

ARTÍCULO ESPECIAL

Gac Med Bilbao. 2022;119(4):240-249



Principios básicos de la tomografía de emisión de positrones PET/CT para profesionales de la Salud

Bejarano-Buele Ana-Isabel^a, Aldoulah Zaid-Ali^b, Noboa-Jaramillo Adriana^c

(a) *Universidad Técnica Particular de Loja y Erlanger Cancer Center. Departamento de Medicina Nuclear. Física Médica. Loja, Ecuador*

(b) *Universidad de Toledo. Departamento de Ciencia y Tecnología. Experto en sistemas de comunicación, control, electrónica e inteligencia artificial. Universidad de Toledo*

(c) *Nuclear Medicine World Ecuador. CEO. Quito, Ecuador*

Recibido el 18 de febrero de 2022; aceptado el 14 de noviembre de 2022

PALABRAS CLAVE

Cambios metabólicos.
PET.
Deoxiglucosa
Resolución espacial.
Sensibilidad específica.

Resumen:

Objetivos:

Identificar principios básicos de la tomografía de emisión de positrones PET/CT para profesionales de la salud.

Materiales y Métodos:

El estudio fue descriptivo, documental y analítico. Se analizaron tecnologías con tomografía PET/CT, dirigido a profesionales de la salud, especialmente en el ámbito de la radiología.

Resultados:

Durante estos años se han introducido varias modificaciones en los equipos PET. En la actualidad, el equipo PET-CT tiene dos gantry: gantry de Tomografía Computarizada y gantry de PET. La adquisición de la tomografía se realiza primero y luego el equipo mueve al paciente hacia el gantry del PET.

Conclusión:

El proceso de detección de los rayos gamma hasta la reconstrucción de una imagen es en sí fascinante, siempre y cuando se tenga en cuenta que a cada paso se añaden incertidumbres de manera cuantitativa y cualitativa. En el empleo clínico, estas incertidumbres deben de ser reducidas para que no afecten a la calidad de la imagen y al diagnóstico.

© 2022 Academia de Ciencias Médicas de Bilbao. Todos los derechos reservados.

Basic principles of PET/CT positron emission tomography for health professionals

Abstract:

Objective:

To identify basic principles of PET/CT positron emission tomography for health professionals.

Materials and Methods:

The study was descriptive, documentary, and analytical. Technologies with PET/CT tomography, aimed at health professionals, especially in the field of radiology, were analysed.

Results:

Several modifications have been made to PET equipment over the years. Currently, PET-CT equipment has two gantries: CT gantry and PET gantry. The acquisition of the CT scan is performed first and then the machine moves the patient to the PET gantry.

Conclusion:

The process from gamma detection to image reconstruction is fascinating, as long as it is taken into account that at each step uncertainties are added quantitatively and qualitatively. In clinical use, these uncertainties must be reduced so that they do not affect image quality and diagnosis.

© 2022 Academia de Ciencias Médicas de Bilbao. All rights reserved.

KEYWORDS

Metabolic changes.
PET.
Deoxyglucose.
Spatial resolution.
Specific sensitivity.

Introducción

La Imagenología Molecular permite visualizar de manera no invasiva los procesos moleculares en los organismos vivos. En el campo de la Imagenología Molecular, podemos nombrar algunos ejemplos como lo son la Resonancia Magnética (MRI) y la Medicina Nuclear. Las siglas "PET" provienen de "Positron Emission Tomography" lo que se traduce al español como "Tomografía de Emisión de Positrones". Las imágenes PET contienen información metabólica con poca ubicación estructural o morfológica. La integración de la tomografía computarizada (CT) es necesaria para poder ubicar fácilmente lesiones en el plano anatómico y también para corregir la atenuación de la imagen PET, conociéndose este estudio fusionado o híbrido como PET-CT.

La popularidad de esta modalidad para el diagnóstico, estadiaje y seguimiento de enfermedades está en auge en el área de oncología. Se ha estudiado el uso de PET CT para la evaluación de varios tumores incluyendo a nódulos pulmonares solitarios, carcinoma pulmonar de células no pequeñas, linfomas, melanomas, cáncer de mama y cáncer colorrectal. Mientras las imágenes de resonancia magnética y rayos x dependen de cambios anatómicos, el PET puede mostrar cambios metabólicos en aquellos tejidos que aún no presentan modificaciones morfológicas. Esta modalidad también es usada para el seguimiento de los pacientes tras quimioterapia o resección quirúrgica de tumores, ya que en muchos casos la apariencia en CT o MRI está modificada por los cambios postoperatorios o tejido de cicatrización^{1,2,3}.

Este avance tecnológico es el producto de varias disciplinas incluyendo la física, la ingeniería, la farmacia y la medicina. En 1951 se propuso la primera aplicación médica con positrones. En los años setenta se perfeccionaron las técnicas de reconstrucción de imágenes de PET. En 1973, Michael Phelps y Edward Hoffman de la Universidad de Washington junto con ejecutivos de compañías de instrumentación, desarrollaron los primeros escáneres PET⁴. En el año 2000, la revista Time denominó al PET-CT como la invención del año⁵. Desde su comercialización en 1975 hasta la presente fecha, los escáneres PET han evolucionado en términos de calidad de imagen, costo y uso en varios campos de investigación.

En Ecuador, las primeras unidades de PET-CT y ciclotrones médicos empezaron a funcionar en el año 2011 en el centro de la Sociedad de Lucha Contra el Cáncer (SOLCA) de la ciudad de Guayaquil y en el Hospital IESS Carlos Andrade Marín de la ciudad de Quito.

