

FÍSICA CUÁNTICA Y RELATIVIDAD AL SERVICIO DE LA MEDICINA: IMÁGENES DIAGNÓSTICAS POR TOMOGRAFÍA DE EMISIÓN DE POSITRONES (PET)

QUANTUM PHYSICS AND RELATIVITY AT THE SERVICE OF MEDICINE: DIAGNOSTIC IMAGES BY POSITRON EMISSION TOMOGRAPHY (PET)

Hector F. Castro ¹, Hernan Olaya ²

¹ Departamento de Física, Universidad Nacional de Colombia, Bogotá D.C - Colombia

² Departamento de Física, Universidad Pedagógica y Tecnológica de Colombia, Tunja - Colombia

(Recibido: 03/2019. Aceptado: 06/2019)

Resumen

Uno de los más sorprendentes y enigmáticos desarrollos de la Física Cuántica fue la predicción y posterior descubrimiento de la antimateria, la cual consiste en partículas con propiedades opuestas a las de la materia, de manera que al encontrarse se aniquilan mutuamente, dando como resultado su transformación en energía en forma de radiación gamma, de acuerdo con la conocida fórmula de la relatividad de Einstein, $E = mc^2$. Esta propiedad de aniquilación y la consecuente producción de radiación gamma, con características muy específicas, es aprovechada en la técnica de imagenología médica denominada “Tomografía por Emisión de Positrones”, más conocida por sus siglas en inglés como, PET. Hoy en día una gran cantidad de laboratorios y centros clínicos pose esta técnica, de manera que a diario se realizan decenas de exámenes e imágenes de diagnóstico médico mediante el uso de la antimateria, la física cuántica y la relatividad. En este artículo se presenta un breve resumen de los antecedentes y fundamentos físicos del PET, así como de las principales

características de su funcionamiento y algunos ejemplos de su uso en el diagnóstico médico.

Palabras clave: Tomografía de emisión de positrones, antimateria, fuentes radiactivas, imágenes médicas, aniquilación de positrones.

Abstract

One of the most amazing and enigmatic discoveries in quantum physics was the prediction and later discovery of antimatter, that consists of particles with properties opposite to those of matter, as consequence, when they meet they annihilate, transforming into energy in the form of gamma radiation, according to the famous Einstein's formula: $E = mc^2$. This property of annihilation and consequent production of gamma radiation, with specific properties, is used in the medical imaging technique called "Positron Emission Tomography", abbreviated as PET. Nowadays several laboratories and clinical centers possess this kind of facilities and daily perform tents of exams and medical images making use of antimatter, quantum physics and relativity. In this article we review shortly the physical foundations of PET technique as well as some of the main working characteristics and some applications in medical diagnostics.

Keywords: Positron emission tomography, antimatter, radioactive sources, medical imaging, positron annihilation.

Introducción

La Tomografía por Emisión de Positrones, conocida por sus siglas en inglés como PET, es una técnica de imaginología utilizada en medicina para el diagnóstico de diversas enfermedades relacionadas con anomalías metabólicas de diversos tejidos u órganos. Esta técnica es relativamente reciente y sus comienzos datan de la década de 1950. En esta técnica se aprovecha la característica de algunos materiales radiactivos emisores de positrones (antipartícula del electrón), los cuales se aniquilan con los electrones del medio produciendo radiación gamma, la cual es detectada a fin de determinar la ubicación del material radiactivo en el organismo. El mapa de ubicación volumétrica del material, el cual se halla

incorporado a (marcando) un fármaco que se metaboliza de preferencia en el órgano o tejido en estudio, permite estudiar anomalías en su metabolización, mediante las cuales se diagnostican diversas enfermedades. Es de especial interés notar como en diversas técnicas modernas, en particular en la medicina, se cuenta con diversos equipos e instrumentación concebidos en los laboratorios de investigación científica, en particular de física nuclear y de altas energías. En este ensayo se presentan los fundamentos físicos de la técnica PET junto con sus principales características y al final se mencionan brevemente algunos casos de enfermedades donde el PET es la técnica preferida para su diagnóstico y seguimiento durante el tratamiento.

Fundamentos Físicos del PET

Antimateria: predicción y descubrimiento

En 1928 el físico inglés Paul Dirac [1] predice la existencia de las anti-partículas al incorporar a la *teoría cuántica* la teoría de la *relatividad especial*. De acuerdo con esta última, la energía total de una partícula obedece la ecuación

$$E^2 = (pc)^2 + (m_0c^2)^2 \quad (1)$$

La cual admite dos posibles soluciones

$$E = \pm \sqrt{(pc)^2 + m_0^2c^4} \quad (2)$$

La solución con energía positiva es usualmente la aceptada de acuerdo con la intuición y sentido físico, mientras que la de energía negativa, en principio debería ser descartada. Sin embargo, basado en argumentos matemáticos Dirac se atrevió a postular la existencia de un nuevo tipo de partículas con energía negativa, denominadas posteriormente anti-partículas. Una situación análoga ocurrió pocos años más tarde en la física del estado sólido, en la cual la teoría de bandas presentaba también soluciones de energía positiva y negativa para los portadores de carga en los semiconductores. En este caso las energías positivas corresponden a los electrones; mientras que las energías negativas correspondían a estados de vacancias de electrones, los cuales podían interpretarse como nuevas “cuasi-partículas”, denominadas “huecos” [2].

