



# Programa estándar de control de calidad para un sistema de tomografía por emisión de positrones-tomografía computarizada (pet-ct) utilizado en la fundación valle del Lili

Nathalia I. Nuñez<sup>1</sup>, Sívor O. Benavides<sup>1</sup> and Wilson Lopera<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Departamento de Física Médica y Protección Radiológica (OFM-PR)  
Fundación Valle del Lili (FVL)  
Carrera 98 No. 18-49  
A.A. 020338 Cali, Colombia  
[Nnunez@fcvl.org](mailto:Nnunez@fcvl.org) [Obenavides@fcvl.org](mailto:Obenavides@fcvl.org)

<sup>2</sup> Departamento de Física Universidad del Valle  
Calle 13 No. 100-00  
A.A. 25360 Cali, Colombia  
[wilson.lopera@correounivalle.edu.co](mailto:wilson.lopera@correounivalle.edu.co)

## ABSTRACT

---

Se desarrolló un protocolo estándar de control de calidad en la Fundación Valle del Lili, para la puesta en marcha de un tomógrafo multimodal por emisión de positrones BIOGRAPH mCT X-3R de SIEMENS® que abarca las pruebas rutinarias, periodicidad, rangos de aceptación necesarias, acciones correctivas y preventivas para detectar y corregir posibles fallas y el proceder en caso de detección de desviaciones superiores a los rangos de precisión y exactitud aceptados. Con el fin de minimizar los errores en la planificación y administración de las dosis al paciente, mejorando así la calidad de la imagen diagnóstica con la dosis de radiación más razonablemente baja posible, consistente con el uso clínico del equipo empleado y la información requerida del estudio diagnóstico.

El protocolo implementado en la FVL se ajusta a las recomendaciones de los estándares *Quality Assurance for PET and PET-CT system* del IAEA (2009), *PET phantom instructions for evaluation for PET imagen quality* del ACR (2010),

Accreditation Program for CT del ACR (2002) y el estándar Español de *Control de Calidad en radiodiagnóstico* (2010), que junto con tres (3) maniquís (agua y Ge-68 de SIEMENS®, y agua GE®) se logra establecer medidas precisas del estado inicial del funcionamiento del tomógrafo una vez se acepta para su uso clínico, y las medidas rutinarias que se seguirán realizando durante la vida útil del equipo, incluyendo dentro de estas el alineamiento de los láseres y haz de radiación, el espesor de corte efectivo, la linealidad y escala de contraste del número CT, la resolución espacial de alto contraste, la uniformidad y ruido, la calibración del desplazamiento del FOV, la normalización, cálculo y verificación del factor de calibración del PET, junto con la inspección de sinogramas y finalmente la evaluación de la imagen multi-modalidad PET-CT.

---

## 1. INTRODUCTION

La Tomografía por emisión de Positrones (PET) es una modalidad de imagen diagnóstica dentro del campo de la medicina nuclear. En 1961 se desarrolla la primera cámara de positrones, pero este método diagnóstico no comienza a tener utilidad práctica hasta que Ter-Pogossian describe los algoritmos de reconstrucción de imágenes a mediados de los setenta, sin embargo sólo a mediados de los ochenta se difunde en la práctica clínica, en especial en el ámbito oncológico, tras la aparición de las cámaras para obtener imágenes de cuerpo completo.

Se trata de un procedimiento no invasivo (no se requieren cirugías) que detecta y cuantifica la actividad metabólica de los diferentes fenómenos fisiológicos o patológicos, dando una información funcional *in vivo* de dichos procesos, unas veces complementaria y otras adicionales a las técnicas de imagen estructurales.

Algunos centros con Tomógrafo por Emisión de Positrones (PET) constan de la unidad de producción de radiofármacos y del sistema híbrido PET-CT que es la cámara de los detectores de positrones, conectada a uno o varios computadores con el *software* adecuado para el procesamiento de las imágenes junto con un Tomógrafo Computarizado (CT), permitiendo tener una fusión de imágenes de las dos modalidades.

Las imágenes en el tomógrafo por emisión de positrones se obtienen tras la administración por vía intravenosa de ciertos radio-trazadores emisores de positrones, que pueden marcar (o unirse) prácticamente cualquier molécula de forma relativamente sencilla y sin modificar su conducta.

En los últimos años se ha hecho evidente la necesidad de llevar a cabo acciones sistemáticas para garantizar la calidad de los tratamientos, las imágenes, la seguridad de los pacientes y del personal clínico.

La Organización Mundial de la Salud (OMS) ha justificado la necesidad de la Garantía de Calidad de imágenes diagnósticas con base a los siguientes argumentos [1]:

- La Garantía de Calidad minimiza los errores en la planificación y administración de la dosis al paciente, y por tanto mejora los resultados.
- La Garantía de Calidad permite la intercomparación veraz de resultados entre distintos centros, tanto a nivel nacional como internacional, garantizando una dosimetría y administración del tratamiento más uniformes y exactas.
- Las características superiores de los equipos modernos de imágenes diagnósticas no pueden aprovecharse completamente a menos que se alcance un elevado nivel de exactitud y consistencia.

Adicionalmente a los argumentos de la OMS hay que añadir:

- Un programa de Garantía de Calidad es el método más sencillo y eficaz de reducir accidentes con radiaciones ionizantes en imágenes diagnósticas y en cualquier otra unidad clínica que haga uso de estas técnicas.

El producto final, tangible y provechoso de este trabajo es el Protocolo estándar de Control de Calidad en Imágenes Diagnósticas-Medicina Nuclear para el Tomógrafo híbrido PET-CT (BIOGRAPH mCT X-3R) para su uso en Cali, Colombia en la Fundación Valle del Lili, basado en los aspectos físicos y técnicos apropiados al equipamiento del país, pero sin ignorar temas en los que intervienen conjuntamente aspectos físicos y médicos.

Basándose en las recomendaciones dadas por el documento expedido por la International Atomic Energy Agency (IAEA), Human Health Series N°1, Quality Assurance for PET and PET-CT systems (2009) [2], que provee estandarizaciones y pruebas bien descritas para asegurar que el escáner funciona bajo especificidades, direccionando además los componentes relativamente recientes adicionados a los sistemas híbridos con Tomografía Computarizada (CT) recogiendo en el documento test para los componentes PET, CT y PET-CT (puesto que, por sus distintos

principios físicos, los mismos test no son compatibles). Adicional a éste la AAPM (Asociación Americana de Física Médica) [3] también ha creado unos estándares para el control de calidad, tales como el AAPM Position Statement (2/2004) Radiation Protection & Quality assurance for PET and PET/CT systems, Task Group No 126 [4].