La información de este artículo está basada en los principios básicos de la tecnología PET-CT, incluyendo radio farmacia, instrumentación, y aspectos que pueden influir en las decisiones clínicas. Esta revisión va dirigida a profesionales de la salud incluyendo, pero no limitándose, a médicos, físicos y tecnólogos.

Física y Radio farmacia del F-18 FDG

Un radiofármaco es un compuesto radiactivo que puede ser utilizado para tratamiento o diagnóstico. A los radiofármacos se les denomina "marcadores" y

pueden estar formados por moléculas orgánicas unidas a un componente radiactivo, como un radioisótopo.

Este artículo se concentrará en el radiofármaco más común en PET-CT: el F18-FDG (flúor-18 de oxiglucosa). Para estudios de diagnóstico, los radioisótopos preferidos para la optimización de dosis al paciente son aquellos con poco tiempo de duración, rápida eliminación del organismo y emisiones de baja energía. Todos los radiofármacos utilizados en PET-CT son emisores de positrones debido al mecanismo de detección de los equipos de imagen.

Características físicas

La creación del emisor de positrones toma lugar en un ciclotrón. El ciclotrón acelera iones negativos a altas energías en rangos de Mega electron voltios (MeV). Los iones son sometidos a campos magnéticos fijos que los hacen recorrer una trayectoria circular, y campos eléctricos alternos que incrementan su energía.

A mayor energía, el radio de la órbita del haz de iones negativos aumenta hasta alcanzar el radio de extracción. En este lugar, el haz de iones atraviesa una laminilla de carbón que separa los electrones de los iones negativos, obteniéndose así un haz de protones. Este haz se dirige a la extracción y bombardea un blanco.

En el caso del F-18, el blanco es agua enriquecida con Oxígeno-18. La reacción da lugar a la creación de Flúor-18 y neutrones.

Usualmente, los hospitales portadores de equipos PET-CT cuentan con un ciclotrón médico o con una radio farmacia cercana que cuente con un ciclotrón. Es importante recalcar que los ciclotrones médicos están configurados para crear uno o más radioisótopos específicos y que los blancos son diferentes en función del radioisótopo a crear^{6,7,8}.

El radioisótopo Flúor 18 (F-18) es la parte radiactiva del F18 FDG. El F-18 es un isótopo emisor de positrones (partículas de igual masa que un electrón, pero con carga positiva). Cuando un positrón colisiona a baja energía contra un electrón, el resultado son dos fotones emitidos, aproximadamente a 180 grados, en direcciones contrarias. A este fenómeno se le denomina "reacción de aniquilación" la cual es una transformación de materia-energía.

La energía de cada fotón es de 511 keV, la cual corresponde al equivalente energético de la masa de un electrón de acuerdo con la ley de conservación de la energía.

Un emisor de positrones como el F-18 se transforma en O-18, un positrón y un neutrino⁸⁻¹¹.

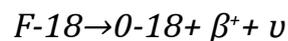


Tabla I. Tabla de emisiones principales del Flúor-18

Radiación/Emisión	% de Desintegración	Energía Promedio
Positrón	96.73	249.8 keV
Gamma por aniquilación	193.46	511.0 keV

Fuente: Kocher, D.C. "Radioactive Decay Tables." 1981.

El F-18 tiene una vida media de 110 minutos. En términos de radiactividad, una dosis puede reducirse a la mitad en 110 minutos. Si una dosis incompleta es utilizada, el resultado será un estudio de baja calidad.

Por ello es muy importante la planificación de la logística en términos de actividad inicial creada en el día, necesidad total de dosis, número de pacientes y hora de citas e inyección.

La tabla II presenta la fracción restante mientras transcurre el tiempo después de la calibración de la dosis. La gran mayoría de estudios PET-CT se realizan con deoxiglucosa marcada con flúor-18. El 90% del uso de F-18 FDG es para fines oncológicos. Otros usos corresponden a aplicaciones de enfermedades cardiológicas, neurológicas, inflamatorias e infecciosas.

El F-18 FDG es un radiofármaco que permite observar el metabolismo celular de la glucosa. La molécula orgánica FDG (Flúor oxiglucosa) está unida al radioisótopo F-18. Esta molécula orgánica tiene un átomo de flúor reemplazando a un grupo hidroxilo en la posición C-2 de la D-glucosa^{7,8,9}.

La síntesis de F-18 FDG es un proceso controlado por el radio químico, con un equipo altamente sofisticado y diseñado para la tarea. Debido a los altos niveles de radiación, al sintetizar varias dosis a la vez (en el rango de Curies), los principios de radioprotección de distancia, tiempo y blindaje son altamente importantes. El compuesto final es estéril, incoloro, transparente y no pirogénico gracias a los controles de calidad de la radio farmacia.

Cada dosis es medida y calibrada para ser inyectada a las horas indicadas y así poder dar a cada paciente la dosis correcta^{3,8-10}.

Mecanismo de acción

La FDG es un análogo de la glucosa que se concentra en las células dependientes de glucosa como fuente de energía, lo cual es muy evidente en condiciones fisiológicas. Este compuesto tiene una afinidad especial por los transportadores GLUT-1. La enzima hexokinasa comienza la fosforilación, y una vez comenzado el proceso, el compuesto no puede salir de la célula has-

Tabla II. Tabla de Decaimiento Radiactivo del Flúor-18

Minutos	Fracción Restante
0	1000
15	0.909
30	0.826
60	0.683
110	0.500
220	0.250
440	0.060

ta que es desfosforilado por la glucosa-6-fosfatasa. La FDG no puede ser metabolizada debido a la existencia de un átomo de flúor en lugar de un grupo hidroxilo y su retención en el tejido refleja el balance entre el transportador, la hexokinasa y la glucosa-6-fosfatasa.

