

Dr. José Antonio Serna Macías,¹
Dra. Ma. Consuelo Izquierdo Fierros²

Física e instrumentación de la Tomografía por Emisión de Positrones/Tomografía Computarizada

RESUMEN

Antecedentes: La Tomografía por Emisión de Positrones (PET) proporciona imágenes y permite estudiar de forma cualitativa e incluso medir y cuantificar diversos procesos bioquímicos en función del radio fármaco utilizado. Las imágenes de Tomografía Computarizada (TC), presentan limitaciones como es la diferenciación entre tejido tumoral o fibrótico como consecuencia de tratamiento quirúrgico.

Conclusión: El PET/CT es una tecnología en continua evolución. En el futuro se esperan nuevos diseños, mecanismos más rápidos, con mayor poder de detección, cristales centelleadores con mejores características físicas.

Palabras clave: Tomografía por Emisión de Positrones, Tomografía Computarizada, imágenes.

continúa en la pág. 238

¹ Del Departamento de Medicina Nuclear y PET y ² del Curso PET/CT UNAM del Hospital Ángeles del Pedregal. Camino a Santa Teresa No. 1055, Col. Héroes de Padierna, 16700, México, D.F.
Copias (copies): Dr. José Antonio Serna Macías E-mail jserna@saludangeles.com

Antecedentes del PET/CT

La tecnología PET/CT (Tomografía por Emisión de Positrones-Tomografía Computarizada) consta de un tomógrafo híbrido que combina dos técnicas diferentes de imagen PET y TC, en un único dispositivo (*Figura 1*).

La PET proporciona imágenes funcionales y permite estudiar de forma cualitativa e incluso medir y cuantificar diversos procesos bioquímicos (metabolismo celular, flujo sanguíneo, síntesis proteica, receptores, etc.) en función del radio fármaco utilizado, pero aunque el PET tiene una gran resolución de contraste, su resolución espacial es baja (en el rango de 4-6 mm y con la limitación física de 2 mm).¹

Por el contrario la TC constituye una técnica de imagen estructural con una alta resolución espacial que permite un reconocimiento anatómico casi exacto y que cuando se administra contraste intravenoso ofrece información sobre el flujo vascular y sobre la permeabilidad tisular. Sin embargo, las imágenes de TC presentan serias limitaciones como es la diferenciación entre tejido tumoral o fibrótico como consecuencia de trata-

miento quirúrgico y/o radioterapéuticos recibidos previamente o en la caracterización de adenopatías tumorales que no hayan sufrido cambios de tamaño o en la valoración de metástasis hepáticas isodensas. Así que al combinar ambas técnicas en un sistema integrado nos permite corregistrar ambos tipos de imágenes anatómicas y metabólicas permitiendo suplir las carencias de una con los beneficios de la otra (*Figura 2*).



Figura 1.

ABSTRACT

Background: Positrons Emission Tomography (PET) provides images and allows qualitatively studying and even measuring and quanti-

fying several biochemical processes in terms of radiation drug used. Computed Tomography images (CT), has some limitations as the differentiation between tumoral or fibrotic tissue as a consequence of surgical treatment.

Conclusion: PET/CT is a technology continuously evolving-

New designs, faster mechanisms, with higher detection power, scintillation crystals with better physical characteristics are expected.

Key words: Positrons Emission Tomography (PET), Computed Tomography, imaging.

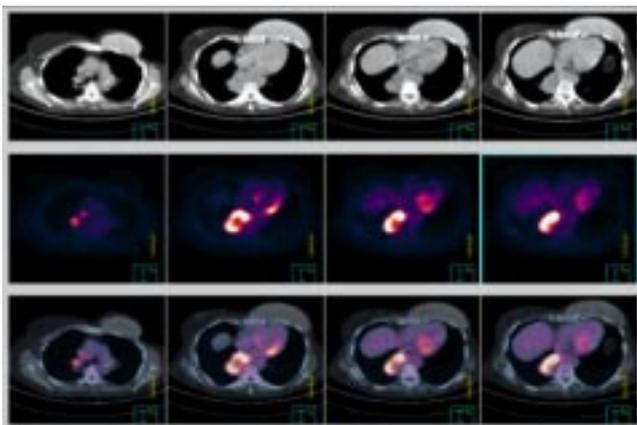


Figura 2.

