

Evaluación del desempeño físico del tomógrafo por emisión de positrones PET-CT Biograph mCT 20, del Servicio de Medicina Nuclear de la Clínica Imbanaco

Evaluation of the physical performance of the PET-CT Biograph mCT 20 positron emission tomography scanner of the Nuclear Medicine Service of Clínica Imbanaco

Luis Eduardo López Latorre^{1, 2}, Johana Alexandra Velasco Jaramillo², Jesús Anselmo Tabares Giraldo¹

Citación: L. E. López Latorre, J. A. Velasco Jaramillo y J. A. Tabares Giraldo, "Evaluación del desempeño físico del tomógrafo por emisión de positrones PET-CT Biograph mCT 20, del Servicio de Medicina Nuclear de la Clínica Imbanaco", *Revista de Investigaciones y Aplicaciones Nucleares*, n.º 6, pp. 71-80, 2022. <https://doi.org/10.32685/2590-7468/invapnuclear.6.2022.657>

Resumen

Los múltiples factores físicos inherentes al proceso de adquisición de la tomografía por emisión de positrones (PET) implican posibles niveles de imprecisión en la toma de imágenes, lo cual puede traducirse en una incorrecta descripción de la patología del paciente. Es menester conocer, analizar y aplicar un plan de aseguramiento de calidad que evalúe el desempeño del tomógrafo respecto a los resultados iniciales de aceptación o fábrica, con el fin de determinar su nivel de confiabilidad y de esta manera asegurar la calidad del diagnóstico médico que se realiza a los pacientes que requieren esta ayuda diagnóstica. Se evaluó el impacto de los parámetros del desempeño del tomógrafo respecto a la calidad del diagnóstico médico. Para ello se determinó el valor de la sensibilidad del PET utilizando una fuente lineal de ¹⁸F-FDG con 4,44 MBq (0,12 mCi), y se encontró una sensibilidad a 0 cm del eje del FOV de 6,28 cps/kBq, y a 10 cm del eje del FOV, de 5,96 cps/kBq; la resolución del PET fue calculada por medio de la suma de los FWHM de las funciones PSF en cada una de las posiciones de adquisición de una fuente de ~3,30 MBq (89,15 µCi) contenida en un volumen de ~1,9 mm³; la fracción de dispersión, razón de eventos aleatorios totales y NECR fue determinada por medio de una fuente lineal de 71,0 ± 0,1 cm de longitud, con una actividad de ~1070 MBq

Revista Investigaciones y Aplicaciones Nucleares, 6, 71-80, 2022
Recibido: 7 de marzo de 2022
Aceptado: 7 de diciembre de 2022
Publicado en línea: 28 de diciembre de 2022
DOI: <https://doi.org/10.32685/2590-7468/invapnuclear.6.2022.657>



Esta obra está bajo licencia internacional Creative Commons Reconocimiento 4.0.

¹ Universidad del Valle, Cali, Colombia.

² Clínica Imbanaco, Grupo Quirón Salud, Cali, Colombia.

Autor correspondencia: Luis Eduardo López Latorre, luis.latorre@correounivalle.edu.co

(28,92 mCi), con lo cual se obtuvo un resultado equivalente al 35,5 % para el parámetro de fracción de dispersión, y un pico NECR igual a 103,31 kcps. La evaluación de la calidad de imagen, precisión de corrección de atenuación y corrección de eventos dispersos se realizó mediante el protocolo de adquisición habitual del servicio. El porcentaje de contraste observado en las esferas calientes fue superior al 60 %, y en las esferas frías fue superior al 75 %. La precisión de corrección de atenuación y corrección de eventos dispersos se observó con porcentajes de 15,36 % y 8,52 % en el caso de los cortes más cercanos al maniquí de dispersión. La evaluación del desempeño del componente PET en el tomógrafo Biograph mCT, por medio de las pruebas NEMA, permitió concluir condiciones óptimas de operación.

Palabras clave: Tomógrafo por emisión de positrones, NEMA, sensibilidad, resolución, fracción de dispersión, NECR, calidad de imagen, precisión de atenuación, corrección de eventos dispersos.