Además de este fenómeno, la FDG no es reabsorbida tubularmente, como la glucosa normal, dando como resultado su eliminación directa a través de la orina.

La tasa de captación del F-18 FDG es directamente proporcional a la actividad metabólica^{2,3,8-10}.

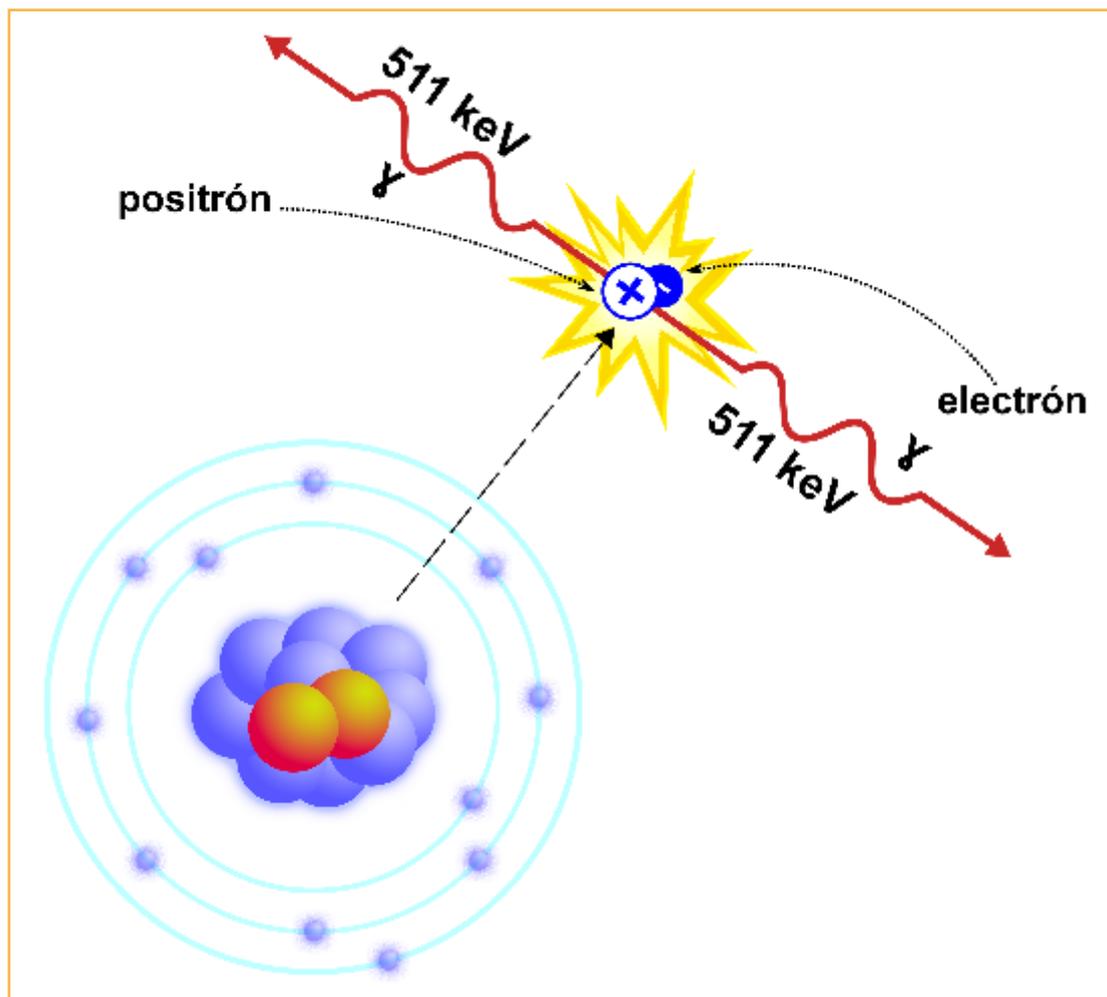


Figura 1. Reacción de Aniquilación. Un positrón y un electrón se aniquilan y dan como resultado dos rayos gamma de 511 keV cada uno.

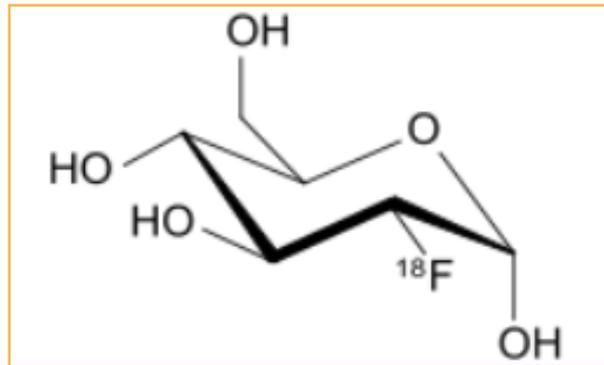


Figura 2. Estructura química del F18 FDG.

Farmacodinámica

La dosis de F18 FDG se distribuye rápidamente una vez que el compuesto entra por el torrente sanguíneo a través de una inyección intravenosa.

Las imágenes de PET pueden técnicamente obtenerse a partir de los 45 - 60 minutos tras la inyección para permitir el aclaramiento de la actividad de fondo^{2,3,12}.

Obtener imágenes antes de este periodo de espera puede dar resultados falso-positivos, falsos negativos o erróneos, así como degradar, en gran medida, la calidad de las imágenes resultantes.

Las células que toman la F18 FDG se caracterizan por tener un alto metabolismo de glucosa, el cual puede ser causado por un aumento de las proteínas transportadoras de glucosa, un incremento en la tasa

de fosforilación, una reducción de la actividad de la fosfatasa o una alteración en el balance de todos estos procesos.