En 1932 el físico americano Carl Anderson [3] detecta, por primera vez, con una cámara de niebla, una partícula desconocida proveniente de la radiación cósmica, con similares características a los electrones, pero con carga eléctrica opuesta ($+e$), concluyendo por sus propiedades que se trataba del positrón, la antipartícula del electrón. Tres décadas más tarde, en 1955 los físicos E. Segre y O. Chamberlain, descubrieron el antiprotón [4] y en 1956 Bruce Cork y su grupo descubrieron el antineutrón [5]. No fue sino hasta el año 1964 que se pudo hablar propiamente de antimateria, cuando los equipos liderados por A. Zichichi del CERN [6] y en 1961 L. Lederman de Brookhaven [7] logran observar el anti-deuterón, compuesto por un antiprotón y un antineutrón. Posteriormente, en 1995, Oelert y Macrise en el CERN logran sintetizar 9 átomos de anti-hidrógeno [8] y un año más tarde, G. Blanford y colaboradores en el Fermilab, anuncian la creación de cerca de 100 átomos de anti-hidrógeno [9]. Esto no es más que el comienzo, ya que posteriormente se ha continuado la síntesis de diversas antipartículas y átomos de antimateria.

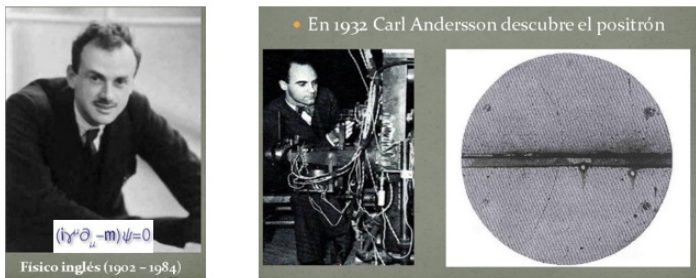


FIGURA 1. A la izquierda, Paul Dirac, físico inglés que predice en 1928 la existencia de antipartículas. A la derecha, Carl Anderson, físico americano que en 1933 descubre el positrón en la radiación cósmica. Se observa en la figura de la derecha la traza circular que deja el positrón en una cámara de niebla, con una curvatura opuesta a la traza que dejaría un electrón.

Producción y fuentes de antimateria

Las fuentes naturales de antimateria son principalmente la radiación cósmica (reacciones nucleares dentro del sol y las estrellas) y los elementos radiactivos (decaimiento β^+). Las antipartículas

también se pueden producir de modo artificial, ya sea por materiales radiactivos artificiales, fabricados mediante el proceso denominado de “activación” (bombardeo con partículas altamente energéticas, generalmente neutrones, de núcleos estables para transmutarlos en isotopos inestables o radiactivos) [10], como por colisiones entre partículas de altas energías, como las que tienen lugar en los experimentos de física de altas energías en los colisionadores, como el LHC del CERN y el Tevatron del Fermilab, entre otros. En las diversas aplicaciones en medicina se suelen producir isotopos radiactivos de corta vida media, mediante bombardeo con partículas “proyectil” de altas energías, algunos elementos estables para convertirlos por transmutación en materiales radiactivos inestables, emisores de partículas alfa, beta y gamma. Entre otras aplicaciones que usan estos métodos tenemos en medicina nuclear la gammagrafía, el método de imaginología denominado SPECT (Single Photon Emission Computed Tomography), la técnica PET, así como en el tratamiento del cáncer por la técnica denominada braquiterapia (colocación de fuentes radiactivas en contacto con el tumor).

Aniquilación electrón-positrón

Los positrones al desplazarse en la materia inicialmente entregan su energía de modo gradual, a través de interacciones coulombianas con los electrones orbitales de los átomos de su entorno. Este proceso de interacción es descrito por el modelo de Bethe-Bloch [11].

Una vez se termalizan pierden la mayor parte de la energía cinética, quedando prácticamente con su energía de reposo, $E_r = m_e c^2 (511 \text{ KeV})$; en este momento se favorece la aniquilación con un electrón del medio, emitiendo dos fotones gamma de energía $E_\gamma = 511 \text{ KeV}$ cada uno, expulsados en direcciones diametralmente opuestas, como se ilustra en la figura 2.

