

Radiobiología

Revista electrónica

ISSN 1579-3087

<http://www-rayos.medicina.uma.es/rmf/radiobiologia/revista/radiobiologia.htm>

[http://www-rayos.medicina.uma.es/rmf/radiobiologia/revista/numeros/RB7\(2007\)148-156.pdf](http://www-rayos.medicina.uma.es/rmf/radiobiologia/revista/numeros/RB7(2007)148-156.pdf)

Radiobiología 7 (2007) 148-156

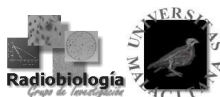
Tomografía por emisión de positrones (PET): evolución y futuro

José A. Ruiz Guijarro

Lic. en Ciencias Físicas. Centro de Investigaciones Médico Sanitaria (CIMES). Universidad de Málaga
Campus de Teatinos. C/ Marqués de Beccaria, 3. 29010 Málaga, España



Edita: Grupo de Investigación de Radiobiología.
Dpto. Radiología y Medicina Física. Universidad
de Málaga (España)



Edita: Grupo de Investigación de Radiobiología
Dpto. Radiología y Medicina Física
Universidad de Málaga (España)

Radiobiología 7 (2007) 148-156

Radiobiología

Revista electrónica

<http://www-rayos.medicina.uma.es/rmf/radiobiologia/revista/radiobiologia.htm>

Tomografía por emisión de positrones (PET): evolución y futuro

José A. Ruiz Guijarro

Lic. en Ciencias Físicas. Centro de Investigaciones Médico Sanitaria (CIMES). Universidad de Málaga

Campus de Teatinos. C/ Marqués de Beccaria, 3. 29010 Málaga, España

Tlf.: 952 13 74 06/07 – 619672919

Resumen

La PET ofrece al diagnóstico por imagen una visión metabólica de muchas enfermedades, como complemento indispensable a la que ofrecen técnicas de carácter anatómico como el TAC o RMN. La evolución de la tecnología PET y especialmente el desarrollo de equipos híbridos PET-TAC, ha supuesto el espaldarazo definitivo para su incorporación a la cartera de servicios de Sistema Nacional de Salud tras demostrar su eficacia y costoefectividad. El potencial asociado a la síntesis de nuevos radiofármacos más específicos y la previsible combinación con otras modalidades de imagen anatómica libres de exposición a radiaciones ionizantes como la resonancia magnética, reafirman aún más su consolidación como prueba de referencia para muchas enfermedades oncológicas y neurológicas.

Palabras clave: PET, imagen molecular, medicina nuclear, radiofármaco.

LA IMAGEN MOLECULAR: APORTACION AL DIAGNÓSTICO

La Tomografía por Emisión de Positrones (PET) es una técnica de Imagen molecular que mediante el uso de radiofármacos permite obtener imágenes de procesos biológicos "in vivo" (Carreras et al, 2.002). El dispositivo de detección que se encarga de ello, el tomógrafo PET, registra la radiación del radionucleido que ha sido ligado a una molécula de interés mediante una síntesis química, ofreciendo su distribución fisiológica o patológica en el organismo. Esta nueva visión "metabólica" de la enfermedad y de los procesos biológicos supone una información fundamental y complementaria a aquella de carácter anatómico aportada por el TAC o RMN (Townsend et al, 2.001). De esta forma ciertos procesos biológicos, como es el caso de las enfermedades oncológicas o neurológicas, son sensibles a la técnica PET en estadios asintomáticos de la enfermedad cuando todavía no existe evidencia de cambios anatómicos por TAC o RMN.

Existen dos aspectos que hacen pensar en un prometedor futuro para la PET. El primero es el hecho de que los principales emisores de positrones (^{11}C , ^{18}F , ^{15}O y ^{13}N) sean elementos fundamentales que están presentes en casi cualquier proceso biológico relevante (Phelps, 2000). Esta circunstancia reduce la posibilidad de marcar casi cualquier molécula biológica de interés, a un problema de síntesis química cuya finalidad sea sustituir el elemento estable por su correspondiente emisor de positrones. Por otro lado la sensibilidad que proporciona la PET para detectar mínimas concentraciones de sustancias en el organismo (del orden de los picomoles) representa actualmente una frontera insuperable para cualquier otra técnica de Imagen.

