

Tomografía por emisión de positrones con un equipo PET/TAC

J.M. MARTÍ-CLIMENT, M.J. GARCÍA VELLOSO, P. SERRA, J.F. BOÁN, J.A. RICHTER

Servicio de Medicina Nuclear. Clínica Universitaria. Universidad de Navarra. Pamplona.

POSITRON EMISSION TOMOGRAPHY WITH PET/CT

INTRODUCCIÓN

El primer tomógrafo PET/TAC, diseñado por D. Townsend, fue introducido para el uso clínico en 1998 en el Medical Center de la Universidad de Pittsburgh tras tres años de desarrollo¹. La motivación que impulsó el diseño de este equipo fue la obtención de imágenes clínicas tanto de tomografía por emisión de positrones (PET) como de tomografía axial computerizada (TAC), alineadas con precisión, en un mismo tomógrafo. La disponibilidad de la imagen TAC para determinar las correcciones en la adquisición del PET, tanto de atenuación como de la radiación dispersa fue secundaria². Además, se consiguió una reducción en el tiempo dedicado al estudio de transmisión, desde los 20-30 minutos con una fuente de ⁶⁸Ge a menos de un minuto en un equipo TAC.

Una limitación de la imagen PET es su pobre resolución espacial, en el rango de 9 mm en el mejor de los casos. Por otro lado, la poca diferencia relativa de captación de la ¹⁸F-FDG entre los distintos tejidos hace que éstos se puedan diferenciar poco entre sí en las imágenes, que se caracterizan por una escasa información anatómica. Por este motivo se han realizado grandes esfuerzos para registrar la imagen metabólica de la PET con la imagen anatómica de la TAC. La combinación en un único tomógrafo de los equipos PET y TAC ofrece una elevada resolución anatómica, independientemente de lo específico que sea el

radiofármaco PET. Así, para el desarrollo de radiofármacos PET más específicos, será esencial la obtención simultánea de la imagen metabólica con la anatómica.

La fusión de las imágenes PET con las imágenes anatómicas, como las del TAC, se puede alcanzar utilizando programas específicos de corrección^{3,4}. Sin embargo, cuando se fusionan las imágenes PET con las imágenes TAC obtenidas en tomógrafos separados aparecen diversos problemas⁵:

- Las imágenes deben ser recuperadas de los archivos para proceder al corrección.
- Al haber sido adquiridas en diferentes equipos, los perfiles de las camillas pueden ser distintos, y en consecuencia la posición de los órganos variará.
- Al mediar un tiempo variable entre la realización de los dos estudios, puede haber movimiento interno involuntario de los órganos así como una progresión de la enfermedad.
- Al utilizar un algoritmo (programa) para el corrección, se imponen limitaciones en la precisión del mismo, siendo ésta mejor al utilizar el equipo combinado PET/TAC (que además no requiere manipulación posterior de las imágenes).
- Es más molesto para el paciente, ya que es sometido a dos exploraciones en dos equipos en lugar de uno.

Una buena solución a estos inconvenientes es la adquisición de los estudios metabólico y anatómico en el mismo tomógrafo, en el que se combinen los componentes de los equipos PET y TAC en un mismo estativo. Con esta combinación, los estudios se adquieren de modo secuencial, con una diferencia mínima de tiempo entre ambos, no se modifica el perfil de la camilla y no es preciso reposicionar al paciente; aunque también pueden darse los movimientos involuntarios.

El tomógrafo PET/TAC, combinando las dos modalidades de imagen (PET y TAC), es una evolución

Correspondencia:

J.M. MARTÍ-CLIMENT
Servicio de Medicina Nuclear
Clínica Universitaria de Navarra
Avda. Pío XII, 36
31008 Pamplona
E-mail: jmmartic@unav.es

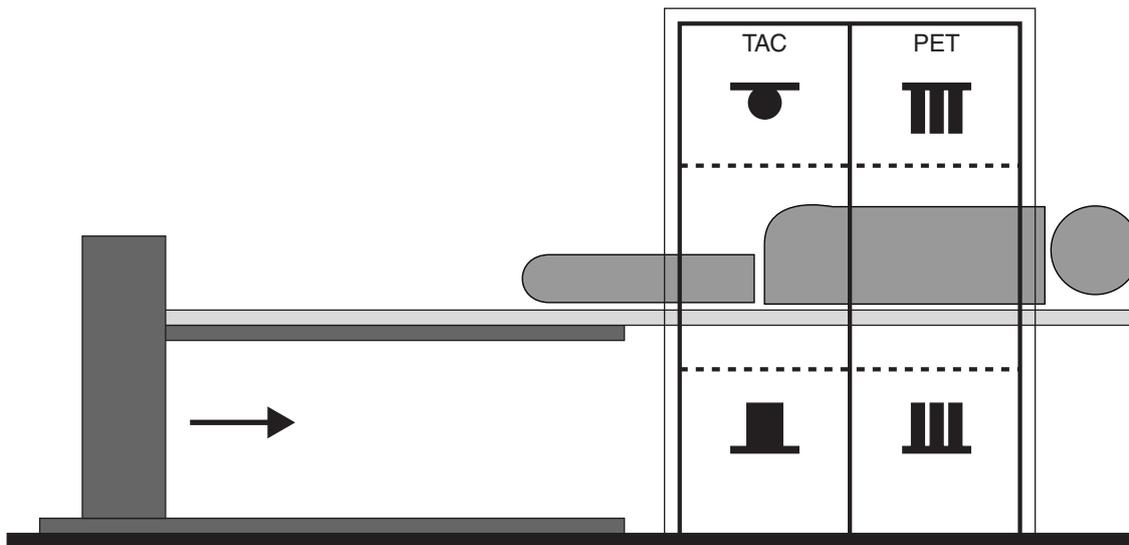


FIG. 1.—Esquema de un tomógrafo PET/TAC, en el que sus componentes PET y TAC están en tándem.

de la tecnología de imagen existente, integrando dos técnicas que han progresado históricamente por separado, aunque el PET debe mejorar en resolución espacial y rapidez de adquisición. Las dos modalidades son complementarias, ya que la imagen PET tiene la carencia del detalle anatómico, y la TAC adolece de la especificidad funcional de la PET. Además, el uso de la tecnología existente asegura que no se compromete la eficacia clínica de las dos modalidades de imagen⁶.

Punto clave 1

La adquisición de imágenes en un equipo PET/TAC reduce los desajustes espaciales y temporales entre ambas modalidades.

DISEÑO DE LOS EQUIPOS PET/TAC

La solución de las casas comerciales al diseño de un equipo PET/TAC ha sido la disposición de un tomógrafo TAC en tándem con un tomógrafo PET (fig. 1). En el diseño de estos tomógrafos PET/TAC ha sido preciso tomar decisiones sobre⁷:

- La elección de los componentes PET y TAC y de su nivel o características de funcionamiento.
- El nivel de integración mecánico de los componentes.

- El mantenimiento o retirada de las fuentes de transmisión.
- El diseño de la camilla, con el fin de maximizar la extensión corregistrada de la adquisición de los dos estudios.
- El nivel de integración de los programas, en el ordenador, de tratamiento de las imágenes, así como las herramientas de visualización y análisis.

Las prestaciones de los tomógrafos PET y TAC dependen de las aplicaciones a las que se dedique el equipo, siendo los estudios de cuerpo entero en oncología la principal aplicación clínica en la actualidad. La tomografía por emisión de positrones 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 disponga de las mejores prestaciones (características) de funcionamiento. Las características de diseño y funcionamiento de los equipos PET/TAC comerciales (fig. 2) son múltiples, resumiéndose algunas de ellas en la tabla 1; y para el componente PET en la tabla 2.

Cada fabricante de tomógrafos utiliza un material como cristal centelleador (tabla 2). Los cristales de BGO (Germanato de bismuto) se han venido utilizando ampliamente en los tomógrafos PET desde finales de los años 70, debido a su mayor poder de frenado para los fotones de 511 keV, en comparación con los cristales de NaI(Tl). Sin embargo, la introduc-