En las células cancerígenas, estos procesos dependen del tipo de tumor, estadio y localización. Algo similar puede ocurrir en los tejidos con procesos inflamatorios.

Instrumentación

Los equipos de PET han experimentado varias modificaciones a través de los años. En la actualidad, el equipo PET-CT tiene dos gantry: gantry de Tomografía Computarizada y gantry de PET.

La adquisición de la tomografía se realiza primero y luego el equipo mueve al paciente hacia el gantry del PET.

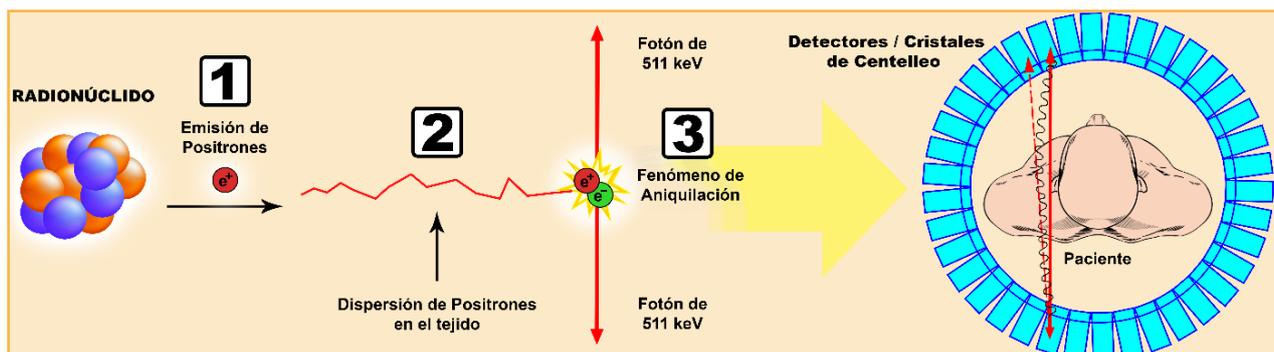


Figura 3. Proceso de adquisición de imágenes PET.

Principios de detección

La adquisición de imágenes PET se basa en la detección de dos fotones de 511 keV que son producto de la reacción de aniquilación de los positrones.

Los detectores para PET constan de un cristal de centelleo con varias divisiones y tubos fotomultiplicadores.

Los cristales de centelleo pueden ser de diversos materiales (BGO, LSO, GSO, LYSO). Cuando son excitados por un rayo gamma, estos cristales emiten luz. La luz o el

“centelleo” es captado por los tubos fotomultiplicadores que convierten la señal luminosa en señal eléctrica. La señal eléctrica que se produce en los tubos fotomultiplicadores se amplifica por el preamplificador y el amplificador¹³.

Para que el equipo reconozca un evento de aniquilación para la formación de la imagen, ambos fotones deben ser detectados casi simultáneamente, formando una Línea de Respuesta.

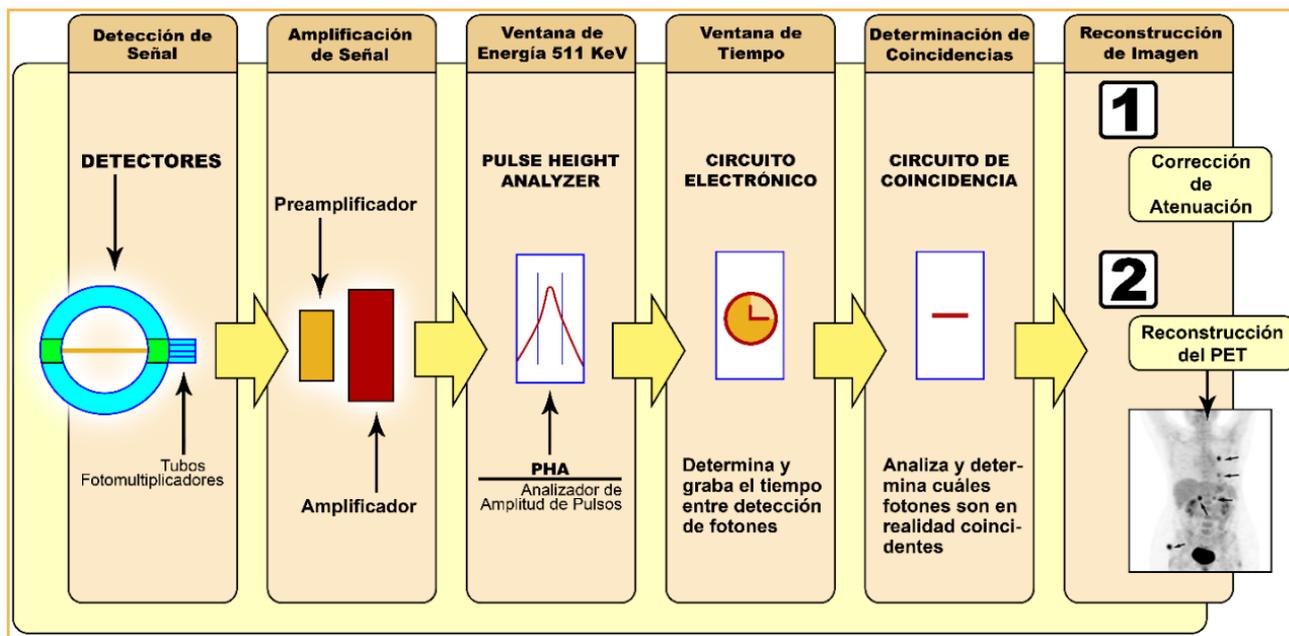


Figura 4. Detección de la señal en el equipo PET.