La distancia alcanzada por los positrones dentro del medio depende del valor de su energía inicial, de manera que a mayor energía inicial el camino libre medio será más largo antes de producirse la aniquilación. Por esta razón diversos isotopos radiactivos que

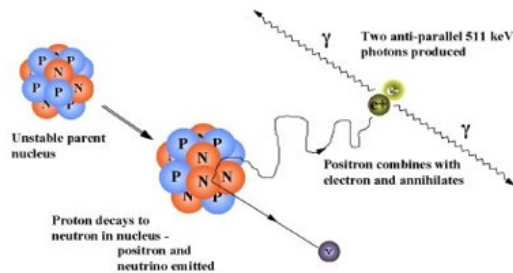
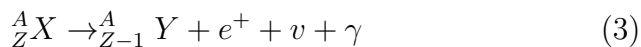


FIGURA 2. *Proceso de emisión de un positrón por un radionúclido y su posterior aniquilación con un electrón del medio, después de recorrer el camino libre medio, produciendo dos fotones gamma en direcciones opuestas.*

producen positrones presentan distintos valores de alcance, o camino libre medio, dentro del tejido humano, lo cual afecta la resolución de las imágenes generadas por la detección de los fotones gamma de aniquilación. En la Tabla 1 se presentan las principales características de algunos radionúclidos usados con frecuencia en medicina nuclear. Podemos ver que aquellos con mayor energía inicial presentan un recorrido libre medio más largo.

Emisión de positrones y decaimiento beta

La emisión de positrones ocurre cuando un isotopo radiactivo o inestable tiene exceso de protones en relación con la cantidad de neutrones. La ecuación general de la desintegración β^+ de un átomo es:



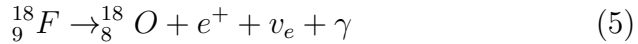
Donde A es el número de masa y Z el número atómico. El núcleo hijo Y, se deriva del núcleo padre X. El núcleo atómico hijo (Y) queda en estado excitado, por lo cual emite radiación gamma a fin de deshacerse de su exceso de energía, hasta lograr alcanzar su nuevo estado base. Al interior del núcleo, la transformación que tiene lugar es la conversión de un protón en neutrón, mediado por la interacción débil, proceso que se puede describir mediante la ecuación:



A nivel subatómico esta conversión implica el intercambio de un quark “up” por uno “down”, al interior del protón (uud), para así

quedar convertido en un neutrón (udd), proceso en el que interviene la fuerza nuclear débil y una de sus partículas mediadoras, el bosón W^+ . La carga eléctrica positiva del protón es expulsada mediante la emisión del positrón, mientras que la emisión del neutrino es requerida, entre otras condiciones, para el balance de energía.

Por ejemplo, el isotopo más utilizado en medicina nuclear es ^{18}F , el cual se fusiona con una molécula biológica llamada D-Glucosa, formando el compuesto denominado FDG (Fluor-Deoxi-Glucosa), de manera que pueda ser fácilmente metabolizado por el individuo. Su decaimiento esta descrito por la reacción:



La energía de desintegración se reparte entre los tres participantes de la reacción: el núcleo, el positrón y el neutrino. El espectro de energía cinética de los positrones es continuo entre cero y un valor máximo. El núcleo, cuya masa es la más grande en relación con las otras partículas, recibe una cantidad despreciable de energía; por su parte el neutrino recibe energía dentro de un espectro continuo de tal manera que ésta se complementa con la del positrón para igualar la energía inicial del protón en el núcleo.

| Propiedad | ^{18}F | ^{11}C | ^{13}N | ^{15}O |
|-------------------------|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|
| Periodo radiactivo | 109.8 min | 20.4 min | 10.0 min | 2.1 min |
| Energía cinética máxima | 633 keV | 959 keV | 1.197 MeV | 1.738 MeV |
| Recorrido máximo | 2.4 mm | 5.0 mm | 5.4 mm | 8.2 mm |
| Distancia promedio | 1.0 mm | 1.1 mm | 1.4 mm | 1.5 mm |

TABLA 1. *Propiedades algunos radioisótopos utilizados con frecuencia en PET*

Radiotrazadores: características y producción

Los materiales radiactivos utilizados en PET son aquellos que pueden adherirse a un fármaco, constituyendo un radiofármaco, para metabolizarse en el órgano o tejido de estudio. Un factor para tener en cuenta en su escogencia es la energía máxima de emisión de los positrones, la cual determina el camino libre medio, antes de que ocurra la aniquilación, el cual entre mayor sea menor será la resolución espacial. Estos radioisótopos suelen ser producidos

mediante transmutación nuclear por bombardeo de un elemento estable con un proyectil de alta energía del orden de decenas de MeV. La aceleración del proyectil se logra mediante el ciclotrón, dadas sus características de sencillez y tamaño relativamente compacto.

El Ciclotrón

El ciclotrón fue desarrollado en 1930 por Ernest Lawrence [12], quien recibió en 1939 el premio Nobel de Física por este invento. Inicialmente el ciclotrón fue usado para la investigación básica en física nuclear, pero más tarde se vio su importancia en la producción de radionúclidos de uso médico, así como para la producción de haces de protones y neutrones en la técnica de radioterapia conocida como hadronterapia o terapia con hadrones.