Siguiendo el orden de los estándares americanos, la ACR® (American College of Radiology) [5] ha creado el Nuclear Medicine Accreditation Program, que incluye el PET Module, donde se dan instrucciones para la evaluación de la imagen PET (PET Phantom instructions for Evaluation for PET imagen quality) [6], que es una parte fundamental al momento de construir un protocolo de control de calidad en el campo de las imágenes diagnósticas; finalmente está el protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico [7] que esencialmente se ha empleado como guía para el control de calidad del sub-sistema CT.

## 1. TOMÓGRAFO HÍBRIDO PET-CT

La imagen lograda por un Tomógrafo por Emisión de Positrones (PET), particularmente en aplicaciones oncológicas, a menudo revela lesiones suspicaces, pero provee pequeña información concerniente a su exacta localización en los órganos del paciente. En esta situación el co-registro de imágenes PET con otras modalidades, como son las imágenes de CT o RM (de Resonancia Magnética), proveen buena descripción de la anatomía, siendo muy útiles, dado que los dos sub-sistemas se encuentran localizados dentro del mismo gantry, garantizando posicionamiento del paciente en la camilla a medida que este realiza el estudio.

### 2.1. Tomografía Computarizada (CT)

Se basa en una fuente de rayos X ubicada de un lado del paciente y un detector típico de rayos X ubicado en el lado opuesto. Un pulso de corta duración (típicamente menos de ½ segundo) es emitido por un tubo y una gran porción de estos rayos interactúan con el paciente donde algunos de los mismos pasan a través de él y llegan al detector, entonces una imagen radiográfica se forma. La distribución homogénea de los rayos X que atraviesan el paciente es atenuada desde que los rayos son removidos del haz, por dispersión y absorción con el tejido (como son los huesos, tejidos

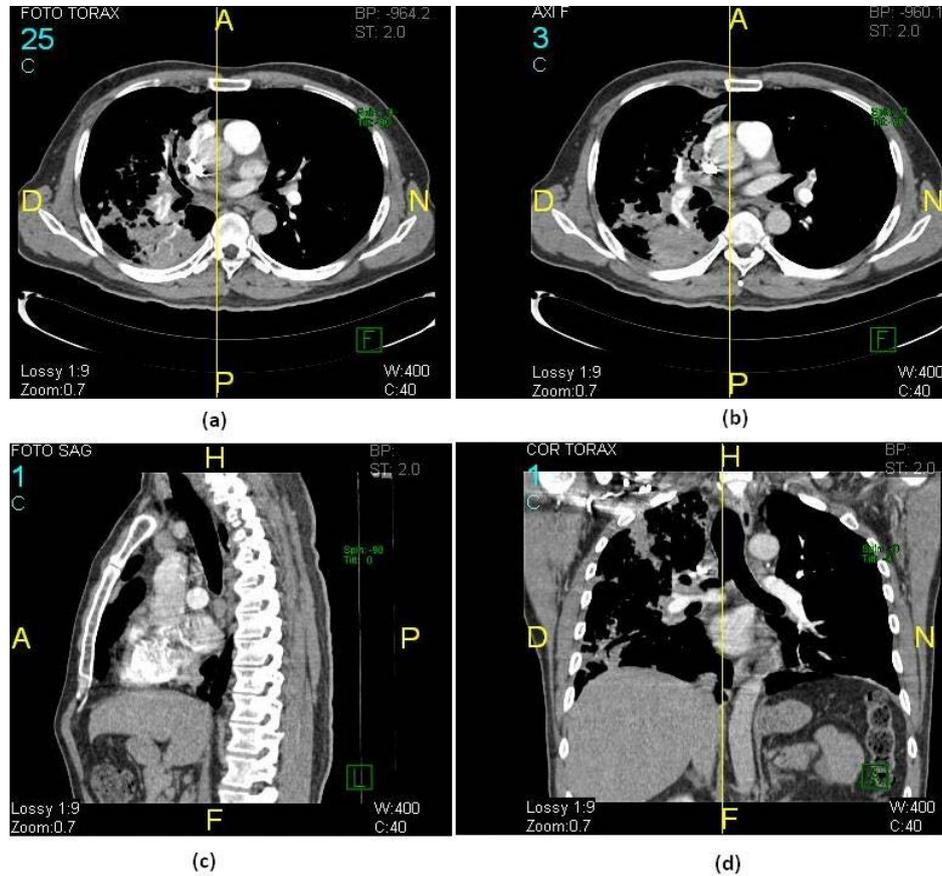
blandos y aire dentro del paciente), así que cuando los rayos X emergen del paciente, resultan ser una distribución heterogénea; mostrando con esto que la imagen radiográfica es una foto de la distribución de los rayos-X.

La imagen tomográfica de CT es una “foto” plana de la anatomía del paciente (ver figura 1), donde la imagen en dos dimensiones del CT corresponde a una sección en tres dimensiones del paciente, sin embargo contrario con la imagen plana el grosor del corte del CT es muy delgado (1 a 10 mm) y es aproximadamente uniforme [8].

El arreglo de pixeles en 2-D (elementos pequeños de la foto) en la imagen CT corresponde a un número igual de voxels en 3-D (elementos de volumen) en el paciente. Los voxels tienen las mismas dimensiones en el plano como un pixel, pero también incluyen la dimensión del grosor del corte, y cada pixel visualizado en la imagen CT es el promedio de la atenuación de los rayos X del tejido en el correspondiente voxel [8].

Finalmente la reconstrucción de una imagen axial típica (imagen tomográfica) se obtiene de los datos transmitidos proyectados de perfiles adquiridos para rotaciones de 360° del tubo y el detector alrededor del paciente, pero la calidad de la imagen se ve afectada por la intensidad de los rayos X, ya que un flujo alto de fotones utilizado en un escáner de CT da una imagen de bajo ruido donde se identifican las pequeñas diferencias en la atenuación de fotones o diferencias de bajo contraste en la composición del tejido, pero al mismo tiempo da una gran cantidad de dosis efectiva absorbida por el paciente. Lo cual puede ocurrir principalmente por el uso inapropiado de protocolos del escáner CT con los pacientes, haciéndose esto aún más evidente en el caso de exámenes pediátricos. De esta forma se vuelve esencial que el Físico Médico determine los parámetros de dosis efectiva que deben ser aceptados para un paciente típico [9].

**Figura 1.** Imagen tomográfica de CT de un tórax, (a) y (b) es una visualización axial de dos cortes diferentes, (c) visualización sagital y (d) visualización coronal<sup>[1]</sup>.