Para poder entender el principio de esta tecnología explicaremos concretamente sobre aspectos físicos de las radiaciones ionizantes, el decaimiento radiactivo, la forma de detección de los equipos PET/CT y la importancia de la corrección de atenuación con fuente externa y con el componente CT del equipo híbrido.

Física e instrumentación

Se ha descrito ampliamente sobre los átomos y la estructura de las moléculas, los cuales representan las propiedades físicas y químicas de los elementos.

Con lo que respecta a la estructura del átomo, en su núcleo se encuentran los protones (P) y neutrones (N) por lo que un núclido es una combinación específica de P y N dentro del núcleo; a esta combinación se le describe como número atómico o Z (que indicara el nombre del elemento). Por otro lado, se encuentran los electrones orbitales (e). Cuando estos átomos se encuentran en equilibrio, es decir $P + N = e$, el átomo se encuentra estable. En la tabla periódica de los elementos existen 110 estables de los cuales 83 son naturales.

Los elementos que no son estables son los radionúclidos, los isótopos con diferentes formas de un mismo elemento, es decir son aquellos que poseen igual número atómico, pero diferente número másico. Existe una tabla de elementos inestables, los cuales son aproximadamente 2000, en dicha tabla se encuentran básicamente seis tipos de elementos dentro de los que tenemos:

- Emisores preponderantemente beta positivos de existencia no demostrada.
- Emisores de positrones, los cuales son los que se utilizan en el equipo PET.
- Isótopos estables.
- Emisores preponderantemente beta negativos.
- Emisores beta positivos y beta negativos.
- Emisores preponderantemente alfa, los cuales no tienen uso en la práctica médica.^{1,2}

En la naturaleza existen básicamente tres tipos de radiaciones:

- Partículas Alfa.** Las cuales son núcleos de helio (2P y 2N), estas partículas son altamente dañinas y muy poco penetrables, incluso pueden ser detenidas con una hoja de papel; aunque en forma líquida o gaseosa producen alta daño a los tejidos y como se refirió anteriormente no son útiles con fines médicos.
- Partículas Beta.** Son aquellas que tienen electrones con carga negativa (electrones) y carga positiva (positrones) son medianamente penetrantes y estas últimas partículas son principio físico de la aniquilación de pares en el cual se sustenta las bases de los equipos PET.
- Partículas Gamma.** Son radiación electromagnética, altamente penetrable y muy poco dañina, motivo por el cual es usada con fines de diagnóstico médico en Medicina Nuclear Convencional.^{1,2}

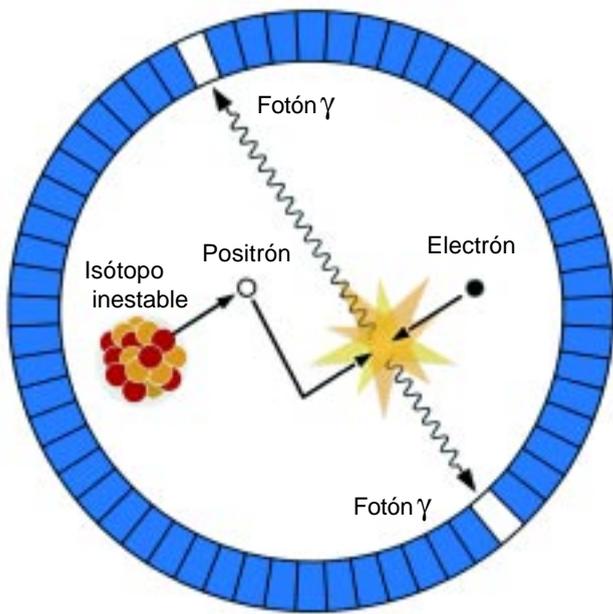


Figura 3.