En el ciclotrón (figura 3) las partículas cargadas son aceleradas mediante un campo eléctrico de radiofrecuencia aplicado entre dos electrodos con forma de D en presencia de un campo magnético perpendicular, el cual permite desviarlas en una trayectoria de espiral. Cuando las partículas alcanzan su máxima energía se extraen del ciclotrón y son conducidas para hacerlas incidir sobre el material blanco, con el fin de producir radionucleidos inestables ricos en positrones. Debido a la carga eléctrica positiva de los proyectiles, estos deben tener energías cinéticas relativamente altas, típicamente de 10 a 20 MeV, para lograr superar la barrera repulsiva de Coulomb y lograr penetrar al interior del núcleo atómico. Los elementos emisores de positrones producidos para medicina nuclear en un ciclotrón tienen, por lo general, tiempos de vida media muy corta, desde algunos minutos hasta un máximo de dos horas, como se indica en la tabla 1. Esta característica implica la necesidad de que los ciclotrones de uso médico deban ubicarse muy cerca del equipo PET, usualmente al interior del centro médico, a fin de minimizar el tiempo de transporte y su administración al paciente. La figura 3 ilustra el esquema básico de funcionamiento de un ciclotrón.

La tabla 2 presenta algunos radionúclidos utilizados con frecuencia en PET, junto con el tipo de partícula proyectil y el tipo de elemento blanco utilizados para su obtención.

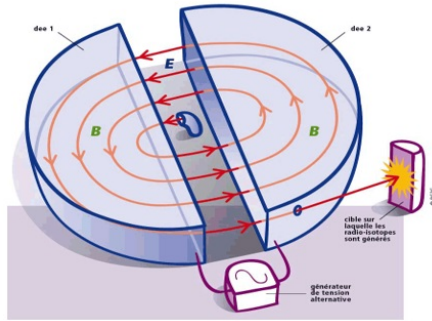


FIGURA 3. Esquema básico de un ciclotrón. Entre los dos electrodos en forma de D se establece un campo eléctrico de radiofrecuencia el cual permite acelerar las partículas cargadas inyectadas desde el centro. Un campo magnético perpendicular (saliendo de la página) permite la desviación de las partículas aceleradas, de manera que describen una trayectoria en espiral, como se indica. Las partículas aceleradas son finalmente conducidas para hacerlas colisionar contra el blanco causando así la transmutación de un elemento estable en un isótopo radiactivo emisor de positrones.

Los ciclotrones en las modernas instalaciones médicas del PET no tienen mucho parecido con las instalaciones utilizadas en los laboratorios de investigación de física nuclear, ya que estos sistemas han sido diseñados con una presentación y practicidad adaptadas para el medio clínico.

| Radionúclido | Blanco | Proyectil |
|--------------|-------------|-----------|
| ^{18}F | Ne | Deuterón |
| | H_2O^{18} | Protón |
| ^{11}C | N_2 | Protón |
| | CO_2 | Protón |
| ^{13}N | CO_2 | Deuterón |
| | H_2O | Protón |
| ^{15}O | N_2 | Deuterón |
| | $^{15}N_2$ | Protón |

TABLA 2. Principales radionúclidos utilizados en PET. Se indica los elementos blanco y proyectil utilizados para su producción mediante el uso del ciclotrón.

La figura 4 ilustra un modelo de un moderno ciclotrón clínico. El equipo se halla en un cuarto (bunker) blindado con paredes y techo de concreto a fin de garantizar la protección radiológica necesaria para los operarios, el ambiente y el público. La capacidad

típica de producción de isótopos en una instalación moderna es del orden de 800 GBq por día. En muchos países se hallan ciclotrones para producción de radioisótopos de uso médico en las cercanías de un aeropuerto, a fin de agilizar el envío del radiofármacos a las clínicas y centros clínicos que hacen uso de estos, ubicados en otras ciudades, dentro del periodo de vida del radioisótopo.

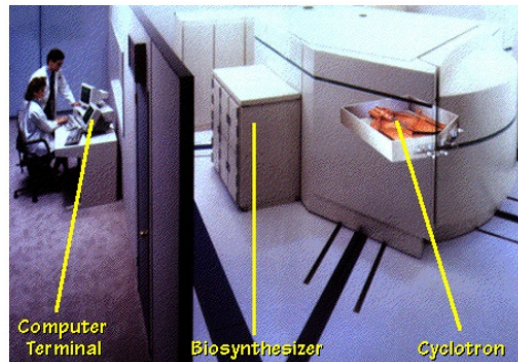


FIGURA 4. Ilustración de una instalación moderna de un ciclotrón para uso médico. El cuarto (bunker) donde se halla el ciclotrón se encuentra blindado con paredes y techo de concreto a fin de garantizar la protección a los usuarios, el ambiente y el público de posibles fugas de radiación.

