaén) de la Universidad Internacional de Andalucía (UNIA). Finalmente, el entonces presidente de la SEFM, Pedro Galán, llegó a un acuerdo con la UNIA, para la celebración de los cursos en su sede de Baeza. La sede Antonio Machado, posee unas instalaciones muy adecuadas para la docencia, y además permite el alojamiento de los alumnos durante los cursos en su residencia.

### Las primeras ediciones

La primera edición se programó finalmente para noviembre de 2004. Julio o septiembre, que hubieran sido más adecuados, no fueron posibles por los cursos de verano de la Universidad. Por imperativos organizativos de la UNIA, los 8 cursos básicos se convirtieron en 8 módulos independientes y autoconsistentes de un único curso que vino a llamarse: **“Fundamentos de Física Médica”**, y con un solo director, cuyo título recayó sobre mi persona, por ser la Presidenta de la Comisión de Docencia de la SEFM y también quizá, por mi empeño en la promoción y gestación final de los cursos. Sin embargo, los verdaderos artífices del resultado de lo que fueron y son todavía hoy los módulos del curso, son los 8 directores que han tenido desde el principio la responsabilidad de la coherencia de los temas, del contenido científico de cada uno de ellos y de la organización práctica de las clases. A ellos, mi más sincera felicitación y agradecimiento por el trabajo realizado.

El curso se estructuró en tres semanas, con una secuencia de módulos que se pensó era la más adecuada desde el punto de vista didáctico, y con las clases distribuidas durante la semana en horario de mañana y tarde incluyendo también los sábados por la mañana. El resultado de la valoración final de esta edición, reveló muchas deficiencias organizativas: clases demasiado largas, demasiadas horas de clase al día, presentaciones que no se adaptaban a los contenidos del tema, temas que no estaban todavía escritos, etc.

La segunda edición no fue posible para las mismas fechas del año siguiente por motivos de ocupación de los espacios de la Universidad, y tuvo que posponerse hasta enero del año siguiente, 2006. En este año, no se pudo disponer de las mañanas de los sábados para las clases, por lo cual se tuvieron que adaptar algunos de los módulos, que sufrieron una reducción de horas efectivas de clases, y se tuvo que reorganizar también

la secuencia cronológica de los módulos, lo cual originó no pocas protestas.

En estas dos primeras ediciones, los cambios de todo orden en los módulos fueron inevitables. Pero no todo fue negativo: se fueron perfeccionando los contenidos, se adaptaron las presentaciones, se remodelaron las distribuciones de los temas, y con el *feedback* de los comentarios de los alumnos en las encuestas de valoración, los módulos adquirieron una cierta madurez y estabilidad en cuanto a contenidos y desarrollo práctico.

Las ediciones siguientes tuvieron lugar durante las mismas fechas aproximadamente de enero-febrero de los años 2007 y 2008, y siguieron el esquema lo más parecido posible a la primera. En la tercera edición hubo cambios de profesores en algún módulo, y reajuste de algunos temas. Después de la cuarta edición, la impresión general era que el curso había alcanzado una cierta madurez, estaba bien consolidado y los contenidos suficientemente depurados como para que pudieran dar lugar a una publicación, al menos para la mayoría de los módulos.

Sin embargo, desde hacia ya algún tiempo, la necesidad de incorporar las radiaciones No ionizantes en los contenidos del curso de “Fundamentos” se hacía cada vez más patente, y era tema de debate en las reuniones de directores de los módulos. Sin embargo, la introducción de un nuevo módulo, además de ampliar los contenidos del curso, representaba también necesariamente una ampliación del tiempo de duración del mismo. Pasar de tres semanas de curso a cuatro, no era una decisión fácil de tomar.

Pero finalmente, en la edición 2009, se incorpora un nuevo módulo, el módulo 9, y se amplía el curso a cuatro semanas. Desgraciadamente, y por motivos organizativos, la secuencia cronológica de los módulos vuelve a cambiar.

