

## **PET/CT: una apuesta por una tecnología joven, revolucionaria y dinámica**

**Adlin López Díaz**

Hospital Clínicoquirúrgico "Hermanos Ameijeiras". La Habana, Cuba

---

### **RESUMEN**

El papel decisivo de la Tomografía por Emisión de Positrones ligada a la Tomografía Computarizada (PET/CT) en las enfermedades oncológicas, cardiovasculares y neurológicas ha sido claramente establecido por la literatura científica. Su establecimiento como herramienta diagnóstica imprescindible de la medicina avanzada es una realidad indiscutible. La literatura coincide ampliamente en que es capaz de cambiar el estadiamiento de aproximadamente el 30 % de los pacientes con cáncer y dependiendo de sus características específicas puede alterar o modificar entre el 30-65% de los tratamientos. Este trabajo presentará los aspectos más importantes de las dos tecnologías que la componen, haciendo hincapié en los avances que le han permitido su establecimiento en la rutina clínica como equipo híbrido.

**Palabras clave:** PET/CT, PET, CT, bases funcionales.

---

### **INTRODUCCIÓN**

La medicina nuclear es una especialidad que utiliza sustancias radiactivas (radioisótopos) en forma de fuentes abiertas con fines diagnósticos y/o terapéuticos. Estas sustancias radiotrazadoras que tienen una función bioquímica y fisiológica predefinida, reciben el nombre de radiofármacos<sup>1-3</sup>. De forma general el proceso diagnóstico se basa en equipos capaces de detectar la radiación emitida por el radiofármaco dentro del paciente y reflejar la distribución selectiva que el mismo presenta. Esto implica visualizar y/o cuantificar la función bioquímica y fisiológica de ese trazador en el organismo del paciente, es decir es un método diagnóstico capaz de

crear imágenes "funcionales" de los procesos metabólicos que en el ocurren. Las imágenes pueden mostrar altos contrastes, con una escasa información anatómica que contribuya al diagnóstico, precisamente porque sólo se observan las estructuras que captan el producto radiactivo. Además los mecanismos de detección de la radiación producen imágenes de baja resolución espacial, es decir la capacidad de definir los órganos y tejidos con exactitud espacial es poca y se relaciona estrechamente con la captación del producto radiactivo.

Los equipos imagenológicos de medicina nuclear disponibles en la actualidad se dividen fundamentalmente en dos grandes grupos: las cámaras gamma convencionales en sus diferentes variantes y los equipos de tomografía por emisión de positrones (**P**ositron **E**mission **T**omography: PET). Estos últimos se han convertido en una herramienta diagnóstica muy eficaz para varias enfermedades de alta incidencia poblacional, de manera que la evolución natural de la tecnología PET fue compensar este defecto con una técnica que aportara los detalles anatómicos y contribuyera a solucionar sus problemas o limitaciones más importantes. Así surge la idea de fusionar o unificar sus imágenes con la Tomografía Computarizada (CT: Computer Tomography), de manera que se combinara la alta capacidad funcional de la PET con el excelente detalle anatómico que esta brinda <sup>3-8</sup>.

Para conocer las características de la tecnología PET/CT, comenzaremos por explicar los fundamentos de los dos equipos que la conforman.

## **¿EN QUÉ CONSISTE LA TECNOLOGÍA PET?**

Es una técnica diagnóstica de Medicina Nuclear que evalúa "in vivo" de forma no invasiva la biodistribución de un radiofármaco emisor positrónico en diferentes órganos o tejidos, generando imágenes tomográficas a partir de la detección de los fotones de aniquilación que producen estos positrones<sup>3, 9,10</sup>.

Este radiotrazador que emite positrones, es casi siempre un producto del ciclotrón y se administra generalmente vía endovenosa. El positrón es una radiación que proviene del núcleo de atómico, está cargada de forma positiva y posee la misma masa que un electrón, es su anti-partícula. Cuando el radiofármaco emite un positrón, este recorre un pequeño camino hasta que interacciona con un electrón del medio circundante, desaparecen sus masas físicas y se convierten en energía, este fenómeno se denomina aniquilación y la energía se libera en forma de radiación electromagnética, exactamente en dos fotones de 511KeV que son emitidos instantáneamente en dirección diametralmente opuesta ( $180^\circ \pm 0.5^\circ$ ), por eso hay que detectarlos al unísono (es decir simultáneamente o en coincidencia).

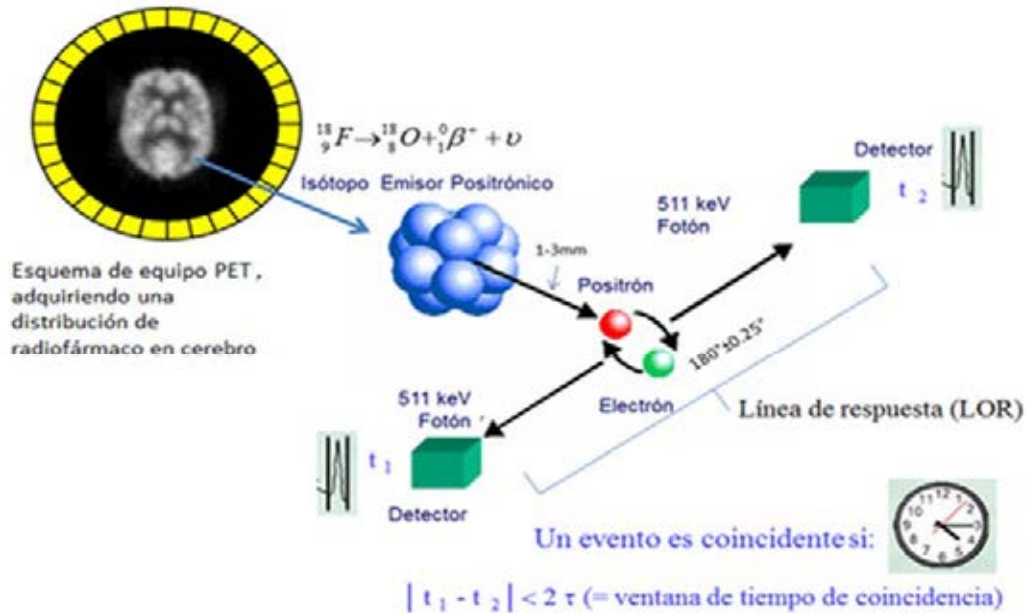
Los radioisótopos emisores de positrones fueron descubiertos en los años 30 del pasado siglo. Los primeros equipos PET fueron desarrollados en Estados Unidos en los años 70 y el primer estudio en un humano fue reportado en 1978. Sin embargo no fue hasta mediados de los 80 que emergieron los grandes proveedores comerciales y la tecnología comenzó a ganar adeptos. El interés del mercado en los sólidos resultados obtenidos, ha producido un desarrollo vertiginoso de los sistemas PET, que en la actualidad son capaces de obtener imágenes de cuerpo entero en unos minutos y han producido un salto indiscutible en el diagnóstico de varias enfermedades oncológicas, neurológicas y cardiovasculares <sup>3,4, 9</sup>.

Debido a la corta vida media de los emisores de positrones, que oscila entre pocos segundos a unas pocas horas, los hospitales han tratado de dotarse de ciclotrones de baja energía, típicamente de 10 a 18MeV, para la fabricación, uso y distribución de los radiofármacos PET. Estos sistemas de producción de radionúclidos, se encuentran en constante evolución y desarrollo, así se han obtenido en el último quinquenio, generadores de Rubidio y Galio, y se ha puesto en marcha un diseño novedoso de mini-ciclotrón, capaz de producir automáticamente y a demanda, la dosis individual de algunos compuestos marcados con flúor ( $^{18}\text{F}$ ) y carbono ( $^{11}\text{C}$ ), sistema conocido como Generador de Biomarcadores (de la empresa norteamericana ABT molecular)<sup>10-13</sup>.

El radiofármaco más utilizado es la Flúordeoxiglucosa ( $^{18}\text{FDG}$ ), y la indicación más extendida es la oncológica, fundamentalmente para la detección y control de tumores malignos, en la detección de la recurrencia y el seguimiento de la respuesta a las terapias de tratamiento <sup>1-3,6-10, 12-14</sup>.

En la América Latina, la tecnología PET surgió a principios del 2000, en Argentina, México y Brasil. El uso de equipos SPECT asociados a sistemas de coincidencia, fue el inicio. Hoy tenemos más de 60 unidades PET/ CT instaladas en toda la región, pero sigue siendo un factor limitante para la expansión, los altos costos necesarios para adquirir un ciclotrón con los sistema de marcaje y control de calidad necesarios para la radiofarmacia asociada y, además, el propio equipo de imagen<sup>15</sup>.

La tecnología PET basa su funcionamiento en la utilización de detectores de coincidencia capaces de visualizar los dos fotones opuestos que genera instantáneamente la aniquilación del positrón (ver [figura 1](#)). Para esto sólo registra los eventos que arriban a dos detectores opuestos  $180^\circ$  dentro de una ventana de tiempo del orden de los nanosegundos definida por el usuario (ventana de tiempo de coincidencia) si estos poseen un mínimo de energía que garantiza que no han sufrido dispersiones importantes en el trayecto (establecido a través de la ventana energética). Estos rayos coincidentes son contados como "un evento coincidente" y la línea entre ambos detectores, que marca la ubicación de la interacción del positrón se denomina línea de respuesta (Line Of Response: LOR). La imagen tridimensional es obtenida a partir de la reconstrucción matemática de un número significativo de LORs, utilizando diferentes algoritmos matemáticos que también han evolucionado con la tecnología<sup>3-4,9,12-14</sup>.