Tomografía por Emisión de positrones - PET

La tomografía de emisión de positrones PET [13] es una modalidad de imagen funcional o metabólica no invasiva utilizada en Medicina Nuclear, que consiste en obtener una imagen de la bio-distribución tridimensional de un radiofármaco emisor de positrones (también denominado trazador) previamente incorporado en el organismo del paciente, ya sea por inyección o por inhalación de gas. Esta información permite al médico detectar tejidos u órganos que presentan anomalías en la metabolización del fármaco marcado con el radioisótopo (fármaco + radioisótopo = radiofarmaco) indicando un cierto tipo de enfermedad. Las imágenes son adquiridas mediante un conjunto de detectores ubicados en torno al paciente, los cuales recorren en la dirección axial la zona de interés. Esta modalidad, la cual difiere de las técnicas de imaginología anatómica, como la radiografía convencional,

tomografía computarizada (TC) y la resonancia magnética (IRM), permite la obtención de una imagen tridimensional de la función metabólica de un órgano o tejido, dependiendo del radiofármaco escogido; este método permite diagnosticar diversas enfermedades. Los principales campos de aplicación médica del PET son: oncología (diagnóstico, caracterización tumoral y monitoreo terapéutico), neurología (diagnóstico de Alzheimer y otras demencias, Parkinson, patologías vasculares cerebrales) y en cardiología (actividad miocárdica). También se utiliza en el área preclínica en el estudio de nuevas estrategias terapéuticas, desarrollo y evaluación de nuevos tratamientos sobre modelos en animales de interés particular de la industria farmacéutica e investigación biomédica.

El primer prototipo, considerado como el ancestro de un sistema PET, fue desarrollado por el Dr. Gordon Brownell en 1952, en el Laboratorio de Investigación Física del Hospital General de Massachusetts [14].

Este sencillo prototipo, mostrado en la figura 5, consistía solamente dos detectores de yoduro de sodio (NaI) ubicados diametralmente opuestos. El barrido y la recolección de datos para la reconstrucción de imágenes debía hacerse de modo mecánico, obteniendo imágenes 2D (no tomográficas).



FIGURA 5. *Primer prototipo de un escáner para imagenología por emisión de positrones, desarrollado por G. Brownell (izquierda) [14]. Este rudimentario sistema consistía únicamente de dos centelladores de yoduro de sodio enfrentados. El barrido, adquisición de señales y reconstrucción de la imagen debía hacerse de modo mecánico.*

Principio de funcionamiento

En la técnica PET al paciente o individuo se le suministra previamente un radiotrazador (molécula biológica a la cual se le ha adherido, o “marcado”, un material radiactivo emisor de positrones) a través del torrente sanguíneo, el cual comienza a metabolizarse dentro del organismo. El paciente debe esperar unos minutos hasta que la molécula se metaboliza en el órgano o tejido de interés y posteriormente se le ubica sobre una camilla que tiene movimientos programados (barrido) a lo largo del eje axial durante la exploración. Al desplazarse la camilla, el paciente ingresa a la región tomográfica compuesta por un cabezal (gantry) el cual contiene un sistema de detectores distribuidos en uno o más anillos en torno al paciente. El sistema detecta los pares de fotones de radiación gamma emitidos simultáneamente (en coincidencia) y en dirección diametralmente opuesta (180^0), dentro del cuerpo del paciente, debido a los procesos de aniquilación positrón-electrón. La línea que une los dos detectores que generaron una señal, denominada “línea de respuesta”, cruza el punto donde se originó la aniquilación $e^- - e^+$ dentro del paciente. La intersección de varias líneas de respuesta permite determinar el punto donde se halla el radionúclido, con un margen de precisión de algunos milímetros, dependiendo del camino libre medio. El análisis de las señales producidas en los detectores permite, mediante diversos algoritmos, la reconstrucción de las imágenes tridimensionales de la concentración del radiotrazador en el organismo del paciente. La figura 6 ilustra el principio de detección de dos fotones en coincidencia, donde podemos ver diversos pulsos generados en los detectores (canales) 1 y 2.

Solamente cuando dichos pulsos coinciden en el tiempo, dentro de una ventana del orden de 10 ns, se consideran como coincidentes, es decir pertenecientes a un mismo evento de aniquilación.

En la figura 7 podemos observar los anillos de detectores de un sistema moderno PET. Usualmente estos detectores son centelladores, acompañados de tubos fotomultiplicadores. Dentro del anillo se encuentran incorporados diversos circuitos de tratamiento de señales para agilizar el análisis y depuración de

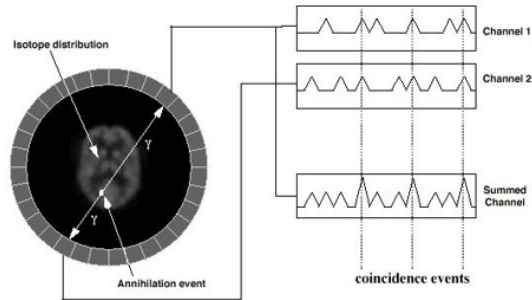


FIGURA 6. Principio de detección de los dos fotones gama provenientes de la aniquilación positrón-electrón. Los pulsos obtenidos en cada detector (canal) son analizados mediante un circuito electrónico de coincidencias, de manera que son aceptadas solamente las señales que coinciden dentro de una corta ventana de tiempo, del orden de 10 ns.

datos, los cuales son posteriormente enviados al módulo (externo) de reconstrucción de la imagen.