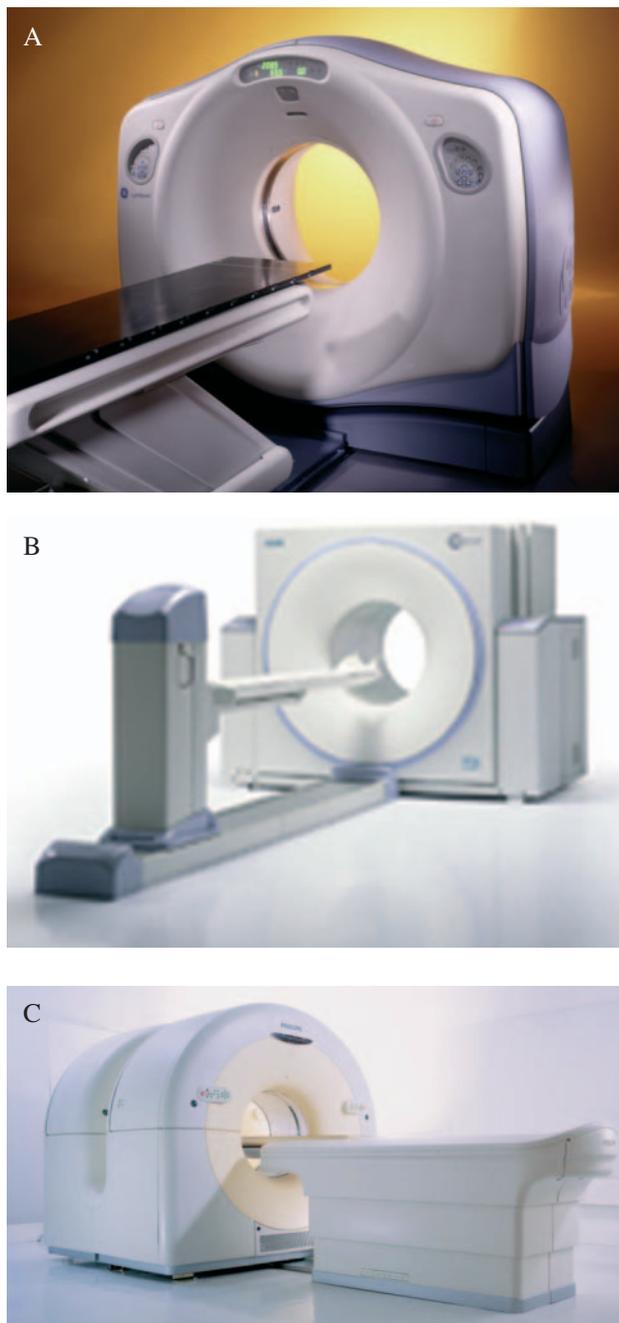


FIG. 2.—Tomógrafos comerciales PET/TAC: A) Discovery ST (GE Healthcare Technologies). B) Biograph (Siemens Medical Solutions). C) Gemini (Philips Medical) (imágenes gentileza de las casas comerciales).

ción de nuevos cristales centelleadores más rápidos como el GSO (oxiortosilicato de gadolinio) y el LSO (oxiortosilicato de lutecio), ambos dopados con cerio, ha mejorado significativamente las características de funcionamiento de los tomógrafos PET. Estos cristales presentan un tiempo de extinción más corto que el del BGO (tabla 3), reduciéndose el tiempo muerto del

sistema y permitiendo mejores prestaciones en función de la tasa de sucesos, en particular para actividades elevadas dentro del campo de visión del tomógrafo. La producción rápida del pulso permite asimismo reducir el tiempo de coincidencia.

Los tomógrafos PET pueden adquirir el estudio de emisión en dos modos de operación (tabla 2). Tradicionalmente, en los tomógrafos PET se realizaba la adquisición con las líneas de coincidencia de cada plano (modo de adquisición 2D), y para evitar las coincidencias de fotones procedentes fuera del plano de detección se empleaban anillos septales. Al quitar estos anillos septales (modo de adquisición 3D) se incrementa la sensibilidad de detección en aproximadamente un factor 5 y aumenta la detección de la fracción de fotones dispersos detectados del 15-20 % en 2D a un 30-40 % en 3D. La implementación del modo de adquisición 3D ha llevado al desarrollo de una detección en coincidencia más rápida, un aumento de la capacidad de procesamiento de los ordenadores y una adecuación de los algoritmos de reconstrucción^{5,8}.

En algunos modelos PET/TAC, como el Discovery LS y el Gemini, se han mantenido las fuentes de transmisión (de ⁶⁸Ge o ¹³⁷Cs) por lo que es posible realizar el estudio de transmisión con dichas fuentes y en consecuencia determinar la corrección de atenuación para la imagen PET, además de la obtenida con el TAC.

Las características de funcionamiento del TAC están en el rango medio-alto. La mayor diferencia radica en el número de detectores axiales (coronas) y en la velocidad de rotación. Actualmente, el número de coronas es de 2 a 16 y una velocidad inferior al segundo. Las adquisiciones del TAC 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 TAC tan rápidos. En ellas, el estudio anatómico de cuerpo entero se puede adquirir en menos de un minuto. Sin embargo, la adquisición del PET puede durar entre 10 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. En definitiva, no es preciso que el TAC sea del rango más alto de prestaciones. En la tabla 4 se muestran características de los TAC usados en los equipos PET/TAC.

Tabla 1
CARACTERÍSTICAS DE DISEÑO Y FUNCIONAMIENTO GENERALES DE LOS TOMÓGRAFOS PET/TAC

	<i>GE Healthcare Technologies</i>		<i>Siemens Medical Solutions</i>		<i>Philips Medical Systems</i>
	<i>Discovery LS</i>	<i>Discovery ST</i>	<i>Biograph 16</i>	<i>Biograph 2</i>	<i>Gemini 16 y 2</i>
Dimensiones					
Alto × ancho × profundo (cm)	208 × 235 × 205	195 × 233 × 109	200 × 228 × 168	188 × 228 × 170	205,7 × 210 × 602
Apertura para paciente (cm)	59 PET 70 CT	70	70	70	63 PET 70 CT
Longitud de adquisición (cm)	160	160	190	145	190
Fuente de transmisión	TAC o Ge-68	TAC	TAC	TAC	TAC o Cs-137
Diferencia máxima inclinación de la camilla PET-TAC (mm)	0,25	0,25	No	No	2

Tabla 2
CARACTERÍSTICAS DE DISEÑO Y FUNCIONAMIENTO DEL PET EN LOS TOMÓGRAFOS PET/TAC

	<i>Discovery LS</i>	<i>Discovery ST</i>	<i>Biograph 16</i>	<i>Biograph 2</i>	<i>Gemini</i>
Material	BGO	BGO	LSO	LSO	GSO
Tamaño cristal (mm)	4 × 8 × 30	6,3 × 6,3 × 30	4 × 4 × 20	6,45 × 6,45 × 25	4,0 × 6,0 × 20
Número de cristales	12.096	10.080	24.336	9.216	17.864
Modo de adquisición	2D o 3D	2D o 3D	3D	3D	3D
Diámetro del anillo (cm)	92,7	88,6	83	83	90
Campo transaxial (cm)	55	60		58,5	57,6
Campo axial (cm)	15,2	15,7	16,2	16,2	18
Número de planos	35	47	81	47	90
Espacio de plano (mm)	4,25	3,27	2	3,375	2
Campo efectivo en 3D (cm)	9,5	12,5	12,2	12,2	18
Ventana energía (keV)	300	375-650	425	350	410-590
Ventana coincidencia (ns)	12,5	11,9	6	6	8
Resolución @1cm*	4,9 (2D) 4,8 (3D)	6,2 (2D) 6,2 (2D)	4,2	6,3	5,5
Resolución @10cm*	5,1 (2D) 5,2 (3D)	6,9 (2D) 6,9 (2D)	4,8	7,1	5,0
Sensibilidad cps/kBq*	1,3	2,0 (2D) 9,3 (3D)	4,5	5,7	4,9

*NEMA 2001.

Debido a la disposición en tándem de los tomógrafos PET y TAC, el nivel de integración mecánico es mínimo. Las dimensiones de los tomógrafos son de unos 200 cm tanto de altura como anchura, sin embargo la profundidad está entre 110 y 160 cm para los modelos de GE Healthcare Technologies y Siemens Medical Solutions, al situar los tomógrafos PET y TAC en una misma estructura, mientras que en el equipo de Philips Medical los dos tomógrafos están separados, permitiendo el acceso al paciente en el espacio que hay entre ambos, y puede reducir la ansiedad en el caso de claustrofobia del paciente.

Tabla 3
PROPIEDADES FÍSICAS DE LOS CENTELLEADORES UTILIZADOS EN LOS EQUIPOS PET/TAC

	<i>NaI</i>	<i>BGO</i>	<i>LSO</i>	<i>GSO</i>
Densidad (g/mL)	3,7	7,1	7,4	6,7
Número atómico efectivo	51	74	66	61
Longitud de atenuación para 511 keV (cm)	2,88	1,05	1,16	1,43
Tiempo de extinción (ns)	230	300	35-45	30-60
Fotones/MeV	38.000	8.200	28.000	10.000
Porcentaje de luz (% NaI)	100	15	75	25
Resolución en energía a 511 keV (%)	8	12	10	9
Higroscópico	Sí	No	No	No

Tabla 4
CARACTERÍSTICAS DE DISEÑO Y FUNCIONAMIENTO DEL TAC EN LOS TOMÓGRAFOS PET/TAC

	<i>Discovery LS</i>	<i>Discovery ST</i>	<i>Biograph 16</i>	<i>Biograph 2</i>	<i>Gemini 16</i>	<i>Gemini 2</i>
Modelo de equipo TAC	Lightspeed Plus		Somatom Emotion			MX8000 Dual
Tipo detector	Cerámico		Cerámico		Estado sólido GOS	Tungstano de cadmio
Número de elementos	14.592 (4 cortes)	21.886 (16 cortes)	16.128	1.344	16.128	1.344
Voltaje del tubo (kV)	80, 100, 120, 140		80, 120, 140	80, 110, 130	90, 120, 140	
Rango corriente del tubo (mA)	10-440		30-240		20-500	
Número de cortes	4, 8, 16		16	2	Variable	
Campo de visión (cm)	50		50		60	
Espesor de corte (mm)	0,625-10		0,6-10	1-10	0,6-12	0,5-10
Tiempo mínimo de rotación (s)	0,5		0,5	0,8	0,5	

La apertura del túnel para el posicionamiento del paciente varía según el modelo de PET/TAC; además, el diámetro puede ser distinto para los componentes PET y TAC. Por otro lado, los campos de visión pueden asimismo ser diferentes. Ello puede suponer alguna limitación para el uso del tomógrafo PET/TAC en la planificación tratamientos de radioterapia. Además, como se verá más adelante, se puede producir por ello el artefacto de truncación.