Correspondencia: José A. Ruiz Guijarro. (jaruiz@fgum.es)

FUNDAMENTOS DE LA PET

Un tomógrafo PET está diseñado para detectar la radiación electromagnética procedente de la reacción de aniquilación de los positrones con los electrones de la materia. Dos principios básicos de la física, el de conservación del momento y de la energía, predicen con exactitud la dirección y energía de los dos fotones de aniquilación (Krane, 1995). Cada uno viajará en la misma dirección y sentidos opuestos portando una energía equivalente a la masa del electrón (o del positrón) en reposo, esto es, 0.511 MeV. A la línea que uniría a los dos detectores opuestos e implicados en la misma aniquilación, se la denomina Línea de Respuesta (LOR). Como la dirección de las LOR's viene definida intrínsecamente por las leyes que gobiernan la interacción de los positrones con la materia y además la aceptación de ambos eventos por parte del sistema (para dar lugar a lo que se denomina una coincidencia real), se realiza electrónicamente en base a criterios energéticos y temporales, se dice que un tomógrafo PET se basa en un sistema de "colimación electrónica". Este aspecto es el principal elemento diferenciador entre un tomógrafo PET y las gammacámaras de Medicina Nuclear con las que, sin embargo, comparte un sistema de detección prácticamente idéntico, basado en cristales de centelleo acoplados a tubos fotomultiplicadores (Von Schulthess GK.). 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 muy buenos resultados (Links, 1998).

A diferencia de los PET, las gammacámaras, que no trabajan en coincidencia, requieren necesariamente para formar las imágenes (gammagrafías), de elementos externos (colimadores) cuya finalidad última es la de definir la dirección de la que procede cada fotón que alcanza el sistema detector. Este proceso de "colimación extrínseca" es mucho menos eficiente que el caso anterior y se traduce en un coste enorme para el sistema en términos de sensibilidad. El razonamiento es fácil de entender si se tiene en cuenta que un colimador no es más que una pieza de material atenuante para la radiación, interpuesta entre fuente y detector, perforada por pequeños agujeros a través de los que sólo una mínima fracción de los fotones emitidos por el órgano estudiado, alcanza el sistema detector.

Otras diferencias que afectan en menor medida a mejorar la sensibilidad de los tomógrafos PET respecto a las gammacámaras es la disposición cilíndrica de la superficie detectora. Además de rodear por completo al paciente se configura mediante unidades independientes llamadas bloques detectores cuya eficacia en el tratamiento de los eventos es superior a la obtenida en el caso de los monocristales de las gammacámaras.

Además de la sensibilidad existe otro parámetro fundamental para un equipo dedicado a la imagen diagnóstica, la resolución espacial (Karp, 1991). En los tomógrafos PET el cristal de centelleo es realmente una matriz de pequeños cristales o en su defecto soluciones técnicas que lo simulan. El tamaño de los cristales que componen la matriz está directamente relacionado con la resolución espacial del tomógrafo PET (Brix et al, 1997). La resolución es la capacidad del sistema para distinguir dos puntos cercanos. El uso de colimadores externos en las gammacámaras define necesariamente una relación inversa entre la sensibilidad y la resolución espacial. La colimación electrónica permite al tomógrafo PET superar esta dependencia y proporcionar aceptables valores de resolución con excelentes niveles de sensibilidad. Buscando este compromiso, los tomógrafos comerciales de alta resolución sitúan su límite de resolución en unos 4 mm. Este valor podría mejorarse de forma considerable como ocurre con los PET para pequeños animales, pero tendría una repercusión económica muy importante a la vez que no estaría justificado desde el punto de vista diagnóstico, especialmente ahora que se dispone de equipos híbridos PET-TAC (Townsend, 2001).

Existen dos fenómenos que de forma intrínseca limitan la resolución espacial de un 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 de algunas décimas de 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 totalmente parado. El principio de conservación del momento

ajusta esta circunstancia alterando ligeramente el ángulo de salida de los fotones de aniquilación ($\Delta\alpha$), que altera los 180° teóricos, en algunos minutos.

Para que una coincidencia sea considerada como válida los dos fotones deben alcanzar sendos detectores enfrentados en un intervalo de tiempo establecido (ventana de coincidencia) que es del orden de los 6-12 nanosegundos y su energía debe superar un umbral mínimo que asegure que no han sufrido dispersiones de importancia en su camino.