### Un poco de estadística

Siempre que se hace un poco de historia parece inevitable presentar algunos datos estadísticos. He aquí algunos de las cinco ediciones del curso:

En la fig. 1, se muestra el número de alumnos totales que asistieron al curso en cada una de las ediciones, el número de ellos que eran residentes en RFH, y el número de Unidades Docentes de donde procedían los mismos.

Otro dato que puede mencionarse es el número de residentes en RFH que han seguido el curso completo: en el transcurso de las cinco ediciones, 64 residentes en RFH han completado el curso en un solo año, y aproximadamente entre 50 y 60 más lo han completado en dos años.

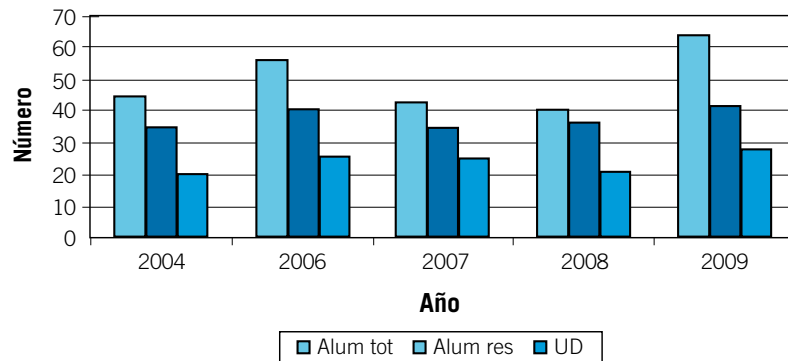


Fig. 1. Evolución de alumnos y Unidades Docentes.

La fig. 2, muestra el número de alumnos por módulo en cada uno de las ediciones.

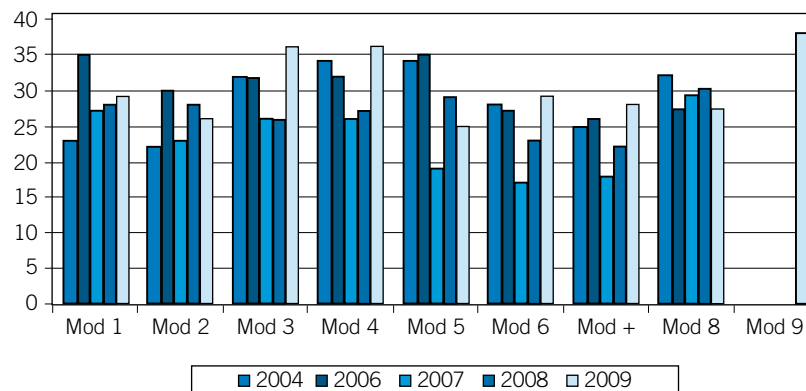


Fig. 2. Alumnos por módulo.

## Los resultados

De los comentarios que se desprenden de las encuestas de valoración que cada año contestan los alumnos, puede concluirse que en general los cursos son bien valorados: consideran que los contenidos les serán útiles para su profesión, que el material entregado es de buena calidad, que los profesores son competentes y asequibles, etc.

Con la introducción del módulo 9, dedicado a las radiaciones No ionizantes y contando también con el curso "Fundamentos de Anatomía y Fisiología para Radiofísicos", que se celebra en Sevilla cada dos años, y que forma parte también de los llamados "cursos básicos", creemos que se abarcan de manera completa los contenidos teóricos del programa de formación de los residentes. En este sentido, uno de los objetivos fundamentales de la razón de ser de los cursos se ha cumplido.

En el año 2008, con ocasión de la Jornada Debate sobre Unidades Docentes, que tuvo lugar en el Hospital Universitario "Lozano Blesa" de Zaragoza en Junio, la CD preparó una encuesta sobre los curso Básicos, que

se distribuyó a las UD y a los residentes. Los resultados de esta encuesta, que se presentaron durante la jornada, confirman la satisfacción sobre la utilidad de los cursos, manifestada tanto por las UD como por los residentes.

