

Tomógrafos PET

J A RUIZ GUIJARRO, M MELGAREJO ICAZA, G OSSOLA LENTATI, R MARTÍN JORGE, A ORDOVAS OROMENDÍA, O KOSTVINTSEVA

Centro PET Complutense Madrid.

PET TOMOGRAPHIES

INTRODUCCIÓN

Es indudable que la PET representa, en estos momentos, una de las técnicas con mayor potencial de desarrollo dentro del mundo de la Imagen y que de seguir un desarrollo razonable y sostenido, está llamada a proporcionar a la Medicina Nuclear un protagonismo que hasta ahora no ha podido cobrar frente a otras especialidades.

Transcurrido el primer lustro de vida desde el comienzo de los primeros proyectos, el escenario ha cambiado radicalmente en nuestro país. Afortunadamente los resultados obtenidos en este tiempo y sobre todo la persistencia en su difusión, reducen las dudas sobre la PET a una sola pregunta, el número final de tomógrafos y ciclotrones que se instalarán en el país.

La confirmación de esta idea queda contrastada con la más que llamativa aparición de nuevos proyectos que están surgiendo cautelosa pero constantemente por toda la geografía y todo ello a pesar de que el principal factor limitante a la hora de instalar un tomógrafo para PET, el suministro regular y seguro de FDG, no estará resuelto por completo hasta dentro de unos cuantos meses cuando la implantación de redes de ciclotrones sea una realidad y su capacidad para distribuirla fiablemente quede demostrada. A partir de ese momento, la evolución en el número de tomógrafos instalados puede ser imparable.

Correspondencia:

JOSÉ ANTONIO RUIZ
Sorolla, 65-Bajo C
28220 Majadahonda
Madrid

Esta apuesta incondicional hacia la PET es algo más que la defensa a ultranza de una técnica por el simple hecho de trabajar en esta especialidad. A estas alturas ya nadie se plantea dudas sobre su futuro desde el punto de vista diagnóstico, en especial ahora que se puede empezar a evaluar una experiencia propia más que importante, desde el farmacéutico resultaría poco prudente fijar un límite al marcaje de moléculas o a la síntesis de nuevos radiofármacos. La capacidad de aportar información mediante el uso de ciertas moléculas de marcado carácter metabólico o simplemente contar con la sensibilidad suficiente para mostrar la distribución de compuestos presentes en el organismo en cantidades del orden del picogramo, sitúan a la PET en una posición singular y sin competencia en este terreno.

En las siguientes páginas se intentará estudiar todos los aspectos relevantes relacionados con los tomógrafos y la técnica en sí. Quizá el punto de vista adoptado, absolutamente funcional y fuera de todo enfoque matemático y físico, resulte algo particular pero probablemente, en estos momentos, es el que más interés puede despertar a futuros usuarios y el que más dudas pueda resolver a potenciales compradores.

TOMÓGRAFOS PARA PET

Si hay que buscar un verdadero aliado de la técnica PET, esa es sin duda la física. Gracias a sus caprichos, el tomógrafo PET puede conseguir niveles de resolución y en especial de sensibilidad espectaculares si las comparamos con las gammacámaras actuales. Este hecho no debería resultar llamativo en sí mismo de no ser porque el componente fundamental de ambos equipos, el sistema de detección, es básicamente idéntico en ambos casos. Aunque hay otras ingeniosas razones, el origen y verdadera responsable de esta diferencia se denomina «colimación electrónica». Hasta

la fecha, la imagen de Medicina Nuclear ha pagado un precio especialmente alto por alcanzar niveles de resolución aceptables. La necesidad de usar colimadores de plomo para asignar correctamente la posición en la que tuvo lugar el evento radiactivo, castiga duramente un parámetro fundamental como es la sensibilidad del equipo que tiene una traducción inmediata en una baja estadística de contaje y que a su vez limita de forma importante el posterior tratamiento de la imagen. Las curiosas normas que rigen la interacción de los positrones con la materia definen perfectamente, para el caso del PET, la dirección de la que procede cada evento radiactivo sin necesidad de interponer elementos externos como el colimador, manteniendo íntegra la superficie efectiva de detección y por tanto la sensibilidad intrínseca del equipo que además tampoco se verá perjudicado en otros parámetros fundamentales.

Punto clave 1

La colimación electrónica proporciona niveles de sensibilidad excelentes.

Un tomógrafo para PET está diseñado para registrar la radiación electromagnética procedente de la reacción de aniquilación de los positrones con los electrones de la materia, en este caso del paciente. Dos principios básicos de la física, el de conservación del momento y de la energía, predicen exactamente la dirección y energía de los fotones de aniquilación. Estos viajarán en la misma dirección y sentidos opuestos portando una energía de 0.511 MeV. La línea que une a los dos detectores implicados en la misma aniquilación se la denomina línea de respuesta (LOR) y a su proceso de identificación por parte del equipo, colimación electrónica. Para que una coincidencia sea considerada como válida los dos fotones deben alcanzar los respectivos detectores en un intervalo de tiempo establecido (ventana de coincidencia) del orden de los nanosegundos y su energía debe superar un umbral mínimo que asegure que no han sufrido dispersiones de importancia en el trayecto.

El factor más importante a la hora de establecer la ventana temporal de coincidencia es la capacidad del cristal de centelleo para producir luz. Cuanto mayor sea esta cualidad para un tipo de cristal dado, menos tiempo necesita el sistema para reconocer el impacto de un fotón y más pronto estará listo para recibir el siguiente. No hace falta explicar que si un tipo de cris-

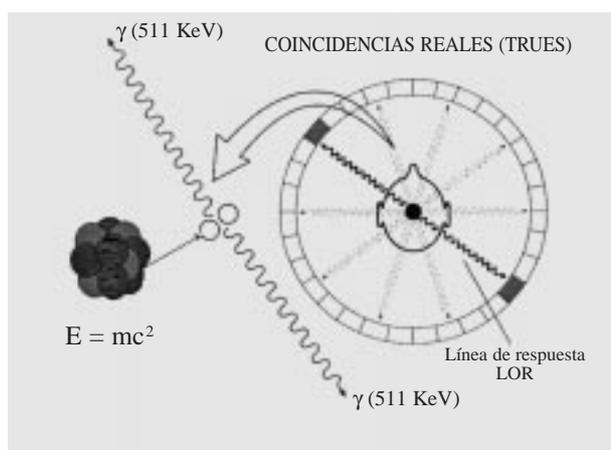


FIG. 1.—En la reacción de aniquilación se genera energía en forma de 2 fotones a partir de la masa del electrón y del positrón según predice la ecuación de Einstein $E = mc^2$. Sus trayectorias perfectamente definidas por las leyes de la física, constituyen el fundamento de detección del tomógrafo PET.

tal realiza esta operación en la mitad de tiempo que otro, el sistema en su conjunto es potencialmente candidato a multiplicar por dos su sensibilidad. Como se verá en adelante es la sensibilidad, el parámetro de referencia y el responsable máximo de las posibilidades de un PET.

El método empleado por un equipo de PET para almacenar los datos registrados también es ampliamente conocido en Medicina Nuclear. La simetría axial del sistema de detección hace especialmente cómodo, desde el punto de vista matemático, almacenar los datos (LOR's) en función de sus coordenadas polares, esto es, un radio y un ángulo (r, θ). A la representación de los datos en estas coordenadas se le denomina sinograma.