**Fig. 1.** Esquema del proceso de detección de coincidencia de un sistema PET.

Sin embargo, las líneas de respuesta registradas siempre superan los "eventos reales", por la presencia dentro de la ventana de coincidencia de eventos dispersos y aleatorios, que el sistema no puede discriminar y degradan la calidad de la imagen. Los primeros son los eventos producidos cuando al menos uno de los fotones que produce el positrón se dispersa sin pérdida detectable de energía, mientras que los segundos son los pulsos provocados por la coincidencia aleatoria de dos eventos sencillos independientes que alcanzan los detectores. Estos fenómenos son objeto de estudio y de correcciones en los diferentes sistemas, pues la influencia que sobre ellos poseen factores como la geometría de medición, el propio paciente, la actividad, etc. es variable y compleja, sin embargo se puede afirmar que mientras más pequeña sea la ventana de coincidencia menor será su magnitud, es decir este parámetro es dependiente del tipo de detector utilizado<sup>14,16</sup>.

### ¿Cómo son detectados estos fotones?

Los detectores están contruidos por cristales denominados centellantes, porque cuando la radiación electromagnética interacciona con ellos son capaces de emitir ciertas cantidades de luz frente, esta cantidad de luz será proporcional a la energía de la radiación. La luz será recolectada y convertida en un pulso eléctrico a través de tubos fotomultiplicadores, conservando su relación con la energía de la radiación que lo originó. La rapidez con que el centellante emite la luz se denomina tiempo de extinción y debe ser lo más pequeño posible, mientras que el número de cuantos luminosos a emitir por el centellante debe ser el mayor posible. Los cristales de Germanato de bismuto (BGO) se han utilizado ampliamente en los tomógrafos PET desde finales de los años 70, debido a su mayor poder de frenado para los fotones de 511 keV, en comparación con los cristales de Yoduro de Sodio convencionales NaI(Tl). La introducción, en los años 2000, de nuevos cristales centellantes más rápidos como el Oxiortosilicato de Gadolinio (GSO) y el Oxiortosilicato de Lutecio (LSO), mejoró significativamente las características de funcionamiento de los tomógrafos PET. En el

último quinquenio se implementó además el Ortosilicato de Lutecio/Itrio (LYSO), que es todavía más eficiente. Estos cristales presentan un tiempo de extinción más corto que el BGO (tabla), reduciéndose el tiempo muerto del sistema y permitiendo mejores prestaciones en función de la tasa de sucesos, en particular para actividades elevadas dentro del campo de visión del tomógrafo. La producción más rápida del pulso permite además reducir el tiempo de coincidencia y mejorar la relación eventos reales /eventos totales<sup>9,12-14,16</sup>.

**Tabla.** Características de los diferentes tipos de cristales centellantes utilizados en equipos PET.

Material del cristal	Campo luminoso (fotones/MeV)	Tiempo de extinción (ns)	Densidad (g/cm <sup>3</sup> )	Número Atómico Efectivo	Resolución Energética a 511KeV (%)
NaI(Tl)	38 000	230	3.7	51	10
BGO	9 000	300	7.1	75	20
LSO	26 000	40	7.4	66	15
LYSO	32 000	40	7.1	66	12
GSO	13000	50	6.7	59	15

*Nota: el <sup>176</sup>Lu es radioactivo y está presente en una pequeña cantidad en estos detectores (2.6%), produciendo eventos únicos no deseados que aunque son desestimables en las tasas de cuentas de la rutina clínica si pueden afectar las mediciones a bajas tasas como los controles de calidad.*

Estos detectores han sido ubicados en diferentes geometrías durante su evolución tecnológica, comenzando por arreglos de detectores planos opuestos o tipo banana que se movían alrededor del paciente, después se procedió a ubicar los detectores fijos en geometría hexagonal y se culminó con los diseños cilíndricos más avanzados (multianillo-multicristal). Los detectores son paquetes de múltiples y pequeños cristales de centelleo que se colocan cubriendo toda la circunferencia de un anillo y están conectados a tubos fotomultiplicadores. El diámetro de los anillos permite introducir en el sistema detector cualquier parte del cuerpo. En un equipo actual, el anillo detector está formado por alrededor de 100 bloques, ubicados entre 3 o 4 anillos, completando un campo de visión de 15-22cm. La señal eléctrica de los detectores, ampliada por los fotomultiplicadores se digitaliza. El ordenador del tomógrafo PET reconoce las múltiples coincidencias que se producen en los distintos pares opuestos de detectores, para reconstruir las imágenes tomográficas finales, en cualquier plano del espacio <sup>14,16,17</sup>.

### ¿Cómo se adquieren las imágenes?

Al adquirir una imagen tomográfica, el pixel es una representación bidimensional de un volumen de tejido, y la información que porta se relacionará con la concentración de actividad que este volumen posee a partir de una calibración. Las imágenes PET se adquieren con el paciente fijo, es decir en forma parada-adquisición (conocido en inglés por "step and shoot").

Los tomógrafos PET pueden adquirir las imágenes en dos modos de operación: 2D o 3D. Tradicionalmente, en los tomógrafos PET se realizaba la adquisición con las líneas de respuesta de cada plano (modo de adquisición 2D), y para evitar las coincidencias de fotones procedentes fuera del plano de detección se empleaban anillos septales, que realizaban la función de colimación física. Al quitar estos anillos septales (modo de adquisición 3D) se incrementa la sensibilidad de detección en aproximadamente un factor entre 5-10 y aumenta la detección de la fracción de fotones dispersos detectados del 15-20 % en 2D a un 30-40 % en 3D, permitiendo la disminución de la actividad a administrar y los tiempos de adquisición. La implementación del modo de adquisición 3D se ha basado en la introducción de cristales más rápidos, un aumento de la capacidad de procesamiento de los ordenadores y una adecuación de los algoritmos de reconstrucción <sup>9,14,16-18</sup>.

La palabra tomografía significa 'dibujo del cuerpo', es decir a partir de múltiples proyecciones podemos dibujar o reconstruir la distribución tridimensional. La teoría de la reconstrucción tomográfica se aplica igualmente a la TC, RM, SPECT y PET, con diferencias concretas que se relacionan con las particularidades de los principios de obtención de cada una de las imágenes. Existen tres formas básicas de realizar la reconstrucción de la imagen: retroproyección filtrada, reconstrucción iterativa y solución analítica. Tradicionalmente el método más utilizado ha sido la retroproyección filtrada, por las altas demandas de tiempos de cómputo que los otros dos métodos poseen, sin embargo los equipos PET actuales ya son capaces de emplear métodos iterativos y de introducir durante su aplicación correcciones de diferentes fenómenos como la dispersión, atenuación, efecto de volumen parcial, etc. <sup>9,14,17-20</sup>

La evolución de los sistemas de detección ha producido un impacto importante en la tecnología PET, sin embargo existen múltiples factores físicos que afectan la calidad de la imagen de los estudios PET y la cuantificación de la captación del radiofármaco, además de la dispersión y los eventos aleatorios. El factor físico más importante es la atenuación de los fotones, pero se destacan también el tiempo muerto de los detectores y de la electrónica, el diseño y la geometría de los equipos, las variaciones dinámicas en la sensibilidad de los detectores que está influenciada además por la temperatura y humedad, etc. Todos estos factores requieren corrección y parte de la evolución de los equipos PET se basa en las formas y métodos que se han utilizado para desarrollarlas <sup>9,14,16</sup>.

La atenuación o transmisión de fotones: habla de la probabilidad de que un rayo gamma atraviese un espesor de sustancia sin interactuar con ella. De forma práctica implica que la radiación electromagnética que proviene del interior del paciente va cediendo energía a medida que se propaga a través del medio con el que interactúa y se produce una desaparición progresiva de él; por eso se dice que el haz se atenúa y lo hará en mayor medida mientras mayor sea el espesor que atraviesa. Este efecto distorsiona la información que alcanza los detectores, provocando pérdida de exactitud en la imagen obtenida. Existen dos interacciones principales que ocasionan esta atenuación: el efecto fotoeléctrico y el Compton. En el primero el fotón es totalmente absorbido por un electrón orbital y desaparece. En el segundo efecto, el rayo cede parte de su energía al electrón orbital y se desvía de su trayectoria, a esta radiación electromagnética resultante se le denomina rayo dispersado. La dispersión produce una pérdida de calidad en las imágenes, por eso se intenta evitar que los rayos dispersos alcancen los detectores colocando aditamentos que eliminan la radiación que no proviene del haz, denominados colimadores <sup>16,17</sup>.

La atenuación o transmisión de fotones a través de un medio material depende de la energía de los fotones y de las características del medio con el que interactúa, además de su espesor. Existe un parámetro físico que caracteriza esta interacción, se denomina coeficiente de atenuación ( $\mu$ ), que depende de la energía del fotón y del número atómico efectivo del material. Sigue una ley exponencial inversa, regida por el coeficiente de atenuación lineal y el espesor de sustancia. Si conocemos la composición de los diferentes tejidos que posee cada paciente en específico podemos corregir este fenómeno físico.

Hasta el desarrollo de los sistemas híbridos los coeficientes de atenuación se determinaban en un estudio PET de transmisión, donde una fuente emisora de positrones giraba alrededor del paciente, y el tomógrafo medía la radiación capaz de atravesar el medio atenuador (paciente), obteniendo un mapa de atenuación para cada paciente. Los sistemas modernos utilizan mapas de atenuación tomográficos obtenidos a partir de rayos X. Solucionar satisfactoriamente la corrección de atenuación fue una de las razones principales que impulsó los sistemas híbridos<sup>12-14,17</sup>, pues es el fenómeno de la atenuación de los fotones el principio de obtención de las imágenes en radiología, por eso volveremos a mencionarlo con más detalle.

Como el PET sólo mide una fracción de la radiación emitida, es necesario calibrar la eficiencia del sistema. Para ello se utiliza una solución de un emisor de positrones en un fantoma uniforme de 20 cm de diámetro. Este tipo de calibración nos da la eficiencia en términos de actividad por unidad de volumen o concentración de actividad. Así, cada elemento de la imagen puede ser escalado a la actividad en ese lugar y la actividad de un órgano se puede obtener sumando sobre una región de interés apropiada.

### **¿Cuáles son las limitaciones más importantes de la tecnología PET?**

Además del costo tecnológico y de la complejidad de la radiofarmacia PET, que está dando sus primeros pasos a la diversificación de los productos a ofertar, la limitación más grande de la imagen PET es su pobre resolución espacial, que está en el rango de 6-9 mm<sup>12-14</sup>.