Son factores decisivos a la hora de establecer la ventana temporal de coincidencia, la capacidad del cristal de centelleo para producir luz y el tiempo de extinción de dicho pulso. Cuanto mejor sean estas cualidades, menos tiempo necesita el sistema para reconocer el impacto de un nuevo fotón, y mayor su capacidad de registro de eventos por unidad de tiempo, lo que se traduce finalmente en un aumento de sensibilidad. La elevada energía de los fotones de aniquilación afecta negativamente a la capacidad del cristal de centelleo para detener los fotones de aniquilación y dar así lugar a un pulso de luz. Por esta razón la densidad del material es el tercer elemento clave en la elección de un cristal de centelleo dedicado a PET. El cristal de referencia ha sido durante décadas el BGO (Germanato de Bismuto) aunque sus prestaciones han sido superadas por una nueva generación de cristales que encabeza el LSO (Ortosilicato de Lutecio) y el GSO (Ortosilicato de Gadolinio) (Melcher, 1997).

El método empleado por un equipo de PET para almacenar los datos registrados también es bien conocido en Medicina Nuclear. La simetría axial del sistema de detección hace especialmente apropiado 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 (Richter et al. 1994).

Al finalizar una adquisición se cuenta también con 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 en el campo de visión. La representación del número de cuentas registradas en LOR's paralelas constituye lo que se denomina una proyección (Fig. 1). Esta proyección entra a formar parte de la estructura del sinograma como una fila.

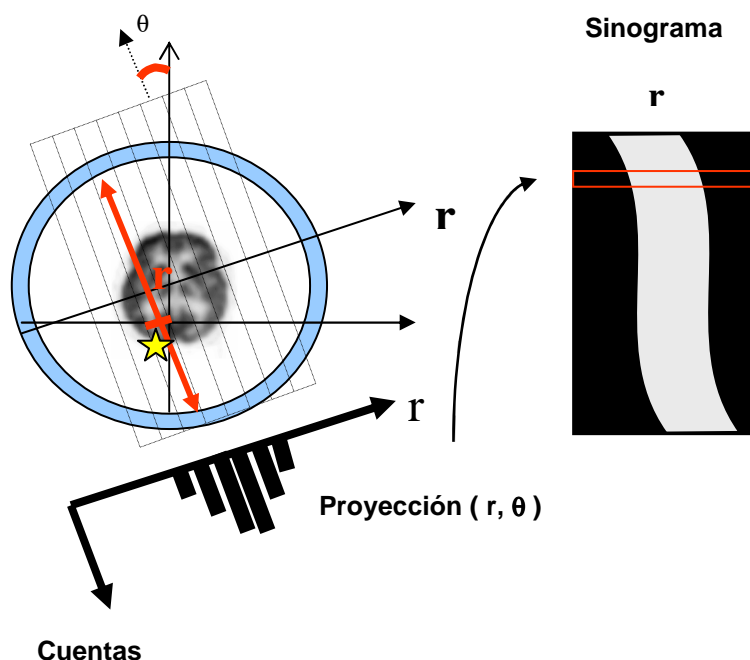


Fig.1 Almacenamiento de datos en sinogramas. Desde el conjunto de datos proyectados se obtiene la distribución "real" del radiofármaco mediante soluciones aproximadas de reconstrucción.

CARACTERIZACION DE ARTEFACTOS

Sin salir del terreno de las soluciones informáticas, la imagen de PET se ha visto beneficiada de un importante esfuerzo por caracterizar y compensar todos aquellos artefactos que alteran la distribución real del trazador como consecuencia de los procesos físicos implicados en la adquisición de los eventos radiactivos o los asociados a la reconstrucción de los datos. Entre los más importantes se encuentran:

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 (Grangeat, 1996). 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 consiste 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 apropiada y en la ventana temporal establecida para cada coincidencia (unos 12 ns para el BGO o de 6 ns para el LSO) 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 singles (fotones cuyos compañeros de aniquilación no impactaron en el campo de visión del tomógrafo) registrados por cada detector 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 radiofármaco en una determinada lesión.

Pérdidas por tiempo muerto (Losses)

El tiempo muerto de un detector se hace mayor a medida que aumenta la tasa de recuento de eventos. 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, las captaciones de alta intensidad presentarían una concentración del trazador inferior a la real que inducirían a un importante error de cara a su cuantificación.