FIGURA 7. Sistema de anillos de detectores centelleadores y tubos fotomultiplicadores de un moderno sistema PET. Dentro de los anillos suele incorporarse algunos módulos electrónicos para el tratamiento y depuración de las señales que serán enviadas luego al módulo (externo) de reconstrucción de la imagen.

La figura 8 ilustra el conjunto de equipos que acompaña el sistema PET. En este modelo se halla por un lado el escanógrafo o escáner PET, el cual incluye la camilla desplazable y los anillos de detectores. Por separado se halla la unidad de análisis de coincidencia de pulsos, la cual constituye un primer filtro de datos que permite seleccionar únicamente aquellos provenientes de los eventos de aniquilación. Por último, se halla la unidad de procesamiento de imágenes o PC, que permite realizar la

reconstrucción de la imagen y a su vez sirve de consola para el operador del equipo. La figura 9 nos muestra un escáner PET moderno en su aspecto externo.

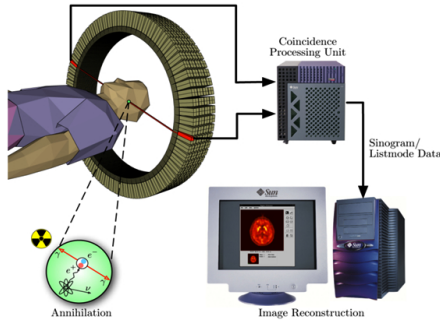


FIGURA 8. Diagrama esquemático de un sistema PET. Se observa el escanógrafo con los anillos de detectores, separadamente se encuentra el módulo de análisis de coincidencias de pulsos y por último el PC, o unidad de reconstrucción de la imagen, el cual cumple a la vez la función de consola del operador.



FIGURA 9. Aspecto externo de un escáner PET moderno de uso clínico. Durante la exploración la camilla se desliza de modo automatizado a lo largo del eje axial, para realizar el barrido en la zona de interés.

Los tiempos empleados en exploraciones PET en humanos varían según la región anatómica, el tipo de tejido u órgano y el tipo de estudio a realizarse, por lo general oscilan entre 3 a 10 minutos. Debido a que los radionúclidos usados en PET tienen periodos de semivida del orden de minutos y que son moléculas que se eliminan muy rápido del cuerpo, después del examen el paciente solamente debe permanecer unos pocos minutos en un lugar aislado dentro de la instalación, a fin de que se reduzca a un mínimo aceptable

la emisión de radiación de su organismo. De igual manera, las dosis absorbidas por el paciente durante este tipo de exámenes son mucho más bajas que en otras técnicas donde se utilizan materiales radiactivos dentro del cuerpo [15].

Reconstrucción de la imagen

Los datos adquiridos en un solo corte corresponden a la proyección del objeto en 2D, mientras que un apilamiento de cortes 2D permite obtener una representación volumétrica (3D) del objeto. La unidad de procesamiento de imágenes del sistema PET utiliza diversos algoritmos matemáticos que permiten la reconstrucción de las imágenes 3D de la distribución del radiofármaco en el paciente [16]. Además de las técnicas estándar de reconstrucción tomográfica, los eventos de detección son filtrados de manera cuidadosa a fin de minimizar la ocurrencia de falsas detecciones, las cuales pueden falsear los datos y producir ruido y pérdida de la calidad de las imágenes. La figura 10 ilustra los tres tipos de detección que pueden ocurrir en el sistema PET. Las primeras dos (izquierda y centro) corresponden a falsos positivos por “coincidencia de dispersión” y por “coincidencia aleatoria”, respectivamente, mientras que la tercera (derecha) corresponde a coincidencias verdaderas. Una técnica que permite reducir este tipo de falsos positivos es la escogencia apropiada de la ventana de tiempo de coincidencia, la cual suele ser del orden de 10 ns, correspondiente al tiempo de vuelo de los fotones gamma a lo largo del diámetro del tomógrafo. Otra técnica usada a fin de minimizar el ruido en las imágenes consiste en colocar colimadores (o septas) frente a los detectores a fin de eliminar los fotones que ingresan con grandes ángulos, de manera que se reduce la detección de fotones dispersados. Otra alternativa de filtrado usada es la discriminación de energías, en la cual los fotones que se hallan fuera de una ventana de aceptación en torno a 511 KeV, los cuales provienen de dispersiones con el tejido del paciente y originan coincidencias por dispersión, no son tenidos en cuenta. A nivel de software existen diversos algoritmos que permiten filtrar los eventos de falsas coincidencias mejorando considerablemente las imágenes [17].

