

Contorneo de volúmenes tumorales mediante segmentación por umbrales en imágenes PET: influencia de la relación señal-fondo, tamaño y movimiento de la lesión

Tumor volume delineation using segmentation by thresholding on PET images: influence of source-to-background ratio, size and lesion motion

C Huerga Cabrerizo^{1*}, P Castro Tejero^{2,3}, E Corredoira Silva¹, JM Pérez Moreno²,
A Serrada Hierro¹, P Fernández Letón²

¹ Servicio de Radiofísica y Radioprotección. Hospital Universitario La Paz. Madrid.

² Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario de Madrid Norte Sanchinarro. Madrid.

³ Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda. Madrid.

Fecha de Recepción: 10/02/2010 - Fecha de Aceptación: 26/05/2010

El empleo de imágenes PET está cada vez más extendido como soporte para el contorneo de lesiones tumorales en radioterapia. En el presente trabajo se investigan diversos factores que afectan al volumen de la lesión contorneada mediante imágenes PET: tamaño de la lesión, fondo radiactivo y movimiento de la lesión. A partir de medidas llevadas a cabo sobre un maniquí con esferas de diferentes tamaños rellenas de FDG se obtienen los valores para la segmentación de volúmenes usando umbrales de actividad referidos al máximo de actividad de cada inserto. Se encuentra que el valor umbral óptimo se sitúa alrededor del 40% para la mayor parte de los objetos, con una ligera influencia del fondo radiactivo. En los objetos de menor tamaño, por debajo de 17 mm de diámetro, el umbral aumenta notablemente incrementándose hasta un 20% para objetos de 10 mm de diámetro. Al aplicar el movimiento, no existe un umbral óptimo como en el caso del maniquí en reposo. La diferencia entre objetos grandes y pequeños se hace más significativa, pudiendo darse el caso de que objetos inferiores a 13 mm se encuentren en el límite de la detectabilidad para determinados valores del fondo. Se muestran las curvas del coeficiente de recuperación para su discusión.

PALABRAS CLAVE: PET, contorneo volumen tumoral, segmentación, umbral.

PET imaging is increasingly used in radiotherapy department to assist in volume tumour contouring. In this work several factors affecting the volume of the lesion determined on PET images are investigated: lesion size, background concentration and lesion motion. The measurements are carried out on a phantom with different sizes spheres filled with FDG. Threshold values were determined as a percentage of the maximal activity in the inserts. It is found that the optimal threshold value is around 40% for most of the objects, with a slight influence of background radiation. For the smaller objects, less than 17 mm in diameter, the threshold increases up to 20% for objects of 10 mm in diameter. When applying the movement, there is not an optimal threshold value. Difference between large and small objects becomes more significant when applying motion. Thus, objects less than 13 mm are on the detection limit for some background values. The recovery coefficient curves obtained in each case are shown for discussion.

KEY WORDS: PET, target volume delineation, segmentation, thresholding.

Introducción

El uso de la Tomografía Computarizada (CT) ha estado ligado a la radioterapia ya que además de ofrecer el soporte necesario para el cálculo de la interacción radiación-materia, proporciona imágenes con información anatómica de buena resolución espacial. Una de las limitaciones que presenta es que no ofrece información de las propiedades funcionales de los tejidos visualizados. La técnica conocida como Tomografía por Emisión de Positrones (PET) proporciona imágenes moleculares que aportan información acerca del comportamiento biológico del tumor. Diversos estudios muestran la mayor sensibilidad y especificidad de la PET frente a la CT en el diagnóstico y estadificación de determinados tipos de tumores¹⁻³. No obstante, las imágenes obtenidas presentan una pobre resolución espacial. El desarrollo tecnológico de sistemas que integran ambos equipos, PET/CT, permite la adquisición conjunta de datos que pueden llevar a superar las limitaciones de ambas técnicas por separado, ofreciendo imágenes funcionales de PET junto con la información anatómica del CT como referencia anatómica del trazador.

Así, el empleo de equipos híbridos PET/CT se está convirtiendo en una herramienta muy útil dentro del proceso radioterápico. Dentro de sus utilidades se encuentran la localización de la lesión y la identificación de su estadificación. Diversos estudios muestran que el empleo de la PET ha modificado la estadificación del tumor o bien ha permitido el descubrimiento de nuevas metástasis distantes en un porcentaje significativo de los pacientes analizados³⁻⁵; lo cual significa un cambio en el procedimiento radioterápico e incluso en la estrategia clínica del tratamiento. Por otro lado, a partir de la señal registrada en la PET, podemos conocer la concentración de trazador existente en la región tumoral. Dicha información puede ser utilizada para una mejor delimitación de los volúmenes blanco de tratamiento. Este volumen obtenido a través de la imagen metabólica es conocido como *Biological Target Volume* (BTV)⁶. Es más, es posible diferenciar áreas con distintas concentraciones de trazador lo cual permite aplicar diferentes niveles de dosis en cada una de ellas. Por tanto, el empleo conjunto de imágenes PET/CT puede conllevar un cambio en los volúmenes contorneados para la planificación radioterápica al compararse con aquellos obtenidos a partir de un contorneo basado exclusivamente en CT^{2-4,7-9}. Otra importante aportación de la información PET es la posibilidad de valorar el resultado del tratamiento llevado a cabo sobre un paciente a partir de los cambios producidos a nivel molecular, esto es, permite realizar un seguimiento de la evolución de la lesión.

En relación al contorneo de volúmenes, la PET parece llevar aparejada una reducción en la variabi-

lidad interobservador^{2,7,8,10,11}. Sin embargo, la integración de las imágenes PET dentro del proceso de contorneo en la radioterapia es algo problemático, debido a la baja resolución y al elevado ruido existente en las imágenes. Esto implica una pobre definición en los bordes de la lesión y los órganos involucrados. Además, tanto los parámetros de la visualización (selección de la ventana, escala de color, etc.) como la relación de contraste fondo-lesión pueden alterar significativamente el tamaño del volumen contorneado.