Abstract

The multiple physical factors inherent to the acquisition process of positron emission tomography imply possible levels of imprecision in the image acquisition process, which can translate into an incorrect description of the patient's pathology. It is necessary to know, analyze, and apply a quality assurance plan that includes the performance of the positron emission tomograph with respect to the initial acceptance and/or factory results to measure its level of reliability and ensure the quality of the medical diagnosis that is made to patients. The impact of the performance parameters of the tomograph was evaluated regarding its significance in the quality of the medical diagnosis. The PET sensitivity was determined using a linear source of ^{18}F -FDG with 4.44 MBq (0.12 mCi); the sensitivity was obtained at 0 cm from the FOV axis: 6.28 cps/kBq, and at 10 cm from the FOV axis: 5.96 cps/kBq. The PET resolution was calculated by means of the sum of the FWHM of the PSF functions in each of the acquisition positions of a source of ~ 3.30 MBq (89.15 μCi) contained in a volume of ~ 1.9 mm³. The dispersion fraction, random-total radius and NECR were determined by means of a 71.0 ± 0.1 cm long linear source, with an activity of approximately 1070 MBq (28.92 mCi), obtaining 35.5% for the scatter fraction parameter and a NECR peak equal to 103.31 kcps. The evaluation of image quality was carried out using the usual acquisition protocol of the service. The percentage of contrast observed in the hot spheres was greater than 60%, and in the cold spheres, it was greater than 75%. The accuracy of attenuation correction and correction of scattered events was observed with percentages of 15.36% and 8.52% for the image plane closest to the scattering phantom. The performance evaluation of the PET component in the Biograph mCT tomograph, through the NEMA tests, allowed us to conclude an optimum operating condition.

Keywords: Positron emission tomography, NEMA, sensitivity, resolution, scatter fraction, NECR, image quality, attenuation precision, scattered event correction.

1. Introducción

La tomografía por emisión de positrones (PET: *positron emission tomography*) es una técnica de medicina nuclear en la cual se emplean radiofármacos marcados con

emisores de positrones, que permite obtener imágenes metabólicas del cuerpo humano. El PET/CT (CT: *computed tomography*) permite obtener imágenes bimodales que combinan información anatómica y metabólica para realizar un diagnóstico más certero de un tumor o de las metástasis locales

o a distancia en un órgano o tejido. El PET/CT se emplea fundamentalmente en oncología (85-90 %), neurología, cardiología, inflamaciones e infecciones, aunque actualmente también es empleado en diferentes patologías médicas y quirúrgicas [1]. Un radiofármaco es un medicamento ampliamente utilizado en la tomografía por emisión de positrones; para este caso, es un trazador radiactivo metabólico marcado con un radionúclido que decae emitiendo un positrón. Si los dos fotones posteriores a la aniquilación positrón-electrón son leídos por dos detectores, uno frente al otro en coincidencia, es decir, en una ventana de tiempo corta (del orden de nanosegundos, en algunos equipos), se puede inferir que se produjo una desintegración de positrones en la línea que conecta los dos detectores [2]. Los fotones emitidos en el proceso de desintegración son los que proveen la información suficiente para la detección (ubicación) de la patología; idealmente, los dos fotones de aniquilación viajan en línea recta sin ninguna interacción con el objeto, y ambos son detectados; esto representaría una coincidencia verdadera en un PET. Sin embargo, el recorrido medio libre de fotones de 511 keV en el tejido es solo del orden de 10 cm; por lo tanto, una gran fracción de los fotones se absorbe o, más probablemente, se somete a dispersión. También puede suceder que dos fotones no relacionados se detectan incidentalmente en la ventana de tiempo (y cada uno de sus compañeros fotones de aniquilación se pierden en el sistema); estos eventos de falsa coincidencia se conocen como aleatorios en el PET [2]. Otro factor propio de la física de los tomógrafos PET es su sistema de adquisición de imágenes, que está comprendido por una serie de anillos de detectores de ortosilicato de lutecio, LSO (en el caso de los equipos Siemens, los equipos GE utilizan detectores de BGO) [3]. Dada la geometría de dicho sistema de adquisición, la calidad y resolución de las imágenes observadas (*calidad* en el sentido de *coherencia* con la patología real del paciente) también pueden verse afectadas. Existe la posibilidad de presentarse imprecisión en la adquisición de imágenes, lo cual puede convertirse en una incorrecta descripción de la patología del paciente; es menester, entonces, conocer, analizar y aplicar un plan de aseguramiento de calidad que evalúe el desempeño del PET, con el fin de medir su nivel de confiabilidad, para de esta manera asegurar la calidad del diagnóstico médico que se realiza a los pacientes que requieren este diagnóstico en la Clínica Imbanaco.