### 2.1.1. Reconstrucción Tomográfica

Cada proyección que es adquirida en un CT es la trasmisión de una medida a través del paciente a lo largo de una línea [10], donde los detectores miden intensidad de rayos X  $I_t$ . La intensidad del haz de rayos X no atenuados también es medida durante el escáner por un detector de referencia, detectando este una intensidad  $I_0$ . La relación entre  $I_t$  e  $I_0$  se da por la siguiente ecuación.

$$I_t = I_0 e^{-\mu t} \quad (1)$$

donde  $t$  es el grosor del paciente a lo largo del haz, y  $\mu$  es el promedio del coeficiente de atenuación lineal a lo largo del rayo. Cabe notar que  $I_0$  e  $I_t$  son valores dependientes de la máquina,

<sup>1</sup> Tomado de estudio de tórax en la Fundación Valle del Lili en el sistema Somatom SensationCardia de SIEMENS®

pero el producto  $\mu t$  es un parámetro importante relacionado con la anatomía del paciente a lo largo del haz dado. Cuando se hace un reacomodo a la ecuación, los valores medidos  $I_t$  e  $I_0$  pueden ser usados para calcular los parámetros de interés:

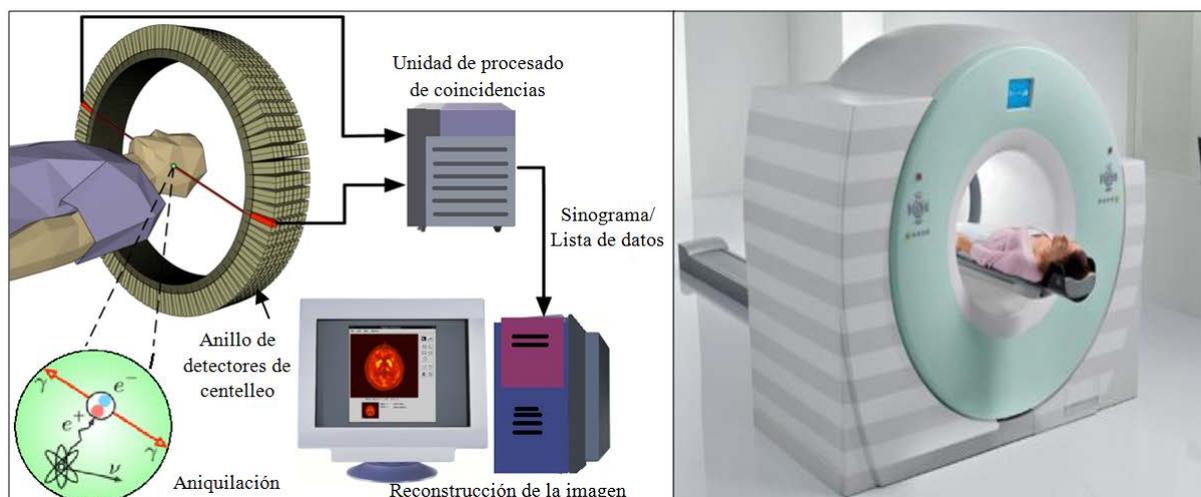
$$\ln(I_0/I_t) = \mu t \quad (2)$$

donde  $t$  en última instancia se anula (por su pequeño valor, aproximadamente 5 mm) y el valor de  $\mu$  para cada proyección es usado en el algoritmo de reconstrucción del CT. Este cálculo que es un paso de pre-procesamiento realizado antes de la reconstrucción de la imagen, reduce la dependencia de la imagen del CT con los parámetros dependientes de la máquina, resultando una imagen que depende principalmente de las características anatómicas del paciente. Aspecto que es muy deseable en la imagen médica en general.

## 2.2. Tomografía por Emisión de Positrones (PET)

La Tomografía por emisión de positrones PET (Positron Emission Tomography) es una modalidad de imágenes médicas de medicina nuclear. Este tipo de tomografías mide la distribución tridimensional de un trazador molecular con un emisor de positrones, es decir, ella mide en el cuerpo la distribución de un producto radiactivo después de su inyección.

Un escáner PET utiliza un anillo de múltiples detectores de centelleo que rodean al paciente (ver Figura 2), y tiene un circuito especializado que es capaz de identificar los pares de fotones producidos durante la aniquilación.



**Figura 2.** Tomógrafo PET, posición del paciente dentro del gantry.

### 2.2.1. La desintegración $\beta^+$

En la desintegración  $\beta^+$  el núcleo tiene un exceso de protones y tiende a emitir un positrón, dejando al núcleo con un protón menos y un neutrón de mas:



Emisión gama ( $\gamma$ ): en este caso no se produce desintegración, sino decaimiento, puesto que el núcleo que la sufre se limita a pasar de un estado excitado a uno de menor energía mediante la emisión de un fotón gamma sin que esto afecte su número atómico [11].

El ritmo con el que se producen las desintegraciones nucleares describe la ley de desintegración radiactiva que indica cómo evoluciona en el tiempo una muestra inicial de  $N_0$  núcleos susceptibles de sufrir cierta desintegración:

$$N(t) = N_0 e^{-\lambda t} \quad (4)$$

donde  $\lambda$  es la probabilidad de que el estado X pase al estado Y por segundos, es llamada constante de decaimiento radiactiva y es propia de cada isótopo; esto lleva a introducir el concepto de tiempo

de vida media  $t_{1/2}$ , que es el tiempo en que una cantidad inicial de  $N_0$  núcleos se reduce a la mitad:

$$t_{1/2} = \frac{\ln 2}{\lambda} \quad (5)$$

En la desintegración beta además de producirse un electrón o positrón también se produce un antineutrino o neutrino respectivamente, al entrar en juego dos partículas, la energía con que estas se emiten se reparte, por lo cual la energía con la que el electrón o positrón se expulsa puede ir desde la máxima permitida por la desintegración (si el neutrino no recibe energía), hasta el caso contrario en el que la energía cinética aportada al electrón o positrón es nula; por este motivo el espectro de emisión de la desintegración  $\beta$  es continuo.