El diseño de la camilla es esencial para asegurar la precisión del corregistro de las imágenes del TAC y del PET. La camilla del paciente debe moverse desde la posición de adquisición de un tomógrafo a la del otro, y su posición respecto al eje central (medio) de los tomógrafos debe coincidir en ambas adquisiciones; para ello, su inclinación vertical debe ser mínima durante el desplazamiento. Una solución es que la camilla sea soportada por un pedestal o punto de apoyo en su extremo, el cual se desplaza sobre un eje (fig. 2B). De este modo, la inclinación de la camilla es la misma en las dos adquisiciones tomográficas, siendo la precisión del corregistro submilimétrica. Otra posibilidad es que el pedestal tenga dos posiciones, una para cada adquisición, y que la camilla se desplace sobre el pedestal en cada adquisición.

En la utilización del tomógrafo PET/TAC es importante la integración de los programas (software) de ambos equipos, tanto para la adquisición como para el procesado (reconstrucción), la visualización y el análisis de los estudios PET y TAC. También es

importante la flexibilidad durante la adquisición de los estudios, siendo de interés:

- La posibilidad de programar un estudio dinámico PET, tanto de una posición de camilla como de cuerpo entero.
- La independencia de los dos tomógrafos, de modo que se pueda realizar un estudio de TAC sin hacer el PET al paciente; o lo que es más importante, realizar una adquisición de PET sin TAC; de interés, por ejemplo, en la realización de imágenes tardías o cuando se avería el tubo de rayos X.

Las imágenes se obtienen normalmente en matrices de 128×128 para el PET y de 512×512 para el TAC. El análisis y fusión de las mismas requiere la transformación de las matrices; es decir, su conversión de un espacio al otro. La flexibilidad del proceso determinará la calidad de las imágenes obtenidas.

Punto clave 2

El equipo PET/TAC está formado por un tomógrafo TAC en tándem con un tomógrafo PET.

CORRECCIÓN DE ATENUACIÓN BASADA EN EL TAC

Son varios los factores físicos que repercuten en la calidad de la imagen de los estudios PET y en par-

titular sobre el valor de la captación del radiofármaco; siendo conveniente destacar la atenuación de los fotones, la dispersión de los mismos, las coincidencias accidentales, el tiempo muerto de los detectores y de la electrónica, y las variaciones en la sensibilidad de los detectores. La corrección por la atenuación sufrida por los fotones es la más importante (fig. 3). La atenuación o transmisión de fotones a través de un medio material está caracterizada por el coeficiente de atenuación, que depende de la energía del fotón y del número atómico del material.

Una de las características más atrayentes de la PET es justamente que la corrección de atenuación es precisa y relativamente fácil de aplicar⁹. Ello es debido a que la atenuación de los fotones sólo depende de la composición del medio y del espesor total del medio atenuador. Así, tradicionalmente, los coeficientes de atenuación se determinan en un estudio PET de transmisión. En éste, una fuente lineal emisora de positrones, como el ⁶⁸Ge, extendida a lo largo del eje del tomógrafo gira alrededor del paciente, y el tomógrafo mide las coincidencias en las que un fotón de aniquilación ha sido capaz de atravesar el medio atenuador (paciente). El cociente entre las cuentas de este estudio con las de otro estudio sin paciente (“en vacío”) permite obtener el Factor Corrector de la Atenuación (FCA) de cada línea de coincidencia. Al derivarse de medidas experimentales, estos mapas de atenuación están caracterizados por un ruido elevado. Éste se elimina al segmentar la corrección de atenuación. En ella, del estudio de transmisión se obtiene una imagen anatómica que es subdividida o segmentada en los distintos tipos de tejidos. Regiones a las que se aplica o asigna el coeficiente de atenuación apropiado, para calcular posteriormente los FCA.

En un tomógrafo PET/TAC el mapa de atenuación puede obtenerse a partir de las imágenes generadas por la TAC. La utilización de la imagen TAC para obtener los FCA presenta cuatro ventajas¹⁰:

- Tiene mucho menos ruido estadístico en comparación con una imagen de transmisión obtenida con una fuente radiactiva.
- Puede ser adquirida de forma mucho más rápida que la imagen de transmisión estándar con ⁶⁸Ge.
- Es posible obtener un estudio sin contaminación de transmisión realizado tras la inyección del radiofármaco, porque el flujo de los fotones de rayos X es varios órdenes de magnitud superior al flujo de los fotones de emisión.

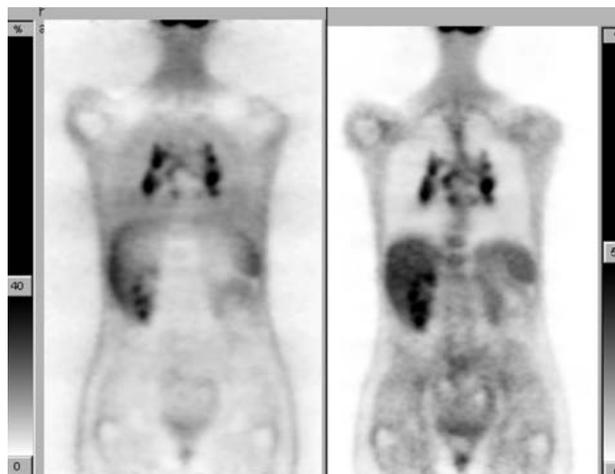


FIG. 3.—Efecto de la atenuación de los fotones sobre la imagen: Reconstrucción sin (izquierda) y con (derecha) corrección de atenuación.

– No es necesario disponer del equipamiento preciso para las fuentes de ⁶⁸Ge (blindajes, mecánica de movimiento de las fuentes, etc.), ni proceder a su remplazo periódico.

La imagen de la TAC, en comparación con la obtenida con las fuentes de transmisión de ⁶⁸Ge, tiene mejor calidad en cuanto a contraste, resolución y ruido. 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 (tabla 5), y a que la intensidad de fotones es también mayor para un tubo de rayos X. Este aumento del flujo de fotones conduce también a una reducción de las fluctuaciones estadísticas; no obstante, se aumenta la dosis de radiación del paciente.

Al utilizar un tubo de rayos X como fuente de transmisión, con una energía media de unos 80 keV, los coeficientes de atenuación obtenidos deben ser convertidos para que se correspondan a la energía de los fotones de aniquilación de 511 keV. Para ello se

Tabla 5

COEFICIENTE DE ATENUACIÓN MÁSCICO (COEFICIENTE DE ATENUACIÓN LINEAL/DENSIDAD) EN CM²/G

	μ_{RX}	μ_{PET}	Cociente μ_{PET}/μ_{RX}
	Rayos X 80 keV	Fotón aniquilación 511 keV	
Tejido blando	0,182	0,096	0,527
Hueso	0,209	0,093	0,445
Pulmón	0,167	0,087	0,521

han utilizado varios procedimientos: el método de factor de escala, la segmentación y un método híbrido de los dos anteriores¹¹. Así, la imagen original del TAC, obtenida a una energía media de unos 80 keV, es convertida pixel a pixel a una imagen de coeficiente de atenuación para fotones de 511 keV. A continuación la imagen es interpolada (suavizada) desde la resolución del TAC a la resolución de la imagen del PET, y finalmente los FCA se generan retroproyectando la imagen interpolada¹².

Punto clave 3

La imagen del TAC debe convertirse a una imagen del coeficiente de atenuación para fotones de 511 keV, y posteriormente obtener los factores de corrección de atenuación.

Métodos para determinar los coeficientes de atenuación a 511 keV

En el método de un factor de escala, la imagen de atenuación a 511 keV se determina multiplicando la imagen TAC por el cociente de los coeficientes de atenuación del agua para las energías del TAC y del PET. Debido a que la relación del coeficiente de atenuación másico para fotones de 80 y 511 keV no es única para los distintos tejidos (tabla 5), no se puede aplicar un coeficiente global de escala a los FCA derivados de la imagen de TAC.

Los procedimientos de segmentación se pueden utilizar para separar la imagen de la TAC en regiones correspondientes a diferentes tejidos (como hueso, pulmón y tejido blando). A continuación, los valores de la imagen TAC para cada tejido se reemplazan por los valores apropiados del coeficiente de atenuación para la energía de los fotones de 511 keV. Sin embargo, este método es problemático en regiones que presentan una variación continua de densidades, que no pueden ser representadas por un conjunto de valores discretos.