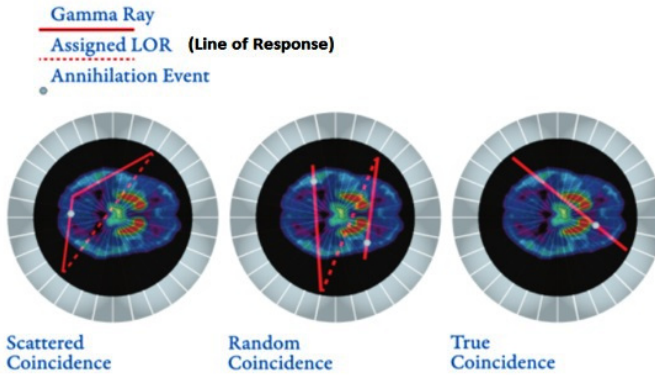


FIGURA 10. Tipos de eventos de detección en el sistema PET. La primera corresponde a un falso positivo por dispersión, la imagen del medio corresponde a un falso positivo por coincidencia aleatoria, mientras que la de la derecha es un evento verdadero. Se utilizan diversos recursos a nivel de hardware (colimadores, detectores selectivos de energía), como a nivel de software (algoritmos de filtrado) a fin de eliminar los falsos positivos y mejorar la calidad de las imágenes.

Algunas Aplicaciones del PET

Las aplicaciones del PET en diagnóstico médico (y su porcentaje de uso) se pueden separar en tres áreas: Oncología (85 %), Neurología (10 %) y Cardiología (5 %). Las ventajas que ofrece este tipo de examen, sobre otras técnicas de diagnóstico, son variadas y no está dentro del objetivo de este artículo entrar en esos aspectos. No existe ninguna técnica que por sí sola logre ofrecer toda la información requerida para un adecuado diagnóstico, ya que las diversas técnicas existentes suelen complementarse. A continuación, se mencionarán brevemente tres tipos de enfermedad en las que el uso del PET es de gran utilidad y sus ventajas sobre otras técnicas es indiscutible.

Diagnóstico del Parkinson

Una aplicación frecuente del PET es en el diagnóstico de la enfermedad de Parkinson. Se utiliza el radiofármaco denominado F-DOPA, un aminoácido marcado con ^{18}F , mediante el cual se puede ver si el cerebro presenta alguna deficiencia en la producción de dopamina, como se observa en la figura 11.

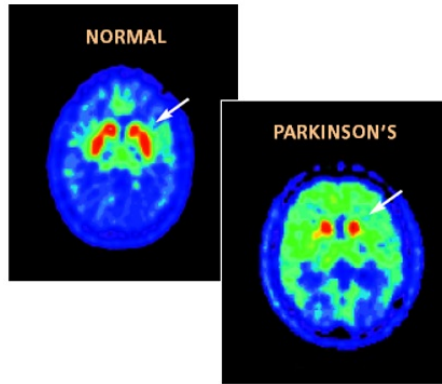


FIGURA 11. Diagnóstico de la enfermedad de Parkinson mediante el PET. A la izquierda se observa un cerebro en condición normal y a la derecha un cerebro con la condición de Parkinson, donde se observa una deficiencia en la producción de dopamina.

Diagnóstico del Alzheimer

Una segunda aplicación del PET, en el diagnóstico de desórdenes cerebrales, es la detección de la enfermedad de Alzheimer. Las imágenes PET muestran un claro y consistente patrón diagnóstico correspondiente a esta enfermedad. Se observa en la figura 12, en las zonas indicadas con flechas, como algunas regiones del cerebro presentan un metabolismo disminuido, en etapas tempranas de esta enfermedad. La ventaja del PET es que este tipo de patrón con frecuencia puede ser identificado varios años antes de que el mismo médico pueda confirmar su diagnóstico. Esta técnica permite a su vez diferenciar la enfermedad de Alzheimer de otros tipos asociados de demencia o depresión.

Diagnóstico de enfermedades coronarias

La técnica PET es el examen más preciso que permite revelar, o descartar, la presencia de enfermedades cardíacas de la arteria coronal. Las imágenes de la figura 13 muestran un flujo inadecuado de sangre hacia el corazón durante el esfuerzo, el cual no es detectado por otros exámenes cardíacos no invasivos.

Una revisión histórica y completa de las aplicaciones médicas del PET se puede encontrar en el artículo de T. Jones, y P. Price [18].