2. Metodología de evaluación del desempeño del equipo

A. Características del equipo

El ensamblaje de los detectores de LSO del PET Siemens Biograph mCT 20 permite un espaciamiento entre planos de 2 mm; 624 elementos detectores por bloque ubicados en 169 anillos, cada detector con un tamaño $4 \times 4 \times 20$ mm. 39 tubos fotomultiplicadores (PMTs) (4 por bloque), en conjunto con los detectores, son los encargados de permitir la identificación de los fotones de 511 keV. El diámetro del anillo de detectores es 842 mm. El FOV (campo de visión) axial es de 162 mm, y el FOV transaxial, de 700 mm, permite la creación de 81 planos de imágenes. El procesamiento asincrónico de reconstrucción de imágenes 3D para la prueba de calidad de imágenes fue implementado siguiendo el protocolo habitual de adquisición, el cual comprende corrección de dispersión, reducción de artefactos por objetos metálicos, reconstrucción iterativa en 3D y tiempo de vuelo (TOF); esto se realizó con una ventana de coincidencia de 4,1 ns, resolución de energía del sistema $\leq 12\%$ FWHM (ancho completo a la mitad del máximo), tiempo de resolución del sistema (TOF) 555 ps típico, discriminando fotones en una ventana de energía de 435-650 keV, en un tiempo de reconstrucción por cama (para una matriz de 200×200 con 81 planos, de 75 s).

B. Sensibilidad

La sensibilidad del PET fue determinada utilizando una fuente lineal de ^{18}F -FDG con 4,44 MBq (0,12 mCi), la cual fue insertada en un maniquí de tubos concéntricos de aluminio [4]. El requerimiento de actividad, según el manual del fabricante (Siemens) para la realización de esta prueba es 4,6 MBq (0,125 mCi); se empleó para la prueba una actividad con una diferencia del 4 % respecto de lo sugerido por el fabricante. La adquisición fue ejecutada a 0 cm y a 10 cm del eje del FOV, retirando cada tubo concéntrico por cada adquisición (figuras 1a y 1b).

C. Resolución

La resolución del PET fue determinada por medio de una fuente puntual de ^{18}F -FDG con $\sim 3,30$ MBq (89,15 μCi) contenida en un volumen de $\sim 1,9$ mm³; esta fue ubicada en varias posiciones dentro del *gantry* del tomógrafo PET. La función de propagación puntual (PSF) fue construida por

medio del *software* NEMA, y de esta, los valores de FWHM (ancho máximo a la mitad de altura) permitieron el cálculo de la resolución espacial en cada punto dentro del tomógrafo (figuras 1c y 1d). El *Manual NEMA* [5] recomienda la ubicación de la fuente puntual en las posiciones presentadas en la figura 3; sin embargo, el procedimiento experimental ejecutado evidenció posiciones comprendidas entre el 82,0% y el 82,8% de su eje axial; de esta manera, el análisis fue ejecutado en esta zona. El manual de Siemens requiere un valor de actividad contenido en un rango de 200 a 400 μCi para la realización de esta prueba [6]. Según el *Manual NEMA* [5], la fuente puntual debe coincidir con un cilindro de volumen menor de $0,79 \text{ mm}^3$. El requerimiento de actividad y el volumen para la fuente puntual anteriormente citado fue difícil de lograr, dada la logística de transporte, ya que no se cuenta con un ciclotrón productor de ^{18}F en la ciudad. Sin embargo, la actividad de la fuente empleada permitió que el sistema construyera cada PSF (Point Spread Function) (figura 2d).