Corrección de atenuación

Es la más significativa de las correcciones que se realiza en una imagen de PET. El hecho de que cerca de un 60% de los fotones sufren algún tipo de atenuación en su camino por alcanzar los detectores, es suficientemente clarificador. Una imagen no corregida por atenuación (imagen de emisión presentará, entre otros inconvenientes, una pérdida 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.2).

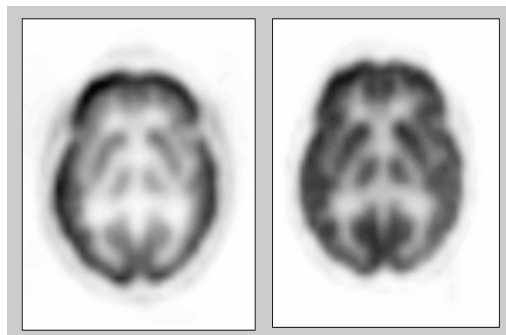


Fig. 2. Corte transaxial de un la imagen de cerebro. La izquierda no presenta corrección de atenuación.

Aunque en ciertos casos puede realizarse teóricamente, los tomógrafos comerciales realizan la corrección de atenuación mediante la imagen de transmisión. 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 (Bleckmann et al, 1999). La imagen de transmisión se realizaba, hasta la aparición de los equipos híbridos PET-TAC, mediante fuentes encapsuladas de ^{68}Ge alojadas en el interior del gantry del tomógrafo. Los resultados eran muy discretos especialmente si se compara con la que es capaz de realizar un TAC. El uso del TAC con esta finalidad supone además una reducción en el tiempo total de la exploración PET cercana al 40% que hace a los equipos híbridos ser mucho más productivos.

CUANTIFICACIÓN DE IMÁGENES PET

Algunas de las ventajas diagnósticas más significativas de la PET es su capacidad para cuantificar la concentración de trazador en las lesiones de una forma sencilla. El radiofármaco más empleado es la 18FDG (2-[18F]fluoro-2-desoxi-D-glucosa) cuya analogía con la glucosa la convierte en un privilegiado estimador de la actividad metabólica que ha mostrado de forma contrastada su utilidad para la detección, estadificación y monitorización de la respuesta al tratamiento en una gran variedad de tumores y enfermedades neurológicas.

La cuantificación de las imágenes de PET es posible gracias a la caracterización y corrección de todos aquellos artefactos que contribuyen a alterar en la imagen obtenida, la distribución real del radiofármaco en el paciente.

Existen varios índices de cuantificación, pero es el SUV (Standardized Uptake Value) el más empleado. Realmente es un índice semicuantitativo que se expresa como:

$$18\text{FDG (Bq/ml)} \times 1000$$

$$18\text{FDG (Bq inyectados)} \times \text{Peso (kg)}$$

es decir, representa una razón entre la captación de una lesión y la que tendría un volumen similar normalizado por el peso del paciente. Este valor que teóricamente ofrece un índice de metabolismo local y por tanto el grado

de malignidad de una lesión, puede verse afectado por diferentes razones como el nivel de glucemia, la distribución fisiológica del trazador en el organismo, el periodo de distribución en el paciente, etc; lo que invita a valorarlo con cierto cuidado (Keyes, 1995). No obstante la sensibilidad de la técnica es tan elevada que las variaciones en los niveles de captación de FDG, representado por el SUV, en muchos tumores pueden llegar a ser apreciables en pocos días tras el tratamiento de una lesión. El nivel de corte benigno/maligno más aceptado de SUVmax (normalizados al peso corporal) es de 2,5-3,0 para tejidos blandos y algo inferior para las lesiones óseas.

En casos de extrema delgadez u obesidad, la grasa puede afectar en la cuantificación real del SUV ya que el compartimento de la grasa corporal no pertenece al volumen de distribución de la FDG. En este caso es recomendable emplear otros índices que normalicen la masa del cuerpo sin grasa, como el LBM (Lean Body Mass, LBM).

IMAGEN MULTIMODALIDAD

La limitación anatómica de la PET supone en muchos casos la necesidad de contar con un estudio morfológico de alta resolución como el TAC o la RMN para determinar la localización exacta de una lesión (Fig. 3). En determinadas situaciones clínicas donde la anatomía del paciente es compleja o está alterada por cirugía o tratamiento, la correlación de imágenes anatómicas no concluyentes con las de la PET, son de vital importancia para el diagnóstico.