Falta todavía conseguir una estructura de cronograma estable, que pueda ser repetida de año en año, y que facilite el seguimiento del curso en varias etapas, para aquellos que lo deseen. Falta llegar a una solidez de contenidos que puedan dar lugar a un libro "de texto" con todas las garantías. Son los retos más inmediatos. Y esperamos conseguirlos.

Las sensaciones son pues, muy buenas, y animan a continuar en la misma línea. Sin embargo, el camino recorrido hasta aquí no ha sido fácil. Los resultados no son gratuitos. Detrás de cada tema del curso, detrás de cada presentación, hay muchas horas de dedicación de muchos profesionales de primera línea, sin el entusiasmo y la dedicación de los cuales, esta empresa no hubiera sido posible. Desde aquí, ¡MUCHAS GRACIAS A TODOS!

**Teresa Eudaldo**

*Comisión de Docencia de la SEFM  
Directora del curso*

## Clausura y cierre de la Clínica Puerta de Hierro de Madrid

El 30 de septiembre pasado se cerró la Clínica Puerta de Hierro tras casi 45 años de servicio a la medicina y a la sociedad y con ella una etapa importante de la medicina española.

Los orígenes de la Clínica se remontan a la segunda mitad de los años cincuenta del siglo pasado, en esa época los dominicos procedentes de Filipinas quisieron hacer en Madrid un hospital a semejanza de la Fundación Jiménez Díaz, para que lo dirigiera el Dr. Gregorio Marañón, quien murió antes de que el hospital estuviera dispuesto. Tras un corto periodo de espera, el edificio con la dotación de que disponía fue comprado por el INP (Instituto Nacional de Previsión) para hacer de él un hospital de servicio público.

Las personas que crearon ese hospital conocían muy bien lo que la medicina de esa época demandaba y contaron con medios para poder desarrollarlo; sin ninguna duda la Clínica Puerta de Hierro fue un hospital de referencia en toda España, en el que se hacía, o al menos se pretendía hacer una medicina de calidad, y en general del más alto nivel tecnológico; el secreto debía estar en que los que lo dirigían tenían las ideas muy claras sobre el proyecto del mismo, que todos los que formamos parte de él éramos personas muy jóvenes y con muchas ganas de darlo todo por ese proyecto, que nos convencieron de que el hospital sería lo que nosotros hiciéramos de él, que todos, desde el director hasta el último empleado permanecíamos en el hospital la mayor parte del día, lo que en aquella época no era habitual; de hecho el horario oficial ya era de 9 a 18 horas, y con frecuencia nos encontrábamos fuera de ese horario, dilucidando temas del hospital; el comedor era un lugar especial de consulta.



De ese hospital partieron ideas y realidades que han hecho de la sanidad un servicio público de alta calidad. Pongamos como ejemplo la creación de la Facultad de Medicina de la Universidad Autónoma de Madrid,

dando a la formación de los estudiantes un aspecto más universal que aunaba la formación académica con la práctica hospitalaria; y al hospital la participación directa en la vida universitaria, como después lo han ido haciendo otros hospitales y universidades; o su participación muy activa en la creación de las especialidades, y la formación de los especialistas a través del sistema MIR; o la creación de escuelas de enfermería y de técnicos dentro del propio hospital. Creo, sin miedo a equivocarme, que se implantó en la Clínica Puerta de Hierro una nueva forma de hacer medicina, compaginando la asistencia clínica con la docencia y la investigación.

Con la Clínica Puerta de Hierro, y algunos otros como la Fundación Jiménez Díaz, Valdecilla en Santander, San Pablo en Barcelona, se dio al hospital una dignidad nueva, hasta entonces los hospitales eran centros quirúrgicos o de atención de enfermos crónicos o de larga duración, donde los médicos sólo permanecían para hacer sus intervenciones o pasar visita, y hacer guardia, en su mayoría estaban atendidos por monjas o enfermeras.