D. Fracción de dispersión, radioaleatorios-totales y NECR

Esta prueba fue ejecutada por medio de una fuente lineal de ^{18}F -FDG con $71,0 \pm 0,1 \text{ cm}$ de longitud, con una actividad de $\sim 1070 \text{ MBq}$ (28,92 mCi), que fue insertada en un maniquí de polietileno de alta densidad, que funcionó como medio dispersor [7]. El requerimiento de actividad para esta prueba, según el manual del fabricante, es de 1100 MBq (29 mCi),

contenida en una fuente lineal de $70 \pm 2 \text{ cm}$ de longitud (figura 2b).

E. Calidad de imagen, precisión de corrección de atenuación y corrección de eventos dispersos

Esta prueba se ejecutó mediante el protocolo de adquisición habitual del servicio en modalidad de cuerpo entero (caudocraneal), adquisición en 3D, histograma en línea (camas estáticas, cantidad: 2), tiempo por cama: 150 s, procesamiento asincrónico/reconstrucción, imágenes en 3D basadas en corrección de dispersión, reducción de artefactos por objetos metálicos, reconstrucción iterativa en 3D y tiempo de vuelo TOF. Se empleó un maniquí que simula el torso humano (maniquí NEMA IEC [8]). En el interior del maniquí se encuentran 6 esferas, de las cuales cuatro contenían actividad radiactiva, y dos no, para simular patologías y órganos sanos en el interior del cuerpo humano. Un inserto cilíndrico, que simuló la densidad del pulmón, permitió evaluar la capacidad del tomógrafo para corregir eventos de tipo dispersos. 5 mL de solución salina con ^{18}F -FDG con 5,18 MBq (0,14 mCi) de actividad radiactiva fueron vertidos en un volumen de agua (en el interior del maniquí), lo que permitió la relación fondo-esferas calientes 1:6,9. De este volumen fue extraído el contenido para las esferas calientes. Las esferas calientes utilizadas tenían diámetros de 22, 17, 13 y 10 mm (figura 2c), cada una con una concentración de actividad de 3,55 MBq/L (0,096 mCi/L). El manual de Siemens [6] explica el procedimiento experimental para crear el radio de con-

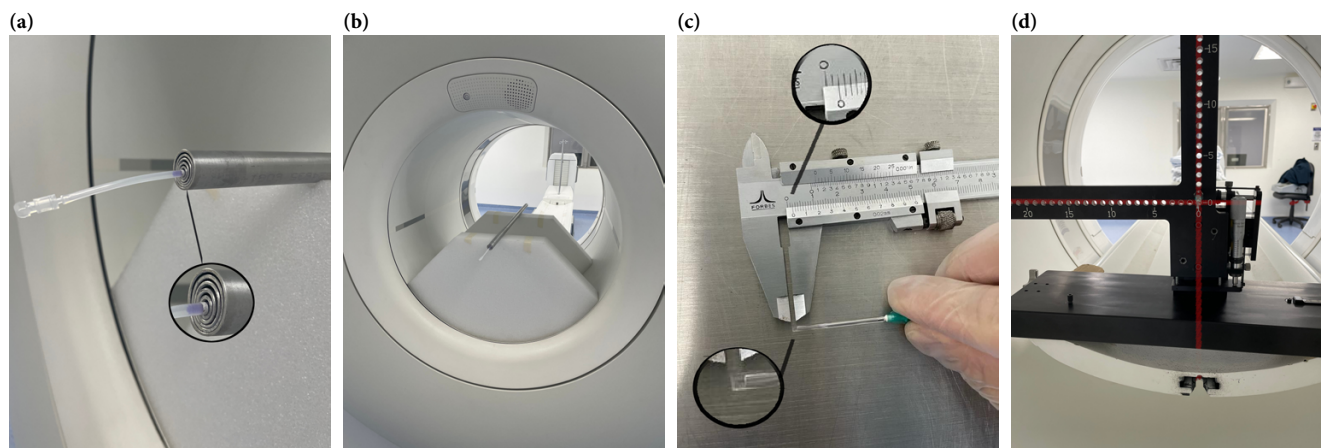


Figura 1. a) Fuente lineal cubierta por el maniquí de aluminio conformado por 5 tubos concéntricos. b) Maniquí para la prueba de sensibilidad ubicado en el eje del FOV (0 cm). c) Fuente puntual de ^{18}F -FDG con $\sim 3,30 \text{ MBq}$ ($89,15 \mu\text{Ci}$) contenida en un volumen de $\sim 1,9 \text{ mm}^3$. d) Capilar con fuente puntual de ^{18}F -FDG, ubicada en el maniquí en forma de ele. La imagen permite identificar los ejes del tomógrafo.