Debido a que el positrón y electrón están casi en reposo cuando ocurre la producción de pares en el campo nuclear, la energía liberada proviene en gran parte de la masa de las partículas y puede ser calculada a partir de la ecuación de equivalencia masa-energía de Einstein como:

$$h\nu = 2m_0c^2 + T^- + T^+ \quad (6)$$

donde  $T^-$  y  $T^+$  es la energía cinética del electrón y positrón respectivamente, y aunque ambas partículas no necesariamente reciben igual energía cinética, su promedio esta dado por:

$$\bar{T} = \frac{h\nu - 1,022 \text{ MeV}}{2} \quad (7)$$

En la producción de pares en el campo del electrón (esto es producción de tripletes), el fotón divide su energía entre el par electrón – positrón y el electrón de acogida, la ecuación de conservación de la energía es:

$$h\nu = 1,022 \text{ MeV} + T^+ + T_1^- + T_2^- \quad (8)$$

donde  $T_1^-$  y  $T_2^-$  son las energías cinéticas del electrón producido y del electrón de acogida respectivamente, y el promedio de la energía cinética de las tres partículas es:

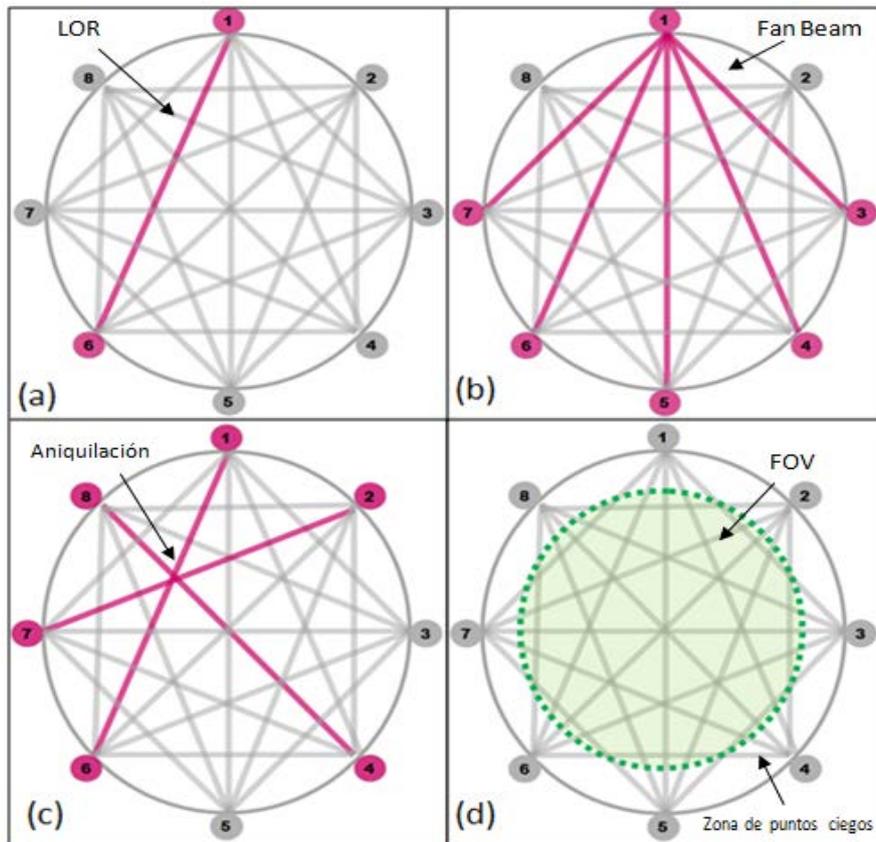
$$\bar{T} = \frac{h\nu - 1,022 \text{ MeV}}{3} \quad (9)$$

### 2.2.2. Reconstrucción de la imagen PET

Cuando un par de fotones es detectado por dos detectores radialmente opuestos en el escáner, se conoce que la aniquilación se ha producido en algún lugar a lo largo de la línea recta que une los dos detectores radialmente opuestos (Línea de Respuesta, LORs, ver figura 3), esta información es usada para un cómputo matemático de la distribución en las tres dimensiones del PET, resultando una serie de imágenes tomográficas por emisión.

Para que una coincidencia sea considerada como válida para formar la imagen, los dos fotones deben alcanzar los respectivos detectores en un intervalo de tiempo establecido (ventana de coincidencia), y se requiere un nivel mínimo de energía que asegure que no han sufrido dispersiones (scattering) considerables en el trayecto.

**Figura 3.** Esquema de la configuración de detectores dentro de un gantry PET. (a) Una LOR entre un par de detectores, (b) diferentes LORs de un detector (formación de un fan beam), (c) localización de una aniquilación por la intersección entre LORs, (d) FOV dentro del gantry (campo de visión).



Una vez que todas estas señales se analizan, se produce la reconstrucción de la imagen mediante algoritmos de iteración.

Los límites fundamentales de un PET, desde un punto de vista de la física médica, se observan en la viabilidad del sistema para posicionar correctamente los eventos de aniquilación y esto es afectado por varios factores [12]:

a) *Rango del positrón.*

El positrón no se aniquila inmediatamente después de ser emitido, en realidad éste viaja alguna distancia en la materia, dependiendo de su energía cinética inicial y la densidad electrónica del material absorbente. El rango de distancia del positrón no es un valor fijo, pero una distribución de valores promedios pueden caracterizarlo mediante un FWHM (ancho a media altura) del pico del rango del positrón en agua y/o tejido [13].

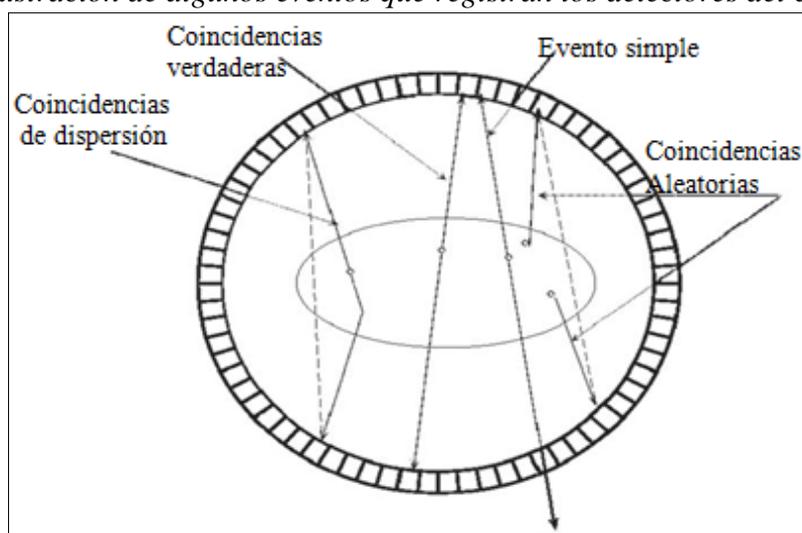
b) *Dimensión del cristal.*

Las dimensiones finitas de los arreglos de cristales centelleantes definen un volumen mínimo de registros de las LORs. Por tanto, la sensibilidad y la resolución de un equipo PET se ven altamente influenciadas por el tipo de cristales y su volumen mínimo; pues de esto depende el número de LORs que podrán ser detectadas.

c) *No colinealidad de los fotones de aniquilación.*

No todos los fotones de aniquilación se emiten exactamente a  $180^\circ$  porque la pareja positrón-electrón tiene un momentum residual en el instante de aniquilación; esto produce LOR's erróneas ya que se dan o detectan coincidencias que no son producto de una misma aniquilación, algunos de estos eventos se muestran en la figura 4.