PET/CT

Principio físico

El elemento más utilizado en las imágenes PET es el flúor 18 (emisor de positrones) que es un elemento inestable y que emite positrones al tratar de alcanzar su estabilidad, estos positrones emitidos interactúan con los electrones del tejido, produciendo una aniquilación positrón - electrón, emitiendo dos fotones, cada uno de 511 keV, que salen en un ángulo aproximado de 180 grados.

Dentro de los tejidos lo que sucede después de aplicar el radionúclido por vía intravenosa es la emisión de un positrón que viaja a corta distancia, teniendo una interacción similar como la del electrón lo que genera que la partícula interactúe, excitando e ionizando átomos cercanos, cuando el positrón ha perdido casi toda su energía, éste interactúa con el electrón más cercano, resultando en la creación de dos fotones. Esta aniquilación nos da una conservación de energía materia y momento, lo que se refiere a la producción de dos partículas que se aniquilan y se separan en dirección opuesta^{1,3,4} (Figura 3).

En las imágenes PET como en cualquier otra técnica de imagen no todos los eventos adquiridos contribuyen para la señal, las contribuciones del ruido de fondo incluyen una serie de fotones que se dispersan antes de su detección y fotones de dos aniquilaciones no relacionadas, las cuales son erróneamente asignadas a una señal lineal de emisión del positrón.

En la adquisición de las imágenes existe el evento de dispersión en el cual uno o ambos fotones van a interactuar en el tejido antes de que alcancen los detecto-

res, por lo tanto, este evento es asignado incorrectamente a una línea de unión entre ambos detectores. El nivel de dispersión que primero se debe al efecto Compton (dispersión de la energía residual), se caracteriza principalmente por la fracción de dispersión, el ruido de dispersión y el número total de eventos.

Otro evento que está en relación con la radiación de fondo son las coincidencias al azar (Random) que son fotones pares p1 y p2 de una aniquilación de pares de diferentes eventos no correlacionados, que llegan a los detectores dentro del mismo tiempo de ventana electrónica (2p), la cual define a la coincidencia *per se*. El índice de coincidencias al azar se incrementa linealmente y cuadráticamente con la amplitud de la ventana, excepto en rangos muy pequeños, con el índice de fotones únicos interactuando en los detectores (Figura 4).

Estos procesos de radiación de fondo introducen un perjuicio en la reconstrucción de las imágenes, que puede ser reducido y eliminado por la medición o la modelación de cada uno de los procesos, aunque generalmente a expensas o incremento del ruido de la imagen.

Los fotones dispersos pueden en un principio ser identificados desde la pérdida de energía en los procesos de dispersión y rechazados usando un simple umbral de energía simple; sin embargo, la resolución de la energía de los equipos PET actuales es incapaz de distinguir en forma certera los fotones de 511 keV dispersos de los no dispersos, por arriba de cierto umbral de energía que puede ser tan bajo como 350 keV de algunos centelleos, por lo tanto en adición a un umbral de baja energía sofisticado, modelos de corrección de dispersión han sido diseñados para quitar la dispersión residual perjudicial.^{4,5}

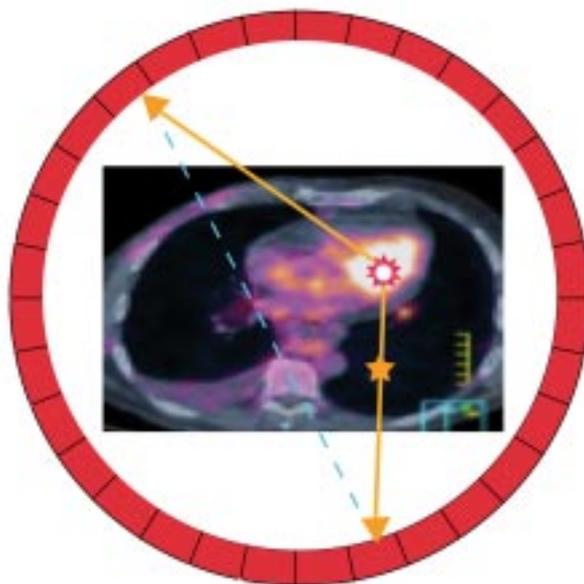


Figura 4.