### **CONCLUSIONES**

Como en el resto de las imágenes de Medicina Nuclear, la captación del radiofármaco positrónico se produce solamente en los tejidos que fijan o metabolizan el producto, por lo que no se pueden diferenciar con exactitud todos los diferentes tejidos y estructuras, es decir la información anatómica es escasa y la interpretación de las imágenes pierde precisión diagnóstica. Por este motivo surgió la necesidad de registrar la imagen metabólica de la PET con la imagen anatómica de la Tomografía Computarizada (CT). La combinación en un único tomógrafo del PET y el CT ofrece una elevada resolución anatómica con el indiscutible aporte de la imagen funcional del PET, apostando a una mayor precisión diagnóstica que ambos métodos por separado, por eso la tecnología PET se continúa desarrollando en función de los equipos híbridos.

### **¿QUÉ ES LA TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA Y QUE UTILIZAMOS DE ELLA PARA PRODUCIR LA IMAGEN PET/CT?**

La tomografía computarizada (**Computer Tomography: CT**) es una de las técnicas de diagnóstico imagenológico más usadas. Basa su funcionamiento en un generador de rayos X que rota alrededor del paciente apuntando a un sistema detector, las estructuras internas del cuerpo atenúan el haz de Rx, por tanto la intensidad de la radiación que alcanza el conjunto de detectores variará según la atenuación encontrada y al ser colectadas conformarán un conjunto de perfiles de intensidad llamados proyecciones, que reconstruidos matemáticamente por un ordenador producen imágenes anatómicas tridimensionales. Básicamente está compuesto por un gantry que porta el generador de rayos X y un conjunto de detectores, la camilla que desplaza al paciente de forma discreta (en modo parada-adquisición para exploraciones axiales) o de forma continua (para adquisiciones helicoidales), la consola de adquisición y procesamiento<sup>21-23</sup>.

Desde su introducción clínica en 1971 ha experimentado sucesivos avances que la han convertido en una técnica de imagen versátil, con la que se obtienen imágenes de cualquier área anatómica, y que cuenta con una amplia gama de aplicaciones en oncología, radiología vascular, cardiología, traumatología, entre otras. En más de 40 años, se han producido saltos tecnológicos importantes, que se describen ampliamente en la literatura como varias generaciones de equipamiento, que van desde el primer tomógrafo "escáner - EMI", que adquiría los datos del cerebro en aproximadamente 4 minutos, mejorado a escáner axial de una única fila de detectores en 1976. Partiendo de estos se desarrollaron los escáneres helicoidales o espirales, que posteriormente permitieron el uso de equipos con múltiples filas de detectores, que ha sido decisivo para mejorar la cobertura longitudinal de los tomógrafos computarizados actuales. En 1998 se introdujeron equipos con 4 filas de detectores activos, que aumentaron a 16 filas en 2001, y a 64 filas en 2004. En 2007 se introdujo un escáner de TC con 320 filas de detectores activos (conocido como Aquilion ONE, de la empresa TOSHIBA). Estos escáneres proporcionan una excelente resolución espacial longitudinal < 1mm, reconstrucciones 3D de alta calidad, con reducción apreciable de los tiempos de exploración<sup>21-28</sup>.

Las proyecciones tomadas por cada detector durante un barrido de CT se almacenan en la memoria del ordenador. La imagen tomográfica tridimensional se reconstruye a partir de estas proyecciones mediante el mismo proceso matemático de retroproyección filtrada que mencionamos anteriormente, aunque con otras particularidades. La composición de cada voxel, y su dimensión, junto con la calidad de haz determinarán el grado de atenuación de cada porción de tejido. Se usa el coeficiente lineal de atenuación ( $\mu$ ) como medida de esta atenuación. Por tanto el problema matemático se expresa como un sistema de ecuaciones que obtiene los coeficientes de atenuación de cada voxel<sup>22-25</sup>.

Los equipos de TC actuales ofrecen muchos filtros de reconstrucción que están optimizados para aplicaciones clínicas específicas. Es posible reconstruir una sola exploración con diferentes filtros de reconstrucción para optimizar la visualización de, por ejemplo, tejidos óseos y blandos de manera adecuada.

### **¿Cómo se producen los rayos X?**

Un tubo de rayos X está compuesto por un cátodo, un ánodo y una fuente de alto voltaje. El cátodo es, generalmente, un filamento de tungsteno, que se calienta y eleva la energía de los electrones lo suficiente para que se liberen del átomo. Mientras mayor es la corriente suministrada al cátodo mayor será el número de electrones que se



liberarán y mayor la cantidad de rayos que se podrán obtener. Los electrones libres se aceleran hacia el ánodo, gracias a la diferencia de potencial que existe entre este y el cátodo. A medida que aumenta la diferencia de voltaje aplicado mayor será la energía cinética que estos electrones pueden alcanzar (orden de KeV). Los electrones acelerados chocan con el ánodo, que en general está compuesto fundamentalmente de tungsteno, y en su interacción pierden la energía cinética mediante tres procesos principales: excitación (la energía es empleada para mover electrones a capas más externas del átomo), ionización (la energía es suficiente para remover un electrón de un átomo y dejarlo ionizado) o producción de radiación de frenado (conocida también como Bremsstrahlung, donde la energía se transforma directamente en un fotón por la interacción electromagnética con el campo coulombiano del núcleo).

Los rayos X característicos, se generan cuando se producen los dos primeros procesos por la tendencia del átomo a mantener su estabilidad energética, este espectro es estrictamente discreto y su energía depende de la composición de ánodo, pues se generan en bandas específicas de energía que son propias o características de cada átomo<sup>21-22</sup>.

El espectro energético de los rayos X de Bremsstrahlung, por el contrario es continuo, su emisión se relaciona de forma directamente proporcional a la proximidad del electrón al núcleo atómico, y su valor máximo está determinado por el potencial del tubo de rayos X. La probabilidad de ocurrencia de radiación de frenado crece al aumentar la energía del electrón y con el número atómico del material. Los rayos X de muy baja energía son absorbidos (filtrados) por el material del ánodo y tienen una alta probabilidad de no abandonar el tubo, este fenómeno se denomina filtrado inherente. Para disminuir la radiación innecesaria al paciente y reconfigurar el haz de manera óptima para la producción de la imagen se colocan otros filtros adicionales denominados "añadidos", cuya composición y forma dependen de la función que debe realizar.

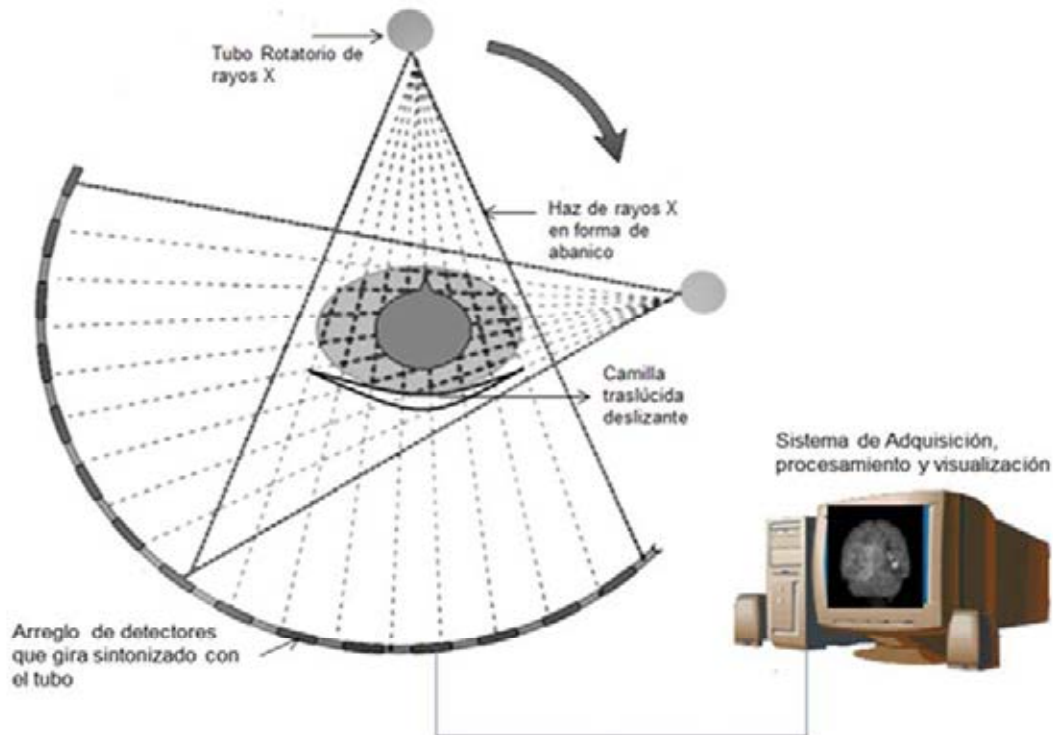
Existen un conjunto de factores que afectan el haz de rayos X, entre los que se pueden destacar la corriente (mA) y el potencial (kVp) del tubo, la filtración añadida, el material del ánodo (Z alto o bajo) y el tipo de forma de la onda eléctrica que genera el haz. El haz es además limitado por los colimadores que impiden la emisión del haz fuera del campo de visión<sup>21-24</sup>.

### **¿Cómo se obtiene la imagen en el CT?**

Como explicamos anteriormente, la interacción de los fotones con la materia la podemos caracterizar a través del coeficiente de atenuación lineal ( $\mu$ ), este parámetro refleja la habilidad de un material para detener o atenuar los fotones. Los procesos que intervienen en la atenuación son complejos, pero de manera general se puede decir que este parámetro es proporcional al número atómico del material (Z) y su densidad, mientras que se relaciona de forma inversa con la energía de los rayos X que se generan en el tubo. Esto significa que a medida que aumenta el espesor de sustancia o la densidad del medio, mayor será la energía necesaria para atravesarlo. Esta es la causa principal de que se empleen diversos protocolos en los equipos radiológicos para las diferentes regiones del cuerpo y se deban tener en cuenta las características concretas de los pacientes para las distintas aplicaciones<sup>21-23</sup>.