Al finalizar una adquisición se obtiene también información sobre el número de aniquilaciones que tuvieron lugar para cada línea de respuesta permitida (LOR) entre dos detectores. Con este valor el sistema puede asignar, al conjunto de la imagen, diferentes niveles de intensidad en función de la concentración del radiofármaco. La representación del número de cuentas registradas en LOR's paralelas constituye lo que se denomina una proyección (Fig. 2). Esta proyección entra a formar parte de la estructura del sinograma como una fila. De forma intuitiva una proyección (r, θ) no es muy diferente de una gammagrafía planar en la que tienes la forma del objeto desde ese ángulo pero no se cuenta con información sobre la profundidad de una captación.

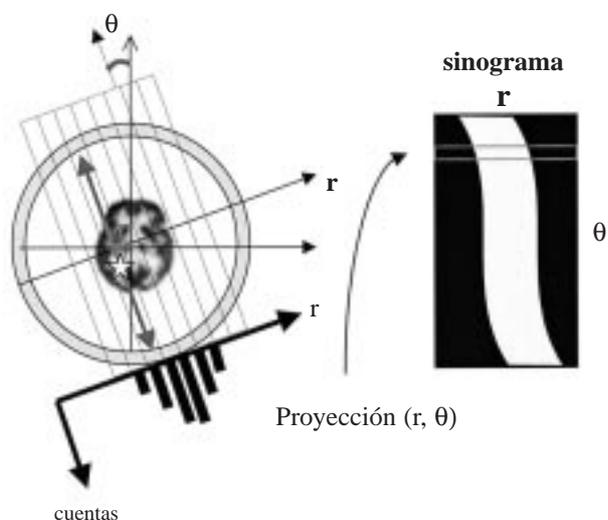


FIG. 2.—Almacenamiento de datos en sinogramas. Desde el conjunto de datos proyectados se obtiene la distribución «real» del radiofármaco mediante soluciones aproximadas de reconstrucción.

EL BLOQUE DETECTOR

El sistema de detección de un tomógrafo PET no es nada nuevo en los equipos Medicina Nuclear. El acoplamiento óptico entre un cristal de centelleo y un tubo fotomultiplicador para transformar energía electromagnética en impulsos eléctricos es un recurso empleado durante muchas décadas con considerable éxito. La energía, relativamente alta, de los fotones de aniquilación obliga a incorporar a los detectores dedicados a PET un tipo de cristal de centelleo más denso, capaz de frenar esta radiación en unos espesores reducidos de material. El más empleado es el BGO (Germanato de Bismuto) entre otras cosas por tener un número atómico efectivo elevado y a pesar de contar con dos considerables defectos para desarrollar su labor. Por una parte, es un modesto productor de luz sobre todo si lo comparamos con el cristal de centelleo de referencia, el INa (TI) y en segundo lugar su capacidad de resolución en energía y por tanto de distinguir fotones de energías similares, es de las peores entre las ya de por sí limitadas prestaciones del centelleo sólido en este aspecto.

Estos pequeños inconvenientes se compensan con creces gracias a otra de las peculiaridades que incorpora un tomógrafo para PET, la distribución de los cristales y los tubos fotomultiplicadores en módulos independientes llamados bloques detectores. Consiste en una matriz de pequeños cristales de BGO acoplada

a un número determinado de tubos fotomultiplicadores que depende del modelo del equipo y del fabricante. Esta solución, aunque cara, es la más eficiente para tomógrafos con altas prestaciones de sensibilidad y resolución ya que ofrece al equipo de un carácter puramente modular en el que cada matriz de cristales es independiente de su vecina y cuenta con electrónica propia para dar salida a los eventos registrados. Mientras se detecta cada evento y se le asigna matemáticamente una posición en la matriz de cristal, período durante el que ese bloque no es capaz de detectar ningún otro, el resto de los bloques sigue activo y por tanto la práctica totalidad de su superficie útil de detección. Este proceso no puede conseguirse tan eficazmente en equipos que trabajan con grandes monocristales como los que se colocan en las gammacámaras convencionales, lo que redundará en mayores pérdidas de tasa de contaje por tiempo muerto, cuando se comparan con un PET.

Punto clave 2

El bloque detector es la solución más eficiente para tomógrafos de altas prestaciones.

Entre las propiedades del BGO existe una que a primera vista no parece decisiva y que sin embargo es la responsable última de esa arquitectura modular en bloques detectores que tan buenos parámetros técnicos proporciona a un tomógrafo PET. El BGO es un cristal fácil de crecer y noble de manipular, lo que permite construir sin grandes problemas las mencionadas matrices a partir de pequeños paralelepípedos de cristal y que resultaría prácticamente inviable con otros muchos tipos de cristales más delicados como es el caso del INa.



FIG. 3.—Dos diferentes configuraciones de bloque detector. Instalados en los modelos Posicam HZL (Positron Co.) con matriz de BGO de 16 x 2 cristales (arriba) y ECAT EXACT 47 (CTI / Siemens) con matriz de 8 x 8 cristales (derecha).

Tabla I

PARÁMETROS MÁS SIGNIFICATIVOS DE ALGUNO DE LOS CRISTALES DE CENTELLEO MÁS IMPORTANTES

	INa	BGO	LSO	GSO
Densidad (g/cc)	3,67	7,13	7,40	6,71
N.º atómico efectivo	50	74	66	59
Tiempo decay luz (ns)	230	300	40	60
Producción de luz (% INa)	100	15	75	16

De lo comentado en los párrafos anteriores es fácil entender que el uso de los cristales actualmente instalados en los tomógrafos comerciales dista mucho de ser ideal y constituyen un mero tránsito hacia la búsqueda de otros con mayores prestaciones funcionales. Como era de esperar la casi totalidad de fabricantes de tomógrafos han invertido muchos recursos en los últimos años en investigar nuevos cristales de centelleo y sus resultados tendrán una traducción clínica en una nueva generación de tomógrafos PET que estarán disponibles en el mercado en menos de un año. Entre los más prometedores se encuentran el ortosilicato de lutecio (LSO) y el ortosilicato de gadolinio (GSO).

Punto clave 3

Nuevos cristales como el LSO o GSO prometen magníficos resultados.

En la tabla I se muestran los parámetros más significativos de alguno de los cristales de centelleo más importantes.

Aunque no es la única, la disposición más empleada para construir la zona de detección de un tomógrafo PET es tal que tres de estos bloques conforman el campo de visión axial del tomógrafo (anchura del campo de visión) con una longitud aproximada de 15 cm y con un número cercano a 150, los necesarios para construir la habitual superficie cilíndrica que envuelve al paciente. Para el caso típico de una matriz de cristal de BGO de 8×8 cristales, tendremos una anchura del campo de visión axial (FOV) equivalente a 24 pequeños cristales.

Un concepto habitual en relación a estos equipos, es su número de anillos. Para esta configuración, el tomógrafo en cuestión contaría con 24 «anillos» que en realidad no existen físicamente. Estos «anillos» generarán 24 cortes directos gracias a los detectores que forman parte del mismo plano. Con el fin de mejorar la

resolución del equipo, el sistema genera unos nuevos cortes «cruzados» entre un anillo y el inmediatamente posterior, dando lugar a un total de 47 cortes disponibles para cada adquisición. En otros casos también se habla de tomógrafos de 2 ó 3 anillos dependiendo del número de bloques detectores necesarios para construir el campo de visión axial. En el ejemplo anterior, el tomógrafo en cuestión sería de tres anillos.