La interpretación visual conjunta de las imágenes por parte del médico nuclear y el oncólogo radioterápico parece ser la estrategia más habitual a la hora de la delimitación de volúmenes en radioterapia. Sin embargo, parece cada vez más frecuente el uso de procedimientos automáticos o semiautomáticos como herramienta de ayuda para la determinación de los límites de la lesión. La mayor parte de los estudios encontrados en la literatura que emplean este tipo de métodos están basados en maniqués con esferas o cilindros de volúmenes conocidos rellenos de una actividad conocida de 18-fluoro-deoxy-glucosa¹²⁻¹⁸ (FDG). También existen otros en los que se comparan diferentes técnicas de contorneo sobre pacientes¹⁷⁻¹⁹. Incluso alguno de ellos incluyen comparativas con muestras quirúrgicas como soporte a los resultados obtenidos^{9,17}.

En el presente trabajo se muestra un método automático de contorneo sobre esferas de volumen conocido, basado en considerar la región tumoral como aquellos píxeles que presentan una intensidad por encima de un valor de corte o umbral, función del valor promedio existente dentro de una región de referencia incluida dentro de la lesión. En general, el valor de corte encontrado en la literatura tiene un amplio rango de variación ya que este valor depende de múltiples factores: equipo utilizado (resolución espacial, eficiencia y sensibilidad del detector), algoritmo de reconstrucción (que tiene un impacto significativo en el ruido de las imágenes resultantes), método de valores umbral empleado, sensibilidad y especificidad del trazador y volumen de la lesión. Este último punto es especialmente crítico al tratar con lesiones pequeñas, ya que es necesario tener en cuenta el denominado efecto de volumen parcial (EVP). Dicho efecto no suele ser considerado en la práctica clínica y por el momento parece que no hay fabricantes que integren las soluciones propuestas en la literatura dentro de sus aplicaciones informáticas^{20,21}. Además, ha sido presentado en distintos trabajos como una de las causas de la falta de reproducibilidad del valor de captación tumoral en estudios PET^{22,23}. El EVP provoca que la concentración de actividad para objetos pequeños sea menor de lo que realmente debería ser y, por tanto, sus volúmenes sean subestimados. Uno de los orígenes de este efecto es la resolución espacial finita de los detectores la cual provoca un emborronamiento en las

imágenes. Una segunda causa es el muestreo llevado a cabo en la formación de la imagen que hace que la señal presentada por un vóxel sea un promedio de las señales de los tejidos adyacentes.

Se presenta una manera de cuantificar el EVP en diferentes condiciones de adquisición a través de la definición del coeficiente de recuperación²⁴. También se plantean las consecuencias que el EVP puede provocar en la delimitación de los volúmenes de tratamiento en radioterapia.

Por último, el movimiento de la lesión también puede ocasionar errores en la cuantificación de la concentración del tumor en las imágenes PET²⁵⁻²⁸. La adquisición de dichas imágenes se produce en un intervalo considerable de tiempo (alrededor de 30 minutos) que comprende varios ciclos respiratorios del paciente. Debido a que la corrección de atenuación se lleva a cabo con las imágenes “cuasiestáticas” del CT (del orden de pocos segundos), las diferencias en los tiempos de adquisición de ambos estudios pueden generar errores de posicionamiento del tumor. Como contrapartida, es posible emplear la PET para medir la extensión 3D de la captación tumoral y proporcionarnos el margen de movimiento interno del tumor²⁶. En el presente estudio se muestra el impacto que tiene el movimiento sobre el nivel de captación tumoral, así como sobre el EVP y su repercusión en el contorneo de lesiones.

Material y métodos

Equipo PET/CT

Todas las adquisiciones fueron llevadas a cabo en un equipo híbrido PET/CT Discovery LS de General Electric (General Electric Medical Systems, Milwaukee, EEUU) presente en el Servicio de Medicina Nuclear del Hospital Universitario La Paz. En este equipo híbrido se combina el CT multicorte LightSpeed con el PET Advance NXi de 18 anillos (14,5 cm). La adquisición CT consistió en un escáner helicoidal de 0,8 s/rev con 140kVp y 80mA. El campo de visión (FOV) empleado fue de 50cm de diámetro y las imágenes fueron reconstruidas con 5mm de espesor de corte. La adquisición PET se realizó en 2D con el mismo FOV adquiriendo una única posición de la camilla con un tiempo de adquisición de 4 minutos para el caso estático y 6 minutos para la adquisición en movimiento. La reconstrucción se realizó por el método iterativo *Ordered-Subset Expectation Maximization* (OSEM) con filtrado axial gaussiano con anchura a mitad de altura (FWHM) de 8mm, utilizando las imágenes de CT para efectuar la corrección de atenuación. Las imágenes PET fueron reconstruidas con espesor de corte de 4,25 mm, obteniendo un total de 35 cortes.

El tamaño de la matriz reconstruida es de 128x128 con un tamaño de píxel de 0,256px/mm. La resolución según especificaciones del equipo a 10cm del eje es de 5,5mm (promedio axial y transaxial usando NEMA-NU 2-1994).