La dispersión de fondo no puede ser medida directamente y, por lo tanto, debe ser estimada de los datos obtenidos. En una imagen típica de PET, aun después de colocar un umbral de baja energía, la fracción de los eventos totales de la imagen que son por coincidencia dispersa es de 8 a 10% en una imagen bidimensional (2D) y por arriba de 45% en una imagen tridimensional (3D).³

El índice de coincidencias al azar son proporcionales al cuadrado de la radiación que incidentalmente actúa sobre los detectores. Esta radiación no sólo alcanza el campo de visión del equipo (FOV) también la radiación fuera del FOV del equipo.

El evento al azar puede ser estimado de los índices solos y del tiempo de la ventana de coincidencia o de la medición directa de los eventos adquiridos tardíamente y que se encuentran fuera de la ventana del tiempo^{6,7} (Figura 5).

La ventaja de la medición directa de los eventos Random es que estos se pueden contar en cualquier variación espacial en la distribución, mientras que la desventaja es que, como una medición, ésta incrementa el ruido de la imagen cuando los eventos Random son sustraídos de los eventos guías.^{5,8}

Detectores/cristales

El detector PET ideal se debería caracterizar por un alto poder para detener los fotones incidentes de 511 KeV (el de Germanato de Bismuto(BGO) es de 1,280 kcps/mCi/mL; el de Oxiortosilicato de Lutecio (LSO) de 780 y el de Oxiortosilicato de Gadolinio (GSO) de 700) por su capacidad para producir un corto y muy intenso haz de luz (foto fluorescencia) por medir de forma exacta la energía y tener un tiempo muerto corto.

Los tipos de cristales más frecuentemente utilizados en los detectores PET son el GSO, BGO y el LSO, este último aporta mayor contaje que los anteriores y permite adquisiciones más rápidas, de 2-3 min por cada posición de la camilla sin comprometer la capacidad de detección de las lesiones en comparación con los 4-6 min que requiere la PET con cristales de BGO⁶⁻⁸ (Figura 6).

Reconstrucción de las imágenes PET/CT

Las imágenes PET son reconstruidas por el procedimiento iterativo y se dispone de ellas pocos minutos después de finalizar su adquisición.

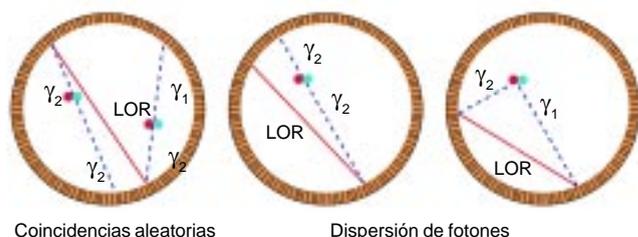


Figura 5.

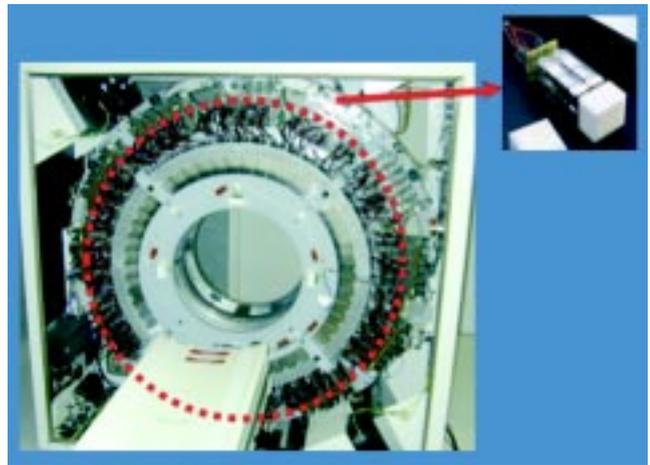


Figura 6.