Otro concepto curioso de interpretar es lo que las empresas comercializadoras definen como número de detectores y que frecuentemente tiene un peso como argumento de venta mucho mayor del que le corresponde funcionalmente. Como se ha comentado, cada matriz de cristales lleva acoplados un cierto número de tubos fotomultiplicadores, generalmente cuatro. Al conjunto formado por un tubo fotomultiplicador y cada uno de los cristales de la matriz a que pertenece, se le considera un detector. Así pues una matriz de 8×8 cristales son 64 detectores en potencia independientemente del número de tubos acoplados. No resulta difícil de entender que para un mismo número de tubos y superficie de cristal, el hecho de contar con una matriz de 8×8 ó 9×9 cristales aumenta en 17 el número de detectores por bloque (más de 2.550 en el total del tomógrafo) y sin embargo no necesariamente supone mejora alguna de la sensibilidad del equipo como *a priori* podría parecer sobre una ficha técnica.

El parámetro que verdaderamente más se beneficia de una reducción en el tamaño de cristal de la matriz es la resolución ya que depende casi en exclusiva de sus dimensiones. Como se ha comentado, la colimación electrónica permite al tomógrafo PET deshacerse del enorme lastre que supone la relación inversa existente entre resolución y sensibilidad de los equipos que emplean colimadores convencionales, sin embargo, hay dos fenómenos que deterioran ligera pero irremediamente la imagen de PET. Uno es el recorrido libre medio (τ) que debe realizar el positrón antes de producirse la aniquilación y durante el cual sufre sucesivos choques que van disminuyendo su energía. Sólo cuando está «prácticamente» parado, se dan las condiciones necesarias para desencadenarse la reacción de aniquilación entre positrón y electrón. El caso del ^{18}F es uno de los más favorables al ser la energía de emisión de sus positrones menor que en el caso del ^{13}N , ^{11}C u ^{15}O y como media introduce un error de posición cercano al milímetro.

El otro fenómeno, es una consecuencia del anterior y se produce por el hecho de que en el instante mismo de la aniquilación, el positrón no está total-

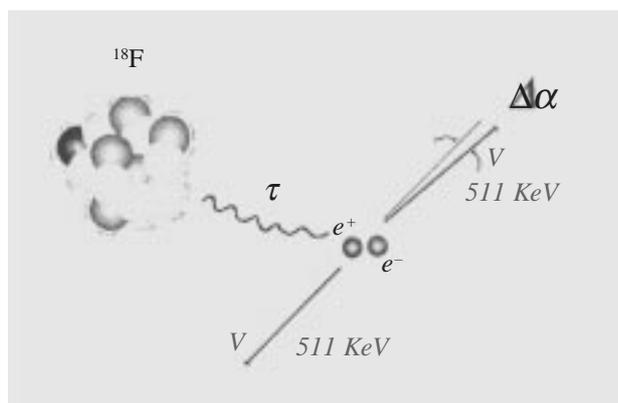


FIG. 4.—El error implícito en las coordenadas de las LOR's a causa del recorrido del positrón antes de aniquilarse y de la no perfecta colinearidad de los dos fotones gamma, limitan la resolución máxima del mejor PET a algo más de 2 mm.

mente parado. El principio de conservación del momento ajusta esta circunstancia alterando ligeramente el ángulo de salida de los fotones de aniquilación ($\Delta\alpha$), que deja de ser los 180° teóricos.

Idealmente la resolución teórica que puede ofrecer un tomógrafo PET debería ser aproximadamente la mitad del tamaño del cristal que compone su matriz. En la práctica, los dos fenómenos antes comentados, los artefactos introducidos durante la reconstrucción y el ruido estadístico asociado a la detección misma, la degradan hasta el entorno de los 4 mm.

Para un tomógrafo PET se definen dos tipos de resolución espacial, axial (según el eje del tomógrafo) y transaxial (perpendicular a esta). Esta última es a su vez el resultado de una resolución radial y otra tangencial. El mejor dato de resolución espacial de un tomógrafo PET es su resolución axial (anchura del corte) sobre el eje del tomógrafo y en los cortes centrales del FOV. En general este parámetro se degrada considerablemente a medida que nos alejamos de su eje central hasta llegar a los 7-8 mm para distancias superiores a los 10 cm.

Después de comentar las excelencias técnicas de un tomógrafo PET puede llamar la atención el hecho de que un parámetro de vital trascendencia como es la resolución puede ser peor que la que teóricamente ofrecen ciertas gammacámaras de última generación. El uso de pequeños cristales para componer las citadas matrices supone imponer un límite máximo a la resolución de un PET aproximadamente igual al tamaño de sus cristales. Esta opción, *a priori* tan restrictiva, no es más que una acertada solución de com-

promiso que conjuga una más que aceptable resolución espacial (4-5 mm) con unos tiempos de cálculo matemático para la asignación de posición de cada evento en la matriz, excelentes. Una gammacámara, por el contrario, tiene teóricamente la capacidad de mejorar este valor al contar con una superficie de detección continua y sin fronteras. Cuanta más exactitud se desee asignar al fotón entrante, más tubos fotomultiplicadores estarán implicados en el cálculo y por tanto más superficie de cristal desactivada por cada evento registrado. Desgraciadamente el tiempo de cálculo empleado para hacerlo redonda implacablemente en el parámetro estrella de ambos equipos, la sensibilidad o para ser más exactos en su tasa de conteo. De nada nos vale contar con una capacidad de resolución excelente si la tasa de conteo del equipo no es suficiente para conseguir, en unos tiempos de adquisición aceptables, realzar moderadas concentraciones de actividad respecto a fondo.

Punto clave 4

Un tomógrafo PET consigue un acertado compromiso entre resolución y sensibilidad.

Si bien queda claro que los tomógrafos para PET han supuesto un salto cualitativo muy importante respecto a otros equipos empleados en Medicina Nuclear, también lo es la circunstancia de que no lo ha conseguido gracias a imponentes descubrimientos en el terreno de los materiales o de la electrónica sino más bien a cómo se han aprovechado circunstancias físicas favorables mediante ideas geniales y originales soluciones técnicas que unidas han tenido un efecto de sinergia para proporcionar a estos escáners unos parámetros de funcionamiento muy superiores a los que les corresponderían en función de lo que hasta la fecha se ha podido obtener de esta tecnología.

Al margen de la investigación de nuevos cristales, una parte considerable de las mejoras que se introducirán próximamente en los tomógrafos clínicos procederán del desarrollo de nuevo software y el correspondiente hardware capaz de soportarlo. En este sentido pocas técnicas en el conjunto de la Medicina mantienen una relación tan crítica con su sistema informático como ocurre, en estos momentos, con la PET. Tan importante son las prestaciones de un tomógrafo como el potencial de sus estaciones de trabajo. El software instalado en un equipo de PET es muy exigente por dos razones, debe estar

preparado para contrarrestar cantidad de artefactos indeseables asociados a la interacción radiactiva y al equipo de detección (dispersión, coincidencias fortuitas, pérdidas por tiempo muerto, problemas de uniformidad, etc.) y debe manejar con soltura un volumen de datos hasta ahora inusual en el conjunto de la Imagen. Por ello entre sus dos principales cualidades deberían estar, contar con los últimos desarrollos en materia de adquisición y reconstrucción y estar implantado sobre una estación de trabajo de sobradas prestaciones. Esta última apreciación cobra especial importancia por la situación puntual que atraviesa el software dedicado a PET. La casi totalidad de actualizaciones que están realizando las casas suministradoras sobre las versiones informáticas instaladas de origen en los tomógrafos, están dirigidas a optimizar el modo de adquisición y reconstrucción 3D del que hablaremos más adelante. Si tenemos en cuenta que sólo el volumen de datos a recoger y procesar por el equipo en este modo puede multiplicarse por más de cinco, no es difícil entender que costosas estaciones de trabajo que funcionan perfectamente con estudios 2D sean totalmente incapaces de hacerlo en modo 3D con la eficacia mínima que requiere la rutina clínica o la imposición que puntualmente puede exigir la distribución de los radiofármacos.