Para formar una imagen en PET, se necesita que el equipo detecte millones de fotones. Entre estos fotones, están los fotones que provienen de reacciones de aniquilación verdaderas y fotones que vienen de otras interacciones en sinergia con la materia.

Los primeros son los que darán información real y correcta mientras que los segundos no dan información real acerca del paciente. Para tal fin, el equipo cuenta con “ventanas” de energía y tiempo. La energía de un radioisótopo forma parte de su identidad. Para eliminar el número de fotones producto de otras interacciones que no van a contribuir con datos reales a la imagen, existe un rango de aceptación para el valor de 511 keV de energía.

La ventana de tiempo discrimina dentro de 6 a 12 nanosegundos^{13,14} a un evento del otro, para que se pueda considerar como un evento verdadero. Esta ventana de tiempo depende de factores como el equipo, sus componentes electrónicos y sus cristales. Este tipo de discriminación es un tipo de colimación electrónica que no necesita colimadores o septas físicas como lo hacen las gamma cámaras.

La ventaja de este tipo de colimación es la mejora de la sensibilidad del equipo en términos de incremento de números de eventos detectados por unidad de actividad^{15,16}. Una vez que dos fotones provenientes de una reacción de aniquilación son detectados y reconocidos por el equipo, la reconstrucción de las imágenes se basa en el origen de los eventos de aniquilación. La reconstrucción de la imagen puede realizarse empleando métodos de reconstrucción.

Importancia de la resolución espacial y sensibilidad del equipo PET CT

Dos de los puntos de interés en la discusión de equi-

pos PET son la resolución espacial y la sensibilidad del equipo. Es importante recalcar que estos valores no son los mismos de la tomografía computarizada que usualmente acompaña al estudio. Cada equipo tiene su propia resolución espacial y sensibilidad especificada por los fabricantes.

Los factores que afectan a la resolución espacial incluyen el tamaño de los detectores, la física de los positrones, la interacción de los fotones con los cristales, el muestreo, y los filtros de reconstrucción.

La resolución espacial está determinada principalmente por el tamaño de los detectores individuales. Un cristal puede contar con varias divisiones, siendo estas del tamaño de cada elemento detector. En el caso de las gamma cámaras con SPECT, la resolución espacial depende de la resolución del colimador en el punto medio entre los detectores.

Dos factores relacionados con la física básica de la emisión de positrones y la aniquilación también influyen con la resolución espacial del equipo. El primer factor es el rango finito de desplazamiento de los positrones antes de aniquilarse. La LOR no es precisamente la ubicación desde la cual el núcleo radiactivo en descomposición emitió el positrón. El rango efectivo medio cuadrático (rms) se usa a menudo para expresar este rango y son del orden de un mm en agua. El segundo factor es que los fotones de aniquilación casi nunca se emiten exactamente en direcciones de 180 grados debido al pequeño momento residual del positrón cuando alcanza el final de su rango^{13,14}.

La sensibilidad de los detectores PET está determinada principalmente por la eficiencia de absorción de los detectores y el ángulo sólido de cobertura del objeto a ser estudiado. La eficiencia geométrica varía a través del campo de visión útil del anillo detector.

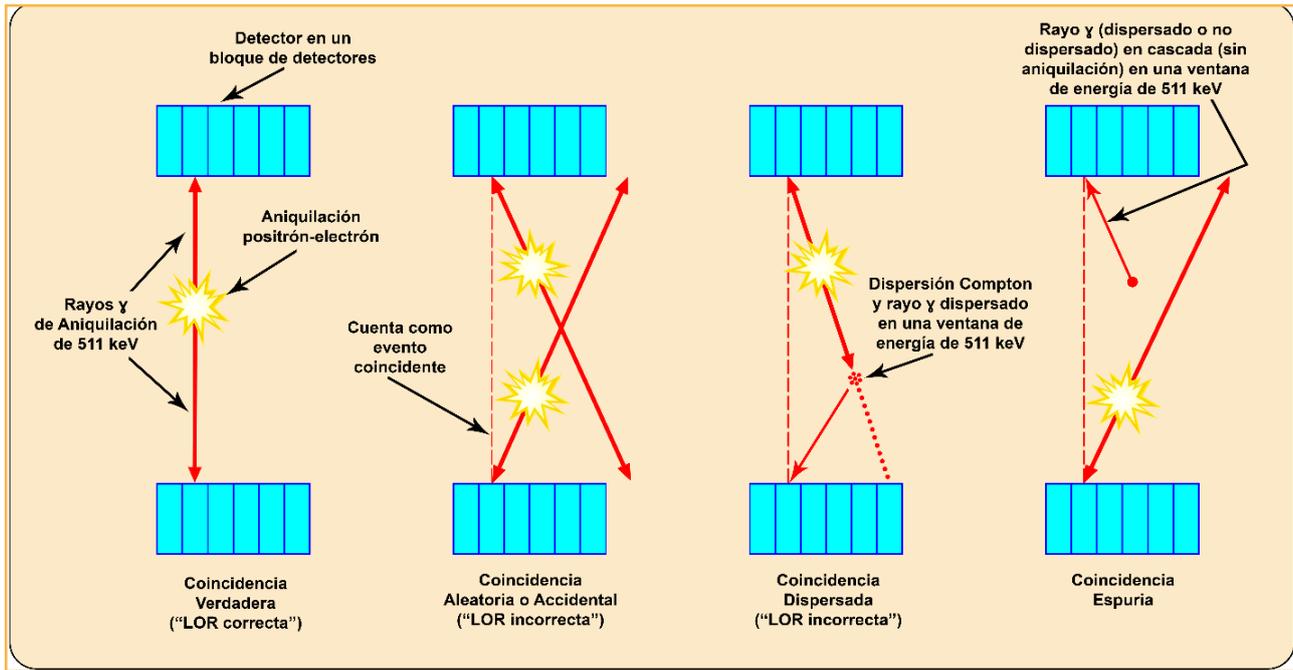


Figura 5. Diferentes tipos de coincidencias en la detección de eventos en el equipo PET.