Cuando empezamos a trabajar en la Clínica Puerta de Hierro las especialidades médicas no estaban estructuradas ni en contenido ni en la forma de acceder a ellas, en general se hacían acercándose a las cátedras universitarias. La especialidad de Radioterapia no existía más que como una parte de la Radiología o Terapéutica Física, que era una especie de cajón de sastre en donde cabía casi todo: el Radiodiagnóstico, los tratamientos con toda clase de ondas y otros agentes como aguas termales y frías. Los enfermos llegaban a Radioterapia ya diagnosticados y con la prescripción del tratamiento hecha, el radioterapeuta se debía limitar a realizar el tratamiento que le habían pedido y, si acaso, cuidar de los efectos de la RT sobre los pacientes. Fue precisamente el Dr. Otero Luna, primer jefe de RT de la Clínica Puerta de Hierro, quien con mucho esfuerzo, tesón y, en ocasiones, la oposición frontal de sus compañeros, tanto médicos como cirujanos, consiguió crear la especialidad de Oncología Radioterápica y darle la dimensión clínica que hoy tiene.

En relación con nosotros los físicos fue el primer hospital de la sanidad pública española, en el que el Dr. Otero exigió, como condición *sine qua non*, la participación de un físico para hacer la dosimetría de los tratamientos de los pacientes, decisión que no fue especialmente bien aceptada pero, sin duda, es el origen de nuestra presencia en la sanidad; un poco antes el Dr. Pérez Modrego del entonces hospital de San Juan de Dios de la Diputación de Madrid, hoy HU Gregorio Marañón, también había planteado la necesidad de un físico en el servicio de Radioterapia, y esto es el germen de nuestra existencia; esto ocurría entre 1963 y 1964: dos físicos(as) en la inmensidad de la medicina y la sanidad de toda España.

Durante los 45 años de su existencia la Clínica Puerta de Hierro ha sido parte esencial de la sanidad española, formando parte de los progresos tecnológicos científicos y sociales, y también ha participado de deficiencias y decepciones, ha sido testigo y artífice de la evolución importante de la sanidad pública que ha alcanzado en estos años la universalidad y unos niveles de muy alta calidad.

Pero como a toda institución que camina y vive le han tocado épocas de sequía, de falta de inversión, de degradación y de caída del estímulo de cuantos formaban parte de ella, parecía como que las autoridades se hubieran olvidado de ella o tramaran algo no atractivo ni para los pacientes ni para los trabajadores.

Y así a mediados de los años 90 se empieza a tambalear su estructura, y vienen las propuestas de restaurarla, de modificarla y hacer un nuevo hospital en el área, o de hacer un nuevo hospital más grande en el área, con más servicios y trasladar todo a ese nuevo centro. Al final se optó por esta última propuesta a pesar de la oposición que planteamos un buen número de trabajadores del hospital que queríamos “SALVAR LA CLÍNICA PUERTA DE HIERRO”.

Tras más de 7 años de proyecto y construcción tenemos un nuevo hospital en Majadahonda que, presumiblemente, es continuidad de aquella Clínica Puerta de Hierro que ahora permanece vallada, vacía y desolada, sin que al menos nosotros sepamos cuál va a ser su destino.

El nuevo “Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda” es un hospital inmenso, con estructuras vanguardistas con muchísimo más espacio que el anterior, en el que la Consejería de Sanidad ha hecho una inversión importantísima en equipamiento y tecnología, con aspiraciones de hacer medicina de calidad, pero tiene una gestión privada del edificio y del mantenimiento y de parte del personal; y esto modifica esencialmente nuestra costumbre, duplica la gestión y la dificulta y no creo que la abarate, pues el personal sanitario sigue perteneciendo a la Consejería de Sanidad.

La asunción de este nuevo centro y el traslado al mismo está suponiendo un esfuerzo de titanes para todos los que pertenecíamos a la Clínica Puerta de Hierro y lo hemos tenido que cambiar por este. En contrapunto tenemos un equipamiento excelente que nos permitirá trabajar mucho mejor, al menos desde el punto de vista tecnológico.

Hasta aquí la crónica más o menos escueta del nacimiento, la vida y el cierre de la Clínica Puerta de Hierro. Mi vida profesional ha estado estrechamente ligada a ella, y, sin duda, ha formado una parte importante de mí misma, nunca pensé que le iba a sobrevivir. Estuve cuando nació y he estado también al cerrarla, en

ella he aprendido a trabajar, a ver en los pacientes lo más importante de nuestro trabajo, y a desarrollar y a impulsar nuestra profesión.