Si a todo ello le añadimos la considerable reducción del tiempo por exploración que permite la corrección de atenuación mediante TAC (pocos segundos frente a 20 minutos del método tradicional), la comodidad que supone para el paciente y el potencial aumento en la productividad del equipo, no es de extrañar el vertiginoso crecimiento que está teniendo la técnica desde la aparición de los equipos híbridos PET-TAC (Shreve, 2000).

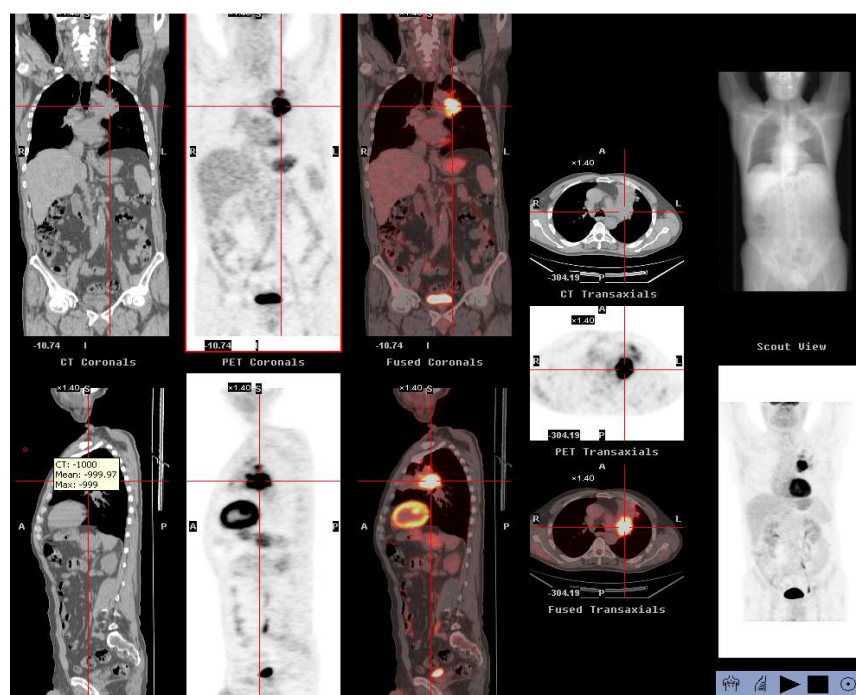


Fig. 3. Imagen de TAC, PET y fusión de ambas de un estudio de cuerpo completo con FDG.

EVOLUCIÓN DE LA TÉCNICA PET

La evolución de la tecnología PET en los últimos 5 o 6 años ha sido sorprendente. Los diferentes desarrollos técnicos incorporados a los tomógrafos comerciales en este corto periodo de tiempo, han multiplicado por un factor 15 la sensibilidad de los equipos a la vez que han reducido a la mitad el tiempo de exploración (Phelps, 1998).

Algunas de estas mejoras se han comentado anteriormente (nuevos cristales, equipos híbridos). Otras de las aportaciones más interesantes y decisivas en la evolución de la PET lo han supuesto la incorporación de los métodos iterativos de reconstrucción y el modo de trabajo 3D. Hace unos años los tomógrafos PET sólo podían adquirir y procesar los datos en modo 2D. Hubo un periodo donde convivieron ambos métodos y actualmente los nuevos tomógrafos comerciales trabajan exclusivamente en modo 3D (Defrise et al, 1997). La capacidad para operar en dichos modos depende de un conjunto de anillos retráctiles de tungsteno llamado septa y por supuesto 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 del órgano estudiado 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 dan lugar la imagen, tienen comienzo y final en distintos anillos detectores (Bendriem et al, 1998). Las ventajas de trabajar en modo 3D son aplastantes. Se consiguen tasas de recuento durante la exploración entre cinco y ocho veces mayores que haciéndolo en modo 2D lo que se traduce en una imagen de mejor calidad. Emplea por término medio la mitad de dosis que en 2D lo que además de suponer un ahorro de radiofármaco permite una considerable reducción de la exposición que sufren pacientes y personal profesionalmente expuesto.