Maniqués, concentración de actividad y montaje experimental

El maniquí empleado en el estudio es el denominado IEC Body Phantom 2001 de NEMA que es un maniquí específico para control de calidad en PET (fig. 1). Se trata de un maniquí de metacrilato cuya sección simula la de un tórax humano, y que cuenta con una longitud interna de 194 mm. Está provisto de 6 insertos individuales en forma de esfera con diámetros internos de 10, 13, 17, 22, 28 y 37 mm, y volúmenes de 0,52, 1,15, 2,57, 5,57, 11,49 y 26,52 ml, respectivamente. El espesor de las paredes de las esferas es de 1 mm. También posee un inserto frío central en forma de cilindro de 180 mm de longitud y de 51 mm de diámetro. El volumen del maniquí vacío, sin esferas, es de 9,7 litros. Las esferas se pueden rellenar con una disolución de radionucleido para simular lesiones de diferentes tamaños denominados insertos “calientes”. Asimismo el maniquí puede ser rellenado de agua con una cantidad de radioisótopo para simular el fondo.



Fig. 1. Maniquí “NEMA/IEC 2001 Body Phantom” específico para control de calidad en PET.

En una primera instancia se llevaron a cabo medidas con el maniquí en reposo. La concentración de actividad inicial de FDG para las esferas se fijó aproximadamente en 250kBq/ml, de manera

Tabla 1. Parámetros de adquisición para la serie con el maniquí en reposo.

ID Adq	S[kBq/ml]	F[kBq/ml]	S/F
1	215,3	0,0	infinito
2	131,1	7,1	18,6
3	115,4	13,7	8,4
4	104,3	23,3	4,5

S: señal o concentración de actividad presente en el interior de las esferas.

F: fondo o concentración de actividad presente en el interior del maniquí.

S/F: relación señal-fondo.



Fig. 2. Plataforma de movimiento respiratorio *Quasar Respiratory Motion Assay*.

Tabla 2. Parámetros de adquisición para la serie con el maniquí en movimiento.

ID Adq	S [kBq/ml]	F [kBq/ml]	S/F	Amplitud MAS [mm]	ciclos/min
5	91,8	7,6	12,0	15	15

S: señal o concentración de actividad presente en el interior de las esferas.

F: fondo o concentración de actividad presente en el interior del maniquí.

S/F: relación señal-fondo.

que fuera lo suficientemente elevada para tener una estadística de eventos aceptable durante todo el período de toma de datos (varias horas) sin tener que incrementar el tiempo de adquisición. Dado que las lesiones en el paciente no tienen un fondo “frío”

se rellenó el maniquí añadiendo progresivamente FDG como fondo. De esta manera, teniendo en cuenta el decaimiento que se produce entre las adquisiciones y el incremento progresivo del fondo, se obtuvieron distintas relaciones Señal/Fondo (S/F). Las características de adquisición de las diferentes imágenes se muestran en la tabla 1.

Además, con objeto de evaluar la influencia del movimiento, se realizó una segunda serie de adquisiciones colocando el maniquí NEMA sobre el dispositivo Quasar Respiratory Motion Assay (Quasar, Modus Medical Devices, London, Canadá) (fig. 2), que consiste en una plataforma plana sobre la que se puede producir un movimiento periódico mediante un motor rotatorio. El software asociado Quasar Respiratory Motion Software permite seleccionar el tipo de movimiento periódico que se quiere realizar. En el presente trabajo se compara la adquisición con el maniquí en reposo con una adquisición bajo un movimiento armónico simple (MAS). En la tabla 2 se indican las características de esta adquisición.

Delineación del volumen: segmentación por umbrales

El análisis de la imagen se realiza con la aplicación informática *ImageJ*^{*}. Este software es de código abierto (java y lenguajes embebidos) y libre distribución, cuenta con multitud de *plugins* realizados por diversos autores para el análisis y tratamiento de la imagen. Un detalle que conviene tener en cuenta al analizar las imágenes PET de General Electric es que cada imagen de la serie está normalizada a su valor de píxel más alto[†]. La etiqueta *DICOM “Rescale slope value”*[‡] contiene el factor multiplicativo que permite normalizar la serie globalmente; la aplicación de este factor se realiza mediante la macro “*ApplyDicomRescale*” incluida en la distribución del programa.

El proceso de segmentar una imagen consiste en separar ésta en distintas regiones (segmentos) de manera que la suma de todas ellas cubra la imagen completa. Más concretamente, el proceso de segmentación mediante valores umbral descompone la imagen en distintas partes a partir de un valor determinado de intensidad. Es un procedimiento global que emplea los histogramas, ya que éstos agrupan los píxeles a partir de su valor de señal (fig. 3). En el proceso de delimitación de volúmenes en radioterapia hay que seleccionar el valor apropiado de nivel de intensidad de señal que corresponde a cada tejido.

En nuestro caso se ha determinado la variación del tamaño de cada una de las esferas con el

* Nacional Institute of Health, USA-<http://rsb.info.nih.gov/ij/>

† Descrito en el *DICOM Conformance Statement* del equipo

‡ Dicom tag 0028,1053

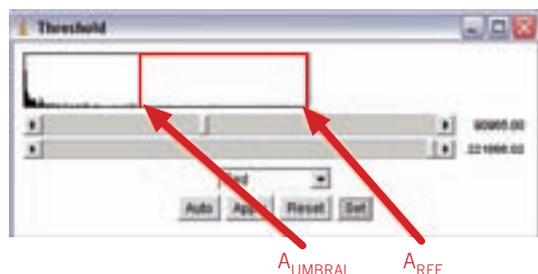


Fig. 3. Ejemplo de representación del histograma de distribución de valores y elección de los píxeles de referencia (A_{REF}) y umbral (A_{UMBRAL}).