**Figura 4.** Ilustración de algunos eventos que registran los detectores del escáner PET.



### 2.3. Tomografía por Emisión de Positrones (PET)

La Tomografía por Emisión de Positrones y la Tomografía Computarizada proveen una poderosa y complementaria información clínica: el primero (PET) puede identificar anomalías funcionales que pueden ser indetectables en un estudio sólo de CT; sin embargo su dificultad para una localización precisa se da en la ausencia de estructuras anatómicas identificables en la reconstrucción de la imagen, mientras el segundo (CT) provee detalles de información anatómica, pero

puede normalmente identificar malignidades sólo después de cambios estructurales que hayan ocurrido, y una localización precisa a menudo tiene un efecto fuerte en las decisiones que afectan el diagnóstico.

Las imágenes transmitidas se corrigen por dispersión y atenuación, y se logra una información de la localización anatómica, al mismo tiempo que por el PET se da una localización precisa de la anormalidad.

## **2. CONTROL DE CALIDAD EN UN PET-CT**

Los controles de calidad pueden desarrollarse con distintos niveles de complejidad, dependiendo de los objetivos que se persigan y, los medios y materiales disponibles para realizarlos, dentro de estos se distinguen tres categorías de pruebas: las de aceptación, las de estado y las de constancia; siendo estas dos últimas las pruebas de referencia a desarrollar en el protocolo creado.

Los tres principios básicos de una prueba de control de calidad son:

1. Las pruebas de control de calidad deberán desarrollarse regularmente.
2. Todas las mediciones de las pruebas de control de calidad deberán ser documentadas, detallando los controles de calidad, procedimientos, frecuencia de realización, criterios de acción, documentación requerida y la especificación detallada de las personas responsables de cada acción. El manual debe ser revisado periódicamente por el grupo responsable, y presentado a las autoridades del centro.
3. Las pruebas de control de calidad deberán indicar si los parámetros medidos están dentro de la línea guía especificada.

### **3.1. Metodología y Materiales**

En la implementación del Protocolo de Control de Calidad se emplean esencialmente el tomógrafo Biograph mCT X-3R, el maniquí de agua SIEMENS para controles de calidad en lo concerniente a calidad de la imagen del CT, el maniquí de agua GE, que al igual que el anterior permite realizar controles para la calidad de la imagen de un CT. Para las medidas concernientes a la verificación

de la calidad de la imagen obtenida del sub-sistema PET del Biograph mCT se emplea es un cilindro que en su interior tiene una distribución uniforme de Ge-68, y para las mediciones encaminadas a verificar el alineamiento de los gantrys PET y CT se emplean dos fuentes lineales de Ge-68.

Todos los maniquís son posicionados en la abertura del gantry del escáner de tal forma que dicho maniquí quede paralelo al eje axial del gantry (Z) y perpendicular al plano de la abertura del mismo. Posteriormente se posiciona la mesa del escáner con los indicadores luminosos, de forma que quede en el isocentro, paralelo al eje axial y perpendicular a los planos coronal y sagital.

Adicional a esto, todas las adquisiciones se toman en todos los posibles kVp que da la máquina, esto es 80 – 100 – 120 y 140 kV<sub>p</sub>, así como mínimo se adquieren las imágenes en modo clínico de abdomen adulto y cabeza adulto, puesto que, de esta manera se le exige al tomógrafo realizar la reconstrucción de la imagen con dos ventanas de visualización diferentes, que además son muy usadas en las rutinas clínicas de exploración [2, 7].

### **3.2. Resultados y Análisis**

A continuación se presentan los resultados de cada prueba realizada, con sus respectivos análisis, para luego presentar el protocolo rutinario implementado en el servicio de Imágenes Diagnósticas-Medicina Nuclear Molecular PET-CT & CICLOTORÓN de la Fundación valle del Lili.

#### **3.2.1. Alineamiento de láseres**

La primera parte de esta prueba evalúa la imagen axial que se obtiene de hacer una exploración a un alambre de aluminio de un diámetro de 0.2 mm, buscando que siempre se visualice la imagen circular del inserto de alambre, repitiéndola para cada voltaje que da la máquina (80 – 100 – 120 – 140 kV). La segunda parte evalúa la precisión de la indicación del movimiento de la camilla en el Gantry, colocando un peso equivalente a 70 kg sobre la camilla y visualizando el corrimiento de los láseres sobre una regla graduada en milímetros, encontrándose dentro de los valores permitidos de tolerancia de  $\leq \pm 2$  mm [2, 7].

Finalmente la tercera parte, evalúa la precisión de la selección sobre el topograma, del inicio y final de la exploración, seleccionando sobre las marcas del maniquí el ancho de exploración que se desea tomar, se comprueba que la adquisición de imágenes axiales comienza y termina donde se ha indicado.

### 3.2.2. Espesor de corte efectivo

Para todos los valores evaluados el espesor de corte debe ser siempre  $< \pm 1$  mm del valor de referencia indicado por el tomógrafo cuando se evalúa [7, 14, 15], las diferencias existentes a las tolerancias sugeridas podrían indicar un mal funcionamiento de los colimadores o un mal alineamiento entre foco-colimador-sistema de detectores o diferencia de sensibilidad de las filas paralelas de detectores.

La tabla 1 a continuación indica los anchos de corte nominal empleados en la implementación del protocolo.