También hay efectos geométricos causados por las diferencias en el ángulo de incidencia de los fotones en los detectores y los espacios entre los elementos del detector.

La sensibilidad de un sistema PET también depende de manera crítica de la eficiencia de detección del detector que depende del coeficiente de atenuación lineal del material del detector y su grosor. Por ejemplo, BGO tiene un coeficiente de atenuación lineal de 0.95 cm^{-1} , mientras que NaI (Tl) tiene un coeficiente de atenuación lineal de 0.35 cm^{-1} , para una energía de 511 keV.

La detección para un cristal de dos cm de espesor es de 0.49 para cristales de NaI (Tl) y 0.95 para BGO, tomando en cuenta que una eficiencia total tiene un valor de 1. Otros cristales populares son LSO y GSO con eficiencias de 0.88 y 0.70 respectivamente^{13,15,16}.

Diseños de equipos scanner PET-CT

Como se mencionó anteriormente, un scanner PET-CT está formado por dos escáneres: CT y PET. Una camilla se desliza entre los dos escáneres y traslada al paciente al sitio correcto durante el examen. Algunas compañías comercializan diseños con un solo gantry, como es el caso de General Electric, y otras compañías tienen diseños de dos gantrys móviles, como lo hace Phillips.

El software se puede utilizar para hacer estudios CT solamente o también para la adquisición de todo el protocolo PET/CT. Algunos sistemas vienen con cámaras o cinturones para adquisición de imágenes 4D^{17,18}.

La adquisición de equipos se basa en los requerimientos de la institución y necesidades de la pobla-

ción. Generalmente, gantrys con aperturas mayores a 70 cm pueden ser de gran utilidad para la adquisición de imágenes con pacientes que sobrepasan el campo de adquisición del escáner común.

Si se desea utilizar el escáner para planificación de radioterapia, se necesitaría un CT que pueda realizar cortes de hasta un mm, un gantry con una apertura mayor a 70 cm y la posibilidad de poner una mesa plana. Si el escáner va a ser utilizado para realizar CT diagnóstico además de PET, se puede adquirir un equipo multicorte con una proporción mayor de filas de detectores. Flujo de Trabajo Clínico en PET/CT.

La logística del flujo de trabajo en un servicio de Medicina Nuclear depende del estudio a ejecutar. El mismo concepto es aplicado para los servicios que poseen PET/CT.

El flujo de trabajo debe incluir tiempo para entrevistar al paciente acerca de su historia clínica, canalizar acceso intravenoso, asegurar el reposo del paciente hasta la hora de las imágenes y la revisión preliminar de imágenes por parte de los especialistas.

El flujo de trabajo puede variar de acuerdo con el tipo de imágenes que se logren y también puede verse afectado por el tipo de radiofármaco. Así, el flujo de trabajo para el paciente oncológico inyectado con F-18 FDG incluye un periodo de 40-60 minutos de reposo después de la inyección, y 20-30 minutos de imágenes sin incluir posibles imágenes tardías.

Tipos de imágenes para Uso Clínico

Los productos de adquisición de imágenes con un PET CT constan de tres imágenes: CT, NAC y CTAC. CT se refiere a las imágenes por rayos x obtenidas por el tomógrafo.

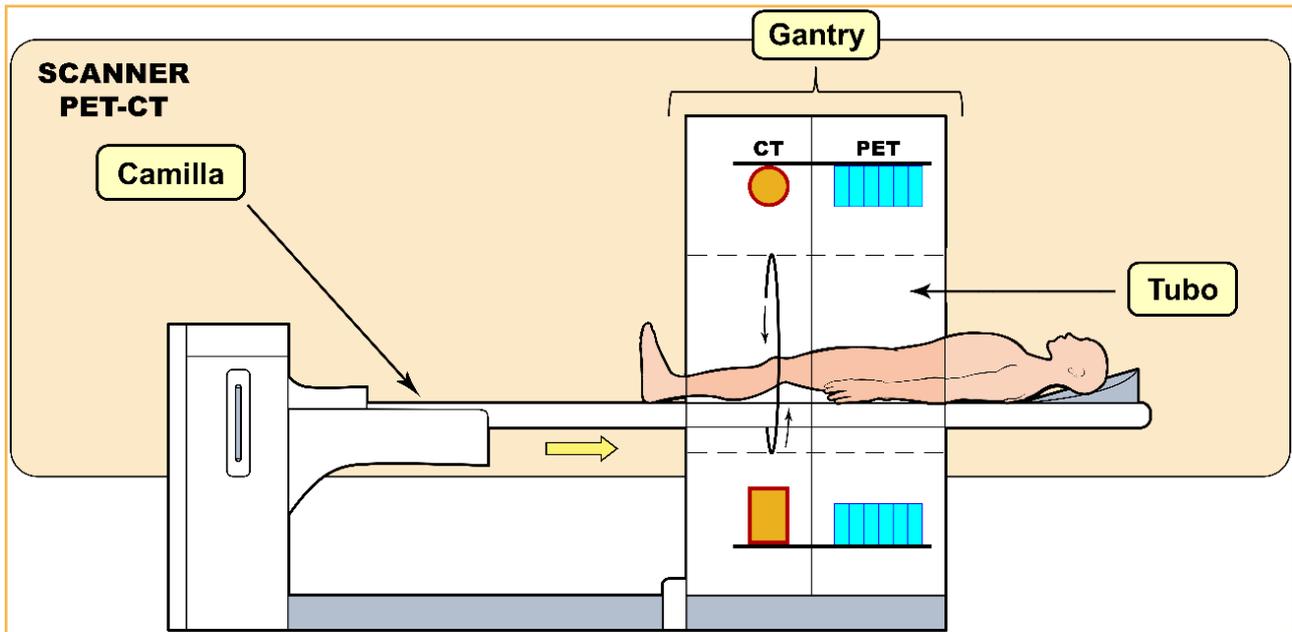


Figura 6. Estructura básica de un equipo PET/CT.