FENÓMENOS ASOCIADOS A LA DETECCIÓN EN PET

Sólo hace falta mirar los periodos de semidesintegración de los principales emisores de positrones para hacerse una idea de la cantidad de núcleos de estos elementos que se transforman por unidad de tiempo bajo el gantry de un tomógrafo PET. Tan frenética actividad supone verdaderas avalanchas de fotones impactando, casi sin ningún tipo de orden ni limitación, sobre la superficie de detección. No es de extrañar que además de las deseadas coincidencias que darán origen a la imagen, concurren todo tipo de sucesos fruto del azar y de las carambolas que pudieran parecer también coincidencias reales. De hecho, sólo poco más del 2% de todos los sucesos que registra un PET son coincidencias reales (Trues). El trabajo informático realizado para caracterizar estos fenómenos y anular sus efectos sobre la distribución real del radiofármaco es definitivo para obtener una imagen de calidad diagnóstica. Entre los más característicos están:

Fenómenos de Dispersión (scatter)

En su viaje hacia los detectores, los fotones pueden sufrir continuos cambios de dirección por interacción con los núcleos de la materia. Si estos choques son suficientemente importantes podrían modificar la trayectoria original del fotón generando una LOR incorrecta. El cambio de dirección será mayor cuanto más violento haya sido el choque y por tanto mayor sea la pérdida de energía del fotón. Por ello algunos métodos que utilizan actualmente los tomógrafos PET para evitar esta contribución, es el uso de discriminadores de energía que rechazan los fotones con energía inferior o superior a unos ciertos umbrales. Existen muchos otros métodos para evitar sus efectos y sobre cada uno de ellos numerosas variantes. Algunos se basan en estudiar el comportamiento de fuentes puntuales en diferentes medios dispersivos, otros en caracterizar la distribución del *scatter* mediante funciones parabólicas o gaussianas. Uno de los más prometedores que se están desarrollando consisten en algoritmos matemáticos capaces de simular este efecto de forma estadística como es el caso del Método Monte-Carlo.

El fenómeno de dispersión se hace especialmente patente en aquellas zonas donde la concentración del trazador es elevada, aportando un ruido no homogéneo que degrada localmente el contraste de la imagen. Su contribución llega a considerarse crítica cuando nos referimos a adquisiciones en modo 3D donde más del 50% de las coincidencias detectadas pueden proceder de este fenómeno.

Coincidencias fortuitas o aleatorias (randoms)

Puede ocurrir que detectores opuestos registren la llegada de su correspondiente fotón, de energía

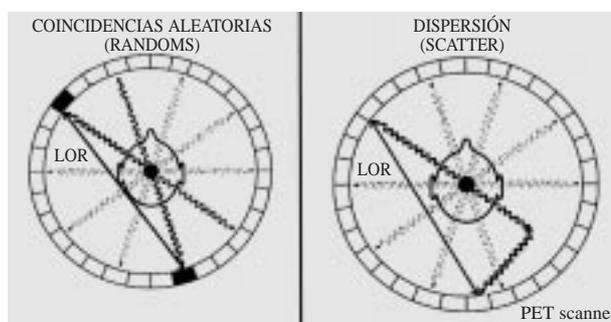


FIG. 5.—Coincidencias aleatorias (randoms) y efectos de dispersión (scatter).

apropiada y en la ventana temporal establecida para cada coincidencia (unos 12 ns para el BGO) pero que cada uno de ellos proceda de un proceso de aniquilación distinto. Como para este fenómeno no hay direcciones ni zonas privilegiadas es de esperar que su contribución sea un ruido homogéneo al fondo de la imagen. Existen dos métodos para corregirlo: el primero se basa en el uso de una segunda ventana de coincidencia posterior en el tiempo a la que registra las coincidencias reales y aleatorias con cuyos datos se crea la imagen. En esta segunda ventana no aparece contribución de las coincidencias reales, cuyo pico es anterior en el tiempo al de las coincidencias aleatorias, pero se mantiene constante la tasa de randoms. Restando a la primera ventana (trues + randoms) la contribución de la segunda (randoms) queda corregido este efecto. El segundo método de corrección se hace en base a la tasa de eventos individuales registrados por cada detector (singles) y a la ventana de coincidencia.

Existen otros dos fenómenos que de no ser corregidos darían lugar a una distribución final del radiofármaco en la imagen que no sería la real, en especial si se desea realizar una cuantificación exacta de la captación del isótopo en una zona concreta.

Pérdidas por tiempo muerto (losses)

El tiempo muerto de un detector se hace mayor a medida que aumenta la tasa de contaje. Para concentraciones elevadas del trazador, la electrónica de los detectores es incapaz de generar un pulso eléctrico para cada fotón que alcanza el detector, produciéndose una pérdida considerable de cuentas asociadas a ese punto que puede acabar incluso en un fenómeno de saturación del detector por apilamiento de impulsos. De no ser caracterizado este fenómeno, la captación en cuestión presentaría una concentración del trazador inferior a la real.

Corrección de Atenuación

Es la más significativa de las correcciones que se realiza en una imagen de PET. El hecho de que entre un 60 y un 80% de los fotones sufren algún tipo de atenuación en su camino por alcanzar los detectores, es suficientemente clarificador. Una imagen no corregida por atenuación presentará, entre otros problemas, una pérdida más que considerable de captación de sus estructuras más mediales frente a un realzamiento de las más periféricas y además no podrá ser cuantificada casi en ningún caso.

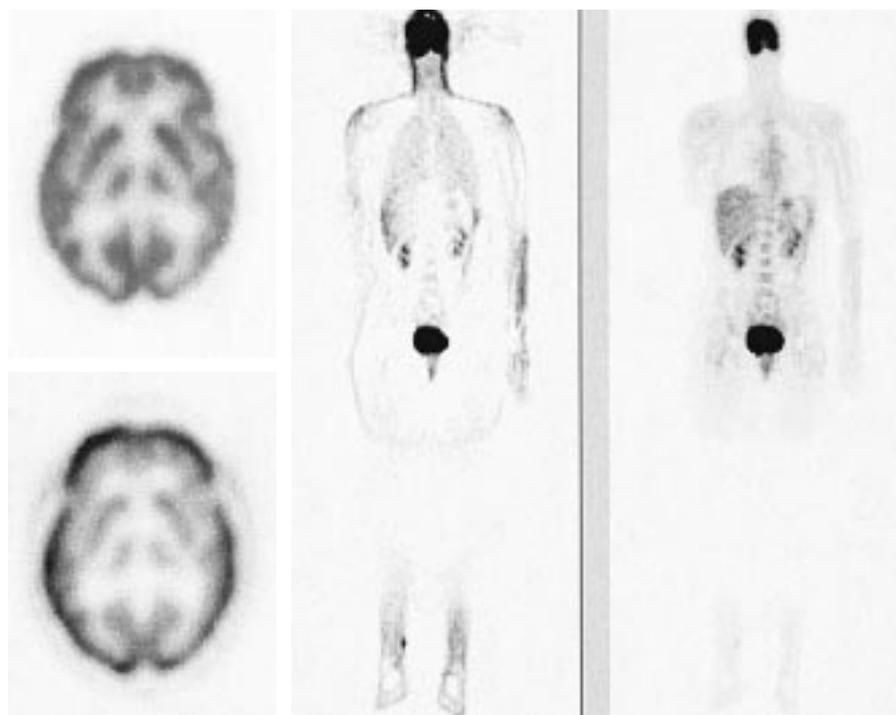


FIG. 6.—Mismo corte transaxial de un cerebro corregido por atenuación (arriba) y sin corregir (abajo). Corte coronal de un cuerpo completo. La imagen derecha es la corregida por atenuación. En el cerebro se observan las diferencias de Captación entre zonas periféricas y mediales. En el CC se puede ver la diferencia de contraste entre el estudio corregido y sin corregir por atenuación para una lesión en la cara interna de la pierna derecha.