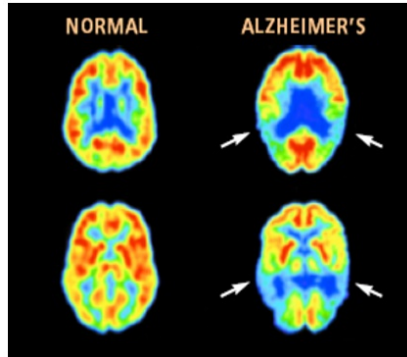


FIGURA 12. Diagnóstico de la enfermedad de Alzheimer mediante el PET. A la izquierda se observa un cerebro en condición normal y a la derecha un cerebro con la condición de Alzheimer, donde se observa las regiones indicadas con flechas, con metabolismo disminuido.

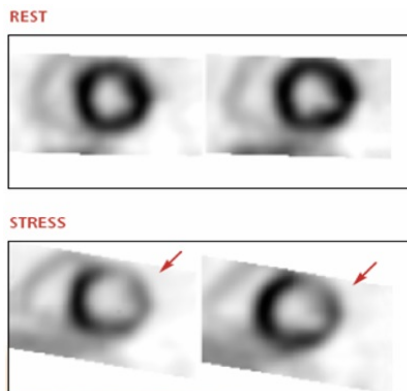


FIGURA 13. Diagnóstico de una enfermedad coronaria mediante el PET. A la izquierda se observa la respuesta al esfuerzo de un corazón normal y a la derecha la de un corazón con una deficiencia coronaria, donde se observa un flujo de sangre inadecuado.

Conclusiones

Adicional a las indiscutibles ventajas que ofrece la técnica PET en el diagnóstico médico de diversas enfermedades, desde un punto de vista general, es importante resaltar el uso que se ha podido dar hoy en día a los conocimientos científicos en física y técnicas de laboratorio que hace apenas unas décadas estaban confinados a los más sofisticados laboratorios de investigación y a conferencias de la elite científica, incomprensibles para la mayoría de los mortales.

Hoy en día es totalmente normal el uso de temas tan sofisticados como la mecánica cuántica, relatividad y antimateria en ambientes cotidianos como los hospitales, al punto que también la comunidad médica y el personal paramédico y de enfermería han tenido que familiarizarse con estos. Para la comunidad científica de físicos es un gran orgullo saber que tantos años de solitaria y ardua investigación no solamente han servido para dar respuesta a los grandes interrogantes del saber y el intelecto acerca de naturaleza de nuestro universo, sino que también han dado su fruto prestando un invaluable servicio al bienestar de toda la humanidad. Este ensayo se ha limitado a la descripción de la técnica PET, sin embargo, existen muchas otras áreas de la medicina y la tecnología en general que igualmente se han beneficiado del conocimiento científico que en el pasado se hallaba cubierto de un velo de misterio, reservado solamente a los hombres más iluminados y a los centros de investigación con mayores recursos. El ejemplo del PET permite ver y apreciar la importancia de la investigación científica, no solo aquella dirigida a desarrollos tecnológicos (física aplicada), sino también la ciencia básica, ya que sus frutos se ven tarde o temprano, revertidos en el bienestar de toda la humanidad.

Referencias

- [1] P. A. Maurice and R. H. Fowler, P R Soc London **117**, 610 (1928).
- [2] W. Shockley, *Electrons And Holes In Semiconductors* (BSeven Printing, 1950).
- [3] C. D. Anderson, Phys. Rev. **43**, 491 (1933).
- [4] O. Chamberlain, E. Segrè, C. Wiegand, and T. Ypsilantis, Phys. Rev. **100**, 947 (1955).
- [5] B. Cork, G. R. Lambertson, O. Piccioni, and W. A. Wenzel, Phys. Rev. **104**, 1193 (1956).
- [6] T. Massam, T. Muller, B. Righini, and et al., Il Nuovo Cimento (1955-1965) **39**, 10 (1965).
- [7] D. E. Dorfan, J. Eades, L. M. Lederman, W. Lee, and C. C. Ting, Phys. Rev. Lett. **14**, 1003 (1965).

-
- [8] G. Baur, G. Boero, and et al., *Physics Letters B* **368**, 251 (1996).
 - [9] W. Oelert, *Nuclear Physics A* **752**, 77 (2005).
 - [10] F. Joliot and I. Cuorie, *Nature* **133**, 201 (1934).
 - [11] W. R. Leo, *Techniques for Nuclear and Particle physics Experiments* (Springer Berlin, 1987).
 - [12] E. Lawrence and M. Livingston, *Phys. Rev.* **40**, 19 (1932).
 - [13] M. Wernick and J. Aarsvold, Elsevier Acad. Press (2004).
 - [14] G. L. Brownell and W. H. Sweet, *JAMA* **157**, 1183 (1955).
 - [15] H. M. Deloar, T. Fujiwara, M. Shidahara, and et al., *EUR J NUCL MED* **25**, 565 (1998).
 - [16] D. L. Bailey, D. W. Townsend, and et al., *Positron Emission Tomography* (Springer, London, 2005).
 - [17] T. G. Turkington, *J. Nucl. Med. Technol.* **29** (2001).
 - [18] T. Jones and P. Price, *Lancet Oncol.* **13**, e116 (2012).