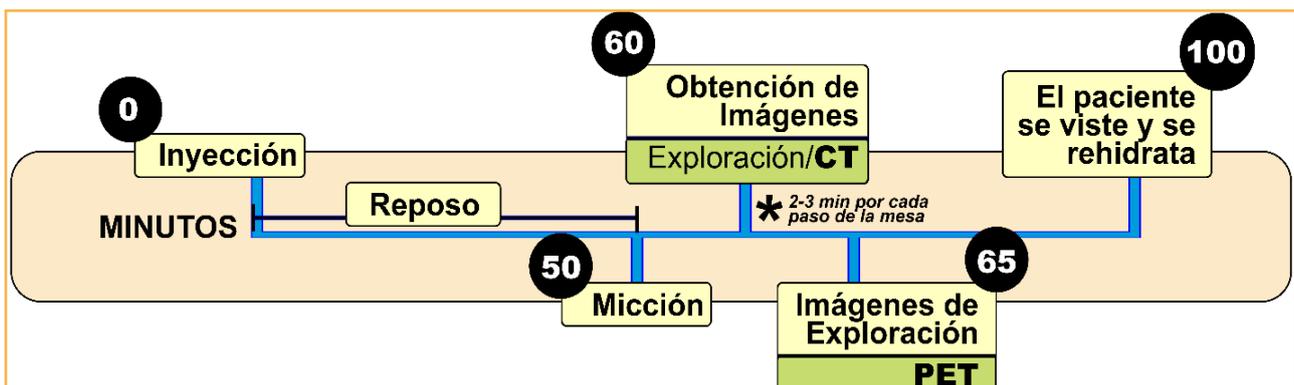


Figura 7. Diagrama del flujo de trabajo básico para una exploración con PET/CT.

Inicialmente, la imagen de PET muestra una elevada captación en la piel y en áreas del cuerpo que estuvieron físicamente cerca del anillo de detectores. En general, esta imagen se llama PET NAC (PET Non-Attenuation Corrected). Este fenómeno se debe a que los foto-nes provenientes de estas partes sufren menos atenuación en comparación con fotones viajando desde, por ejemplo, el mediastino. En este punto, la imagen de tomografía es utilizada para hacer esta corrección de atenuación.

La imagen final que acompaña al PET es la imagen llamada PET AC (PET Attenuation Corrected). Esta es la imagen comúnmente utilizada para el diagnóstico, aunque también se puede utilizar la imagen PET NAC en ciertos casos, a criterio médico. Es muy importante que las imágenes PET y CT sean fusionadas correctamente por dos motivos: localización anatómica de

sitios de alta captación y una atenuación ajustada en la imagen PET.

Existen tres factores importantes que pueden afectar el proceso de fusión: el movimiento del paciente durante el examen, la desalineación de la camilla al deslizarse por el gantry, y la diferencia de campo de visión y tamaño de vóxeles entre la imagen PET y CT.

La parte de CT es adquirida con el paciente respirando normalmente para imitar las condiciones del examen PET. Las desviaciones de este protocolo ocasionan artefactos por el mal registro de imágenes. Otros efectos de desalineación de imágenes se observan con la desalineación de la camilla. No obstante, con los modelos actuales, es posible tener desalineaciones inferiores en un mm mientras el paciente es trasladado desde el CT a los detectores PET.