Esto no siempre debe suponer un inconveniente. Como caso radicalmente opuesto y como singularidad, sería teóricamente más fácil encontrar una lesión pequeña y externa (melanoma) sobre el estudio sin corregir que sobre el correspondiente corregido por atenuación (Fig. 6). La rutina clínica que se ha demostrado más eficaz a la hora de detectar lesiones de este tipo, es el estudio conjunto de ambos estudios.

Aunque en ciertos casos puede realizarse teóricamente, los tomógrafos comerciales realizan la corrección de atenuación mediante la imagen de transmisión. La idea es obtener una imagen en la que cada punto contiene información sobre su capacidad para atenuar la radiación en cuestión. Más concretamente su coeficiente de atenuación lineal μ . De esta forma cada punto de la imagen de emisión es corregido por un factor que pondera la probabilidad de que los fotones procedentes de una aniquilación en ese punto alcancen los detectores, en función de su situación y densidad del tejido a atravesar. En el fondo no es muy diferente a una discreta imagen de TAC.

Para que estos factores de corrección sean correctos, el sistema necesita conocer también, bajo las mismas condiciones en que se realiza el estudio de transmisión, cuales serían sus valores cuando no hay ningún objeto en el interior del campo de visión. A esta imagen se la conoce como *blank scan*. Como la atenuación es constante para cada LOR dada, del cociente entre las cuentas del *blank scan* y las del estudio de transmisión se obtienen los coeficientes de corrección de atenuación que se aplicarán al estudio de emisión.

La totalidad de los tomógrafos instalados con cristal de BGO utilizan para realizar la imagen de transmisión, fuentes externas de Ge-68 que van alojadas en el interior del gantry. Estas fuentes lineales (rods) giran entre los detectores y el paciente durante un tiempo típico de 2-3 minutos por cama. Al ser también un emisor de positrones, la imagen de transmisión se genera a partir de LOR exactamente igual que ocurre con la imagen de emisión con la diferencia que esta vez todas las aniquilaciones se producen fuera del paciente. Podría parecer extraño, a primera vista, poder corregir la atenuación que sufren los fotones procedentes de las aniquilaciones que se producen en el interior del paciente desde otras que tienen lugar fuera de él, pero se puede demostrar fácilmente que la probabilidad de que una coincidencia sea detectada, esto es, los dos fotones de una aniquilación alcancen sus correspondientes detectores, es independiente del

lugar de la LOR donde se produzca la aniquilación incluso aunque ella ocurra fuera del paciente. Es ésta la verdadera razón por la que puede obtenerse la imagen de transmisión mediante coincidencias procedentes de fuentes externas emisoras de positrones. Además no hay que olvidar que el verdadero portador de la información es la LOR y sus coordenadas (r, θ) no dependen de que la aniquilación sea o no externa al paciente.

El uso de rods de Ge-68 no es el único método que emplean equipos dedicados exclusivamente a PET, de hecho ni siquiera es el más eficiente. Un método que ofrece excelentes resultados es el uso de fuentes colimadas de Cs-137 que incorporan en exclusiva los tomógrafos con cristales de INa. Entre sus cualidades están el que no necesitan ser reemplazadas durante la vida útil del equipo lo que supone un ahorro cercano a los 3-4 millones de pesetas anuales y una infinidad de trámites legales. Aporta unas estadísticas de contaje muy superiores al Ge-68 al no trabajar en coincidencia (el Cs-137 no es emisor de positrones) que permiten reducir el tiempo de adquisición por cama. En su contra, sólo la necesidad de incorporar pequeñas modificaciones informáticas que simulen las coincidencias que realmente no ocurren y una ligera corrección en energía entre los 511 KeV de los fotones de aniquilación y los 662 KeV del fotopico del Cs-137 que lógicamente no se atenúan en tejido de igual manera.

Sería razonable plantearse ante tan importantes ventajas por qué ningún tomógrafo BGO realiza la imagen de transmisión con fuentes de Cs-137. Como se comentó al hablar de las características de los cristales, la capacidad de resolver en energía del BGO no es suficiente para distinguir entre los 511 KeV procedentes de la emisión paciente y los 662 KeV de la transmisión del cesio, como sí es capaz de hacer el INa, por lo que este método no es fácil de implementar en los tomógrafos BGO. Consideraciones económicas aparte, tampoco es viable el aumentar la actividad de los rods de Ge-68 hasta niveles que ofrezcan tasas de contaje similares a las del Cs-137. Los tomógrafos suelen contar con 2 ó 3 rods de 3-5 mCi de actividad por una razón técnica. En su giro alrededor del paciente siempre se encuentran a pocos centímetros de uno de los detectores implicados en la aniquilación. A esa distancia incluso para actividades tan discretas, los detectores de cualquier tomógrafo BGO trabajan al borde de la saturación.

ADQUISICIÓN Y RECONSTRUCCIÓN DE LOS DATOS

Se ha hecho ya mención a la importancia que tiene contar con un software a la altura de las circunstancias. A nadie se le escapa que las posibilidades de rentabilidad económica de una instalación de PET pasa por realizar ajustes muy finos en los tiempos de exploración por paciente. Por si esto no fuera poco, los elevados costes de producción y distribución se ven directamente reflejados en los precios de los radiofármacos para PET y no parece que pueda venir desde este frente un alivio próximo de la situación. Probablemente sí suponga un cambio sustancial en las posibilidades financieras de los centros PET la implantación de nuevos paquetes de software que mejoran drásticamente las posibilidades de un tomógrafo y que van encaminadas principalmente a reducir el tiempo por estudio sin reducir la calidad diagnóstica alcanzada con los tomógrafos BGO. En este sentido la opción más prometedora es la adquisición en modo 3D y la incorporación de cristales como el LSO que reducen la ventana de coincidencia a la mitad (6 ns) respecto al de BGO. Es importante no pasar por alto que la aportación de cualquiera de estas innovaciones introduce un factor de mejora realmente imponente sobre la sensibilidad del equipo y por tanto con traducción inmediata a la calidad del estudio o a la reducción de los tiempos de exploración. Hablamos de un factor entre 3 y 10 en el caso de usar la adquisición en modo 3D o de un factor 2 en el caso de la incorporación de los cristales de LSO.

Punto clave 5

Las futuras mejoras se encaminarán, casi exclusivamente, a reducir los tiempos de adquisición.

La mayoría de los tomógrafos permiten adquirir y reconstruir estudios tanto en modo 2D como 3D. La capacidad para operar en dichos modos depende de un conjunto de anillos retráctiles de tungsteno llamado septa y como ya se ha comentado, del software apropiado para manipular y reconocer los eventos procedentes de ambos tipos de operación. El uso del septa condiciona la adquisición al modo 2D, en la que cada corte se forma desde líneas de respuesta generadas por los detectores de un único anillo. Cuando el septa se retrae el sistema trabaja en modo 3D y las líneas de respuesta que componen la imagen tienen comienzo y final en distintos anillos detectores.