Estos 45 años de la vida de la Clínica Puerta de Hierro, que son también los de mi vida profesional, han sido excelentes, en ellos hemos visto nacer y crecer prodigiosamente nuestra profesión porque somos muchos más, porque nos hemos hecho imprescindibles, porque hemos abierto nuestros horizontes, porque hemos creado sociedades científicas, la especialidad de Radiofísica Hospitalaria, la formación de especialistas por el sistema MIR, nuestra formación continuada, nuestros congresos y reuniones científicas y tantas y tantas cosas que nos permiten pensar que estamos sencillamente en la plataforma de salida, con un horizonte en el que casi todo está aún por hacer; quiero pensar que la Clínica Puerta de Hierro con su particular manera de ser y de estar ha aportado su granito de arena a este devenir nuestro. Yo se lo agradezco de corazón.



Quiero aprovechar estas letras para saludaros a todos, pero especialmente a cuantos conozco personalmente y con cuantos he compartido tantos anhelos, trabajos, ilusiones y ganas de dar a nuestros pacientes y a la sociedad misma, lo mejor de nosotros mismos, nuestros conocimientos y nuestro esfuerzo para que la medicina sea cada vez mejor.

Cuando estas letras salgan a la luz, ya habré pasado la barrera del júbilo y andaré buscando nuevos horizontes mas allá del hospital. Creo que Dios me ha premiado con una vida profesional muy rica, de la que, sin duda, todos vosotros sois parte esencial, quiero estimularos para que sigáis haciendo estas nuestras cosas cada vez mejor, agradecereros cuanto he compartido y aprendido de vosotros, y transmitiros que allá en el júbilo me seguiréis teniendo disponible y que contáis con mi afecto.

**María Cruz Paredes.**

*Hospital Puerta de Hierro, Madrid*

## Los *Anniversary Papers* de Medical Physics

En 2008 la Asociación Estadounidense de Físicos en Medicina (AAPM) celebró sus 50 años de existencia. Como parte de la celebración, *Medical Physics* (el “buque insignia” entre las publicaciones de AAPM) publicó una serie de artículos invitados, llamados *Anniversary Papers*, que describen los principales avances de la física médica en el periodo, resaltando el aporte de los físicos médicos y la Asociación. Estos 17 trabajos independientes, organizados como archivo único de 214 páginas, están disponibles para descarga gratuita en <http://scitation.aip.org/medphys/MPHAnniversaryCollection.pdf>

En 6 trabajos el tema central es la radioterapia. Balter y Balter revisan cronológicamente los avances del uso terapéutico de la radiación, escogiendo un caso de cáncer de páncreas como ejemplo para describir, con interesantes ilustraciones y fotografías, la evolución del tratamiento típico en estos 50 años. Benedict y col. se centran en la radiocirugía estereotáxica y muestran los avances del concepto y la técnica desde las primeras unidades con fuentes de cobalto, hasta sistemas basados en *linacs* con colimación y localización avanzadas y la reciente irradiación con protones, sistemas robóticos y tomoterapia. Thomadsen y col. presentan los desafíos científicos y técnicos en braquiterapia, la dosimetría asociada, y las técnicas específicas para las situaciones clínicas más relevantes.

Otros artículos se refieren al aporte de los físicos médicos en asuntos asociados a la radioterapia. Orton y col. muestran los métodos y problemas a superar en la optimización de la planificación de tratamientos (esencial en la radioterapia de intensidad modulada), y plantean que los avances en este campo constituyen uno de los mayores logros de los físicos médicos en la última década. Los aspectos “geométricos” de la impartición de dosis son tratados por Yorke y col., quienes describen la evolución de las técnicas de localización y definición de volúmenes de interés, así como el manejo actual de los problemas más críticos. Ibbott y col. destacan el aporte de la AAPM al fomentar la formación de grupos de expertos (*Task Groups*) que han elaborado protocolos de calibración y dosimetría para haces de radioterapia y fuentes de braquiterapia.