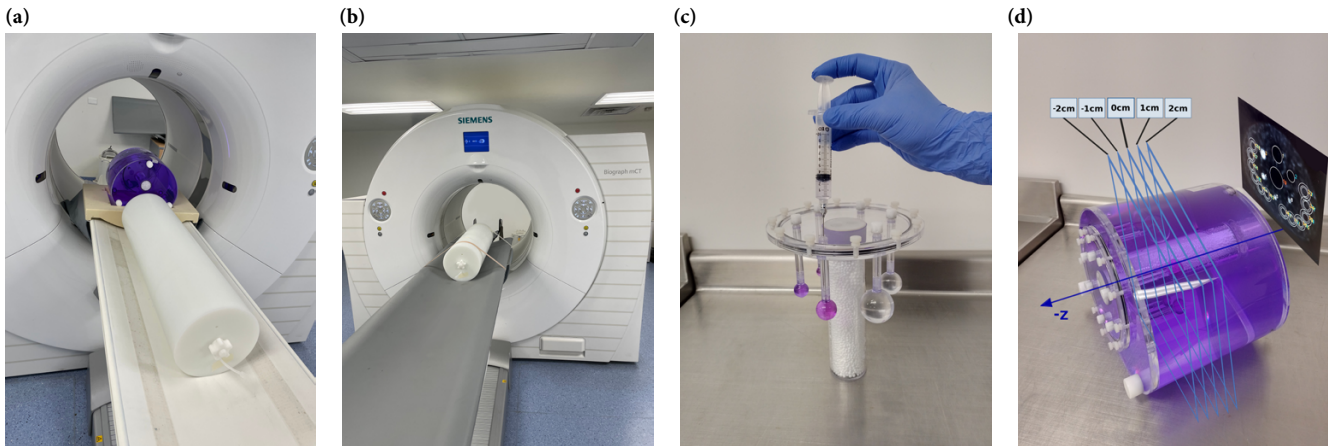


Figura 2. a) Maniquí de torso y maniquí generador de dispersión en configuración para la prueba de calidad de imagen. b) Maniquí de HDPE (polietileno de alta densidad) ubicado en la camilla del tomógrafo PET; en su interior la fuente lineal de ^{18}F -FDG con $71,0 \pm 0,1$ cm de longitud, con una actividad de ~ 1070 MBq (28,92 mCi), en la posición indicada para iniciar la prueba de fracción de dispersión, radio aleatorios-totales y NECR. c) Llenado de esferas frías (transparente) y esferas calientes (color púrpura), que se insertaron en el maniquí de torso. d) Configuración de planos para identificar los ROI en el interior del maniquí de calidad de imagen, conforme al protocolo NEMA [5].

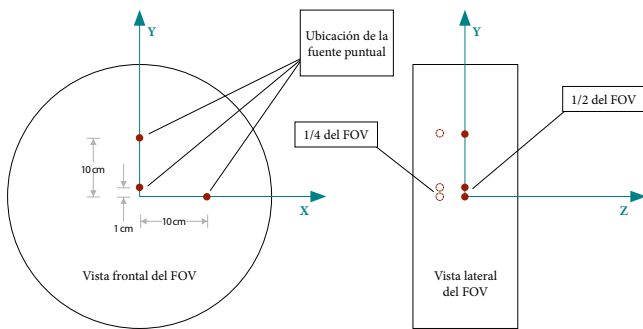


Figura 3. Vista frontal y lateral del gantry del tomógrafo PET, con las ubicaciones espaciales recomendadas por el *Manual NEMA* para la realización de la prueba de resolución [5]

Imagen construida y adaptada según las especificaciones del diseño original del *Manual NEMA*.

centración de actividad 8 : 1 y 4 : 1. El radio empleado en esta prueba, aunque fue diferente, permitió calcular la concentración de actividad de las esferas frías y calientes y establecer los valores obtenidos como estándares de referencia para las futuras pruebas del PET Biograph objeto de estudio. Una fuente lineal con una actividad de 104,71 MBq (2,83 mCi), calibrada para la hora de inicio de adquisición de imágenes, fue insertada en el maniquí de dispersión para generar eventos de tipo dispersos en el maniquí de torso, similares a los evidenciados en la adquisición habitual de imágenes de los pacientes del servicio (figura 2a).