El método híbrido está basado en una combinación de la segmentación y la aplicación de distintos factores de escala. La imagen de atenuación a 511 keV se estima en primer lugar utilizando un umbral de 300 Unidades Hounsfield (UH) para separar el componente de hueso en la imagen de TAC de las regiones de no-hueso (valor del pixel < 300 UH), aplicando a continuación diferentes factores de escala para los dos componentes con el fin de obtener la atenuación a 511 keV.

Otros algoritmos¹³ establecen el cambio del factor de escala en 0 UH, considerando que los pixels con

valor mayor de 0 UH se relacionan con agua y hueso, mientras que los pixels con valor menor de 0 UH se corresponden a una mezcla de agua y aire. Sin embargo, hay tejidos que no son claramente una mezcla agua-hueso, como el músculo (≈ 60 UH) o la sangre (≈ 40 UH). Por ello, no hay una única transformación, siendo las diferentes aproximaciones igualmente válidas, suponiendo pequeñas diferencias entre los coeficientes obtenidos.

PROTOCOLO DE ADQUISICIÓN EN UN TOMÓGRAFO PET/TAC

El protocolo de un estudio con un tomógrafo PET/TAC es parecido al protocolo PET estándar, siendo la mayor diferencia la sustitución del estudio de transmisión con fuentes radiactivas (^{68}Ge o ^{137}Cs) por otro empleando los rayos X del tomógrafo TAC. Sin embargo, es conveniente señalar las distintas fases del protocolo: preparación del paciente, posicionamiento del mismo en el tomógrafo, realización de un topograma, adquisición de los estudios TAC y de emisión del PET, reconstrucción y análisis de las imágenes.

Preparación del paciente

La preparación del paciente depende del radiofármaco PET que se emplee, y tiene por objetivo la obtención de un estudio de calidad óptima, maximizando la captación del radiofármaco en los órganos o tejidos de interés y reduciendo al mínimo la actividad en el resto del organismo, mejorándose así la relación señal/fondo y la calidad de la imagen. La preparación del paciente para un estudio en un equipo PET/TAC es similar a la de un estudio PET convencional¹⁴. Por tanto, deben de tenerse en cuenta las mismas consideraciones sobre el estado de ayunas del paciente, su hidratación, los niveles de glucosa sérica y el uso de relajantes musculares.

En el caso de utilizar FDG, se administra una actividad alrededor de 370 MBq, dependiendo del peso del paciente, de las características del tomógrafo PET y del tiempo de adquisición; permitiéndose la incorporación del radiofármaco durante un periodo de 45 a 60 minutos antes de la realización del estudio.

Un aspecto importante y diferenciador en la preparación del paciente para un estudio en un equipo PET/TAC es la instrucción del paciente sobre el pro-

toloco de respiración que deberá seguir durante la realización del estudio TAC. Este protocolo deberá ser practicado antes de iniciar la adquisición del TAC.

Posicionamiento del paciente en el tomógrafo

La sustitución de las fuentes de transmisión por un equipo de rayos X hace necesario que el paciente se quite cualquier objeto metálico que porte (pulseras, reloj, ropa con cremalleras,...) para evitar que al efectuar el estudio TAC se produzcan artefactos "en rayas". Por otro lado, es conveniente realizar el estudio con los brazos del paciente extendidos por encima de la cabeza, tal y como se realiza en los estudios de TAC convencionales, con el fin de evitar artefactos.

La posición del paciente en la camilla debe ser confortable, para minimizar movimientos involuntarios durante la realización de los estudios, que llevarían a un error en el corregistro de las imágenes PET y TAC, además de una incorrecta asignación de la atenuación calculada a partir del TAC. Para evitar estos movimientos se pueden utilizar accesorios o dispositivos de inmovilización.

Realización de un topograma

El primer paso de una adquisición en un equipo PET/TAC es la realización de un topograma. Esta imagen se obtiene con el tubo de rayos X fijo en una posición, que suele ser anterior, aunque también puede ser posterior, lateral o en una orientación intermedia. Esta adquisición se realiza con un movimiento continuo de la camilla en un rango predeterminado, con el fin de obtener una imagen anatómica similar a una proyección de rayos X, en la que se aprecian las distintas estructuras, sobre la que el operador definirá la extensión axial del estudio PET/TAC en base a la patología del sujeto. El equipo deberá ajustar y mostrar los límites del estudio PET/TAC de modo que la adquisición TAC (con movimiento continuo de la camilla) coincida en extensión con la adquisición del PET (con movimiento discreto de la camilla).

Dependiendo del modelo de tomógrafo PET/TAC, los campos de visión y, en consecuencia, de formación de las imágenes TAC y PET, pueden ser distintos (50 cm para el TAC y 60 para el PET). En esta situación es importante verificar que todas las partes del cuerpo queden dentro de la imagen con menor campo

Tabla 6

EJEMPLO DE PARÁMETROS UTILIZADOS EN UN ESTUDIO DE CUERPO ENTERO CON UN EQUIPO PET/TAC (MODELO BIOGRAPH 2)

Topograma	
Longitud	102 cm
Posición del tubo	Anterior
Estudio TAC	
Kilovoltaje	130 kV
Corriente de tubo efectiva	50 mAs
Velocidad de giro	0,8 s
Velocidad camilla	12 mm/rotación
Espesor de corte	5,0 mm
Colimador	4,0 mm
Incremento en reconstrucción	2,4 mm
Estudio PET	
Tiempo por posición de camilla	3-4 minutos
Modo adquisición	3D
Reconstrucción	OSEM: 2 iteraciones con 8 subsets

de visión, normalmente el TAC. Si esta situación no se corrige, reposicionando al paciente, se podrán generar artefactos de "truncación" en las imágenes reconstruidas.

Realización del estudio TAC

Una vez definido el campo axial del estudio PET/TAC, la camilla del paciente se mueve automáticamente para iniciar el estudio TAC. Éste se realiza de manera estándar (tabla 6) con la introducción del protocolo específico de respiración durante la adquisición del TAC para hacer coincidir de la mejor manera la imagen TAC con la del PET, que se adquiere con el paciente respirando normalmente. La duración de la adquisición del TAC depende de varios parámetros: extensión de la zona explorada, número de coronas del equipo, velocidad de rotación del tubo y de traslación de la camilla. Así, para un estudio de cuerpo entero, la duración suele ser menor de un minuto; reduciéndose considerablemente el tiempo dedicado al estudio de transmisión respecto a la utilización de fuentes de ^{68}Ge , que es de unos 20-30 minutos.

Punto clave 4

La utilización del TAC para la corrección de atenuación de la PET reduce significativamente el tiempo de adquisición en comparación con los equipos PET con fuentes de germanio.

Realización del estudio de emisión del PET

Una vez finalizado el estudio de TAC, la camilla se desplaza para posicionar al paciente en el campo de visión del tomógrafo PET. El operador determina el momento del inicio de la exploración así como la dirección de la camilla durante la exploración, que será caudocraneal cuando se quiera disminuir el artefacto producido por la acumulación del radiofármaco en la vejiga. El estudio de emisión de "cuerpo entero" se realiza adquiriendo los sinogramas o proyecciones en las diversas posiciones de la camilla que cubren el rango explorado por el TAC.

El tiempo de adquisición por posición de camilla y el rango explorado determinan el tiempo total de adquisición del estudio de emisión PET, que dependiendo de los equipos puede oscilar entre 10 y 30 minutos. Aunque la calidad de las imágenes mejora con adquisiciones largas, la información diagnóstica no se compromete con tiempos de adquisición cortos, siendo en determinadas situaciones incluso posible la adquisición de un estudio de cuerpo entero en 7 minutos con un equipo PET dotado de cristales LSO¹⁵.

Punto clave 5

En un tomógrafo PET/TAC, la adquisición del estudio tiene tres fases: realización de un topograma, realización de un estudio de TAC que permitirá determinar la corrección de atenuación del PET, y finalmente realizar la adquisición tomográfica de emisión de positrones PET.

Reconstrucción del estudio PET

Las imágenes se reconstruirán utilizando los algoritmos de reconstrucción disponibles en los tomógrafos PET (tabla 6), pero con las correcciones de dispersión y atenuación determinadas a partir de las imágenes del TAC.

La reconstrucción de las imágenes TAC se realiza simultáneamente (en paralelo) a la adquisición del PET. Como el tiempo de reconstrucción de cada corte de TAC es inferior a 1 segundo, las imágenes TAC están disponibles para determinar la corrección de los fotones dispersos y de los factores de corrección de la atenuación durante la adquisición PET de la primera posición de la camilla; de modo que cuando ésta termina ya están disponibles los FCA. Así, a los pocos minutos de terminar la adquisición de la última posición de la camilla, las imágenes PET ya están reconstruidas y disponibles para su análisis.