Las técnicas de diagnóstico por imágenes se describen en 4 trabajos. El artículo de Carson y Fenster sobre principios y usos clínicos de los ultrasonidos es, probablemente, el más didáctico de la serie. Se presentan las bases físicas de la técnica y se conduce al lector a través de los aspectos básicos de instrumentación y sistemas asociados hasta la aplicación clínica y los

desafíos del futuro. Es posible saber poco del tema y terminar aprendiendo mucho. El mensaje del artículo de Williams es el papel siempre importante y único de la medicina nuclear, ya sea como información visual en imágenes, información cuantitativa en estudios funcionales, o herramienta terapéutica. Se describen los conceptos esenciales, el desarrollo de marcadores, instrumentación, análisis de las imágenes y dosimetría. Huda y col. echan una mirada al desarrollo de la radiografía, la fluoroscopia, la mamografía y la tomografía computarizada (TC) usando como hilo conductor la evolución de las dosis impartidas al paciente durante estos años. Se enfatiza el papel que los programas de control de calidad, diseñados e implementados por físicos médicos, representan en la reducción de las dosis. El desarrollo de TC es analizado por Pan y col. a través de un recorrido histórico por las publicaciones en *Medical Physics* que reflejan la evolución generacional de la técnica.

Relacionados con el uso de ordenadores en radiología diagnóstica, los trabajos de Armato y van Ginneken y de Giger y col. se refieren al procesamiento y manipulación de imágenes y al desarrollo del Diagnóstico Asistido por Ordenadores (CAD), y al análisis cuantitativo de las imágenes, respectivamente.

La evaluación de sistemas radiológicos es el tema de Krupinski y Jiang quienes describen la complejidad de los sistemas que adquieren, almacenan, transmiten y presentan imágenes clínicas actuales. Kagadis y col. analizan el uso de la informática en los servicios de salud y el papel de los físicos médicos incorporados a redes de servicios de información y de infraestructura.

Además de los trabajos de índole técnica, la colección incluye artículos “institucionales”. Rothenberg y Hendee revisan el trabajo de los últimos 10 Presidentes de la AAPM, Mower y Yester describen los logros del Comité de Educación y Herman hace lo propio con el Comité Profesional de la AAPM.

Por sus características, este conjunto de artículos de revisión no constituye un trabajo exhaustivo (no aparece la resonancia magnética), ni homogéneo (unos trabajos son largos y otros, cortos), ni integrado (no trae índice y hay que recurrir al buscador de Acrobat...) Pero cada uno de los artículos es de gran calidad y puede resultar muy útil en nuestras actividades educativas, profesionales o de promoción de la física médica. Y, por qué no decirlo, estos *Anniversary Papers* incluyen alguna que otra joyita que nos permitirá gozar de una lectura entretenida y apasionante mientras nos ponemos al día.

**María Ester Brandan**

*Instituto de Física, Universidad Nacional  
Autónoma de México*

## Carlos Enrique Granados

El día 6 de abril falleció, a los 81 años, nuestro querido amigo y compañero Carlos Enrique Granados. Cuarenta y cinco años de una gran amistad y ser el testigo más directo de los motivos que le indujeron a llevar a cabo casi todo lo que realizó en su vida profesional, en especial en lo que se refiere a su colaboración con esta Sociedad, me concede el honor de escribir estas líneas de recuerdo en nuestra Revista.