Diversos efectos físicos pueden alterar la interpretación de los estudios PET, entre ellos el de mayor influencia es el ocasionado por la atenuación de los fotones, tanto en la valoración cualitativa como cuantitativa de dichas imágenes. Las imágenes sin corrección de la atenuación presentan el característico anillo de aumento aparente de intensidad a lo largo de la periferia del cuerpo y una menor captación en los órganos internos. La limitada resolución espacial del estudio PET generalmente conduce a una sobreestimación del tamaño de la lesión, con un incremento en la captación respecto a los tejidos adyacentes. Además la forma de las lesiones puede estar distorsionada en la imágenes no corregidas por atenuación. Por todo ello es importante realizar la corrección de la atenuación que es imprescindible para el análisis semicuantitativo de la captación del radiotrazador, por ejemplo, para el cálculo del SUV (valor estandarizado de captación).^{7,8}

Esta corrección de atenuación de los datos de emisión se realiza mediante un mapa de atenuación creado a partir de los estudios de transmisión. En los tomógrafos PET dedicados, la corrección de atenuación se realiza con el Scan de transmisión adquirido con una fuente externa de Ge-68, con un bajo flujo de fotones monoenergéticos de 511 KeV, mientras que en los PET/CT los datos de transmisión derivan de la TAC^{3,5,8} (Figura 7).

Existen algunas diferencias entre la corrección de la atenuación realizadas con TC y con Ge-68:

- Por un lado, el proceso de corrección de la atenuación a partir de la TC presenta la ventaja de realizarse en mucho menos tiempo que con el Scan PET de transmisión (entre 2 a 15 min por FOV), lo que reduce de manera significativa el tiempo global del estudio de los 45-60 minutos que puede tardar un PET a los 10-20 minutos de un PET/CT. Esto además de mayor comodidad

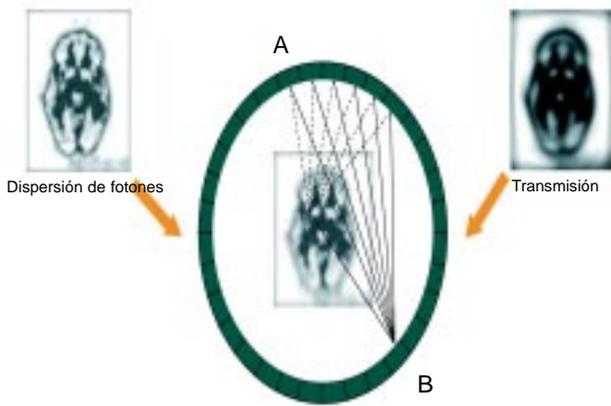


Figura 7.

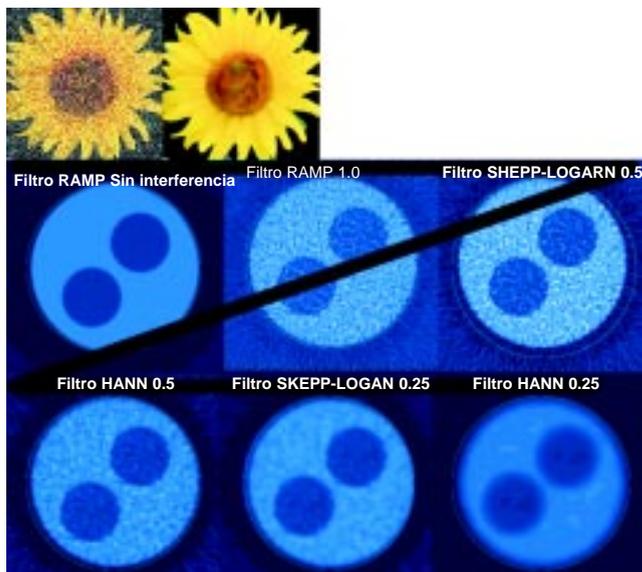


Figura 8.

para el paciente, supone un incremento o eficiencia de la prueba de 25 o 50% según varios autores.⁶⁻⁸

- Por otro lado, las imágenes de emisión obtenidas por TC ofrecen una mayor resolución espacial, mayor contraste y menos ruido que las obtenidas por PET dedicado. El mapa de atenuación generado a partir de TC es de alta calidad estadística lo que contribuye a reducir los artificios debidos al ruido en el proceso de corrección de la atenuación. Esto se traduce en una mejor localización anatómica de las lesiones además del corregistro simultáneo con las imágenes PET.⁹