Análisis de las imágenes

Las imágenes disponibles para el análisis serán las del PET con y sin corrección de atenuación así como las imágenes del TAC. El tomógrafo PET/TAC aporta los programas (software) para el análisis simultáneo de estas imágenes corregidas, así como de la imagen de fusión (fig. 4).

CONSIDERACIONES METODOLÓGICAS EN LA REALIZACIÓN DE ESTUDIOS CON UN EQUIPO PET/TAC

La utilización de un equipo de TAC para efectuar la corrección de atenuación de los fotones producida 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 TAC óptimas y libres de artefactos. A continuación se analizan diversos aspectos metodológicos en la realización de estudios PET con equipos PET/TAC.

Artefactos debidos al posicionamiento del paciente

El espectro fotónico generado en un tubo de rayos X es continuo hasta un valor máximo, determinado por el voltaje del tubo. Cuando el haz atraviesa el paciente se produce una absorción de fotones, siendo más probable para los fotones de baja energía. En consecuencia se produce un endurecimiento del haz, es decir, un aumento relativo de la proporción de fotones de mayor energía.

La disposición de los brazos extendidos junto al paciente, dentro del campo de visión, en lugar de mantenerlos extendidos por encima de la cabeza, aumenta la dispersión de los fotones del haz de rayos X y produce un mayor endurecimiento del haz en aquellas direcciones que incluyen a los brazos y al paciente, manifestándose en forma de artefactos en rayas. Estos efectos se propagan en los coeficientes de atenuación y finalmente en la reconstrucción de la imagen del PET. Asimismo, se produce una degradación de la imagen de fusión del PET con la del TAC, tal como se ilustra en la figura 5.

Artefactos de truncación

Los tomógrafos PET tienen un campo de visión transaxial de unos 55 a 60 cm (tabla 2) frente a los

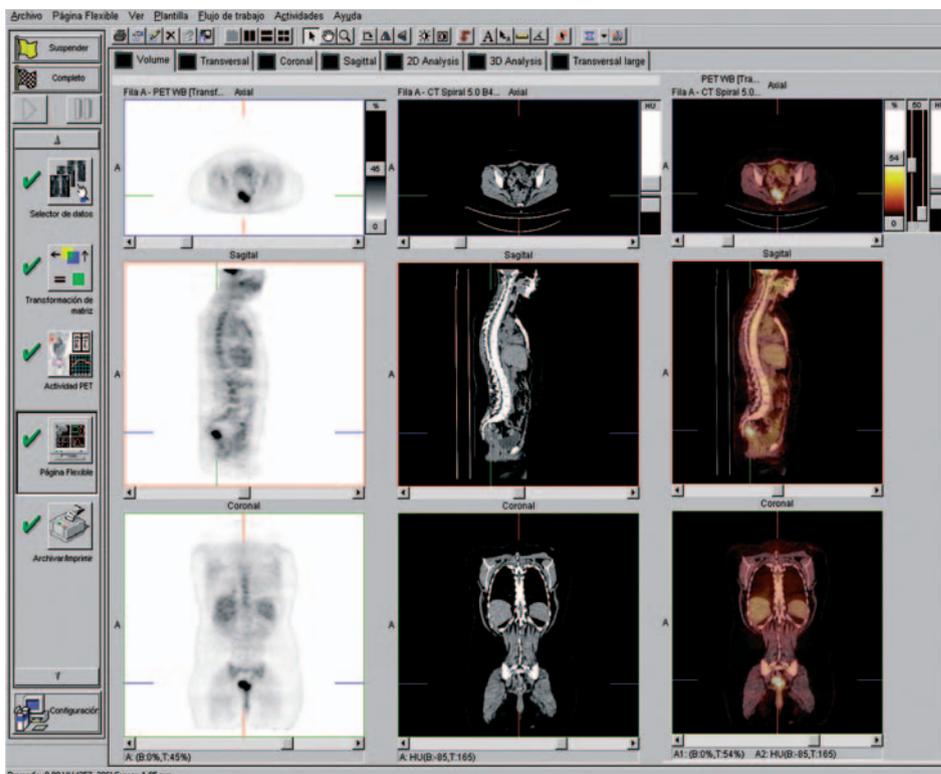


FIG. 4.—Análisis simultáneo de las imágenes PET, TAC y de fusión, en los tres ejes.

50 cm de diámetro del campo de visión de los equipos de TAC (tabla 4). Así, en el tomógrafo PET el paciente sitúa tradicionalmente los brazos extendidos junto al tronco, mientras en el TAC los brazos se colocan por encima de la cabeza. Sin embargo, en un equipo PET/TAC el paciente debe tener la misma posición al realizar los dos estudios PET y TAC. Si los brazos se colocan extendidos junto al paciente o parte de éste se encuentra fuera del campo de visión del equipo TAC se producen artefactos de truncación, al no reconstruirse parte de la anatomía del paciente en la imagen TAC. En consecuencia, esta información

no está disponible al generar la corrección de atenuación en base a la imagen TAC. En esta situación, la imagen de emisión corregida por atenuación aparecerá asimismo artefactada: el valor de la captación del radiofármaco fuera del campo de visión de la TAC estará infravalorado, y se producirá una desviación de la captación dentro del campo de visión¹⁶.

En la figura 6 se ilustra el efecto de la truncación producido al colocar un brazo del paciente a lo largo del tronco en un estudio de cuerpo entero con un equipo PET/TAC. Para corregir el artefacto de la truncación, la imagen de atenuación se puede estimar ex-

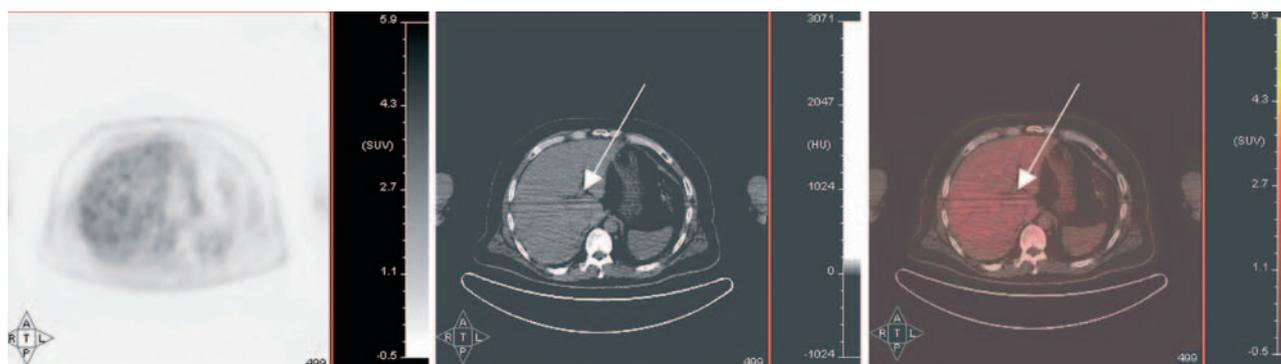


FIG. 5.—Aparición de artefacto en rayas al mantener los brazos dentro del campo de visión.

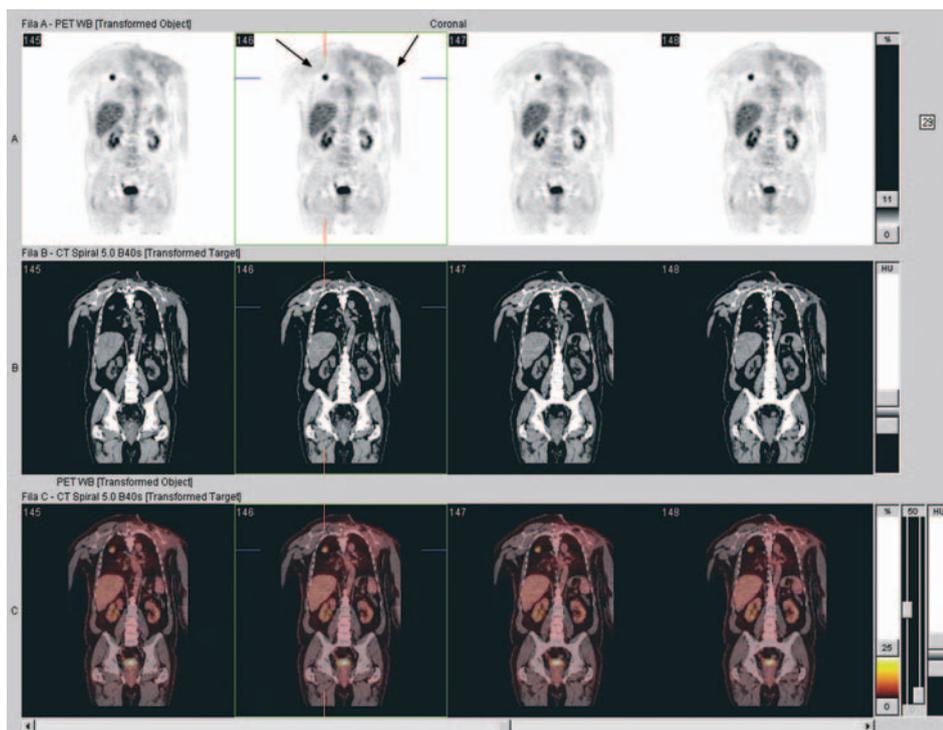


FIG. 6.—La diferencia del campo de visión del TAC (50 cm) y la del PET (60 cm) produce la truncación en la imagen del TAC. Esta interfiere en los planos correspondientes del PET: no corrección de la atenuación en el brazo (flecha derecha) y una desviación en la captación del nódulo (flecha izquierda).

trapolando los sinogramas de transmisión truncados, y realizando a continuación su retroproyección filtrada o una reconstrucción iterativa de los sinogramas truncados¹⁷.