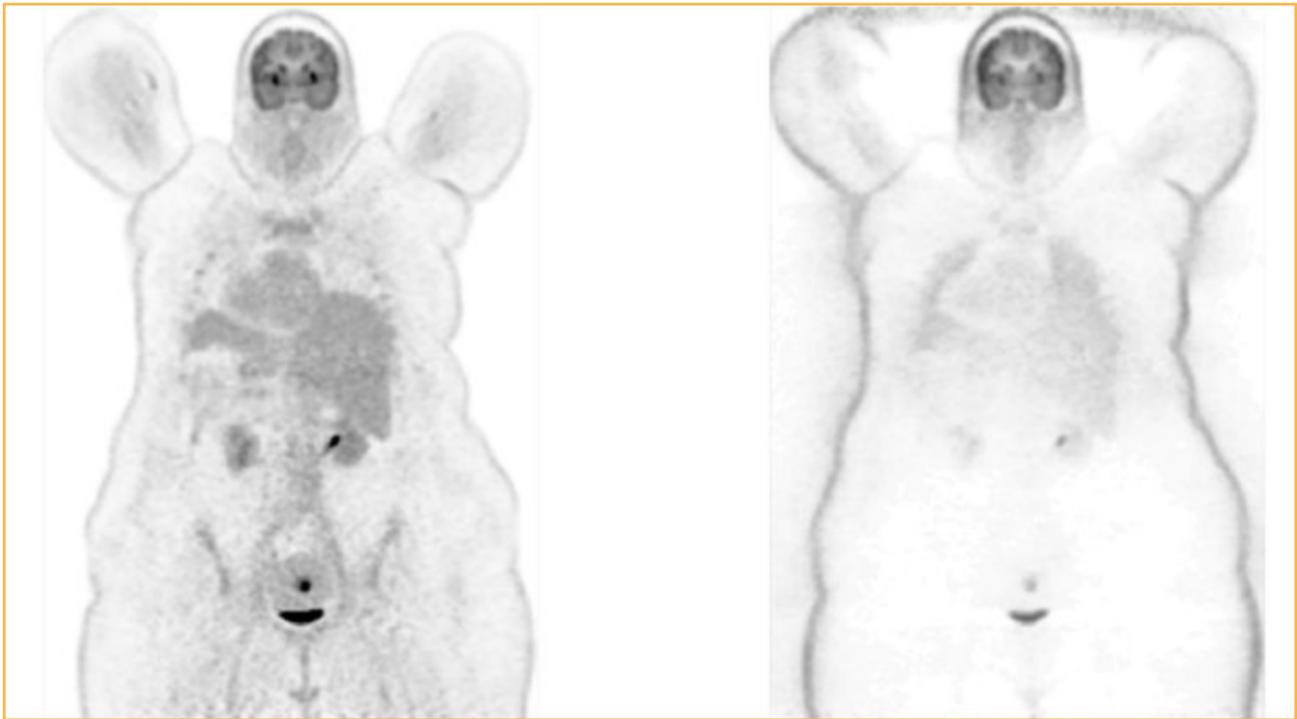


Figura 8. Imágenes corregidas con atenuación (izquierda) y sin comprobación (derecha).

Conclusiones

Una comprensión básica de la tecnología PET-CT es de importancia clínica porque ayuda a identificar los usos y las limitaciones de esta tecnología. El proceso desde la detección de rayos gamma hasta la reconstrucción de imágenes es fascinante en sí mismo, siempre que tenga en cuenta que en cada paso se agregan incertidumbres cualitativas y cuantitativas. En la práctica clínica, estas incertidumbres deben reducirse para que no afecten la calidad de la imagen y el diagnóstico.

Identificar las partes más importantes de su flujo de trabajo lo ayuda a planificar sus imágenes, optimizando no solo el tiempo sino también la dosis de radiación para el personal y los pacientes. Así como es importante aprender a interpretar imágenes, lo es también comprender el funcionamiento básico de esta tecnología. Este marco teórico puede ayudar al personal a comprender los límites de detección y cuantificación de los defectos del escáner, al tiempo que reduce la cantidad de falsos negativos.

Si bien es cierto que PET/CT es una herramienta muy útil en el manejo clínico en oncología y otros campos, esta tecnología tiene sus limitaciones, las cuales pueden ser superadas con el uso concurrente de otras modalidades de imagen.

Agradecimientos

Agradecemos la ayuda de Dora Alicia Rueda de la Campa en la ilustración de conceptos para este artículo.

Referencias bibliográficas.

1. Lin E. PET and PET/CT. A Clinical Guide. 2nd ed. Thieme; 2008.
2. Fanti S. Atlas of PET-CT. A Quick Guide to Image Interpretation. Springer; 2009.
3. Mettler F, Guiberteau M. Essentials of Nuclear Medicine Imaging. 5th ed. Saunders; 2006.
4. Portnow LH, Vaillancourt DE, Okun MS. The history of cerebral PET scanning: from physiology to cutting-edge technology. *Neurology*. 2013 Mar 5; 80(10): 952-6.
5. Jaroff L. A Winning Combination. *Time Magazine*. 2000 Dec 4.
6. Khan M, Kanwal N, Rozeen H. A systematic review of medical cyclotron, Producing F-18 and FDG radioisotopes for PET scan imaging. *International Journal of Engineering Development and Research*. 2017; 5 (4): 620-23.
7. Safavi-Tehrani L, Miller E, Nilsson M. Production of high specific activity radiolanthanides for medical purposes using the UC Irvine TRIGA reactor. *Journal of Radioanalytical and Nuclear Chemistry*. 2015; 303(2): 1099-1103.
8. Kowalsky R, Falen S. Radiopharmaceuticals in Nuclear Pharmacy and Nuclear Medicine. 3rd ed. American Pharmacists Association; 2011.
9. FDG F18 Injection. FDA. NDA 21-870.
10. Páez D, De los Reyes A, Llamas A. La tomografía por emisión de positrones: nuevo paradigma para la evaluación y el manejo del cáncer. *Revista Colombiana de Cancerología*. 2007; 11(1): 5-12.
11. Jacobson O, Chen X. PET Designated Fluoride-18 Production and Chemistry. *Current Topics in Medicinal Chemistry*. 2010; 10(11): 1048-1059.
12. Shackett, P. Nuclear Medicine Technology: Procedures and Quick Reference. 2nd ed. Wolters Kluwer; 2009

13. Cherry S, Sorenson S, Phelps M. Physics in Nuclear Medicine. 3rd ed. Saunders; 2003.
14. Kapoor V, McCook B, Torok F. An introduction to PET-CT imaging. RSNA Radiographics. 2004; 24(2):523-543.
15. Espallardo, T. PET-CT: bases físicas, instrumentación y avances. Radiología. 2017; 59(5): 431-445.
16. Costa DC, Visvikis D, Crosdale I, Pigden I, Townsend C, Bomanji J, et al. Positron emission and computed X-ray tomography: a coming together. Nuclear Medicine Communications. 2003; 24: 351-8.
17. Molecular imaging GE healthcare. General Electric. Available from: <http://www.gehealthcare.com/products/molecular-imaging/pet-ct>
18. Innovations in PET/CT imaging. Philips Healthcare. Available from: <http://www.usa.philips.com/healthcare/solutions/advanced-molecular-imaging/pet-ct>.