Cuando un haz de rayos X atraviesa el cuerpo humano, la radiación que emerge del mismo estará atenuada de forma diferenciada por los diferentes tejidos que este haz

atravesó, de manera que si la hacemos incidir en un sistema de detección obtendremos una distribución o proyección plana de esta composición. En radiología convencional, si observamos una película radiográfica, a medida que el coeficiente de atenuación lineal de un material aumenta, más blanco aparecerá este en la imagen, y viceversa (los materiales con bajo  $\mu$  dejan pasar más rayos X a través de ellos, y por eso se ven más negros en la imagen). En CT la imagen tridimensional brindará un mapa de la atenuación que estos tejidos produjeron en el haz generado (ver [figura 2](#)). Debido al hecho de que las diferencias entre los coeficientes de atenuación lineales de distintos materiales son muy pequeñas (alrededor del 0,5 %) surgieron las unidades Hounsfield (HU), o números CT, que se definen como:



**Fig. 2.** Esquema que muestra el funcionamiento de un tomógrafo de tercera generación, donde el tubo de rayos X y el arreglo de detectores rotan alrededor del paciente. La señal generada por estos detectores se procesa y visualiza en la computadora, con sistemas altamente especializados que permiten su explotación en múltiples aplicaciones clínicas.

$$\text{Número}_{CT} = \frac{\mu_{\text{tejido}} - \mu_{\text{agua}}}{\mu_{\text{agua}}} \times 1000$$

De esta ecuación la resulta que el número  $CT_{\text{agua}} = 0$  HU, el número  $CT_{\text{aire}} = -1000$  HU y el número  $CT_{\text{hueso}} = 1000$  HU. Estos números son los que se emplearán para obtener

la imagen del CT, y su relación numérica con las densidades de tejidos de densidades conocidas son un factor importante a controlar dentro del funcionamiento del equipo.

Los primeros tomógrafos utilizaron detectores gaseosos, generalmente cámaras de ionización con gas Xenón, que poseían una eficiencia del 70%. En la actualidad, los detectores utilizados son de estado sólido, que elevan la eficiencia de detección casi el 100%. Fundamentalmente se emplean centellantes unidos a fotodiodos que permiten convertir la luz en señal eléctrica. Lo antecede una rejilla difusora fundamentalmente de tungsteno que evita la radiación dispersa <sup>25-27</sup>.

Las numerosas mediciones de los rayos X que alcanzan el conjunto detector, alrededor de un paciente, constituyen la información básica para reconstruir la imagen tomográfica. Al igual que en Medicina Nuclear, teóricamente se podrían emplear para la reconstrucción tridimensional los mismos métodos descritos para el PET o SPECT (retroproyección filtrada, métodos iterativos y soluciones analíticas), sin embargo el método de retroproyección filtrada (FBP), con múltiples variantes, es el estándar para la reconstrucción de la imagen en la CT <sup>21-23, 25,26</sup>. Los equipos de TC actuales ofrecen muchos filtros de reconstrucción que están optimizados para aplicaciones clínicas específicas, por eso es posible reconstruir una sola exploración con diferentes filtros de reconstrucción para optimizar la visualización de, por ejemplo, tejidos óseos y blandos de manera adecuada.

Por su parte los métodos iterativos podrían proporcionar beneficios potenciales en la aplicación de la TC, incluida la eliminación de artefactos de rayas presentes cuando se utilizan pocos ángulos de proyección, y un mejor rendimiento en la adquisición de TC de baja dosis. Sin embargo, las imágenes reconstruidas mediante métodos iterativos pueden verse afectadas por artefactos que no están presentes en las imágenes reconstruidas con retroproyección filtrada, tales como patrones de distorsión (aliasing) o valores fuera de rango (overshoots) en áreas con altos gradientes de intensidad, también requieren altos tiempos de computo<sup>26-30</sup>.

La reconstrucción iterativa es utilizada en medicina nuclear (PET y SPECT), donde la cantidad de datos a procesar es significativamente menor a la requerida por la tomografía computarizada de rayos X. Actualmente, existe un gran interés en poder utilizar la reconstrucción iterativa en tomografía y, consecuentemente, numerosos grupos de investigación y empresas emplean diversas estrategias para implementarla de una manera más rápida y práctica. En general, pueden identificarse tres enfoques: mejora en los algoritmos, la utilización de hardware dedicado o procesamiento en paralelo<sup>31-33</sup>.

Hay parámetros de reconstrucción y de visualización que tienen también un impacto sobre la calidad de imagen y el desempeño del observador. Estos incluyen, por ejemplo, el espesor de reconstrucción, las ventanas de visualización, el filtro de reconstrucción, etc. Las reconstrucciones en la actualidad se suelen hacer con un grosor de corte inferior a 1 mm. Cualquier adquisición de TC puede ser reconstruida aplicando uno o más filtros de reconstrucción. Durante la lectura de imágenes el radiólogo puede seleccionar la ventana correspondiente a la anatomía y la patología específica de interés <sup>22,26</sup>.

## **Parámetros que limitan la calidad de la imagen de CT**

La calidad de imagen de TC adecuada sólo se logra si se llevan a cabo calibraciones del escáner de acuerdo con los protocolos prescritos por el fabricante. Estas calibraciones permiten corregir varios fenómenos, aunque los más importantes son las pequeñas diferencias en la respuesta de elementos detectores individuales y el efecto de endurecimiento del haz (en parte).

La característica más importante que distingue a la CT de otras técnicas imagenológicas como la radiografía convencional, SPECT y PET, es la excelente resolución de bajo contraste que proporciona. La resolución de bajo contraste es la capacidad de detectar estructuras que ofrecen sólo una pequeña diferencia en la señal (expresada en UH) en comparación con su entorno directo. Esta resolución de bajo contraste solo es superada por la Resonancia Magnética Nuclear, con los equipos de mediano y alto campo. El ruido de la imagen de CT es la principal limitación para la resolución de bajo contraste. El ruido de la imagen se puede disminuir, y de paso mejorar la calidad de imagen, a costa de la exposición del paciente, mediante un aumento de la corriente del tubo (mA), o bien incrementando el grosor de corte reconstruido, a costa de la resolución espacial. Además, la resolución de bajo contraste depende de la tensión del tubo (energía del haz), de la filtración del haz y del algoritmo de reconstrucción <sup>22,28,29</sup>.

La resolución espacial, o resolución de alto contraste en CT, es la capacidad de observar con detalle los contornos de objetos pequeños en el volumen explorado. La resolución espacial está limitada primariamente por la geometría de adquisición del escáner, el algoritmo de reconstrucción y el grosor del corte reconstruido. La capacidad de los equipos actuales de 64 cortes en cuanto a la resolución espacial está en el rango de 0,6-0,9 mm en las 3 dimensiones.

La resolución temporal es la capacidad de resolver con fidelidad objetos en movimiento rápido en la imagen de CT. Una buena resolución temporal evita los artefactos y la borrosidad de la imagen inducidos por el movimiento. Mejorar la resolución temporal ha sido uno de los objetivos primordiales de la evolución en los equipos de CT, efectuar una adquisición rápida de datos (rotación rápida del tubo de rayos X entre 0,3-0,4 s en los equipos actuales) ha contribuido al incremento de su utilidad clínica <sup>26,28,29</sup>.

## **Artefactos**

Los artefactos pueden estar relacionados con la adquisición, la reconstrucción, o con el paciente. Los artefactos relacionados con la adquisición ocurren, por ejemplo, en caso de mal funcionamiento de uno o más elementos detectores (artefactos de anillo); en caso de mal funcionamiento del tubo de rayos X durante la adquisición (arcos en el tubo de rayos X ) se producen imágenes inutilizables; un muestreo pobre produce patrones de Moiré; denominado efecto de volumen parcial; la luminiscencia residual (afterglow) del detector puede producir borrosidad en la imagen.

La CT también posee el denominado efecto de volumen parcial pues el grosor de corte es finito y se obtiene un valor promedio de los materiales del vóxel. Cuando las estructuras que se requiere visualizar son de pequeño tamaño o bajo contraste, las condiciones de adquisición deben ser observadas cuidadosamente para evitar los falsos negativos en la imagen.

La fuerte atenuación del haz de rayos X al atravesar hueso compacto, calcificaciones, u objetos metálicos puede dar lugar a artefactos por endurecimiento del haz, ejemplo

cuando se escanean prótesis metálicas se produce un artefacto de metal, porque la prótesis atenúa casi completamente el haz. Otros artefactos relacionados con la reconstrucción incluyen artefactos helicoidales (patrones de molino de viento), y artefactos de haz cónico (rayas).