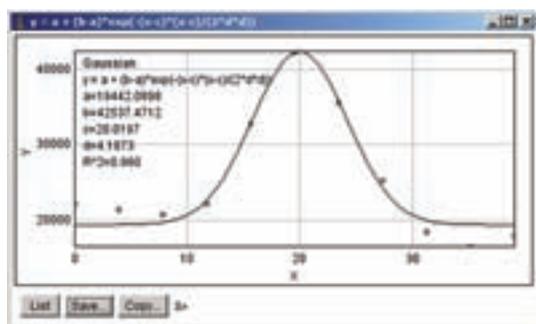


Fig. 4. Ejemplo de la elección de los píxeles de referencia en la adquisición 4 mediante ajuste gaussiano del perfil de actividad para la esfera de 10mm de diámetro.

valor umbral. El porcentaje de actividad que se toma como umbral está referido al máximo de actividad de cada esfera. Con objeto de minimizar el efecto del ruido, el máximo de actividad se toma como el promedio obtenido mediante una ROI en el corte de máxima actividad de cada esfera, con 10 píxeles para las esferas de mayor tamaño (diámetros 37 mm y 28 mm) y 4 píxeles para las esferas de tamaño inferior; para estas últimas además se realiza un ajuste gaussiano del perfil con actividad máxima. El perfil para la adquisición 4 es mostrada en la fig. 4 a modo de ejemplo. Comparando el valor promedio de la ROI y la amplitud de la curva gaussiana, ambos valores prácticamente coinciden (diferencias inferiores al 3%) excepto para los insertos de menor tamaño (diámetros 13 mm y 10 mm). En estos casos se ha tomado la amplitud de la gaussiana como actividad máxima de referencia. Para el caso de la adquisición con el maniquí en movimiento armónico simple se ha seguido idéntico proceso para la selección de la actividad de referencia de cada inserto: selección del corte de actividad máxima de la esfera, determinación de los valores promedio en torno al máximo (con ROI de 10 píxeles y 4 píxeles según se indica anteriormente) y determinación del perfil de activi-

dad. El ajuste gaussiano de este perfil se realiza en la dirección perpendicular al movimiento.

La elección del corte de actividad máxima se corresponde con el ecuador de la esfera en todos los casos en los que el maniquí se encuentra en reposo. Para la adquisición que se realiza con el maniquí en movimiento, el corte máximo de actividad se encuentra en el centro de la figura generada, en aquellas esferas con radio superior a la amplitud de movimiento (15 mm); para el resto de esferas el máximo de actividad está desplazado de este centro de masas.

Para cada una de las series de imágenes adquiridas (tablas 1 y 2) se va a determinar el volumen de cada una de las esferas (volumen medido) para diferentes umbrales. Los volúmenes reales de las esferas se obtienen a partir de las especificaciones del fabricante. En el caso dinámico, como volumen real se ha tomado el volumen de la figura compuesta por un cilindro de longitud igual a la amplitud del movimiento armónico simple (15 mm) acabado en 2 semiesferas de diámetro igual al especificado por el fabricante para cada uno de los insertos "calientes".

El EVP presente tanto en los casos estáticos como en los de movimiento, hace que objetos con un volumen por debajo de cierto valor se presenten empequeñecidos o incluso no puedan visualizarse, debido a la pérdida de señal que conlleva. Este efecto de disminución de la intensidad de la señal se puede cuantificar mediante el Coeficiente de Recuperación (CR), definido como el cociente de los píxeles máximos de cada esfera con respecto al valor del píxel máximo de la esfera de mayor tamaño (esfera₁).

$$CR = \frac{\text{Pixel Max}(esfera_i)}{\text{Pixel Max}(esfera_1)} \quad (1)$$

donde i va desde 2 hasta 6.

Por encima de cierto volumen, la concentración de actividad aparente no se encuentra subestimada por el EVP, y por debajo de ese volumen será necesario multiplicar los valores de píxel por el CR para recuperar el nivel de actividad real y hacer visibles los objetos en su totalidad. Por último, en todas las adquisiciones llevadas a cabo se ha determinado el CR correspondiente para cada esfera.

Resultados y discusión

Maniquí en reposo

En primer lugar, se consideran las adquisiciones sin movimiento (tabla 1). En la fig. 5.a se representa el volumen medido de cada esfera frente a distintos

valores de corte en condiciones de medida sin fondo radiactivo. El volumen medido se ha normalizado al valor nominal de cada esfera, proporcionado por el fabricante. Para analizar la influencia de la presencia de fondo radiactivo en las proximidades de la lesión, se muestran en la fig. 5.b los resultados obtenidos con una relación S/F=8,4. Se ha seleccionado este valor de S/F ya que se asemeja a las condiciones encontradas en una situación clínica con paciente.

En ambos casos, S/F = infinito y S/F = 8,4, se observa que conforme se va disminuyendo el valor de corte, esto es, tomando un rango mayor de valores de intensidad de píxel, el volumen de las esferas va aumentando acercándose al valor óptimo o ideal 1 (coincidencia entre volumen medido y volumen real). Así, por ejemplo, en la fig. 5.b el valor óptimo se obtiene tomando un valor de corte de actividad cerca del 45% de la actividad máxima. A partir de ahí, considerar un umbral con

menor rango de actividades nos llevaría a subestimar el volumen del objeto; por ejemplo, establecer el valor umbral en el 80% de la actividad máxima supondría delimitar un volumen para la esfera mayor de un 60% de su tamaño real. Por el contrario, considerar un mayor rango de actividades produciría una sobreestimación del volumen del objeto.

En estas gráficas se observa la dependencia del valor de corte con el tamaño de la lesión. Se puede comprobar que las esferas más pequeñas son más sensibles a los cambios en el valor umbral. Pequeñas variaciones en el mismo pueden conducir a grandes variaciones en la estimación del volumen. En el caso extremo de la esfera de 10 mm de diámetro con un entorno radiactivo de S/F = 8,4 pasar del 65% (valor óptimo) al 60% en el umbral, supone sobreestimar su volumen en un 50%. Descartando esta esfera como caso extremo, en los casos mostrados, fig. 5.a y fig. 5.b, el valor umbral óptimo se encuentra en torno al 40-45%.