Punto clave 6

Es importante posicionar adecuadamente al paciente en el tomógrafo PET/TAC para evitar la aparición de artefactos en forma de rayas y de truncación.

Artefactos de respiración

Los movimientos internos en el paciente pueden producir una variación de la posición de los órganos entre el tiempo de realización del TAC y cuando se adquiere el correspondiente PET, al igual que puede suceder al efectuar la transmisión con fuentes radiactivas gamma. 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 TAC se obtiene típicamente con el paciente manteniendo su respiración en máxima inspiración, para prevenir la aparición de artefactos respiratorios en la imagen de TAC. Sin embargo, la dis-

posición 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 TAC que no se corresponde espacialmente a la localización en PET, será incorrecta en esas zonas de no correspondencia; introduciendo artefactos en la imagen PET reconstruida. 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-diafragma¹⁸ (fig. 7).

Los artefactos respiratorios pueden ocurrir en la mayoría de los pacientes si no se adoptan protocolos específicos de respiración, según Beyer¹⁹. Así, este autor señala que cuando el paciente respira suavemente durante la parte inicial del TAC, la frecuencia de artefactos severos en la zona del diafragma se reduce a la mitad y la extensión espacial de los artefactos inducidos se reduce al menos un 40 %, respecto a no realizar un protocolo respiratorio específico (el paciente respira libremente durante la realización del TAC). Sin embargo, Osman observa en una serie de 300 pacientes a los que no se indicó un protocolo es-

pecífico de respiración, que sólo se producían errores de localización en el 2% de los pacientes cuando la TAC se utilizaba para la corrección de atenuación y fusión de imágenes²⁰.

En un estudio sobre el corregistro de las imágenes PET y TAC a nivel torácico, Goerres²¹ ha observado que la imagen TAC en la que se detenía la respiración al final de una espiración normal (EsNorm) se corresponde mejor a la imagen del PET, seguida del TAC con respiración libre, frente a la realización del TAC deteniendo la respiración al final tanto de máxima inspiración como con máxima espiración. Al estudiar lesiones pulmonares observa que también el protocolo de TAC con EsNorm proporciona los mejores resultados, con una mayor probabilidad de coincidencia y un menor rango de variación de la posición del tumor, comparado con el protocolo de respiración libre. En otro estudio centrado a nivel abdominal²², con los mismos protocolos respiratorios, concluyen asimismo que los protocolos de TAC con EsNorm y con respiración libre son los mejores para el corregistro. Por otro lado, observan que en la mayoría de los pacientes el error de posición de los órganos es menor que la resolución final de la imagen corregistrada.

La implementación de la adquisición 4D TAC y 4D PET, en las que la cuarta dimensión es el tiempo, junto a un sistema de monitorización de marcas externas en el abdomen, ha permitido correlacionar las dos adquisiciones (TAC y PET) durante la respiración regular del paciente. Se observó una consistencia del movimiento respiratorio en ambos estudios tomográficos, mejorando tanto la corrección de atenuación de las imágenes del PET como el corregistro de las imágenes PET y TAC²³.

En ausencia de la adquisición 4D-PET/TAC, con sincronismo entre el movimiento respiratorio y la obtención de las imágenes PET y TAC, será preciso la introducción de protocolos específicos de respiración para reducir la extensión y frecuencia de los artefactos en la imagen PET. Estos protocolos requieren ser entendidos y practicados por los pacientes con anterioridad a la realización del estudio.

Punto clave 7

El movimiento respiratorio produce una no correspondencia espacial entre las imágenes del PET y del TAC, generando errores de localización anatómica en la información del PET, e introduciendo artefactos en la imagen del PET. Estos artefactos se evitan o minimizan mediante protocolos de adquisición adecuados.

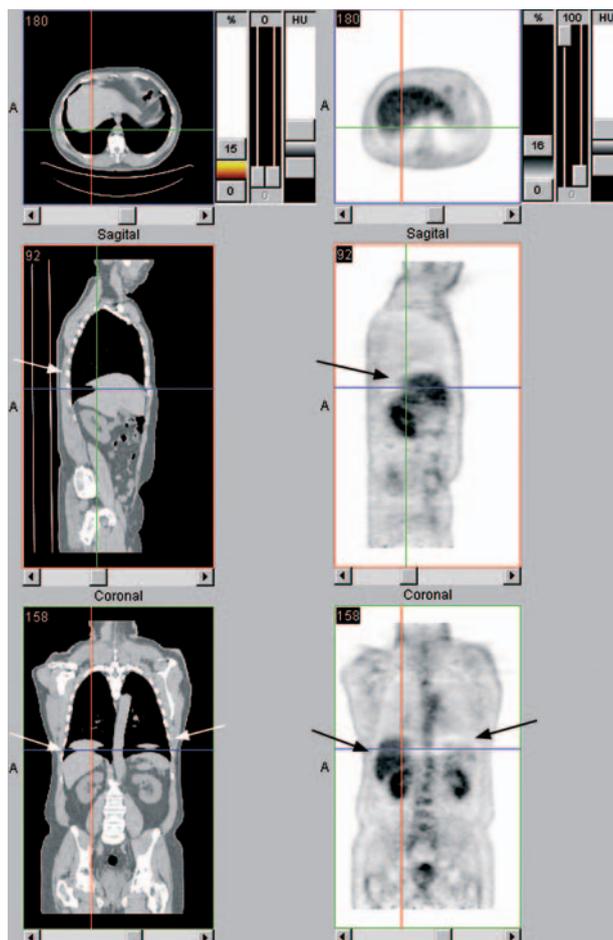


FIG. 7.—Artefacto en la zona diafragmática producido por la diferencia de localización de los órganos entre el TAC y el PET debido al movimiento respiratorio.

Uso de contrastes en el TAC

El uso de contrastes es habitual en los estudios de TAC 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 detección de lesiones en órganos sólidos y para identificar mejor los ganglios linfáticos. Así, la utilización de soluciones que contienen yodo o sulfato de bario es frecuente. El elevado número atómico del bario ($Z = 46$) y del yodo ($Z = 53$) hace más probable la absorción fotoeléctrica de los fotones de baja energía del TAC; 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 TAC en los tejidos blandos; y no hay prácticamente diferencia en el PET²⁴.

En ausencia de contraste intravenoso, los tejidos vascularizados pueden tener valores en el TC de 30 a 60 UH, mientras que la administración de yodo intravenoso aumenta los valores TC hasta 200-300 UH. Por ello, en la determinación de la corrección de atenuación, cualquier factor de escala que prediga correctamente los coeficientes de atenuación a 511 keV para hueso o tejido blando causará una sobrestimación de la atenuación en las regiones con contraste. Así, una acumulación focal del contraste provocará un artefacto debido a un foco hipercaptante en la imagen del PET en la misma localización.

Se ha observado que altas densidades de bario causan una sobrestimación de la concentración de FDG; sin embargo, concentraciones bajas no causan artefactos significativos, sugiriéndose apropiadas para su uso clínico²⁵. Por otro lado, el impacto del uso de contrastes orales en el SUV se ha cifrado en un aumento del $4,4\% \pm 2,8$ (máximo: 11,3 %) en las regiones que contienen agente de contraste, mientras que en los tumores fue del $1,2\% \pm 1,1\%$ (máximo: 4,1 %).

Una modificación de los algoritmos que determinan la conversión de la atenuación medida en TAC 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 TAC. Así, la segmentación de la imagen del TC para identificar la presencia del agente de contraste permite hacer una reasignación del coeficiente de atenuación, permitiendo una evaluación precisa del SUV y del tamaño de la lesión²⁶, comparado con los valores que se obtiene en el PET corregido por atenuación con fuentes de ⁶⁸Ge.

Una alternativa para evitar artefactos es la utilización de agentes de contraste oral negativos²⁷. Así, han permitido delinear las estructuras intestinales debido a que su base o principio es el agua, no habiéndose observándose artefactos en la imagen PET y considerándose útiles para su uso en los equipos PET/TAC.

Debido a que los contrastes introducen artefactos en la imagen corregida por atenuación, el análisis de las imágenes PET con corrección de atenuación deberá ir acompañado de la revisión del estudio PET sin corrección de atenuación y de la imagen de fusión (del TAC con el PET con corrección de atenuación), que permitirán identificar aquellos focos hipercaptantes que se correspondan a artefactos causados por un error en la determinación del coeficiente de atenuación.