El caso de la adquisición 3D es especialmente interesante por varios motivos. Por si fuera poco relevante su aportación a la sensibilidad del equipo, supone una reducción en el consumo del radiofármaco de prácticamente la mitad. Tampoco es despreciable la reducción de dosis que recibe el paciente. La dosis equivalente media por estudio quedaría por debajo de los 4 ó 5 mSv y lo que es mucho más importante, la dosis en vejiga (útero) como órgano crítico, vería reducida a la mitad una comprometedor cifra cercana a la centena de mSv que puede llegar a recibirse con la administración de unos 10 mCi de FDG. Además del previsible ahorro que debería suponer la reducción de cada dosis, la adquisición 3D aporta una mejora considerable a la calidad de servicio que puede ofrecer un centro PET. Visto los 110 minutos de período de semideintegración de la FDG, como caso más favorable, resulta obvio que cualquier mínimo problema del equipo, de la adquisición, retraso del paciente o del transporte, tiene repercusión inmediata en los últimos pacientes del día. El simple hecho de realizar el último estudio citado para ese día en 3D te ofrece un margen de maniobra de 1 hora en caso de problemas.

Punto clave 6

La adquisición 3D será la clave de las futuras generaciones de tomógrafos PET.

A la vista de lo anterior no hacen falta más razones para afirmar que el modo de adquisición 3D será, incluso por encima de los nuevos cristales, el factor clave de los futuros tomógrafos comerciales. Ciertamente es que la totalidad de los PET que se pueden adquirir en estos momentos ofrecen la opción de trabajar en este modo desde hace tiempo. Por desgracia la realidad no es tan gratificante, por lo menos en tomógrafos BGO de altas prestaciones. Existe una diferencia esencial entre «tener la posibilidad de trabajar» en 3D y hacerlo de forma eficiente en la rutina diaria. Las primeras versiones instaladas comercialmente, hablamos de poco más de un año y del suministrador mejor situado en este aspecto, podían emplear 4 ó 5 horas en reconstruir un estudio de cuerpo completo si se tenía la suerte de contar con estaciones de trabajo suficientemente modernas como para ser capaces de digerir semejante avalancha de datos. Esta situación no es de extrañar teniendo en cuenta que sólo el número de LOR's a procesar por cama es diez veces mayor. A esto había que añadir

continuos fallos por sobrecarga del sistema, imágenes de clara peor calidad que en el modo 2D, etc. Afortunadamente las nuevas actualizaciones disponibles del software ya han supuesto importantes mejoras. Los nuevos algoritmos de reconstrucción y caracterización de artefactos, el tratamiento más eficaz de los datos, hace difícil distinguir el modo de adquisición empleado, los tiempos de reconstrucción se han reducido a menos de 20 minutos y el sistema en su conjunto funciona claramente más desahogado. Quizá resulte curioso que este problema se haga más patente en equipos de altas prestaciones y no en tomógrafos costo-efectivos que trabajan exclusivamente en 3D. La razón para ello no es otra que el volumen de datos que se manejan en cada caso y que puede llegar a ser hasta cuatro veces mayor en los primeros.

Además de los modos de adquisición, prácticamente la totalidad de equipos PET dedicados incluyen entre sus prestaciones informáticas las siguientes:

Imagen de transmisión post-inyección

Permite al equipo realizar la imagen de transmisión una vez inyectado el paciente y distinguir correctamente qué fotones provienen del paciente, para obtener la imagen de emisión, y cuales de los rods de Ge-68 para la de transmisión. Además de ahorrar bastante tiempo, evitar reposicionar al paciente e introducir los consiguientes errores, reduce significativamente la exposición del personal y simplifica considerablemente la gestión de los pacientes.

Segmentación de la imagen de transmisión

El estudio de transmisión viene a representar alrededor del 35% del tiempo empleado por estudio. Al igual que se han incorporado nuevas soluciones para reducir el tiempo de emisión mejorando la sensibilidad de los tomógrafos, la segmentación de la transmisión permite optimizar el tiempo empleado en realizar la imagen de atenuación. Cada órgano, tejido o estructura del cuerpo humano presentará un comportamiento diferente al paso de la radiación y cada uno de ellos tendrá por tanto su coeficiente de atenuación lineal (μ). Como la mayor parte de ellos serán prácticamente idénticos, si exceptuamos el aire de los pulmones y la estructura ósea, para poder distinguirlos mínimamente y generar una imagen de estructuras ho-

mogéneas, necesitaríamos altas estadísticas de conteo y por tanto mucho tiempo de adquisición. El proceso de segmentación reduce a tres (aire, hueso y tejido) todos los μ posibles. Para el sistema es muy fácil y rápido asignar a cualquier tejido del cuerpo uno de estos tres valores teóricos, incluso aunque la estadística de la adquisición sea baja. El resultado es una imagen homogénea y de estructuras definidas obtenida desde una imagen corta y ruidosa.

Reconstrucción iterativa de las imágenes

Las técnicas iterativas representan una importante contribución a los resultados obtenidos tradicionalmente mediante la Retroproyección Filtrada (FBP). La reconstrucción iterativa es una aproximación estadística que emplea retroproyección para crear una imagen desde los sinogramas de datos, luego proyecta la imagen para crear un nuevo sinograma que compara con el original, es decir, intenta progresivamente refinar la estimación de la distribución del trazador en vez de llegar a ella directamente mediante una operación matemática como es el caso del FBP. La consecución de cada ciclo de comparación entre sinogramas se denomina iteración. De esta manera se pueden reducir las diferencias entre los dos sinogramas, mejorando la relación señal-ruido y optimizando el resultado de la imagen. Aunque no depende de la naturaleza 2D o 3D de los datos, el verdadero problema asociado a su uso ha sido el tamaño de las matrices de transición que genera.

Existen varios tipos de técnicas iterativas disponibles pero quizá la más empleada para imágenes de PET es el Ordered Subset Expectation Maximization (OSEM) en la que se definen dos parámetros: número de iteraciones y número de subconjuntos ordenados. Teóricamente cuanto mayor sean ambas mejor definición se alcanzará de la distribución del trazador, pero es esencial no olvidar que los datos en Medicina Nuclear vienen acompañados de una componente de ruido ciertamente relevante. Este ruido está caracterizado por altas frecuencias que desgraciadamente son las mismas que se necesitan para definir en una imagen, las estructuras detalladas. De esta forma se corre el peligro de amplificar el ruido en nuestra búsqueda por alcanzar un grado de definición excesivo en la distribución del trazador.

Existe otra solución informática de uso común en la mayoría de los equipos de PET que pueden llegar a mejorar hasta 10 veces los tiempos empleados por

el sistema para la reconstrucción de los datos. Se trata de artificios matemáticos dirigidos a reducir drásticamente el volumen de los datos a procesar y mejorar así la velocidad de reconstrucción, que como se ha visto es especialmente preocupante en el caso de adquisiciones en modo 3D. Dos de los más importantes son: Single Slice Rebinning (SSRB) y FORE (Fourier Rebinning). A grandes rasgos el método reduce la reconstrucción de la imagen 3D a una reconstrucción 2D corte a corte.

TIPOS DE TOMÓGRAFOS PARA PET

Prácticamente todo lo comentado hasta este punto ha estado referido al equipo dedicado a PET más representativo, y más extendido comercialmente, el tomógrafo de anillo completo y cristal de BGO. A la espera de la inminente aparición de tomógrafos con nuevos cristales, no hay duda que estos equipos son actualmente los que ofrecen mayores prestaciones diagnósticas en base a sus parámetros técnicos de funcionamiento. Tampoco existen dudas sobre como mejorarían las expectativas de implantación de la técnica PET en cualquier país si fueran más baratos los radiofármacos, los sistemas de producción y distribución y por supuesto los tomógrafos para PET. Siguiendo este razonamiento algunas casas comerciales han apostado por tomógrafos PET-dedicados que ofrecen prestaciones ligeramente inferiores a los tomógrafos de referencia con un importante descuento económico respecto a estos. Son los llamados tomógrafos costo-efectivos.