En la fig. 6 se muestran los valores del CR para las adquisiciones con el maniquí en reposo, donde se han incluido también los resultados obtenidos por Zhu y cols²⁸. Como se puede observar, las esferas con diámetro superior a 20 mm tienen valores del CR próximos a 1, lo que implica que el tamaño del objeto observado coincide con su tamaño real. Como indican distintos autores^{20,28} el efecto del EVP afecta a objetos con dimensiones inferiores a 2 ó 3 veces la resolución espacial (FWHM) del equipo. En nuestro caso, objetos

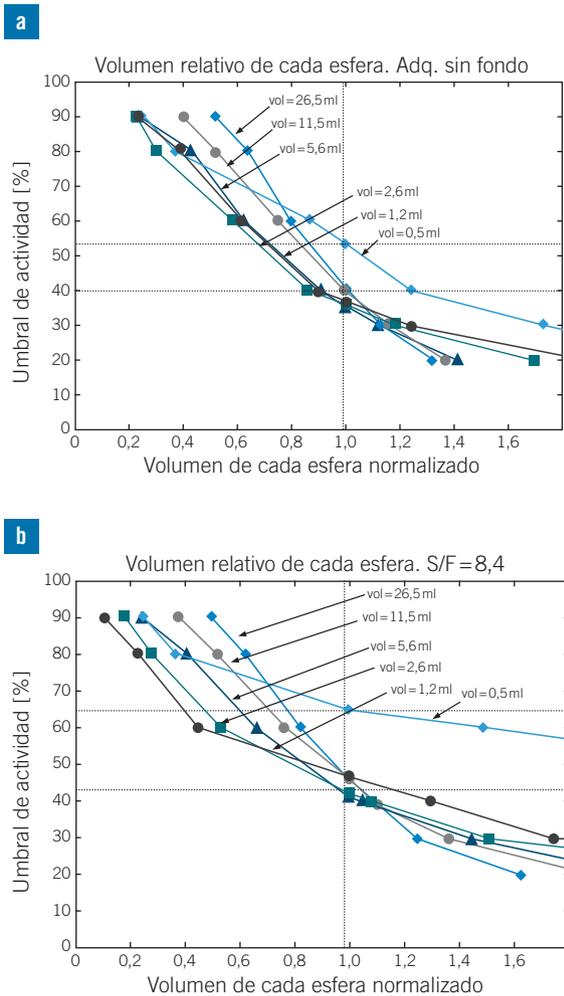


Fig. 5. Relación entre el volumen medido de las esferas, normalizado al volumen real, para distintas selecciones de actividad umbral a) sin fondo radiactivo (S/F = infinito) y b) con S/F = 8,4.

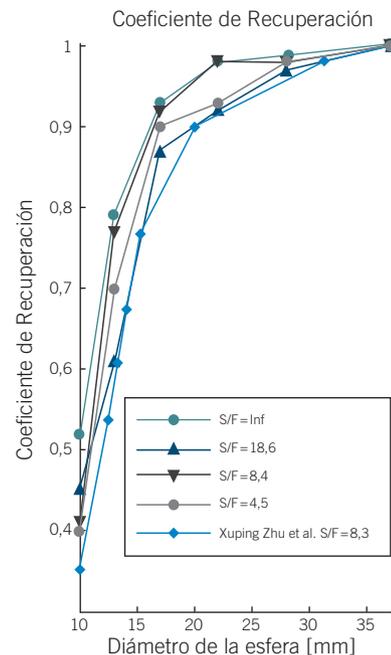


Fig. 6. Coeficiente de Recuperación para distintos fondos radiactivos. Se incluyen los resultados obtenidos por Zhu y cols²⁸.

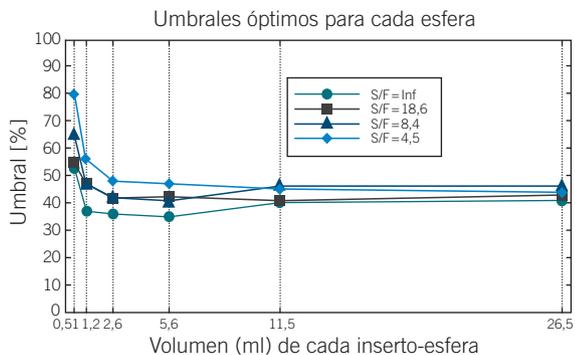


Fig. 7. Variación del valor umbral óptimo en función del tamaño de las esferas para distintos valores de relación señal/fondo.

de tamaño por debajo de 20mm aparecen con una captación disminuida. La intensidad es del orden del 73% para el inserto de 13mm de diámetro y del 40% para el de 10mm.

La relación entre el valor de corte de la actividad y la variación del fondo radiactivo se examina más en detalle en la fig. 7, donde se muestra el valor umbral óptimo para cada una de las esferas y en presencia de distintos fondos radiactivos. El criterio escogido para definir el umbral óptimo es aquél con el que se cumple que la diferencia entre volumen medido y real es inferior a 1%.

Los valores umbral no difieren en más de un 10% entre los distintos entornos radiactivos, excepto para objetos pequeños; estos resultados coinciden con los obtenidos por otros autores^{12,14}. En nuestro caso, el tamaño de las esferas grandes se recupera con un valor umbral de actividad del 45% en condiciones de bajo contraste (S/F=4,5) y con un umbral del 40% en condición de alto contraste (sin fondo radiactivo).