3. Análisis de resultados y discusión

A. Sensibilidad

La sensibilidad del PET fue calculada por medio del ajuste no lineal de la tasa de eventos corregida $R_{corr,j}$ respecto a cada espesor de atenuación X_j , para cada una de las adquisiciones j , a 0 cm y a 10 cm del eje z del FOV (figura 4b). Los valores de sensibilidad S_{tot} se calcularon por medio de la actividad utilizada en la prueba A_{cal} y el valor $R_{corr,0}$ (tasa de eventos corregida, sin atenuación). Se hallaron los siguientes valores para la sensibilidad a 0 cm del eje del FOV: 6,28 cps/kBq, y a 10 cm del eje del FOV, 5,96 cps/kBq; estos se promediaron para conocer la sensibilidad total del tomógrafo: 6,12 cps/kBq. La diferencia entre los anteriores valores de sensibilidad en el interior del gantry del PET para las dos configuraciones obedece a la geometría cilíndrica de organización de los cristales; por lo tanto, es de esperar que el eje del tomógrafo presente el espacio de mejor sensibilidad, ya que en este espacio volumétrico los fotones alcanzan trayectorias casi equivalentes, y por lo tanto, aquellos de tipo dispersivo son discriminados más fácilmente. Al comparar el promedio de los valores de sensibilidad obtenidos en ambas configuraciones, con el valor de sensibilidad del tomógrafo dado por el fabricante, este se encontró un 15,5 % por encima del valor esperado. El perfil de sensibilidad axial presentó un pico de 150,06 cps/MBq en el plano N:40 (figuras 4a).

B. Resolución

La resolución del PET fue calculada por medio de la suma de los FWHM de las funciones PSF creadas por el software NEMA en cada una de las posiciones evidenciadas experimentalmente. La tabla 1 presenta los resultados de cada tipo de resolución RES_i en cada posición. Los resultados obtenidos fueron acordes a la tolerancia indicada por los valores de referencia [9], [10]. La resolución transversal radial (en la matriz de imágenes 400 × 400 × 81) fue aproximadamente 1,2 % superior al valor de referencia. Esto se debió a que la fuente no fue perfectamente puntual, dado que fue necesario aumentar el volumen de la fuente contenida en el capilar lineal para aumentar el nivel de actividad. Lo anterior es consecuente con el inconveniente para concentrar la actividad requerida en un volumen tan pequeño, para lo cual sería menester un equipo productor del radiofármaco ¹⁸F en inmediaciones de la clínica donde se desarrollaron las pruebas. Los resultados evidenciaron que el PET presenta una óptima resolución en una región comprendida aproximadamente entre el 82,0 % y el 82,8 % de su eje axial. Dada la configuración de adquisición de imágenes 3D del PET y los óptimos resultados en las otras pruebas ejecutadas, dicho resultado confirma la posibilidad del equipo de identificar patologías tumorales pequeñas (~4,03 mm). Se observó un aumento en el valor del FWHM de las funciones PSF, relacionado con el desplazamiento de la medición de resolución hacia los bordes del tomógrafo en el eje X (plano horizontal) y en el eje Y (plano vertical), figura 1d. Lo anterior es propio de una disminución en la resolución a medida que el volumen de imagen se aproxima hacia estas regiones en los bordes del FOV (figuras 4c y 4d). Esto es consecuente con la geometría de organización de los cristales detectores.