Finalmente, una posible solución al problema derivado del uso de contrastes en el TAC sería la realización de dos estudios TAC: uno sin contrastes para la

corrección de atenuación, y un segundo con finalidad diagnóstica, administrando al paciente los contrastes orales y/o intravenosos. Sin embargo, esta situación provocaría un aumento de la dosis de radiación recibida por el paciente.

Presencia de implantes metálicos

Los cuerpos metálicos en el paciente producen un efecto nulo o despreciable en la transmisión con fuentes radiactivas de ⁶⁸Ge o ¹³⁷Cs. Sin embargo, su presencia, en forma de implantes dentales, prótesis articulares y material de ostesíntesis, produce una atenuación significativa de el haz de rayos X debido al elevado número atómico los materiales (mayoritariamente metales), en comparación con el de los tejidos circundantes (tejido blando); introduciendo artefactos importantes, que en algunas ocasiones pueden hacer la imagen no diagnóstica. Si el TAC 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.

Los implantes dentales metálicos causan, en la imagen corregida con atenuación del TAC en comparación con la atenuación medida con ⁶⁸Ge, un artefacto por aumento de la captación, aunque en algunas ocasiones la captación puede ser menor²⁸. Esto es debido a que los valores del TAC no sólo pueden ser altos, sino incluso estar ausentes.

También se ha observado que los pacientes con marcapasos cardíacos tienen un aumento focal de intensidad moderada de la captación de FDG en las imágenes corregidas por atenuación, mientras que los pacientes con reservorios de vía venosa central tienen un incremento focal de captación de intensidad moderada en el 29 % de los casos²⁹. En la figura 8 se ilustra el artefacto producido por un marcapasos en la imagen PET con corrección de atenuación.

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 de fusión, con el fin de identificar los artefactos.

Punto clave 8

La utilización del TAC para la corrección de atenuación de la PET genera artefactos ante la presencia de contrastes y de elementos metálicos (implantes dentales, prótesis, marcapasos), que al no estar presentes en las imágenes no corregidas por atenuación, es posible identificar y evitar falsos diagnósticos.

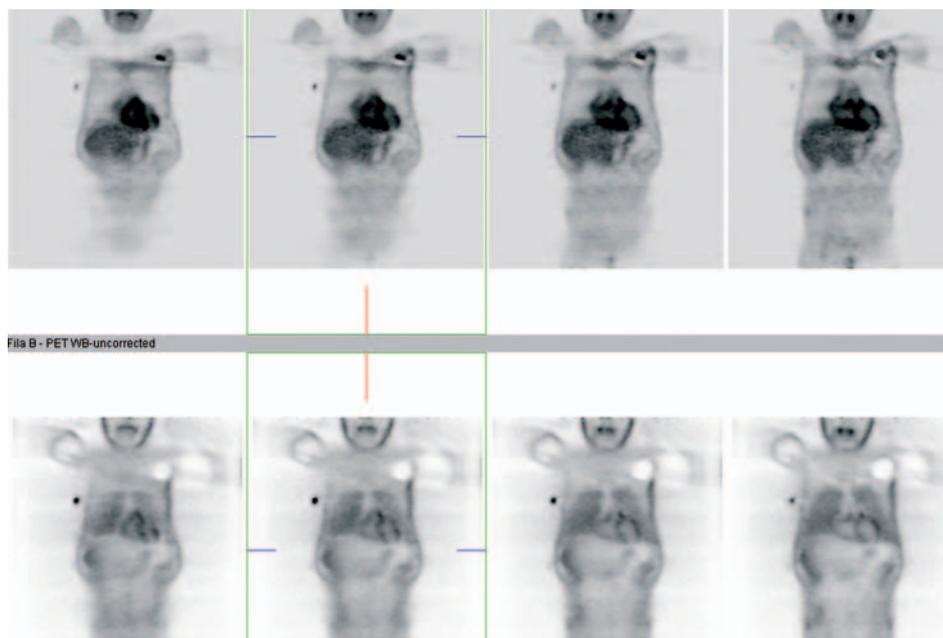


FIG. 8.—Artefacto producido por un marcapasos: en la imagen superior (con corrección de atenuación por TAC) se observa un foco de hipercaptación que se corresponde en la imagen inferior (sin corrección de atenuación) con hipocaptación debida a la atenuación.

Dosis de radiación

Existe un debate sobre el modo de utilizar el TAC en un equipo PET/TAC³⁰. Según se resuelva o concrete en cada centro, el impacto en la dosis de radiación recibida por el paciente será diferente. En el estudio PET, la dosis efectiva recibida por un radiofármaco depende de la actividad administrada al paciente y de su biocinética. Así, para cada radiofármaco se conoce la dosis efectiva por unidad de actividad administrada, que en el caso de la FDG es de $1,9 \times 10^{-2}$ mSv/MBq³¹. En consecuencia, si en un estudio de cuerpo entero se administraran 370 MBq al paciente, la dosis efectiva correspondiente al estudio PET será de 7,03 mSv.

La dosis efectiva recibida por un estudio de transmisión de cuerpo entero, con fuentes de ⁶⁸Ge, dependerá del tiempo total empleado así como de la actividad de las fuentes de transmisión, habiéndose evaluado en $1,0 \times 10^{-5}$ mSv/MBq.min, suponiendo unos 0,20-0,26 mSv (para una duración de 35 minutos)³²; dosis despreciable frente a la recibida por la FDG.

La dosis efectiva en los estudios TAC depende del equipo, del procedimiento y de la zona del paciente examinada. Así, se ha descrito que para los procedimientos estándar en un equipo TC multicorona las dosis efectivas para estudios de tórax fueron de 7,2 a 12,9 mSv, mientras que para abdomen eran de 12,4 a 16,1 mSv³³.

La dosis efectiva debida al TAC utilizado como fuente de transmisión en un equipo PET/TAC se ha observado dependiente del modo en que se realiza el estudio: 18,97 mSv para el modo de alta calidad y 8,81 mSv para el modo de alta velocidad, utilizando en ambos casos el mismo kilovoltaje (140 kV) e idéntica corriente de tubo (80 mA). Estas dosis son significativamente mayores que las debidas a la utilización de fuentes de transmisión de ⁶⁸Ge.

Existen diversas técnicas para reducir la dosis absorbida por el paciente debida al TC. Así, en un estudio sobre el impacto de la corriente de tubo de rayos X sobre la calidad de imagen, Kamel et al³⁴ observan que una corriente de 10 mA es suficiente para el TAC si este sólo se utiliza par la corrección de atenuación. Estos autores estiman que la dosis efectiva debida al TAC, al utilizar una corriente de 10 mA en lugar de 80 mA, se reduciría de 3,3 a 0,4 mSv, de interés especialmente en estudios con voluntarios sanos. Por otro lado, algunos equipos disponen de una modulación de la corriente de tubo, de modo que el flujo o intensidad de fotones es mayor en las proyecciones laterales (donde el espesor el paciente es mayor), pero con una reducción significativa en las proyecciones posterior y anterior. Con esta técnica de modulación de corriente, se ha observado una reducción de un 16,9% y 20,0% de los mAs en estudios de tórax y de abdomen³⁵, con la correspondiente reducción de dosis al paciente.

Punto clave 9

La dosis efectiva producida al utilizar el TAC es muy superior a la debida a las fuentes de transmisión de germanio, siendo ésta despreciable frente a la dosis debida a la FDG.

SUV

Se ha cuestionado la utilidad del SUV como índice para cuantificar la malignidad en la PET, habiéndose señalado los factores que influyen en dicho índice: constitución del paciente, intervalo de captación, niveles de glucosa en plasma y efecto parcial de volumen³⁶. Por otro lado, en el efecto parcial de volumen influyen tanto los parámetros del sistema de imagen (resolución y filtros) como la región de interés y el tamaño y la geometría del objeto.

Con la introducción de los equipos PET/TAC ha sido preciso estudiar la diferencia cuantitativa entre las imágenes PET de un equipo PET/TAC obtenidas con la corrección de atenuación realizada a partir de sus fuentes de transmisión de ⁶⁸Ge y las obtenidas utilizando su TAC como transmisión. Así, se ha observado que las imágenes con corrección del TAC presentan una captación significativamente mayor que las obtenidas con las fuentes de ⁶⁸Ge. Este efecto debería ser considerado al comparar los valores cuantitativos obtenidos con equipos PET frente a los PET/TAC³⁷.

Finalmente, en un equipo PET/TAC la imagen PET puede reconstruirse con distintos algoritmos y parámetros (filtros, iteraciones y subsets) dependiendo de si el análisis clínico se realiza sólo en la imagen PET o en la imagen de fusión PET con TAC, repercutiendo en el valor SUV de la imagen.

Punto clave 10

El valor del SUV depende de la fuente (Ge-68 o equipo TAC) utilizada en el estudio de transmisión, siendo mayor al emplear el TAC.