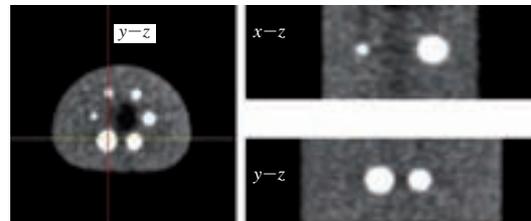
Maniquí en movimiento

El efecto sobre la segmentación que introduce el hecho de considerar el movimiento se observa en la fig. 8. En la parte superior se presenta una de las adquisiciones con el maniquí en reposo (adquisición 3) y en la parte inferior aquella en la que se lleva a cabo un movimiento armónico simple (adquisición 5). Se puede apreciar que el efecto del movimiento transforma las esferas en ovoides.

En la fig. 9 se realiza la misma representación que en los estudios estáticos, esto es, volumen medido normalizado al volumen “real” frente a distintos valores de corte. Comparando con las adquisiciones sin movimiento del maniquí, pueden apreciarse mayores diferencias entre los valores óptimos para los objetos grandes y los pequeños; de ahí que un valor umbral

que sea aceptable para las esferas de mayor tamaño no lo sea para los objetos de menor tamaño, pudiendo éstos incluso desaparecer en el proceso de segmentación. Es decir, la intensidad de la señal en objetos pequeños, ya comprometida por el EVP, es degradada todavía más por el movimiento. En el caso más límite estudiado, se puede observar que la esfera de menor tamaño (diámetro de 10mm) se hace indistinguible del fondo al tomar valores umbrales por debajo de un 80% de su actividad máxima.

Sin movimiento:



Movimiento armónico simple en el eje z:

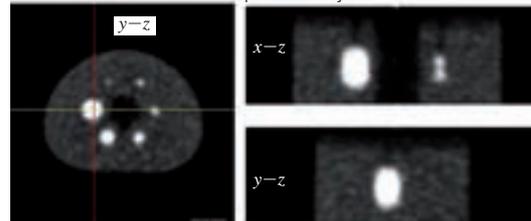


Fig. 8. Parte superior: imágenes de la adquisición 3 con maniquí en reposo. Parte inferior: imágenes de la adquisición 5 con maniquí en movimiento armónico simple. En ambos casos se muestran planos axiales, coronales y sagitales de las imágenes.

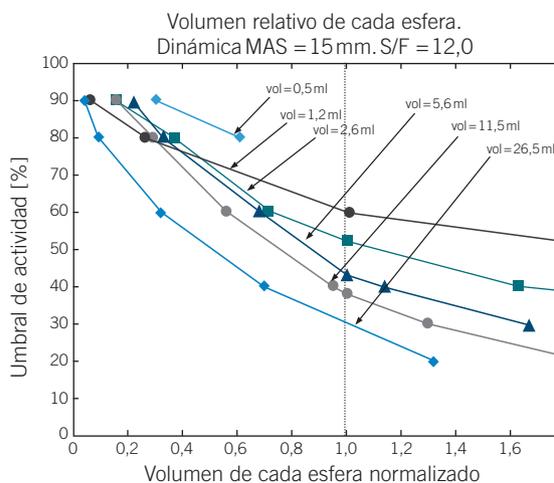


Fig. 9. Relación entre el volumen medido de las esferas, normalizado al volumen real, para distintas selecciones de actividad umbral. En esta adquisición el maniquí se encuentra en movimiento armónico simple (MAS) de amplitud 15mm en dirección paralela al eje del equipo.

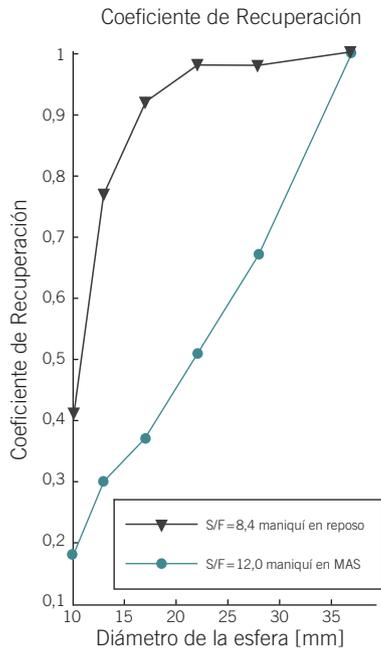


Fig. 10. Comparación de los Coeficientes de Recuperación para las adquisiciones sin movimiento del maniquí y con movimiento armónico simple de amplitud 15 mm.

En la fig. 10 se comparan las curvas de CR con y sin movimiento con una relación señal/fondo radiactivo de 8,4 y 12 respectivamente. La rápida caída de la curva en la que se considera movimiento, provocada por la dispersión de la señal en el ciclo del movimiento de amplitud 15 mm explica por qué no se encuentra un valor umbral que sea adecuado para todas las esferas.

Discusión

Los volúmenes considerados en el estudio representan lesiones regulares en su forma y homogéneas en su concentración. No obstante, en la práctica clínica las lesiones exhiben por lo general formas irregulares y concentraciones inhomogéneas. A pesar de ello, creemos que la metodología de umbrales mostrada puede ser aplicada de forma sencilla en la práctica diaria con pacientes, siempre que no presenten condiciones críticas muy alejadas de las empleadas en este trabajo.

De modo general, en el caso en que no existe movimiento, valores de corte de actividad relativos al máximo de la lesión de entre el 40% y 45% darían como resultado volúmenes contorneados muy cercanos a los reales para un gran número de casos: lesiones superiores a los 15 mm y con un amplio margen de fondos radiactivo. Para lesiones más pequeñas debe aumentarse el valor umbral según se muestra en la fig. 7.