Para los que no lo conocieron, entre los que incluyo a todos los jóvenes valores de nuestra Sociedad, diré que fue uno de nuestros socios más antiguos, medalla de oro, y el impulsor crucial del establecimiento definitivo en España de la metrología de radiaciones ionizantes. Tomó esta actividad como el centro de su vida profesional y su actuación fue verdaderamente destacada. Contó muy pronto con la estimación y admiración de las autoridades de la entonces Junta de Energía Nuclear (JEN), hoy CIEMAT, y de los científicos de la Oficina Internacional de Pesas y Medidas (BIPM). Una corta estancia en la sede del BIPM y valorada por este organismo como una muestra de gran iniciativa y éxito, provocó su nombramiento como miembro personal del Comité Consultivo de los Patrones de Medida de Radiaciones Ionizantes (CCEMRI), en la sección de radionucleidos, y a contar con él en la creación del Comité Internacional de Medidas de Radionucleidos (ICRM). Con esta actuación contribuyó decisivamente a afianzar la estimación del Laboratorio que él dirigía en el CIEMAT y a expandirse sucesivamente en Grupo, Sección y más tarde en División de Metrología de Radiaciones Ionizantes, en 1981. Desde 1990 hasta su retiro, prematuramente obligatorio en 1993, ocupó la Jefatura de Laboratorios de Ensayo y fue el Director del Sistema de Calibración Industrial (SCI) en el Ministerio de Industria, Comercio y Turismo.

De su calidad como científico, señalaré únicamente una de sus publicaciones, la más personal, su tesis doctoral del año 1967. En ella, Carlos Enrique propone el método de combinar lo que entonces se llamaban errores sistemáticos y aleatorios de medida, adelantándose casi una década a lo que luego aceptaron, primero un comité de expertos del BIPM y posteriormente todas las organizaciones metroológicas y es ahora de uso común.

Granados no fue una persona de monotema, valga la expresión. Su versatilidad y su gran inteligencia las ejerció en varios campos del conocimiento. Publicó varias novelas, una de ellas premiada, dos libros de poesía y varios trabajos de lexicología científica. Algunos de estos últimos merecieron ser premiados por la Real Academia Española. Esta habilidad fue aprovechada por la Sociedad, a cuya continua demanda,



Carlos Enrique se prestó siempre con total generosidad. A él se debe, entre otros trabajos, la traducción de dos informes del Comité Internacional de Unidades y Medidas de la radiación (ICRU), la participación decisiva en la forma final de la redacción del "Protocolo español de dosimetría en radioterapia" de 1984 y la definición

de muchos términos que aparecen en el Real Decreto sobre criterios de calidad en radioterapia, de 1998. Definir, decía él, no es fácil, pero su experiencia y su mente verdaderamente peculiar, hacían que sus definiciones fueran sorprendentes por su sencillez y adecuación.

No quisiera finalizar sin mencionar su constancia y determinación en apoyar la metrología de radiaciones ionizantes en España y todas las actividades relacionadas con ella, en nuestra Sociedad. A finales de los 60, fue consciente de que faltaba una organización jerárquica y completa en la metrología de la JEN y empleando su prestigio profesional convenció a sus dirigentes para crear un grupo especializado en dosimetría de haces externos. Es a partir de este momento, cuando muchos compañeros de la Sociedad, de la metrología española y yo mismo, empezamos a conocer a fondo la calidad personal de Carlos Enrique. El equipo de físicos y médicos del entonces Hospital 12 de Octubre de Madrid, los responsables del Instituto de Técnicas Energéticas de Barcelona, los miembros del Comité de Dosimetría en Radioterapia de la Sociedad y el equipo de físicos del Hospital Ramón y Cajal de Madrid, entre otros, pueden dar fe de las bondades de su personalidad, entre las que no faltaba la ayuda constante en cualquier tarea a realizar. Todavía le recuerdo en las campañas de calibración del Hospital 12 de Octubre y en el montaje del Laboratorio de Rayos X de la JEN, como un aventajado alumno lleno de entusiasmo, lo que era inusual, pues los jefes solían tomar otras actitudes.

En todos los ámbitos donde actuó Granados se ganó el respeto, la admiración y el agradecimiento de los que le rodearon. El motivo fue siempre el mismo: poner a disposición de los demás, sin titubeos ni dilación, una inteligencia y una constancia en el trabajo fuera de lo común. En nombre de la metrología española de radiaciones ionizantes y de esta Sociedad, a la que siempre hiciste objeto de una predilección evidente, nuestro agradecimiento más sincero y permanente. Tu legado quedará siempre con nosotros.

**A. B.**