FUTURO DEL PET/TAC

El desarrollo de los tomógrafos PET/TAC está ligado a la evolución tecnológica de las dos modalidades de imagen. En la PET han sido importantes para la obtención de las imágenes de cuerpo entero la in-

roducción de nuevos diseños de los equipos, nuevos materiales centelleadores y una mejor electrónica. Del mismo modo, para los tomógrafos TAC, en los estudios de cuerpo entero, ha sido de interés el aumento del número de coronas de detectores y la reducción del tiempo de rotación.

Probablemente, el impacto más evidente de esta evolución ha sido la reducción del tiempo de adquisición de los estudios PET, en el que han confluído la utilización de un tomógrafo TAC como fuente de transmisión, la utilización de los nuevos cristales LSO y GSO y la adquisición en modo 3D. Todo ello ha permitido una mayor comodidad para el paciente y la realización de un mayor número de estudios. Este desarrollo debería llevar, en un futuro, a la posibilidad de realizar estudios dinámicos de cuerpo entero con trazadores de periodo de semidesintegración corto, como el ¹¹C.

El nivel de integración de los dos equipos PET y TAC en los tomógrafos PET/TAC comerciales es menor que el del primer prototipo que se desarrolló, en el que los dos componentes estaban ensamblados en un mismo soporte que giraba^{1,38}. El objetivo deseable es el desarrollo de un equipo específicamente diseñado para combinar la imagen anatómica con la metabólica, en lugar de combinar de una manera física y conceptual los tomógrafos TAC y PET. Este nuevo reto debería ir acompañado de otro, la reducción del coste de unos equipos de gran utilidad para el diagnóstico clínico de los pacientes.

El PET/TAC, como modalidad diagnóstica emergente, debe establecer protocolos específicos para el diagnóstico oncológico, así como para las futuras aplicaciones en neurología y cardiología. Por otro lado, la tecnología puede variar según sea la indicación del estudio. Así, para estudios de cardiología, el uso de tomógrafos TAC con un mayor número de coronas (16-64) es necesario, frente a un menor número de coronas (2-8) en oncología.

Otra área de investigación y desarrollo es la de los factores de corrección de atenuación basados en el TAC, especialmente por el uso de contrastes radiológicos debido a la producción de artefactos.

Debido a que el movimiento respiratorio es una fuente importante de errores, produciendo un desajuste en el corregistro entre los estudios TAC y PET, y en particular en la localización de un foco hipercaptante, así como un error en la cuantificación de la captación del radiofármaco, la realización de estudios 4D-PET/TAC, con sincronismo entre el movimiento

respiratorio y la obtención de las imágenes PET y TAC, parecen prometedores.

Finalmente, el uso de radiofármacos distintos a la FDG y más específicos para las diversas patologías dará una mayor importancia y relevancia a la adquisición simultánea de la imagen metabólica con la anatómica.

Punto clave 11

Los equipos PET/TAC han supuesto un punto de avance en la tomografía por emisión de positrones. Sin embargo, la tecnología debe mejorar para evitar los errores de coregistro que se producen por movimientos de órganos del paciente.

BIBLIOGRAFÍA

- 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.
- Pietrzyk U, Herholz K, Fink G, Jacobs A, Mielke R, Slansky I, et al. An interactive technique for three-dimensional image registration: validation for PET, SPECT, MRI and CT brain studies. *J Nucl Med* 1994;35:2011-8.
- Woods RP, Mazziotta JC, Cherry SR. MRI-PET registration with an automated algorithm. *J Com Assist Tomogr* 1990;15:536-46.
- Townsend DW. Physical principles and technology of clinical PET imaging. *Ann Acad Med Singapore* 2004;33:133-45.
- Townsend DW, Cherry SR. Combining anatomy and function: the path to true image fusion. *Eur Radiol* 2001;11:1968-74.
- Townsend DW, Beyer T, Blodgett TM. PET/CT scanners: A hardware approach. *Semin Nucl Med* 2003;33:193-204.
- Tarantola G, Zito F, Gerundini P. PET Instrumentation and reconstruction algorithms in whole-body applications. *J Nucl Med* 2003;44:756-69.
- Zanzonico P. Positron emission tomography: a review of basic principles, scanner design and performance, and current systems. *Semin Nucl Med* 2004;34:87-111.
- 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.
- Kinahan PE, Townsend DW, Beyer T, Sashin D. Attenuation correction for a combined 3D PET/CT scanner. *Med Phys* 1998;25:2046-53.
- Townsend DW, Carney JPI, Yap JT, Hall HC. PET/CT today and tomorrow. *J Nucl Med* 2004;45:14S-14S.
- Burger C, Goerres G, Schoenes S, Buck A, Lonn AHR, Von Schulthess GK. PET attenuation coefficients from CT images: experimental evaluation of the transformation of CT into PET 511-keV attenuation coefficients. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* 2002;29:922-7.
- Gámez Cenzano C, Cabrera Villegas A, Sopena Monforte R, García Velloso MJ. La tomografía por emisión de positrones PET en oncología (Parte I). *Rev Esp Med Nucl* 2002;21:41-60.
- Halpern B, Dahlbom M, Vranjesevic D, Ratib O, Schiepers C, Silverman DH, et al. LSO-PET/CT whole body imaging in 7 minutes: is it feasible?. *J Nucl Med* 2003;44:380P-1P.
- Beyer T, Antoch G, Müller 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.
- Carney J, Townsend DW, Kinahan PE, et al. CT-based attenuation correction: The effects of imaging with the arms in the field of view. *J Nucl Med* 2001;42:56P-7P.
- 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.
- 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.
- Osman MM, Cohade C, Nakamoto Y, Marshall LT, Leal JP, Wahl RL. Clinically significant inaccurate localization of lesions with PET/CT: frequency in 300 patients. *J Nucl Med* 2003;44:240-3.
- Goerres GW, Kamel E, Heidelberg TN, Schwitter MR, Burger C, von Schulthess GK. PET-CT image co-registration in the thorax: influence of respiration. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* 2002;29:351-60.
- Goerres GW, Burger C, Schwitter MR, Heidelberg TN, Seifert B, von Schulthess GK. PET/CT of the abdomen: optimizing the patient breathing pattern. *Eur Radiol* 2003;13:734-9.
- Nehmeh SA, Erdi YE, Pan T, Yorke E, Mageras GS, Rosenzweig KE, et al. Quantitation of respiratory motion during 4D-PET/CT acquisition. *Med Phys* 2004;31:1333-8.
- 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.
- Cohade C, Osman M, Nakamoto Y, Marshall LT, Links JM, Fishman EK, et al. Initial experience with oral contrast in PET/CT: phantom and clinical studies. *J Nucl Med* 2003;44:412-6.
- 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.
- 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.
- Kamel EB, Burger C, Buck A, von Schulthess GK, Goerres GW. Impact of metallic dental implants on CT-based attenuation correction in a combined PET/CT scanner. *Eur Radiol* 2003;12:724-8.
- Halpern BS, Dahlbom M, Waldherr C, Yap CS, Schiepers C, Silverman DH, et al. Cardiac pacemakers and central venous lines can induce focal artifacts on CT-corrected PET images. *J Nucl Med* 2004;45:290-3.
- Antoch G, Freudenberg LS, Beyer T, Bockisch A, Debatin JF. To enhance or not to enhance? ¹⁸F-FDG and CT contrast agents in dual-modality ¹⁸F-FDG PET/CT. *J Nucl Med* 2004;45:56S-65S.
- International Commission on Radiological Protection. Radiation dose to patients from radiopharmaceuticals. Addendum to ICRP 53. ICRP Publication 80. Pergamon Press, Oxford, 1998.
- Wu TH, Huang YH, Lee JJ, Wang SY, Wang SC, Su CT, et al. Radiation exposure during transmission measurements: comparison between CT- and germanium-based techniques with a current PET scanner. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* 2004;31:38-43.

Martí-Climent JM, et al. Tomografía por emisión de positrones con un equipo PET/TAC

33. Cohnen M, Poll LJ, Puettmann C, Ewen K, Saleh A, Modder U. Effective doses in standard protocols for multi-slice CT scanning. *Eur Radiol* 2003;13:1148-53.
34. Kamel E, Hany TF, Burger C, Treyer V, Lonn AH, von Schulthess GK, et al. CT vs ⁶⁸Ge attenuation correction in a combined PET/CT system: evaluation of the effect of lowering the CT tube current. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*. 2002;29:346-50.
35. Tack D, De Maertelaer V, Gevenois PA. Dose reduction in multidetector CT using attenuation-based online tube current modulation. *AJR Am J Roentgenol* 2003;181:331-4.
36. Keyes JW Jr. SUV: standard uptake or silly useless value? *J Nucl Med* 1995;36:1836-9.
37. Nakamoto Y, Osman M, Cohade C, Marshall LT, Links JM, Kohlmyer S, et al. PET/CT: comparison of quantitative tracer uptake between germanium and CT transmission attenuation-corrected images. *J Nucl Med* 2002;43:1137-43.
38. Townsend DW, Beyer T, Kinahan PE, Brun T, Roddy R, Nutt R, et al. The SMART scanner: a combined PET/CT tomograph for clinical oncology. *IEEE Nucl Sci Symp Conf Rec M5-1*, 1998.