Respecto a la introducción de movimiento sobre el maniquí durante la adquisición de imágenes, no se ha

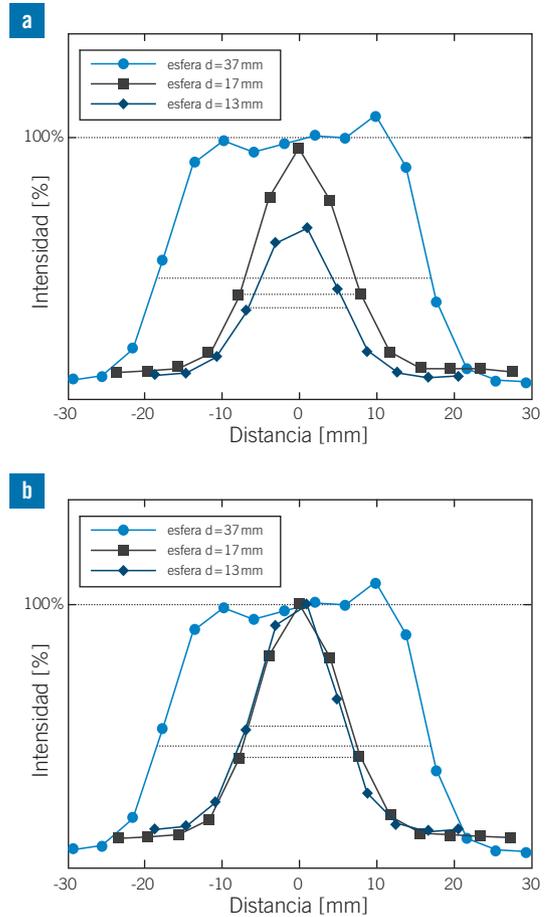


Fig. 11. Perfiles de concentración de actividad para las esferas de diámetro 13, 17 y 37 mm con una relación S/F=8,4. a) El valor de normalización se obtiene a partir del valor máximo de actividad encontrado en la esfera de mayor tamaño; b) la normalización se realiza de manera local sobre el valor máximo de concentración de actividad determinado en cada objeto.

realizado un estudio exhaustivo sino que únicamente se ha considerado un movimiento armónico simple de 15 mm de amplitud con el objetivo de mostrar la magnitud del fenómeno. En este sentido, cabe reseñar que la dispersión de la actividad en el ciclo provoca una disminución del contraste, y por tanto, variaciones mayores de los valores de corte de actividad que las esperadas para un caso similar de fondo radiactivo sin movimiento.

Como se puede comprobar, la disminución de contraste entre el objeto y su entorno, bien por aumento del fondo radiactivo, bien por efecto del volumen parcial o bien por efecto del movimiento, tiene como consecuencia que sea necesario aumentar el valor umbral de actividad relativo al máximo para separarlo adecuadamente y obtener su volumen real.

El método de segmentación presentado se visualiza en las fig. 11.a y fig. 11.b que muestran los perfiles de máxima actividad para la adquisición con relación

S/F=8,4 encontrados para las esferas de diámetro 37, 17 y 13mm con 2 normalizaciones distintas. En el primer caso, la normalización se realiza sobre el máximo de actividad de la esfera de mayor tamaño, que suponemos sin EVP. En la fig. 11.a se aprecia la disminución en la intensidad de la señal con el tamaño, efecto similar al obtenido en las curvas CR mostradas. En dicha gráfica se indica el ancho esperado de cada esfera y su relación con la actividad máxima de la esfera de mayor tamaño. En la segunda gráfica, fig. 11.b, la normalización se lleva a cabo sobre el máximo de cada objeto, siendo éste el proceso seguido en el trabajo para indicar los valores umbrales de cada esfera. Utilizando las curvas del CR suministradas es fácil pasar de un caso a otro.

Conclusiones

El contorneo de lesiones tumorales para el tratamiento radioterápico mediante imágenes PET se está convirtiendo en un hecho cada día más habitual. Sin embargo, la delimitación del volumen blanco en imágenes PET está afectada por diversos factores. En este estudio se analiza la influencia que tiene sobre el volumen contorneado resultante, el fondo presente durante la adquisición, el tamaño de la lesión y, de forma cualitativa, el movimiento de la misma. Los resultados presentados pueden aplicarse en la práctica clínica diaria siempre que el equipo y las condiciones sean semejantes a los empleados en el estudio.

Los resultados indican que para casos en los que exista movimiento de la lesión o el tamaño de la misma esté comprometido por el EVP es necesario aumentar el valor umbral para una correcta segmentación de los volúmenes. Incluso, bajo ciertas condiciones, puede darse el caso en el que nos encontremos fuera de los límites de detectabilidad del equipo. Así, mediante la realización de pruebas como las expuestas el radiofísico hospitalario puede determinar las capacidades del equipo así como conocer mejor los límites de utilización del mismo.

Agradecimientos

Los autores quieren agradecer a los revisores anónimos y también al editor asociado por sus valiosos comentarios que han contribuido a mejorar este trabajo.

Bibliografía

1. Gregoire V. Is there any future in radiotherapy planning without the use of PET: unravelling the myth... *Radiother Oncol* 2004;73:261-3.
2. Jarritt PH, Carson KJ, Hounsell AR, Visvikis D. The role of PET/CT scanning in radiotherapy planning. *Br J Radiol* 2006;79:S27-S35.