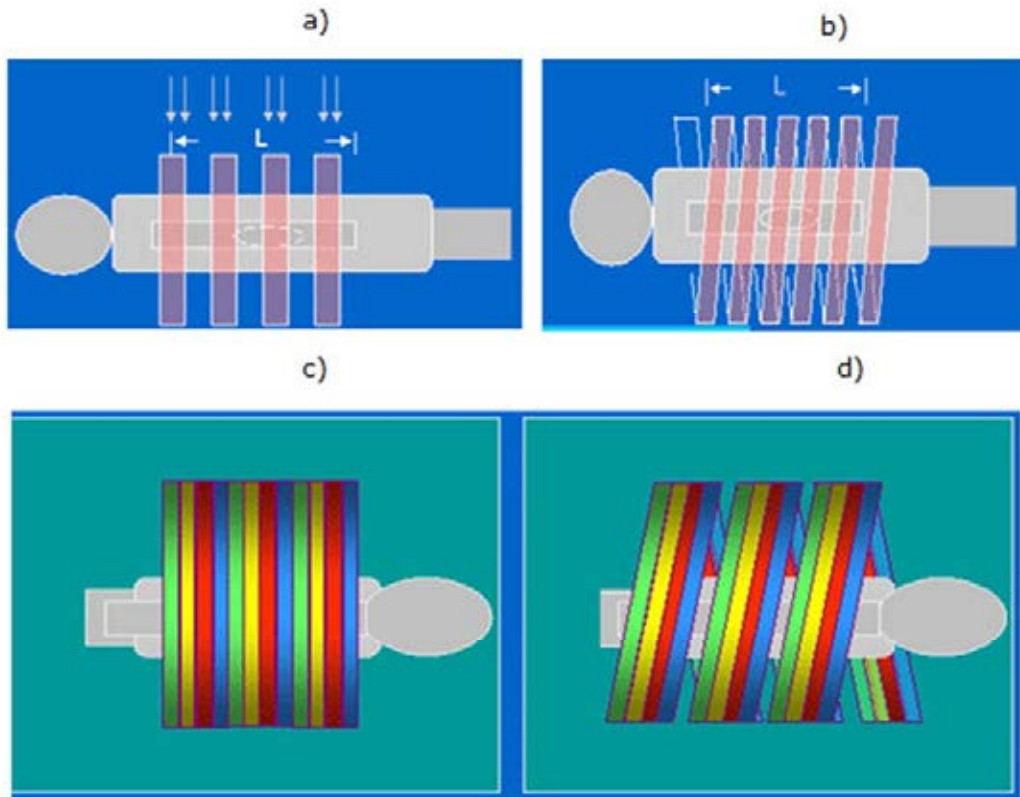
El paciente también constituye una fuente de artefactos con sus movimientos conscientes o no, así como los movimientos de los órganos y tejidos del cuerpo. Algunos artefactos son evitables si se instruye adecuadamente al paciente para que no se mueva durante la exploración y mantenga la apnea durante la adquisición, en particular en exámenes del tronco. Los protocolos deben ser claros para la adquisición y procesamiento para evitar pérdidas de sensibilidad de las técnicas <sup>26,28,29, 35,36</sup>.

### **¿Cuáles son las técnicas más conocidas y en qué se diferencian?**

Durante más de 40 años de explotación y evolución tecnológica se han desarrollado un sin número de técnicas y aplicaciones clínicas de la tomografía computarizada. Mencionaremos y explicaremos las más importantes para los equipos PET/CT actuales, pues estas constituyen parte de aporte que esta tecnología brinda al equipo híbrido.

#### *Tomografía Axial Computarizada (TAC)*

Durante muchos años fue el nombre más utilizado para esta técnica, pues los primeros diseños utilizaron esta técnica, que implica la adquisición de los perfiles de transmisión mediante un giro del tubo de rayos X con la camilla en reposo. Cada adquisición axial (secuencial) se realiza generalmente con una rotación completa ( $360^\circ$ ) del tubo de rayos X, aunque para mejorar la resolución temporal, se puede acortar a  $180^\circ +$  ángulo del haz. El ángulo de rotación puede extenderse hasta, por ejemplo, una adquisición de  $720^\circ$  para mejorar la resolución de bajo contraste, al permitir una mayor carga del tubo (mAs). En una exploración completa de TC se efectúa una (o más) serie(s) de adquisiciones axiales a fin de cubrir el volumen de interés clínico relevante. Esto se logra mediante sucesivos desplazamientos de la camilla después de cada adquisición axial. Por lo general el desplazamiento es igual al grosor de corte, para que la serie de adquisiciones axiales pueda ser reconstruida en imágenes axiales contiguas. En la [figura 3a](#) se muestra la geometría de una adquisición TC axial <sup>16,29,30</sup>.



**Fig. 3.** Geometría de adquisición de los diferentes tipos de tomógrafo. a) adquisición axial b) adquisición helicoidal. c) adquisición axial de un tomógrafo multicorte d) adquisición helicoidal de un tomógrafo multicorte. "Modificado del curso OIEA "PR en PET/CT" 40

### *TC helicoidal*

Se pone en funcionamiento en 1989, cuando se introduce la tecnología conocida como "slipping ring" (anillo deslizante), que permitió la adquisición de datos con el tubo de rayos X rotando continuamente y la camilla desplazándose simultáneamente. La introducción de la adquisición helicoidal ha mejorado considerablemente el rendimiento de la TC.

Las ventajas principales de la TC helicoidal son que se acorta el tiempo de exploración, y se obtiene una información más coherente para reproducir imágenes en 3D del volumen explorado, esto facilitó el desarrollo de múltiples aplicaciones incluida la angio-TC. La desventaja principal de la TC helicoidal fue la aparición de algunos artefactos asociados (molinos de viento, etc.). La figura 3b muestra la geometría de una adquisición de TC helicoidal; la trayectoria circular del tubo de rayos X se transforma en una hélice desde la perspectiva del paciente.

El desplazamiento continuo de la camilla se expresa generalmente en relación con la anchura nominal del haz (igual a la anchura de corte en equipos de corte único); el cociente entre el desplazamiento de la camilla en una rotación de 360° del tubo y la anchura nominal del haz, se denomina factor de paso o avance (conocido por su término en inglés "pitch") <sup>16, 21-26, 37</sup>.

### *TC multicorte*

La introducción de escáneres con varias filas de detectores de rotación rápida (conocido por multicorte o multicoronas), en 1998, produjo un enorme avance en la tecnología de TC pues resolvió el sobrecalentamiento de los tubos ante la necesidad de cortes más finos de las aplicaciones recientes de las exploraciones helicoidales. Los primeros equipos con 4 filas contiguas de detectores activos, dieron paso a los de 16 y 64 filas respectivamente, lo que hizo posible la adquisición simultánea de perfiles de un gran número de secciones. El tiempo de rotación también se redujo desde 1-2 s, típicos en equipos de corte único, hasta valores muy inferiores (0,3-0,4 s), que permitió hacer barridos rápidos y largos con espesores de corte muy por debajo de 1 mm. Los TC multicorte en general pueden adquirir en modo axial y helicoidal, aunque en general las adquisiciones se suelen hacer en modo helicoidal, a excepción de estudios de alta resolución en regiones de bajo contraste (por ejemplo: los pulmones), y la adquisición secuencial en TC cardíaca, ya sea para el cálculo de calcio coronario (score) o para angiografía coronaria por CT.

Contrario a lo que algunos parecen pensar los escáneres de TC multicorte con un máximo de 64 filas de detectores activos no ofrecen cobertura de órganos completos, para cubrir el rango establecido realizan una adquisición helicoidal con múltiples rotaciones y para la reconstrucción tridimensional emplea la interpolación entre diferentes proyecciones. Sólo los equipos de TC de 320 coronas, con una cobertura de 160 mm, es suficiente una única rotación para cubrir ciertos órganos como el cerebro o el corazón <sup>22,12, 38,39</sup>.

### *TC cardíaca*

La TC cardíaca se basa en la sincronización de la reconstrucción de la imagen con el electrocardiograma del paciente (ECG) y la selección de la fase de menor movimiento cardíaco. La reconstrucción cardíaca puede ser retrospectiva (ECG gated) y prospectiva (ECG triggered). Las reconstrucciones basadas en la selección retrospectiva de la fase cardíaca utilizan el registro de los datos brutos y el ECG durante uno o más ciclos cardíacos completos. Una alternativa a la reconstrucción retrospectiva la constituye la adquisición de datos secuencial (step-and-shoot). Una ventaja de este tipo de adquisiciones es la reducción de la dosis del paciente. Algunos equipos permiten escanear prospectivamente todo el corazón en un solo latido durante la fase (de reposo) preseleccionada del ciclo cardíaco: los escáneres rápidos "de doble fuente" pueden adquirir helicoidalmente datos del corazón completo y los de haz cónico (Toshiba Aquilion ONE), hacerlo en una única rotación. Estas técnicas nuevas de adquisición en modo "único latido" anuncian importantes reducciones de las dosis de radiación que recibe el paciente, que constituye una limitación importante del método <sup>38-46</sup>.

### *Fluoroscopia CT*

La TC dinámica se puede utilizar para intervenciones guiadas por la imagen; esta técnica se denomina fluoroscopia CT (fluoro-TC). La primera aplicación clínica se remonta a 1993 y la fluoro-TC multicorte se introdujo en 1999, facilitada por algunos avances técnicos, como la rotación continua y rápida del tubo de rayos X, así como la incorporación de hardware suficientemente rápido para reconstruir imágenes en tiempo real. Su aplicación requiere un dispositivo de control del funcionamiento del

escáner desde el interior de la sala de TC, así como la instalación de monitores en la sala que permitan visualizar las imágenes<sup>22, 29</sup>.

En esta técnica el ruido es mucho mayor que en la exploración de diagnóstico clásica, ya que una calidad de imagen moderada es suficiente para efectuar la punción por lo que se realiza con una corriente de tubo relativamente baja para reducir la exposición del paciente <sup>47</sup>. En la práctica de fluoro-TC, al igual que en las prácticas convencionales intervencionistas, se requiere una atención especial a los aspectos de protección radiológica. La dosis en piel a la entrada del paciente debe ser controlada para garantizar que no se produzcan efectos nocivos en la piel del paciente. Los operadores presentes en la sala de CT durante la fluoro-CT deben protegerse con un delantal de plomo para minimizar la exposición a la radiación dispersa. En fluoro-CT el operador debe observar las mismas precauciones que en fluoroscopia convencional: el número de adquisiciones debe ser el menor posible y su duración, lo más corta posible. Estas medidas, unidas a otras adicionales, reducen efectivamente la exposición a la radiación tanto del paciente como de los operadores <sup>48</sup>. Esta técnica es la menos utilizada en las nuevas aplicaciones de los equipos híbridos, aunque no se descarta su incremento futuro con fines específicos.

#### *TC con realce de contraste*

TC con realce de contraste se denomina a la técnica de procesamiento dónde se produce o introduce artificialmente contraste entre estructuras que no serían visibles directamente en las exploraciones. En angiografía TC se administra contraste yodado por vía intravenosa para mejorar el contraste entre la luz y la pared del vaso. En algunos estudios de abdomen antes de la TC se administra por vía oral una solución diluida de yodo para mejorar el contraste en el tracto gastrointestinal. En la colonografía TC se introduce gas a través del recto para mejorar el contraste entre el colon y los tejidos circundantes <sup>38-43,49-50</sup>.