Punto clave 7

Los tomógrafos costo-efectivos proporcionan imágenes de calidad a menor coste.

Si tenemos en cuenta que cerca del 60% del valor de un tomógrafo es atribuible directamente al tipo y cantidad de material empleado es de esperar que sean en estos dos aspectos donde los fabricantes intenten abaratar sus costes de producción. Así se comercializan actualmente dos tipos de tomógrafos de estas características. El primero consiste en dos conjuntos de detectores giratorios de BGO. La superficie sensible es aproximadamente una tercera parte de la de un equipo convencional de anillo completo, por lo que necesita de varias adquisiciones sobre la misma posición de ca-

milla para obtener todas las proyecciones del sinograma. Por lo demás, su electrónica y arquitectura en bloques detectores es idéntica al de anillo completo, ya comentada. El otro equipo es un concepto radicalmente opuesto. Sus detectores conforman un anillo completo mediante seis grandes monocristales curvos de INa acoplados ópticamente a una serie de tubos fotomultiplicadores de una forma similar a como ocurre con las gammacámaras convencionales.

La diferencia sustancial que separa a los equipos costo-efectivos de los tomógrafos de máximas prestaciones es su sensibilidad o más correctamente su traducción en cantidad de información para la imagen, es decir, su capacidad de tasa de contaje. Como valores aproximados de comparación y en modo 3D, su sensibilidad es unas 3 veces menor que en el caso de anillo completo, diferencia que se incrementa incluso, si hablamos de tasa de contaje, para la que el factor de diferencia aumenta hasta 4 ó 5.

A la vista de este valor y teniendo en cuenta que hablamos del parámetro más importante de estos equipos, podría parecer muy generoso el anterior calificativo de «ligeramente inferiores» cuando nos referíamos a las diferencias de prestaciones entre ambos tipos de equipos. La realidad no es ni mucho menos tan aplastante. Como era de esperar los equipos costo-efectivos protegen su punto más débil haciendo al modo 3D su único modo de trabajo. De esta forma, uno de estos equipos puede funcionar con parámetros de sensibilidad y tasa de cuentas muy similar al del mejor tomógrafo BGO de anillo completo del mercado, cuando funciona en modo 2D y no hay que olvidar que en la práctica y por el momento, es casi la totalidad de los instalados. Para ser justos tampoco hay que olvidar que hoy por hoy y mientras se mejoran los algoritmos de reconstrucción 3D, la mejor imagen que se es capaz de arrancar de un tomógrafo PET procede de los estudios adquiridos y procesados en 2D. Si se mira de otra manera, los datos extraídos de una adquisición 2D son muchos menos en número pero son de mejor calidad al venir acompañados de menor ruido y de un tratamiento informático más robusto y eficaz.

Existe una solución técnica muy interesante que ofrece unos excelentes resultados y que viene exclusivamente ligada al uso de tomógrafos con cristales de INa. Se trata de su capacidad para realizar la imagen de transmisión mediante emisores de fotón único (Cs-137). Como se explicó anteriormente, ofrece estadísticas de contaje muy elevadas en adquisiciones

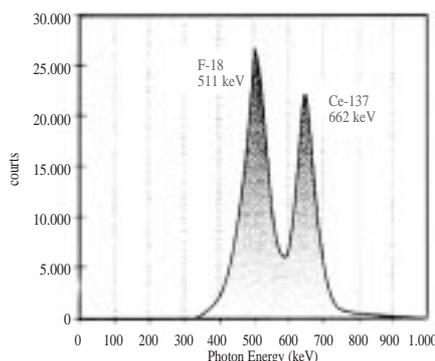
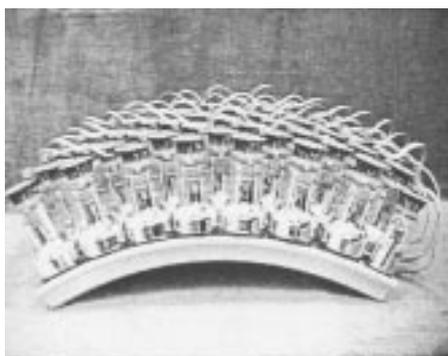


FIG. 7.—Configuración del sistema detector de un tomógrafo de INa PET dedicado. A la derecha resolución energética del INa.

cortas sin llegar a saturar los detectores y tan sólo necesitando de sencillas aproximaciones que encaja sin dificultad la imagen de atenuación tal y como ocurriría con el proceso de segmentación.

Otro aspecto que soluciona eficazmente este equipo son las pérdidas por tiempo muerto que debería arrastrar por su similar arquitectura a las gammacámaras y que tendría una grave repercusión en su tasa de contaje. Entre otras y mediante soluciones informáticas, por ejemplo, aísla la zona del cristal implicada en cada evento registrado sin desactivar el resto del monocristal. De esta forma simula en parte el carácter modular que tan buenos resultados proporciona a los tomógrafos convencionales de BGO.

La evolución del número de estos equipos instalados en España no ha seguido la prometedora progresión de sus comienzos, en especial si se compara con la de tomógrafos BGO. Probablemente, y como opinión personal, esta situación sea la consecuencia lógica de un planteamiento erróneo de posicionamiento de mercado, más dirigido a competir, en clara desigualdad de condiciones, con tomógrafos BGO que a explotar las indiscutibles ventajas que representaron la razón de su creación de la mano de una de las personalidades más solventes de la historia de la Medicina Nuclear.

CONTROL DE CALIDAD DEL TOMÓGRAFO PET

La cercana publicación del RD 1841/97 por el que se establecían los criterios de calidad en Medicina Nuclear establece la necesidad de realizar una serie de pruebas técnicas para asegurar la fiabilidad diagnóstica de los equipos de detección y la protección radiológica del paciente. Habida cuenta de la escasa presencia y experiencia de los proyectos existentes de

PET en aquellos momentos, no es de extrañar que en él no se haga referencia alguna a las pruebas dedicadas a los tomógrafos de PET. No obstante, esta singular situación no debería eximir a ninguno de éstos centros de crear su correspondiente Programa de Garantía de Calidad para dar cumplimiento a una iniciativa con fines perfectamente definidos e independientes del tipo de equipo en cuestión.

A aquellos que hemos tenido la responsabilidad de implantarlo en nuestros centros se nos ha planteado infinidad de dudas sobre el número y la periodicidad de las pruebas a realizar. Sin olvidar que no son pruebas de Control de Calidad en sí mismas, un referente básico de apoyo lo constituyen los protocolos NEMA para tomógrafos de PET. En ellos se establecen una serie de pruebas establecidas y aceptadas por la casi totalidad de fabricantes como modo de homogeneizar los resultados y parámetros técnicos de sus equipos. Es una práctica habitual que las casas suministradoras de tomógrafos incluyan en el software además de los protocolos clínicos de adquisición, todos aquellos que se establecen en los protocolos NEMA.

En estos protocolos se incluyen dos tipos de pruebas, unas encaminadas a estudiar parámetros técnicos del tomógrafo como la resolución, la sensibilidad o la uniformidad y otras a estimar la bondad de las importantes correcciones que intervienen durante la reconstrucción de las imágenes. Aunque son todas relativamente sencillas de realizar no siempre es una tarea sencilla de compaginar con las actividades clínicas de departamento al ser necesario en algunos casos tiempos de adquisición muy largos o contar con caros maniquies estándar. Pero quizá el mayor de los condicionantes lo plantea el contar con ^{18}F a determinadas horas o en determinada concentración, lo que unido a su precio hace cuando menos interesante plantearse un

Punto clave 8

Las pruebas de aceptación son sensibilidad y uniformidad.

Programa de Calidad eficiente y optimizado.