Las técnicas iterativas de reconstrucción representan otra importante contribución a la PET respecto a los resultados obtenidos tradicionalmente mediante a otros métodos como la Retroproyección Filtrada (FBP). La reconstrucción iterativa es una aproximación estadística que emplea la 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. 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, los verdaderos problemas asociados a su uso han sido el tamaño de las matrices de transición que genera y la convergencia a soluciones reales cuando hay una presencia significativa de ruido. El desarrollo de la potencia computacional de los nuevos sistemas informáticos en los últimos años, ha favorecido una incorporación natural de este tipo de tratamiento de datos a la rutina médica.

Existen varios tipos de técnicas iterativas disponibles (OSEM, RAMLA,...) en las que se definen dos parámetros: número de iteraciones y número de subconjuntos ordenados (Hudson et al, 1994). En este proceso es importante no olvidar que, en general, los datos en Medicina Nuclear vienen acompañados de una componente de ruido significativa. Este ruido está caracterizado por las altas frecuencias que desgraciadamente son las mismas que se necesitan para definir en una imagen las estructuras detalladas. De esta forma en un proceso iterativo inapropiado se corre el peligro de amplificar este ruido en el intento por alcanzar un grado de definición excesivo en la distribución del trazador.

RESPUESTA DEL MERCADO

La respuesta del mercado y la evolución de la tecnología PET es un aspecto interesante de valorar durante estos años de posicionamiento de la técnica. Tras la aparición de los primeros equipos convencionales de PET surgió, a finales de los noventa, una corriente encaminada a reducir el coste de las exploraciones PET al ser este aspecto un factor limitante para integrar la prueba en la cartera de servicios de los sistemas de salud. Se diseñaron equipos PET dedicados de bajo coste, se intentó compatibilizar en un mismo equipo exploraciones de Medicina Nuclear convencional con las de PET mediante equipos mixtos PET/SPECT y hasta se valoraba la posibilidad de no hacer corrección de atenuación para reducir así el tiempo de exploración (Patton, 1999).

El mercado demostró que la disminución de prestaciones y su repercusión en la calidad de los estudios, no era la solución apropiada y que si la PET debía justificar su presencia entre el grupo de privilegio de las técnicas de Imagen, sería en otros términos. Como resultado los fabricantes enfocaron sus estrategias en dirección totalmente opuesta y decidieron desarrollar equipos híbridos de máximas prestaciones sin reparar en su precio. Este momento marcó un punto de inflexión en el desarrollo e implantación de la técnica con un crecimiento tan inesperado que ha llevado a doblar o incluso casi triplicar los más generosos ratios manejados por los expertos sobre la proporción natural de tomógrafos PET por millón de habitantes. A ello ha contribuido de manera especial la aceptación por parte de otras especialidades médicas (oncología, radioterapia, etc) de una imagen multimodalidad en la que la información funcional de la PET, es por primera vez valorable sobre un soporte anatómico incuestionable y familiar para ellas. El otro factor determinante ha sido la coincidencia en el tiempo con la publicación de los magníficos resultados clínicos de la PET desde los numerosos estudios llevados a cabo durante años por los diferentes grupos médicos que han trabajado durante años en la difusión de la técnica.

POSICIÓN DE LAS INSTITUCIONES SANITARIAS

El resultado de la valoración, en términos de costoefectividad de la prueba, es la publicación por parte de la Agencia española de Tecnología de diferentes documentos en los que se recoge el claro beneficio de incluir la PET y el PET-TAC entre la cartera de servicios públicos. El último de ellos publicado en noviembre de 2005, es concluyente (Informe AETS, 2005):

1. Ha evitado tratamientos innecesarios en un 76% de los casos
2. Ha evitado pruebas diagnósticas invasivas y con riesgo en un 76% de los casos.
3. Ha cambiado el tratamiento previsto en un 79% de los casos.
4. Modificó el diagnóstico y el estado tumoral en un 57% de los casos.
5. Detectó nuevas lesiones en un 39% de los casos.

Como consecuencia en septiembre de 2006 se publica un RD 1030/2.006 en el que se incluye la PET y PET-TAC en la cartera de servicios comunes del Sistema Nacional de Salud.