### **Aplicaciones especiales**

Entre las aplicaciones especiales de la TC se incluye la planificación del tratamiento de radioterapia, que cobra una importancia significativa para el tratamiento exitoso de las lesiones. Las imágenes de TC para la planificación del tratamiento de radioterapia se obtienen explorando al paciente en la posición "exacta" que adoptará durante las sesiones de radioterapia y la planificación se realizará sobre estas imágenes teniendo en cuenta la estructura y densidad específica del paciente. En la actualidad existen equipos especialmente diseñados para esta aplicación (wide bore) con una abertura del gantry suficientemente grande como para permitir que el paciente sea explorado en esa posición con todos sus aditamentos. Los equipos que se emplean para planificación de radioterapia requieren programas especiales de control de calidad para evitar que introduzcan errores en el tratamiento.

Algunos escáneres permiten la obtención de estudios dinámicos de CT, esto es, el seguimiento de la evolución temporal de un proceso dinámico en un volumen de interés. Estas exploraciones son también conocidas como CT 4D. En ellas se puede visualizar, por ejemplo, el movimiento de las estructuras durante la respiración o la captación de contraste en ciertos órganos (perfusión o angiografía TC dinámica). Con las imágenes de la evolución temporal del realce de contraste vascular es posible realizar estudios de perfusión de órganos tales como el cerebro, el corazón y el hígado <sup>49-53</sup>.



Las técnicas más avanzadas de radioterapia han introducido también esta capacidad de las imágenes de CT para la planificación de tratamientos, con la ayuda de dispositivos externos o sistemas de control de imagen que facilitan interrumpir los haces radiantes si el desplazamiento de las estructuras blanco sobrepasa ciertos límites establecidos en la tomografía de planificación adquirida en 4D. Esta es una de las innovaciones recientes más prometedoras que se incorpora a los equipos híbridos más novedosos, que permiten la planificación sobre la imagen fusionada en 4D. Los grandes fabricantes de equipos imagenológicos vienen trabajando de conjunto con las firmas productoras de aceleradores lineales para su mejoramiento, compatibilidad y optimización<sup>54,55</sup>.

## CONCLUSIONES

La Tomografía Computarizada (CT) tiene un espacio bien merecido en el arsenal de diagnóstico imagenológico actual, ella aporta en los equipos PET/CT actuales además de su excelente definición anatómica y una gama amplia de aplicaciones bien desarrolladas, la capacidad de brindar la información necesaria para corregir algunos de los fenómenos que afectan la resolución PET.

## ¿QUÉ ES UN PET/CT?

Es un equipo conocido como híbrido que mezcla dos tecnologías diagnósticas independientes para compensar las deficiencias de cada una y obtener los mejores beneficios diagnósticos y terapéuticos. Es la unión de un Tomógrafo por emisión de positrones (PET) y un tomógrafo computarizado (TC) <sup>9</sup>.

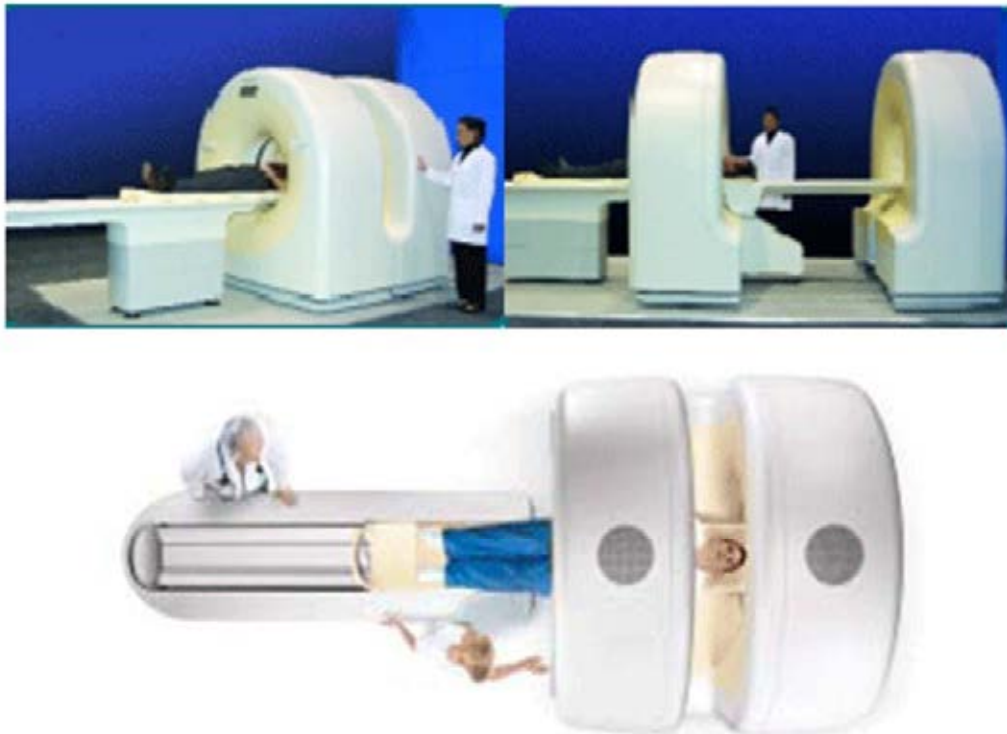
El primer tomógrafo PET/CT, fue introducido para el uso clínico en 1998 en el Medical Center de la Universidad de Pittsburgh, diseñado por D. Townsend, después de tres años de desarrollo y salvar las dificultades técnicas que ocasionaba fusionar dos equipos en uno <sup>56-57</sup>. Las primeras versiones comerciales aparecieron en el 2001, compuesta por equipos PET y CT separados, montados en tándem, con una camilla en común. La principal motivación de los primeros equipos híbridos fue solucionar la corrección de atenuación y dispersión, pues la sustitución de la fuente de germanio (<sup>68</sup>Ge) por el CT, produjo una reducción en el tiempo dedicado al estudio de transmisión en los PET clásicos entre los 20-30 minutos a menos de un minuto en un equipo de CT. Sin embargo la justificación principal de su evolución posterior fue la obtención de imágenes clínicas tanto de tomografía por emisión de positrones (PET) como de tomografía computarizada (CT), alineadas con precisión, en un mismo tomógrafo, que integrara las dos técnicas que habían progresado exitosamente por separado y aportaran cada una sus fortalezas en post del mejor diagnóstico del paciente <sup>3,4,7-9</sup>.

La solución de las casas comerciales al diseño de los equipos PET/CT y su evolución, ha resuelto indistintamente los aspectos siguientes <sup>12,16,17</sup>:

- La elección de los diferentes componentes PET y CT, su nivel tecnológico y las características de funcionamiento, ha conducido al incremento sostenido de las prestaciones de ambos equipos en virtud de las nuevas aplicaciones clínicas.
- El nivel de integración mecánico de los componentes. Este aspecto ha tendido a diseños compactos y compatibles, pero de funcionamiento independiente.

- El mantenimiento o retirada de las fuentes de transmisión, que fueron sostenidas en una primera etapa pero los equipos de tercera generación basan su corrección de transmisión en el CT y solo emplea fuentes para la calibración diaria del equipo.
- El diseño de la camilla que debe cubrir un desplazamiento mucho mayor, con el fin de corregir la adquisición de los dos estudios. La tendencia ha intentado evitar la depleción de la misma y los artefactos que esto puede ocasionar.
- El nivel de integración de los sistemas para la adquisición, corrección y tratamiento de las imágenes, así como las herramientas de visualización y análisis. Este aspecto ha mostrado una evolución constante y sorprendente, buscando la optimización de los sistemas de adquisición y procesamiento, así como la adaptabilidad de los sistemas a las nuevas aplicaciones potenciales de la tecnología.

Debido a la disposición en tándem de los tomógrafos PET y TAC, el nivel de integración mecánico es mínimo. Las dimensiones de los tomógrafos son variables, aunque siempre superan los 2m tanto de alto y ancho la profundidad esta marcada por el fabricante pues está entre 1.1 - 1.6 m para los modelos de GE Healthcare Technologies y Siemens Medical Solutions, que sitúan los tomógrafos PET y CT en una misma estructura compacta, mientras que en el equipo de Philips Medical los dos tomógrafos están separados, permitiendo el acceso al paciente en el espacio que hay entre ambos, disminuyendo la ansiedad del paciente en el caso de claustrofobia y facilitando la separación de los sistemas para su reparación y mantenimiento (ver [figura 4](#))<sup>58-61</sup>.



**Fig. 4.** Imágenes del tomógrafo PET GEMINI (Philips Medical).

Las prestaciones de los tomógrafos PET y CT que conforman el equipo híbrido dependen de las aplicaciones a las que se dedique el equipo, usualmente están diseñados para asumir estudios PET de cuerpo entero, obtenidos a partir de una imagen fija similar a un rayos X conocida como topograma que permite delimitar y verificar el área del estudio para ambos equipos. Posteriormente obtiene la imagen de CT (usualmente de baja dosis y poca resolución) para realizar las correcciones de atenuación y dispersión, y obtener una imagen híbrida de características aceptables para el diagnóstico médico de la patología oncológica, principal aplicación clínica en la actualidad<sup>3,4,9</sup>. La duración de la adquisición del CT depende de varios parámetros como la extensión de la zona explorada, el número de coronas del equipo, la velocidad de rotación del tubo y de traslación de la camilla. En general los equipos actuales emplean un CT helicoidal y la adquisición puede durar menos de 1 minuto, los más avanzados incluyen hasta 64 cortes con las altas prestaciones tecnológicas que estos conllevan<sup>58-61</sup>.