**Tabla 1.** Anchos de corte para cada adquisición

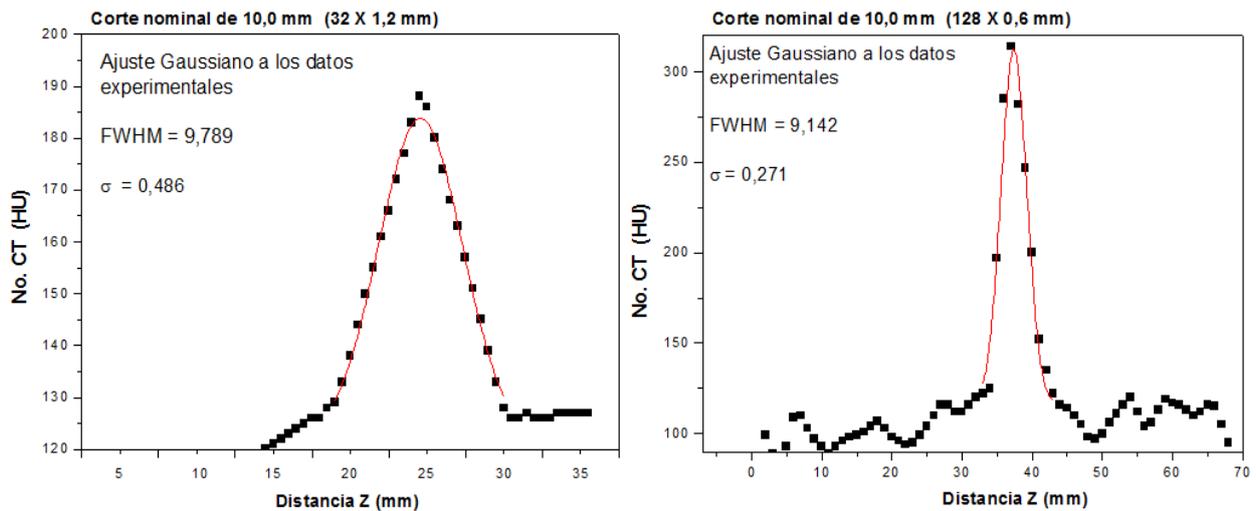
Adquisición	Cortes
<b>128 X 0,6 mm</b>	0.6; 0.75; 1.0 ; 1.5; 2.0; 3.0; 4.0; 5.0; 6.0; 7.0; 8.0; 10.0 mm
<b>32 X 1,2 mm</b>	1.5; 2.0; 3.0; 4.0; 5.0; 6.0; 7.0; 8.0; 10.0 mm

Los diferentes FWHM encontrados no difiere en más del 5% para cada kV, puesto que todos los valores están dentro de  $\pm 0,5$  mm, mostrando esto que están dentro de la tolerancia ( $\pm 1$  mm) aceptada para evaluar esta prueba [2, 7].

Por lo anterior, se decide estandarizar la evaluación de los cortes nominales dados por la máquina bajo un protocolo de abdomen adulto para colimación de 128 X 0,6 mm a 120 kV del tubo, en los anchos de corte nominal de 0,6; 1,0; 2,4; 6,0 y 10,0 mm y para colimación de 32 X 1,2 mm a 120 kV bajo el mismo protocolo de adquisición en los anchos de corte nominal de 1,0; 1,5; 5,0 y 10,0 mm. Las graficas a continuación muestran los resultados para los cortes nominales de 10 mm escogidos para colimación de 32 X 1,2 mm y 128 X 0,6 mm respectivamente a 120 kV bajo el protocolo de abdomen adulto.

**Figura 5.** Se observa que para un corte nominal escogido de 10 mm, adquirido con diferentes colimaciones del haz de rayos-X y manteniendo constante los otros parámetros (kV del tubo, protocolo de adquisición de imágenes, etc) se encuentra una diferencia del 5,1%, la cual está dentro de las tolerancias aceptadas para evaluar este tipo de control al tomógrafo

3.2.3. Linealidad y escala de contraste



La tabla 2 presenta el resumen de los valores encontrados para la evaluación de la linealidad y escala de contraste de los números CT en diferentes materiales, e indica el coeficiente de atenuación másico para cada energía evaluada, la fórmula molecular y densidad de los materiales empleados que han sido obtenidas del NIST [16].

Los resultados obtenidos para la escala de contraste de los números CT evaluada con los materiales de aire, agua y PMMA (polymethyl methacrylate), indican (por la pendiente que se genera al graficarlos) que son los valores que se debe procurar mantener a lo largo de la vida útil del tomógrafo, y que según los estándares de referencia [7, 14, 15], sólo deben tener desviaciones de  $\pm 5\%$  de la línea base establecida en las pruebas de aceptación del tomógrafo.

**Tabla 2.** Criterios de aceptación para los materiales empleados según la ACR y AAPM para la precisión del número CT, y valoración de los mismos para el Biograph mCT X-3R [14, 15, 17].

Material	Criterios de aceptación ACR		Criterios de aceptación AAPM		Valoración del valor medio obtenido en el Biograph de la FVL	
	Mínimo (HU)	Máximo (HU)	Valor medio (HU)	Tolerancia (HU)	Abdomen	Cráneo

<b>Aire (N<sub>2</sub>O<sub>2</sub>)</b>	-1005	-970	-1000	$\pm 20$	-997,0	-995,4
<b>Agua (H<sub>2</sub>O)</b>	-7	+7	0	$\pm 4$	2,3	0,4
<b>PMMA (C<sub>5</sub>O<sub>2</sub>H<sub>8</sub>)</b>	+100	+140	120	$\pm 10$	116,6	118,2

### 3.2.4. Uniformidad y ruido

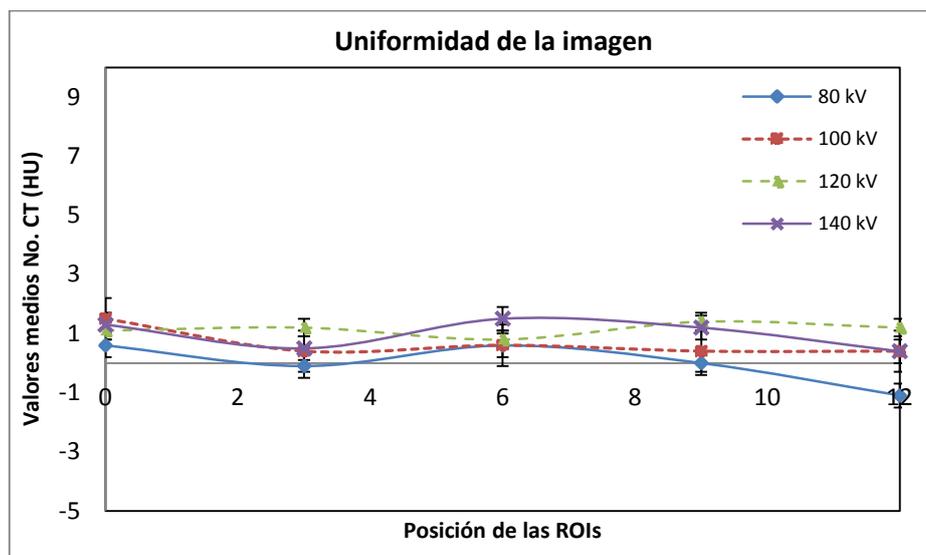
Para la evaluación de la uniformidad de la imagen se emplean los maniqués de agua de SIEMENS® y GE®, realizando en estos una exploración típica bajo el protocolo de abdomen adulto sobre el inserto de agua, a todos los posibles kV a los que se somete el tubo de rayos-X.