FUTURO DE LA PET

De todo lo anteriormente comentado es fácil deducir que el futuro de la PET es muy prometedor y es, ya en estos momentos, una de las pruebas fundamentales en el diagnóstico por Imagen. A la vista del ritmo en los avances de la tecnología y del desarrollo de nuevos radiofármacos, cada vez más específicos, es de esperar numerosos y esperanzadores desarrollos en la técnica PET.

Quizás uno de los primeros será la aparición comercial de nuevos equipos híbridos donde el soporte anatómico se realice con Resonancia magnética en sustitución del TAC (Ciprian C, 2006). No hay que olvidar el vertiginoso aumento de la dosis colectiva que suponen las exposiciones de carácter médico a la población y a las que el TAC es su máximo contribuyente. Es indudable la aportación, en algunos casos, del TAC a la exploración PET, pero también es cierto que la realización sistemática del TAC (habitualmente de calidad diagnóstica, con lo que ello supone a la dosis que recibe el paciente) en todas las exploraciones PET debería racionalizarse. Se estima que la dosis por el TAC puede superar en tres o cuatro veces la dosis al paciente respecto a la que recibe por la administración del radiofármaco (¹⁸FDG).

REFERENCIAS

- Bendriem B, Townsend D. The theory and practice of 3D PET. Kluwer Academic Publishers. Netherlands 1998.
- Bleckmann C, Dose J, Bohuslavski K, et al. Effect of attenuation correction on lesion detectability in FDG PET of breast cancer. J Nucl Med. vol 40 N 12. 2021-2023.1999
- Brix G, Zaers J, Adam L, et al. Performance evaluation of a whole body PET scanner using NEMA protocol. J Nucl Med Vol. 38 No 10. 1614-1631. 1997
- Carreras JL, Lapeña L, Asensio C. PET en Oncología. Cap 1 y 2. Nova Sidonia. 2002
- Ciprian C, Yibao Wu, Martin S Judenhofer, Jinyi Qi, et al. J Nucl Med 2006; 47:12:1968
- Defrise M, Kinahan PE, Tonwsend D. Exact and approximate rebinding algorithms for 3D Pet data. IEEE Transactions on Medical Imaging Vol. 16 1997
- Grangeat P, Amans JL. A single scatter simulation technique for scatter correction in 3D Pet. Kluwer Academic Publishers 1996.
- Hudson H, Larkin R. Accelerated image reconstruction using ordered subsets of projection data. IEEE Transactions on Medical Imaging Vol. 13 1994
- Karp JS, Daube-Witherspoon ME, Hoffmann EJ. Performance standars in positron emission tomography. J Nucl Med 32 2342-2350 . 1991
- Keyes J. SUV: Standar Uptake or silly useless value. J Nucl Med 1.995; 36: 1836-1839
- Krane K. Introductory Nuclear Physics. John Wiley & sons. New York, Chichester, Brisbane, Toronto, Singapore. 1995
- Links J.M. Advances in nuclear medicine instrumentation: consideration in the design and selection of an imaging system. Eur J Nucl Med. Vol. 25 No 10, 1453-1465. 1998
- Melcher C. Scintillation crystals for PET. J Nucl Med Vol.41 No 6.1052-1055.2000
- Patton A, turkington T. Coincidence imaging with a dual-head scintillation camera. J Nucl Med Vol. 40. No 3. 432-441. 1999
- Phelps M. PET: the merging of biology and imaging into molecular imaging. J Nucl Med Vol. 41 No 4. 661-680. 2000
- Phelps M, Cherry S. The changing design of positron imaging systems Clinical Positron Imaging Vol. 1 No. 1, 31-45. 1998
- Richter JA, Martí JM. Pet. tomografía molecular fundamentos y aplicaciones Ediciones ESEUVE 1994
- Shreve P. Adding structure to function. J Nucl Med. Vol. 41 No 8. 1380-1382. 2000
- Townsend DW. A combined PET-CT scanner: the choices. J Nucl Med 2001; 3:533-4.
- Townsend DW, Cherry SR. Combining anatomy with function: the path to true image function. Eur Radiol 2001; 11: 1968-74
- Uso tutelado de la Tomografía por Emisión de positrones. Informe de evaluación de Tecnología Sanitaria nº 45. Noviembre 2.005. Madrid
- Von Schulthess GK. Clinical positron emission tomography. Physical principles and practical aspect of clinical PET imaging. Cap 1-6. Lippincott Williams & Wilkins