El estudio funcional PET puede oscilar entre 10 y 30 minutos para un estudio cuerpo entero, dependiendo del tiempo de adquisición por posición de la camilla y el rango explorado, así como de las características concretas del PET. La introducción del modo 3D y los cristales cada vez más rápidos, han permitido disminuir las actividades a administrar y acortar cada vez más los tiempos de adquisición, así como la introducción de nuevos métodos de adquisición y procesamiento que mejoran la tecnología, incrementando sus prestaciones y alcance. Dentro de estas mejoras tecnológicas se encuentran la disminución de la resolución temporal, el incremento de la eficiencia y sensibilidad intrínsecas, la disminución de las ventanas de coincidencia, el posicionamiento por tiempo de vuelo, etc.<sup>62-68</sup>.

Las imágenes se reconstruirán utilizando los métodos explicados anteriormente. La reconstrucción de las imágenes CT se realiza simultáneamente (en paralelo) a la adquisición del PET. Como el tiempo de reconstrucción de cada corte de CT es inferior a 1 segundo, estas imágenes están disponibles cuando concluye la adquisición PET, para determinar la corrección de dispersión y atenuación, así a los pocos minutos de terminar la adquisición del último volumen de adquisición PET, las imágenes fusionadas PET/CT ya están reconstruidas y disponibles para su análisis<sup>58-61, 62-68</sup>.

En menos de 15 años de evolución de la tecnología PET/CT, se considera que los equipos se pueden agrupar en tres generaciones, con características similares para las tres casas comerciales más extendidas. Después de la arquitectura prototipo, que utilizó sistemas PET vs. CT y software independientes de análisis y reconstrucción de las imágenes, devinieron sistemas más integrados que aunque conservaban subsistemas de adquisición y reconstrucción parciales si conformaban e integraban la imagen de modo más cercano, incluso en un solo ordenador que facilitó la factibilidad del sistema y redujo su complejidad. Estos sistemas de segunda generación se sostienen en equipos de CT de 4,8 y hasta 16 cortes, la arquitectura PET también es variada en tipos de detectores (BGO, LSO) y modos de adquisición (2D, 2D-3D, 3D), esta evolución exigió la reformulación de las normativas y regulaciones de equipos PET/CT de la Asociación Nacional de Manufactura Eléctrica (National Electrical Manufacturers Association, NEMA) en el 2007. La tercera generación, ha introducido cristales más rápidos y eficientes, además se caracteriza por equipos más avanzados de CT, de 16 cortes en adelante, que buscan disminuir los tiempos de adquisición y una mejor resolución temporal en función de encontrar una relación anatomo-funcional superior, disminuyendo los artefactos por movimientos como la respiración, los contrastes, etc., sólo utilizan transmisión por CT, su intención es optimizar y ampliar las aplicaciones oncológicas y cubrir las nuevas demandas en cardiología y

neurología<sup>3-4,12-14,16-18, 58-61, 62-68</sup>. Los equipos actuales tienen la capacidad de realizar estudios 4D-PET/TAC, con sincronismo entre el movimiento respiratorio y la obtención de las imágenes PET y CT, para diagnóstico y para la planificación de radioterapia con técnicas complejas.

### **¿Qué limitaciones posee la tecnología PET/CT?**

La tecnología arrastra intrínsecamente las limitaciones de los dos sistemas que la componen, incluyendo los artefactos del CT, las dificultades de la radiofarmacia costosa y la pobre resolución espacial del PET.

- Además el equipo híbrido tiene otras dos limitaciones adicionales principales: Si bien las imágenes de transmisión obtenidas con CT son más rápidas, presentan mayor resolución espacial y tienen mucho menor ruido, los valores de los coeficientes de atenuación difieren de los que se obtienen para los 511KeV, pues estos tienen mucha menor probabilidad de sufrir efecto Compton que los rayos X de bajas energías del CT, que requiere una corrección cuidadosamente establecida y verificada periódicamente, para que no introduzca errores<sup>3-4,12-14,16-18</sup>. Estos errores aumentan si existe la presencia de contraste en el tejido que incrementa la diferencia entre los coeficientes de atenuación y sobreestima la atenuación real de los tejidos, y puede bajo determinadas condiciones alterar la cuantificación de la concentración de actividad presente en los tejidos.
- Otra limitación importante es la dosis de radiación que recibe el paciente por ambas técnicas. En el estudio PET, la dosis efectiva recibida por un radiofármaco depende de la actividad administrada al paciente y de su biocinética. Así, para cada radiofármaco se conoce la dosis efectiva por unidad de actividad administrada, que en el caso de la FDG es de  $1,9 \times 10^{-2}$  mSv/MBq<sup>40</sup>. En consecuencia, si en un estudio e cuerpo entero se administraran 370 MBq al paciente, la dosis efectiva correspondiente al estudio PET será de 7,03 mSv. La dosis efectiva en los estudios CT depende del equipo, del procedimiento y de la zona del paciente examinada. Así, se ha descrito que para los procedimientos estándar en un equipo TC multicorte, las dosis efectivas para estudios de tórax oscilan de 7 a 13 mSv, mientras que para abdomen eran de 12 -16 mSv. Sin embargo el aporte que esta técnica diagnóstica posee justifica la exposición médica del paciente siempre que se realice de forma correcta y optimizada<sup>69-70</sup>.

### **CONCLUSIONES**

La tecnología PET/CT es una técnica joven, que constituye un salto evolutivo de dos tecnologías diagnósticas que combinan lo mejor de sus potencialidades a favor de mejorar la exactitud diagnóstica. Su desarrollo creciente ha cursado varias etapas que han consolidado e incrementado su utilidad clínica, apostando a un futuro muy promisorio. Los equipos modernos poseen un diseño flexible que no limita su extensión a otras aplicaciones y a la introducción de otros radiofármacos. Constituye una de las tecnologías más pujantes del arsenal diagnóstico actual y tiene un espacio propio indiscutible que deberá aprovecharse óptimamente en el escenario actual.

### **REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS**

1. William D. Leslie and I. David Greenberg. Nuclear Medicine. LANDES BIOSCIENCE. Georgetown, Texas U.S.A, 2003.

2. Peter F. Sharp, Howard G. Gemmelland Alison D. Murray (Eds). Practical Nuclear Medicine. 2005. Springer-Verlag London Limited 2005. 3rd edition.
3. David W. Townsend, PhD1,2; Jonathan P.J. Carney, PhD1; Jeffrey T. Yap, PhD1,2; and Nathan C. Hall, MD,PhD2 . PET/CT Today and Tomorrow J Nucl Med 2004.
4. Fundamentals of PET/CT. Edu Med. Copyright 2007. Version History: Version 1.0 December 2007. <http://www.360training.com> .
5. Beyer T, Antoch G, Blodgett T, Freudenberg LF, Akhurst T, Mueller S. Dual-modality PET/CT imaging: the effect of respiratory motion on combined image quality in clinical oncology. Eur J Nucl Med Mol Imaging. 2003;30:588-96.
6. Goerres GW, Kamel E, Heidelberg TN, Schwitter MR, Burger C, Von Schulthess GK. PET-CT image co-registration in the thorax: influence of respiration. Eur J Nucl Med Mol Imaging. 2002;29:351-60.
7. Wong TZ, Paulson EK, Nelson RC, Patz EF, Coleman RE. Practical approach to diagnostic CT combined with PET. AJR Am J Roentgenol. 2007;188:622-9.
8. Kuehl H, Veit P, Rosenbaum SJ, Bockisch A, Antoch G. Can PET/CT replace separate diagnostic CT for cancer imaging? Optimizing CT protocols for imaging cancers of the chest and abdomen. J Nucl Med. 2007;48:S45-57.
9. Martí-Climent JM, García Velloso MJ, Serra P, et al. Tomografía por emisión de positrones con un equipo PET/TC. Rev Esp Med Nucl. 2005;24:60-79.
10. Dresel S (Ed.). PET in Oncology .Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2008.
11. Lynch TB . PET/CT in Clinical Practice. Springer-Verlag London Limited 2007.
12. Alessio A, Kinahan PE, Cheng PM, Vesselle H and Karp J. PET/CT scanner instrumentation, challenges, and solutions. Radiol Clin N Am: 42 (2004) 1017 - 1032.
13. Tarantola G, Zito F, Gerundini P. PET instrumentation and reconstruction algorithms in whole-body applications. J Nucl Med (2003)744:756.
14. Bailey DL, Townsend D, Valk PE and Maisey MN (Eds). Positron Emission Tomography, Basic Sciences. Springer-Verlag London Limited 2005.
15. Lidia Vasconcellos de Sá . Medicina Nuclear, PET-CT no PET y CT en América Latina. REVISTA INFORMATIVA ASOCIACIÓN LATINOAMERICANA DE FÍSICA MÉDICA ALFIM. Vol.1 Nro. 2 2012.
16. IAEA Human Health Series No1. Quality assurance for PET and PET/CT systems. Vienna, 2009. STI/PUB/1393.
17. Zanzonico P. Positron emission tomography: a review of basic principles, scanner design and performance, and current systems. Semin Nucl Med 2004;34:87-111.
18. Jaszczak RJ, Hoffman ED. Positron emission tomography (PET) scatter and attenuation. In: Wagner HN, Szabo Z, Buchanan JW, eds. Principles of nuclear medicine, 2nd edn. Philadelphia: Saunders, 1995.
19. Xu EZ, Mullani NA, Gould LK, Anderson WL. A segmented attenuation correction for PET. J Nucl Med 1991;32:161-5.
20. Kinahan PE, Townsend DW, Beyer T, Sashin D. Attenuation correction for a combined 3D PET/CT scanner. Med Phys 1998;25:2046-53.
21. KALENDER, W.A., Computed Tomography: Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications, Publicis MCD Verlag, Munich (2000).
22. A Calzado, J Geleijns. Tomografía computarizada. Evolución, principios técnicos y aplicaciones. Rev Fis Med 2010;11(3):163-180.