Las pruebas de control de calidad que las casas suministradoras recomiendan para asegurar unos correctos parámetros de funcionamiento son muchas menos y más cómodas de realizar. Algunas compañías incluyen con el tomógrafo, maniqués cilíndricos con una solución sólida de Ge-68 para controlar ciertos parámetros técnicos que establecen como prioritarios o para realizar los estudios de normalización. Esta es una solución cómoda, en especial si no se cuenta con producción propia, pero también cara. Los dos parámetros en cuestión, que son además los únicos que se suelen considerar como pruebas de aceptación del equipo, son la sensibilidad y la uniformidad.

La uniformidad es el indicador más crítico de los cambios en la integridad del sistema y una de las grandes ventajas, desde el punto de vista de la imagen, que ofrece la simetría axial de los tomógrafos de anillo completo. No hay que olvidar que un PET puede llegar a estar formado por más de 10.000 detectores que por su acoplamiento óptico, su posición relativa y otros muchos factores pueden ser el origen de diferencias significativas en su respuesta. Como valor de referencia se aceptan diferencias en la uniformidad de la respuesta de los detectores no superior al 10 %. Para corregir la eficiencia de cada uno de los detectores deben obtenerse unos factores de normalización que permitan a todos ellos generar una respuesta idéntica si están «viendo» la misma fuente de actividad. El protocolo de normalización del tomógrafo se convierte así en la prueba más importante que debe realizar el usuario para

asegurar la integridad en la respuesta del equipo. Se debería realizar semanalmente pero puede demorarse en función de la estabilidad que presente el sistema con el tiempo. Su valoración se hace a diario antes de empezar el primer paciente, aprovechando el control de calidad en el que entre otras cosas se puede controlar si la tendencia en la respuesta de los detectores nos obligará en los siguientes días a realizar una nueva normalización o si existen detectores que se alejan significativamente de la respuesta esperada.

Obtener de un tomógrafo PET sus máximas prestaciones no es una tarea sencilla. La ingente cantidad de detectores y electrónica asociada les hace ser especialmente sensibles a las condiciones del entorno con mención especial para las variaciones de tensión en el suministro eléctrico. Aunque la capacidad de recuperación del equipo tras un incidente de este tipo es bastante buena, puede ser suficiente para que el sistema de detección entre en un proceso de deriva más rápido de lo normal y suficiente para sacar al equipo de especificaciones en uno o dos días. Además de vigilar constantemente su respuesta hay que invertir mucho tiempo en optimizar tus protocolos de adquisición. Con la versión de software instalada en las estaciones de trabajo, se incluyen los más representativos protocolos clínicos para pacientes (cerebro, cuerpo completo, corazón, etc.) con sus correspondientes parámetros de adquisición (tipo de reconstrucción, filtros, etc.). La impresión habitual ante la primera imagen obtenida con estos protocolos «estándar» suele ser bastante desalentadora y su aceptación por defecto, una garantía de modestos resultados. Protocolos que proporcionan imágenes excelentes en fábrica sobre maniqués o que funcionan estupendamente para otros usuarios no son garantía para obtener lo mejor de nuestro equipo aunque son una estupenda guía para conseguirlo. Obviamente los parámetros de adquisición de cada protocolo deberían ser función de cosas tan lógicas como

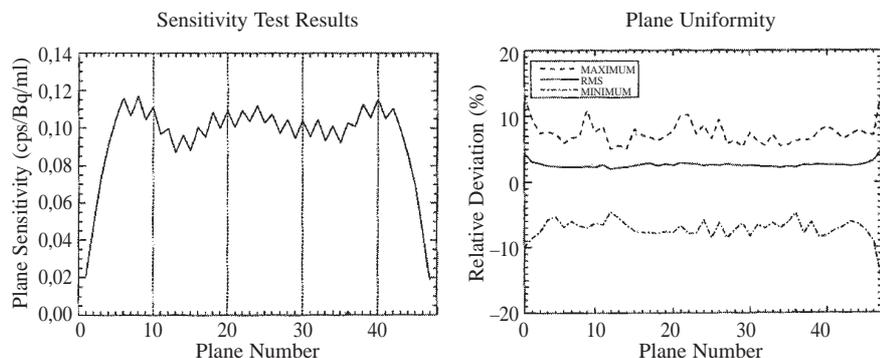


FIG. 8.—Resultados de una prueba de sensibilidad (izda.) y uniformidad de un tomógrafo comercial.

la dosis inyectada, el tiempo y modo de adquisición, períodos de incubación, posibilidades del hardware, situaciones particulares y patología de los pacientes, etc., que son casi exclusivas de cada centro PET. Cada protocolo clínico debe ser configurado en detalle por alguien capaz de intuir las consecuencias de cada modificación y claro está, por el especialista encargado de interpretar las imágenes ya que son en cierta medida sus criterios, los que definen la calidad del estudio. Un proceso de reconstrucción iterativo inapropiado a la estadística de un estudio, probablemente obligue a un proceso de filtrado excesivo para obtener una imagen homogénea. Cada manipulación que sufran los datos aumenta la probabilidad de alterar irremediablemente la distribución real del radiofármaco y la búsqueda de una imagen «bonita» puede acabar con otra cuya capacidad diagnóstica haya sido gravemente mutilada. Resulta especialmente llamativo las tremendas diferencias en la calidad de las imágenes que pueden observarse en las reuniones de usuarios entre idénticos equipos de diferentes centros y países. Obtener ligerísimas mejoras de los parámetros técnicos de un tomógrafo PET requiere inversiones millonarias al tener que acceder a equipos de más alta gama que lo consiguen a costa de multiplicar exponencialmente sus componentes internos y recursos informáticos. Perder mucho más que esa pequeña diferencia no es nada difícil si no se realiza un control de calidad adecuado o no se trabajan a fondo sus protocolos.

BIBLIOGRAFÍA

1. Wieler HJ, Coleman RE. Pet in clinical oncology. Steinkopff Verlag, Darmstadt 2000.
2. Ruhlmann J, Oehr P, Biersack HJ. Pet in oncology. Springer-Verlag Berlin Heiderberg 1999.
3. Bares R, Lucignani G. Clinical Pet. Kluwer Academic Publishers 1996.
4. Richter JA, Martí JM. Pet. Tomografía molecular fundamentos y aplicaciones. Ediciones ESEUVE 1993.
5. Bendriem B, Townsend D. The theory and practice of 3D Pet. Kluwer Academic Publishers.
6. Von Schulthess GK. Clinical positron emission tomography. Lippincott Williams & Wilkins.
7. Phelps M, Cherry S. The changing design of positron imaging systems. Clinical Positron Imaging 1998;1(1):31-45.
8. Documento IEC 62c/205/fdis IEC 61675-1.
9. Spinks T, Jones T. Quality control procedures in positron tomography. Eur J Nucl Med 1989;15:736-40.
10. Karp JS, Daube-Witherspoon ME, Hoffmann EJ. Performance standars in positron emission tomography. J Nucl Med 1991;32:2342-50.
11. Xu M, Cutler PD, Luk W. Adaptative, segmented attenuation correction for wholebody Pet imaging. IEEE Transactions on Nuclear Science 1996;43.
12. Hudson H, Larkin R. Accelerated image reconstruction using ordered subsets of projection data. IEEE Transactions on Medical Imaging 1994;13.
13. Defrise M, Kinahan PE, Tonwsend D. Exact and approximate rebinning algorithms for 3D Pet data. IEEE Transactions on Medical Imaging 1997;16.
14. Grangeat P, Amans JL. A single scatter simulation technique for scatter correction in 3D Pet. Kluwer Academic Publishers 1996.