- La atenuación de los fotones de aniquilación de 511 KeV ocurre por efecto de dispersión Compton mientras que la atenuación de fotones de los rayos X del CT que son de menos energía se producen fundamentalmente por efecto fotoeléctrico, la probabilidad de que se produzca el efecto fotoeléctrico aumenta de forma exponencial con el número atómico efectivo elevado a cuatro y es mayor que el calcio (huesos), bario y yodo (agentes de contraste) en comparación con el agua y tejidos blandos. En cambio la probabilidad de dispersión Compton se relaciona linealmente con la densidad de electrones.⁷⁻⁹

Dado que existe una gran diferencia entre los 511 KeV de los fotones gamma procedentes de la aniquilación de los positrones y los fotones de los tubos de rayos X del CT que oscilan entre los 110-140 KeV, éstos no pueden utilizarse directamente para corregir los datos de emisión de PET, por lo que se han diseñado algoritmos como la segmentación o el escalamiento para corregir esta diferencia en los diferentes tejidos y asegurar una adecuada corrección. En caso de utilización de contraste parece que la segmentación es el mejor método para convertir los datos de la TC en la creación del mapa de atenuación.¹⁰

- La corrección de atenuación realizada con fuente de Ge-68 también depende de otros factores, por ejemplo, de los filtros empleados en la reconstrucción de las imágenes^{3,4,10} (Figura 8).

Conclusión

El PET/CT es una tecnología en continua evolución. En el futuro se esperan nuevos diseños, mecanismos más rápidos, con mayor poder de detección, cristales centelleadores con mejores características físicas, incluso que los LSO, que, además de una mejora tecnológica, supongan una reducción en el tiempo de exploración. Otro factor que se espera evolucione es la creación y utilización de otros radiofármacos más específicos que la FDG para los diferentes tumores.¹⁰

Como toda tecnología nueva es necesario nuevas mejoras en el despliegue de las imágenes y crear nuevas herramientas de navegación que permitan una visualización de los estudios PET/CT más eficiente, en menos tiempo y de forma mas intuitiva y sencilla, lo que nos permitirá una mayor utilidad diagnóstica con un gran impacto clínico y económico.^{1,3,7,10}

Referencias

1. Beyer T, Townsend DW, Brun T, Kinahan PE, et al. A combined PET/CT scanner for clinical oncology. *J Nucl Med* 2000; 41: 1369-79.
2. Schoder H, Erdi YE, Larson SM, Yeung HW. PET/CT: a new imaging Technology in Nuclear medicine. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* 2003; 30: 1419-27.
3. Ratib O. PET/CT Image Navigation and Communication. *J Nucl Med* 2004; 45: 45S-55S.
4. Townsend DW. Physics and instrumentation for PET. *Clinical PET and PET/CT Imaging Syllabus* 2007; 9-22.
5. Visvikis D, Costa DC, Crossdale I, Lonn AH, Bomanji J, Gacinovic S. Ell Based attenuation correction in the calculation of semi-quantitative indices of (18) F-FDG uptake in PET. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* 2003; 30: 588-96.
6. 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.
7. Burger C, Goetres G, Schoenes S, Buck A, Lonn AH, on Shultthess GE. 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.
8. Tarantola G, Zito F, Gerundini P. PET instrumentation and reconstruction algorithms in Whole body applications. *J Nucl Med* 2003; 44: 756-69.
9. Ziessman HA, Malley JP, Thrall JH. Los requisitos en Radiología. Cap 10. Edit. Elsevier 2007; p. 303-45.
10. Turkington TG. Pet physics and pet instrumentation. Principles and practice of pet and PET/CT. Cap 3. 2008; p. 47-68.

anales de
RADIOLOGÍA
MÉXICO

Les invita a visitar la página web

de la Sociedad Mexicana de Radiología e Imagen, A.C.

www.smri.org.mx