Se toman cinco ROIs (Regiones de Interés) sobre la imagen obtenida y se compara con la región central indicando valores que se encuentran dentro de la tolerancia aceptada ( $\pm 5$  HU) [7, 17], y la figura 6 muestra la tendencia de la uniformidad para cada adquisición evaluada.

Para la parte concerniente a evaluar el ruido de la imagen, el mismo inserto usado para evaluar uniformidad, es empleado. Para dos cortes axiales diferentes se toman ROIs similares, se almacena el valor medio del número CT y su respectiva desviación estándar, y se realiza la resta del valor medio del número CT para las dos ROIs.

El valor de la resta no debe exceder la tolerancia de  $\pm 10$  HU [7], y las imágenes visualizadas deben ser libres de artefactos. Generalmente el ruido se relaciona con el número de fotones detectados, el tamaño de la matriz (tamaño del pixel), grosor del corte nominal, algoritmo de reconstrucción, ruido electrónico, radiación dispersa y tamaño del objeto. Se debe asegurar que los niveles de ruido producidos por el tomógrafo no se aumenten con el paso del tiempo durante la vida útil del mismo.

**Figura 6.** Tendencia de la uniformidad de la imagen CT para cada adquisición evaluada, se observa que a pesar de ser adquisiciones a diferentes kV, los valores de números CT varían dentro del rango  $\leq \pm 5$  HU



### 3.2.5. Calibración del desplazamiento del FOV

Mediante el uso de las fuentes en barra de Ge-68 se realiza la calibración del desplazamiento del FOV, para esto se adquieren imágenes de las fuentes en modo CT y PET, y se realiza la calibración automática de la máquina, del desplazamiento de los FOV del CT y PET respectivamente.

### 3.2.6. Normalización, cálculo y verificación del factor de calibración del PET e inspección de los sinogramas

Las pruebas de control de calidad para el sub-sistema PET concernientes a la normalización de los detectores, la verificación del factor de calibración del PET y la inspección de los sinogramas de control son realizadas con el maniquí cilíndrico de distribución uniforme de material radiactivo Ge-68.

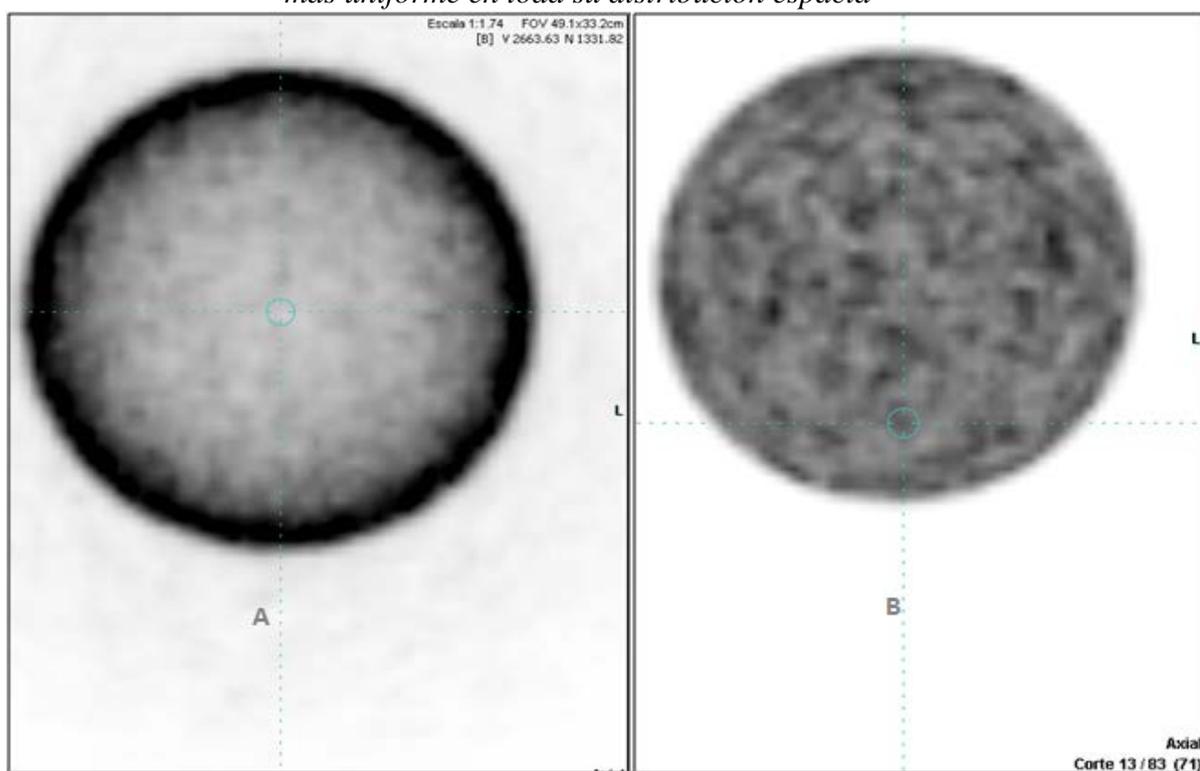
Una vez se posiciona correctamente el maniquí en el gantry a través de los láseres del CT, se realiza una exploración a dicho maniquí con el sub-sistema CT, este con el fin de ser usado para la comprobación de la imagen fusionada, así como para obtener los datos de atenuación lineal que serán usados para la corrección de las imágenes

La adquisición de las imágenes en modalidad PET del maniquí de Ge-68 se hace bajo un protocolo estándar de abdomen adulto, un corte axial se visualiza en la figura 7, en la cual se muestra una

adquisición donde aún no se le han realizado las correcciones respectivas por atenuación, dispersión y aleatoriedad de cuentas, y en la otra si.

Una vez que se logra visualizar la imagen del maniquí, el sistema ya ha adquirido la imagen de sinogramas del mismo, estos se inspeccionan con el fin de buscar bandas oscuras que indiquen un cristal o bloque de detección que no esté trabajando bien, generalmente se visualiza los sinogramas sin correcciones de cuentas, los 81 planos de adquisición del maniquí de Ge-68 y se encuentra que todo el sistema funciona con normalidad.

**Figura 7.** *Imágenes en la modalidad PET del maniquí de Ge-68, A) no corregida por datos de atenuación y dispersión, B) imagen corregida, se observa una imagen mucho más uniforme en toda su distribución espacial*



*l en comparación a la imagen A.*

Para caracterizar con mayor detalle el funcionamiento del sub-sistema PET, el equipo realiza la prueba de normalización de los bloques detectores, una vez esta finaliza se evalúa el perfil de

posición del bloque detector, que en últimas resume lo que visualiza cada cristal dentro de la matriz del bloque detector cuando hay una fuente radiactiva emitiendo.