23. Goldman L. Principles of CT and evolution of CT technology. In: Goldman LW, Fowlkes JB, eds. Categorical Course in Diagnostic Radiology Physics: CT and US Cross-Sectional Imaging. Oak Brook, IL: Radiological Society of North America; 2000: 33-52.
24. Centre for Evidence-based purchasing (CEP). Wide bore CT scanners. Comparative specifications: CEP 08029; NH PASA March 2009.
25. Kak AC, Slaney M. Principles of Computerized Tomographic Imaging, IEEE Press, 1988. <http://www.slaney.org/pct>
26. Kalender W. Computed Tomography: Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications. 2nd Edition. Erlangen: Publicist Corporate Publishing; 2005.
27. Buzug TM. Computed Tomography: From Photon Statistics to Modern Cone-Beam CT. Berlin: Springer Verlag; 2008.
28. Hsieh J. Computed Tomography: Principles, Design, Artifacts, and Recent Advances. Second edition. Bellingham: SPIE Press Book; 2009.
29. Wang G, Yu H, De Man B. An outlook on x-ray CT research and development. Med Phys 2008; 35: 1051-64.
30. Herman GT. Image Reconstruction from Projections: The Fundamentals of Computerized Tomography. New York: Academic Press; 1980.
31. Ye YB, Wang G. Filtered back projection formula for exact image reconstruction from cone-beam data along a general scanning curve. Med Phys 2005; 32: 42-48.
32. Ye YB, Zhao SY, Yu HY, Wang G. A general exact reconstruction for cone-beam CT via back projection-filtration. IEEE Trans Med Imaging 2005; 24: 1190-98.
33. Sagara Y, Hara AK, Pavlicek W, Silva AC, Paden RG, Wu Q. Abdominal CT: Comparison of Low-Dose CT With Adaptive Statistical Iterative Reconstruction and Routine-Dose CT With Filtered Back Projection in 53 Patients. AJR Am J Roentgenol 2010; 195: 713-9.
34. Flohr TG, McCollough CH, Bruder H, Petersilka M, Gruber K, Süß C, et al. First performance evaluation of a dual source CT (DSCT) system. Eur Radiol 2006; 16: 256-68.
35. Rybicki FJ, Otero HJ, Steigner ML, Vorobiof G, Nallamshetty L, Mitsouras D, et al. Initial evaluation of coronary images from 320-detector row computed tomography. Int J Cardiovasc Imaging 2008; 24: 535-6.
36. PSchardt P, Deuringer J, Freudenberger J, Hell E, Knuepfer W, Mattern D, Schild M. New X-ray tube performance in computed tomography by introducing the rotating envelope tube technology. Med Phys 2004; 31: 2699-706.
37. Crawford CR, King KF. Computed tomography scanning with simultaneous patient translation. Med Phys 1990; 17: 967-82.
38. Cody DD, Mahesh M. AAPM/RSNA physics tutorial for residents: technologic advances in multidetector CT with a focus on cardiac imaging. Radiographics 2007; 27: 1829-37.
39. Flohr TG, Stierstorfer K, Ulzheimer S, Bruder H, Primak AN, McCollough CH. Image reconstruction and image quality evaluation for a 64-slice CT scanner with z-flying focal spot. Med Phys 2005; 32: 2536-47.
40. OIEA. Curso de Protección Radiológica en PET/CT. 2008. [https://rpop.iaea.org/RPOP/RPoP/Content/AdditionalResources/Training/1\\_TrainingMaterial/PETCT.htm](https://rpop.iaea.org/RPOP/RPoP/Content/AdditionalResources/Training/1_TrainingMaterial/PETCT.htm)

41. Kyriakou Y, Kachelrieß M, Knaup M, Krause J, Kalender WA. Impact of the z-flying focal spot on resolution and artefact behaviour for a 64-slice spiral CT scanner. *Eur Radiol* 2006; 16:1206-15. elc N. Dual energy CT: physics principles. *Med Phys* 2008; 35:2861.
42. Earls JP, Berman EL, Urban BA, Curry CA, Lane JL, Jennings RS, et al. Prospectively gated transverse coronary CT angiography versus retrospectively gated helical technique: improved image quality and reduced radiation dose. *Radiology* 2008; 246: 742-53.
43. Donnino R, Jacobs JE, Doshi JV, Hecht EM, Kim DC, Babb JS, et al. Dual-source versus single-source cardiac CT angiography: comparison of diagnostic image quality. *AJR Am J Roentgenol* 2009; 192: 1051-6.
44. De Graaf FR, Schuijf JD, van Velzen JE, LJ Kroft, de Roos A, Reiber JHC, et al. Diagnostic accuracy of 320-row multidetector computed tomography coronary angiography in the non-invasive evaluation of significant coronary artery disease. *Eur Heart J* 2010; 31: 1908-15.
45. Alkadhi H, Stolzmann P, Desbiolles L, Baumüller S, Goetti S, Plass A, et al. Low-dose, 128-slice, dual-source CT coronary angiography: accuracy and radiation dose of the high-pitch and the step-and-shoot mode. *Heart* 2010; 96: 933-8.
46. Seguchi S, Aoyama T, Koyama S, Fujii K, Yamauchi-Kawaura C. Patient radiation dose in prospectively gated axial CT coronary angiography and retrospectively gated helical technique with a 320-detector row CT scanner. *Med Phys* 37; 5579-85.
47. Haaga JR. Interventional CT: 30 years' experience. *Eur Radiol Suppl* 2005; 15 [Suppl 4]: D116-20.
48. OIEA. Curso de Protección Radiológica en Radiología. 2010. [https://rpop.iaea.org/RPOP/RPoP/Content/AdditionalResources/Training/1\\_TrainingMaterial/Radiology.htm](https://rpop.iaea.org/RPOP/RPoP/Content/AdditionalResources/Training/1_TrainingMaterial/Radiology.htm)
49. Tack D, De MV, Petit W, Scillia P, Muller P, Suess C, Gevenois PA. Multi-detector row CT pulmonary angiography: comparison of standard dose and simulated low-dose techniques. *Radiology* 2005; 236: 318-25.
50. Van Gelder RE, Venema HW, Serlie IW, Nio CY, Determann RM, Tipker CA, et al. CT colonography at different radiation dose levels: feasibility of dose reduction. *Radiology* 2002; 224: 25-33.
51. Joemai RM, Geleijns J, Veldkamp WJ. Development and validation of a low dose simulator for computed tomography. *Eur Radiol* 2010; 20: 958-66.
52. Jochem W, Wolthaus H, Jan-Jakoe S, PH.D. et al. Comparison of different strategies to use four-dimensional CT in in treatment planning for lung cancer patients. I. J. Radiation Oncology Biology Physics Volume 70, Number 4, 2008
53. Jochem W, Wolthaus H, Schneider C. et al. Mid- ventilation CT scan construction from 4-dimensional respiration-correlated CT scans for radiotherapy planning of lung cancer. I. J. Radiation Oncology . Biology . Physics Volume 65, Number 5, 2006
54. Ramírez JC, Arboleda C., McCollough H C. Tomografía computarizada por rayos X: fundamentos y actualidad. *Revista Ingeniería Biomédica* 2008, volumen 2, número 4, julio-diciembre 2008: 13-31.
55. IAEA HUMAN HEALTH SERIES No.19. Quality Assurance Program for Computed Tomography: Diagnostic and Therapy Applications. IAEA 2012.
56. Beyer T, Townsend DW, Brun T, Kinahan PE, Charron M, Roddy R, et al. A combined PET/CT scanner for clinical oncology. *J Nucl Med* 2000; 41: 1369-79.

57. Townsend DW. A combined PET/CT scanner: the choices. J Nucl Med 2001;42:533-4.
58. GEMINI™ The world's first and only OPEN PET/CT. Philips Medical. <http://www.medical.philips.com>
59. Sopena R, Martí-Bonmatí L. Técnicas de imagen multimodalidad. Todo Hospital 2009; 255: 190-196
60. Medical Imaging PET/CT. Siemens. <http://www.healthcare.siemens.com>
61. Discovery PET/CT 710. GE Healthcare. <http://www.gehealthcare.com>
62. National Electrical Manufacturers Association(2001).NEMA Standard Publication NU2-2001.Performance measurements of positron emission tomographs. National Electrical Manufacturers Association, Rosslyn,VA.
63. National Electrical Manufacturers Association (2007).NEMA Standard Publication NU2-2007.Performance measurements of positron emission tomographs, National Electrical Manufacturers Association, Rosslyn,VA.
64. Yusuf E. Erdi; Sadek A. Nehmeh,; Tim Mulnix; John L. Humm; and Charles C. Watson. PET Performance Measurements for an LSO Based Combined PET/CT Scanner Using the National Electrical Manufacturers Association NU 2-2001 Standard. J Nucl Med 2004; 45:813-821.
65. NEMA NU 2-2001 Performance Measurements of an LYSO-Based PET/CT System in 2D and 3D Acquisition Modes. Brad J. Kemp, Chang Kim, John J. Williams, Alexander Ganin, and Val J. Lowe. J Nucl Med 2006; 47:1960-1967
66. Surti S, et al. Performance of Philips Gemini TF PET-CT scanner with special consideration for its time- of-flight imaging capabilities. J Nucl Med 48(3):471-480 (2007).
67. Muzic RF and Kolthammer JA. PET performance of the GEMINI TF. A time-of-flight PET-CT scanner. Conference Record of the IEEE NSS 1940-1944 (2006).
68. Watson CC et al. NEMA NU2 performance tests for scanners with intrinsic radioactivity. J Nucl Med 45(5):822-826 (2004).
69. Positron Emission Tomography (PET): A GUIDE FOR CLINICIANS. Medical Imaging for the 21st Century . IAEA 2010.
70. IAEA Safety Report Series No. 58. Radiation Protection in newer medical imaging techniques PET/CT. IAEA, VIENNA. 2008.
71. IAEA-TECDOC-1603. The Role of PET/CT in Radiation Treatment Planning for Cancer Patient Treatment. IAEA, VIENNA, 2008.

Recibido: 2 /octubre/2013

Aprobado: 30/noviembre/2013

*Adlin López Díaz . Hospital Clínicoquirúrgico "Hermanos Ameijeiras". La Habana, Cuba.*