3. Paulino AC, Thorstad WL, Fox T. Role of Fusion in Radiotherapy Treatment Planning. *Semin Nucl Med* 2003;33:238-43.
4. Macapinlac HA. Clinical applications of Positron Emission Tomography/Computed Tomography Treatment Planning. *Semin Nucl Med* 2008;38:137-40.
5. Bujenovic S. The Role of Positron Emission Tomography in Radiation Treatment Planning. *Semin Nucl Med* 2004;34:293-9.
6. Ling CC, Humm J, Larson S, Amols H, Fuks Z, Leibel S, et al. Towards Multidimensional Radiotherapy (MD-CRT): Biological Imaging and Biological Conformality. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2000;47:551-60.
7. MacManus M, Nestle U, Rosenzweig KE, Carrio I, Messa C, Belohlavek O, et al. Use of PET and PET/CT for Radiation Therapy Planning: IAEA expert report 2006-2007. *Radiother Oncol* 2009;91:85-94.
8. Ciernik IF, Dizendorf E, Baumert BG, Reiner B, Burger C, Davis JB, et al. Radiation Treatment Planning with an Integrated Positron Emission and Computer Tomography (PET/CT): a feasibility study. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2003;57:853-63.
9. Daisne JF, Duprez T, Weynand B, Lonnew M, Hamoir M, Reyckler H, et al. Tumor Volume in Pharyngolaryngeal Squamous Cell Carcinoma: Comparison at CT, MR Imaging, and FDG PET and Validation with Surgical Specimen. *Radiology* 2004;233:93-100.
10. Steenbakkens RJ, Duppen JC, Fitton I, Deurloo KE, Zijp LJ, Comans EF, et al. Reduction of observer variation using matched CT-PET for lung cancer delineation: a three-dimensional analysis. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2006;64:435-48.
11. Brunetti J, Caggiano A, Rosenbluth B, Vialotti C. Technical Aspects of Positron Emission Tomography/Computed Tomography Fusion Planning. *Semin Nucl Med* 2008;38:129-36.
12. Davis JB, Reiner B, Huser M, Burger C, Székely G, Ciernik IF. Assessment of ¹⁸F PET signals for automatic target volume definition in radiotherapy treatment planning. *Radiother Oncol* 2006;80:43-50.
13. Black QC, Grills IS, Kestin LL, Wong CY, Wong JW, Martinez AA, et al. Defining a radiotherapy target with Positron Emission Tomography. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2004;60:1272-82.
14. Daisne JF, Sibomana M, Bol A, Doumont T, Lonnew M, Grégoire V. Tri-dimensional automatic segmentation of PET volumes based on measured source-to-background ratios: influence of reconstruction algorithms. *Radiother Oncol* 2003;69:247-50.
15. Yaremko B, Riauka T, Robinson D, Murray B, McEwan A, Roa W. Threshold modification for tumour imaging in non-small-cell lung cancer using positron emission tomography. *Nucl Med Commun* 2005;26:433-40.
16. Jentzen W, Freudenberg L, Eising EG, Heinze M, Brandau W, Bockisch A. Segmentation of PET Volumes by Iterative Image Thresholding. *J Nucl Med* 2007; 48:108-14.
17. Geets X, Lee JA, Bol A, Lonnew M, Grégoire V. A gradient-based method for segmenting FDG-PET images: methodology and validation. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* 2007; 34:1427-38.
18. Ford EC, Kinahan PE, Hanlon L, Alessio A, Rajendran J, Schwartz DL, et al. Tumor delineation using PET in head and neck cancers: threshold contouring and lesion volumes. *Med Phys* 2006;33:4280-88.

19. Nestle U, Kremp S, Schaefer-Schuler A, Sebastian-Welsch C, Hellwig D, Rube C, et al. Comparison of Different Methods for Delineation of 18F-FDG PET-Positive Tissue for Target Volume Definition in Radiotherapy of Patients with Non-Small Cell Lung Cancer. *J Nucl Med* 2005;46:1342-8.
20. Soret M, Bacharach SL, Buvat I. Partial-Volume Effect in PET Tumor Imaging. *J Nucl Med* 2007;48: 932-45.
21. Basu S, Alavi A. Feasibility of Automated Partial-Volume Correction of SUVs in Current PET/CT Scanners: Can Manufacturers Provide Integrated, Ready-to-Use Software. *J Nucl Med* 2008;49:1031-3.
22. Tsujikawa T, Otsuka H, Morita N, Saegusa H, Kobayashi M, Okazawa H, et al. Does partial volume corrected maximum SUV based on count recovery coefficient in 3D-PET/CT correlate with clinical aggressiveness of non-Hodgkin's lymphoma? *Ann Nucl Med* 2008;22:23-30.
23. Kagawa Y, Hosono M, Komeya Y, Hanaoka K, Usami U, Yuzuru Y, et al. Evaluation of lymph node metastases in esophageal cancer with SUV correction for partial volume effect on FDG PET/CT. *J Nucl Med* 2008;49 (Supplement 1):58P.
24. Geworski L, Knoop BO, de Cabrejas ML, Knapp WH, Munz DL. Recovery correction for quantitation in emission tomography: a feasibility study. *Eur J Nucl Med* 2000;27:161-9.
25. Yaremko B, Riauka T, Robinson D, Murray B, Alexander A, McEwan A, et al. Thresholding in PET images of static and moving targets. *Phys Med Biol* 2005;50:5969-82.
26. Caldwell CB, Mah K, Skinner M, Danjoux CE. Can PET provide the 3D extent of tumor motion for individualized internal target volumes? A phantom study of the limitations of CT and the promise of PET. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2003;55:1381-93.
27. Erdi YE, Nehmeh SA, Pan T, Pevsner A, Rosenzweig KE, Mageras G, et al. The CT Motion Quantitation of Lung Lesions and Its Impact on PET-Measured SUVs. *J Nucl Med* 2004;45:1287-92.
28. Zhu X, Parker JA, Palmer MR. Recovery coefficient in PET as a function of object size and respiratory motion trajectory. *Nuclear Science Symposium Conference Record* 2005;4:2170-2. Digital Object Identifier 10.1109/NSSMIC.2005.1596763.