Otra evaluación importante cuando se ha realizado la normalización de los detectores, es revisar el espectro energético que muestra cada detector una vez ha realizado la lectura de radiactividad, donde se especifica el bloque, la columna y fila dentro de la matriz en que se ubica el cristal que está siendo evaluado.

Dichas evaluaciones se realizan para los 24336 cristales que posee el tomógrafo Biograph mCT X-3R, se encuentra que todos los detectores funcionan correctamente y se encuentran trabajando dentro del rango de la tolerancia sugerida por el fabricante.

#### **4. CONCLUSIONES**

En el documento anterior se ha descrito y analizado la experiencia de la elaboración, prueba y puesta en marcha de un Protocolo de Control de Calidad empleado en el servicio de Imágenes Diagnósticas - Medicina Nuclear Molecular PET-CT de la Fundación Valle del Lili sobre un Tomógrafo PET-CT (Biograph mCT X-3R), basándose en las necesidades del servicio, equipo disponible, entrenamiento del personal y legislación Colombiana.

Cuando se determinan los pasos en un proceso de control de calidad para tomógrafos PET-CT se establece como primer paso la evaluación de la respuesta del sistema respecto a cada una de las variables involucradas en el proceso (tensión aplicada en el tubo de rayos-X, corriente, algoritmo de reconstrucción, ventana de visualización, etc), el resultado permite entender las fortalezas y mejoras de cada una de ellas y la posibilidad de implementar una serie de pruebas que evalúen el sistema en el ambiente clínico, así como diseñar un protocolo sistemático que permita reproducibilidad y evaluación sistémica del mismo equipo, por diferentes personas y en diferentes tiempos.

Durante el desarrollo del protocolo expuesto, todos los procedimientos involucrados en el control de calidad de los dos sub-sistemas del tomógrafo y la constante repetición de los mismos,

permitieron alcanzar un gran nivel de manejo y conocimiento de las pruebas implementadas en la FVL, lo que en la práctica torna segura, rápida y eficiente, las mediciones para las verificaciones y evaluaciones de la calidad de la imagen que arroja el tomógrafo, para las diferentes posibilidades de adquisición que le son posibles programarse, en las diferentes evaluaciones clínicas de diagnóstico bajo el tipo de modalidad de imagen ya mencionado.

Implementar un programa de control de calidad requiere considerablemente mucho más que sólo monitorear el tomógrafo y su mantenimiento. Conocimientos básicos de estadística, recolección de datos, herramientas de presentación de los mismos, responsabilidades administrativas, aseguramiento de riesgos, y prácticas de protección radiológica son esenciales para la implementación exitosa de un programa de control de calidad. Tarea que generalmente es encargada a un Físico Médico especializado en el área de trabajo (PET-CT), puesto que por su formación y experiencia es la persona más idónea para establecer en un servicio un protocolo que abarque todos los aspectos ya citados, y que de igual forma se mantenga una evaluación constante que permita realizar constructivamente mejoras en el servicio, que no solo sean de beneficio para los pacientes, sino, también para el personal que labora en el centro, y hasta para la institución misma.

Respecto a las perspectivas de este trabajo cabe decir, que es el primer granito de arena para continuar un trabajo que puede llegar a ser tan complejo y especializado como se disponga de equipamiento para lograrlo y que su gran logro se da en la medida en que las distintas instituciones cuenten con el personal y material idóneo para establecer los controles citados en este tipo de equipos presentados de alta tecnología.

## **ACKNOWLEDGMENTS**

A la Fundación Valle del Lili que permitió desarrollar este trabajo en sus instalaciones, en especial a la M. Sc. Oriana Benavides por su constante apoyo y comprensión, a los ingenieros de servicio

de Siemens por sus explicaciones y al Ph. D. Wilson Lopera por sus acertados apuntes durante el desarrollo de este protocolo.

## REFERENCES

1. Planning a Clinical PET Centre, IAEA Human Health Series No. 11, International Atomic Energy Agency, Vienna 2010.
2. Quality Assurance for PET/CT Systems, IAEA Human Health Series No. 1, International Atomic Energy Agency, Vienna 2009.
3. <http://www.aapm.org/>
4. Task Group No 126 PET/CT Acceptance Testing and Quality Assurance. AAPM Position Statement Radiation Protection & quality Assurance for PET and PET/CT systems. American Association of Physical Medical 2004.
5. <http://www.acr.org/>
6. PET Phantom Instructions for evaluation PET Imagen Quality. ACR Nuclear Medicine Accreditation Program, PET Module. American College of Radiology 2010.
7. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico (Aspectos técnicos) SEFM-SEPR- SERAM. 2010.
8. Bushberg J, Seibert J, Leidholdt E, Boone J. *The essential physics of medical imaging*. Second edition.
9. Phantom Instructions for evaluation PET Imagen Quality. ACR Nuclear Medicine Accreditation Program, PET Module. American College of Radiology 2010.
10. Johns. H, Gunningham. J. *The physics of radiology*. Fourth edition.
11. Attix. F. *Introduction to radiological physics and radiation dosimetry*. 1986.
12. Phelps. Michael. *PET: Physics, Instrumentation and Scanners*. Springer. 2006.
13. Altamirano. J, Estrada. G, Ramirez. J. *Tomografía por Emisión de Positrones, PET. Fundamentos e indicaciones*. Acta médica, Grupo Ángeles. 3 N° 3. 2005.

14. *Specification and Acceptance Testing of Computed Tomography Scanners*. Report No. 39. American Association on Physicists in Medicine. May 1993.
15. *ACR Technical Standard for diagnostic medical physics performance monitoring of Computed Tomography (CT) equipment*. Revised 2007 (Res. 14).
16. M. J. Berger; J. H. Hubbell; S. M. Seltzer; J. Chana; J.S. Coursey; R. Sukumar; D. S. Zucker; and K. Olsen. XCOM: Photon Cross Sections Database. National Institute of Standards and Technology (NIST). November 2010.
17. Bushberg J; Siebert J; Leidholdt E; and Bone J. *The essential physics of medical imaging*. Second Edition.
- 18.
19. B. Author(s), "Title," *Journal Name in Italic*, **Volume in Bold**, pp.34-89 (19xx).
20. C. D. Author(s), "Article Title," *Proceeding of Meeting in Italic*, Location, Dates of Meeting, Vol. n, pp.134-156 (19xx).
21. E. F. Author, *Book Title in Italic*, Publisher, City & Country (19xx).
22. "Spallation Neutron Source: The next-generation neutron-scattering facility for the United States," [http://www.sns.gov/documentation/sns\\_brochure.pdf](http://www.sns.gov/documentation/sns_brochure.pdf) (2002).