C. Fracción de dispersión, radio-aleatorios-totales y NECR

El valor de fracción de dispersión dado por el fabricante como valor de referencia, y según el margen de tolerancia para un óptimo desempeño en la medición, debe ser menor de 35,7 % [9], [10]. Se obtuvo un valor de fracción de dispersión igual al 35,5 % en esta prueba, siendo este valor medido en el nivel de concentración de actividad media utilizado en el Servicio de Medicina Nuclear de la Clínica Imbanaco (3,32 kBq/cm³ [4]). Se observó una tasa de eventos verdaderos correspondiente al 59,6 % de los eventos totales (figura 5a); este porcentaje fue comparado con el margen usualmente utilizado en la práctica clínica, que abarca valores entre 57,3 % y

Tabla 1. Resolución por cada configuración de ejes en el interior del FOV del PET

Tipo de resolución		Tamaño de matriz	
		400 × 400 × 81	256 × 256 × 81
Radio a 1 cm	Transversal	4,37 mm	4,96 mm
	Axial	4,03 mm	4,06 mm
Radio a 10 cm	Transversal radial	5,16 mm	6,12 mm
	Transversal tangencial	4,95 mm	5,04 mm
	Axial	5,14 mm	5,17 mm

Fracción de dispersión, radio-aleatorios-totales y NECR

44,9 % [11], y de esta manera se observó una superioridad en el porcentaje de eventos verdaderos en los resultados obtenidos. La tasa de eventos verdaderos presentó un valor de 351,87 kcps para una concentración de actividad ≤ 46 kBq/cm³, siendo este valor 3,5 % superior al valor dado por el fabricante como referencia óptima [9] (figuras 5b y 6a). Se evidenció que la actividad media empleada en el Servicio de Medicina Nuclear de la Clínica Imbanaco, además de los anteriores resultados, permite una razón de eventos aleatorios totales inferior a la presentada en el rango clínico usual [11] (figura 6a). Los datos obtenidos experimentalmente permitieron calcular los valores de la tasa NECR (figura 6b). Se observó un pico de 103,31 kcps, siendo este valor 3,31 % superior al valor dado por el fabricante [9]. El valor de referencia dado por el fabricante asocia el pico de la tasa NECR para una concentración de actividad ≤ 30 kBq/cm³, de modo que fue posible la interpretación de los resultados.

D. Calidad de imagen, precisión de corrección de atenuación y corrección de eventos dispersos

El análisis se ejecutó por medio de la concentración de actividad en ROI de diferentes tamaños en el interior de las esferas en el maniquí de torso y en el inserto de pulmón. Los parámetros $C_{H,j}$, $C_{C,j}$, $C_{B,j}$ representan los valores de la concentración de actividad en las esferas calientes, frías y en el fondo, obtenida por medio de los ROI dibujados en su interior. a_H y a_B corresponden a la concentración de actividad en las esferas calientes y en el fondo, siendo esta concentración medida de acuerdo con la cantidad de actividad utilizada en el momento de llenar los compartimentos del maniquí. El protocolo de medición de ROI seguido fue el recomendado por el *Manual NEMA* [5] (figura 2d). Se observó un crecimiento del contraste de las esferas calientes relacionado con el aumento de su tamaño (figura 7). Aunque la concentración de actividad fue la misma en las esferas calientes, un mayor

volumen de captación de radiofármaco lleva inherente una mayor cantidad de eventos de aniquilación y, por lo tanto, una mayor cantidad de fotones que construyen la imagen. El porcentaje de contraste observado en las esferas calientes (superior al 60 %) permitió comprobar la capacidad del PET para identificar zonas en el organismo con mayor porcentaje de captación. Se observó un crecimiento leve en el porcentaje de contraste de las esferas frías relacionado con su tamaño; el porcentaje de contraste observado en las esferas frías, superior al 75 % (figura 7), permitió verificar la capacidad del PET para identificar zonas del organismo con poco porcentaje de captación, lo cual es importante a la hora de identificar los diferentes sistemas que componen el cuerpo humano. Se observó un comportamiento decreciente respecto a la variabilidad del fondo, en relación con el aumento del tamaño de las esferas (figura 7). Los ROI del fondo de menor tamaño presentaron una variabilidad del fondo mayor (29,63 % y 21,47 %, correspondientes a las esferas de 10 mm y 13 mm, respectivamente), lo que es consecuente con la disminución del número de píxeles que encierra la región de interés, dada la dependencia de la variabilidad del fondo respecto a la desviación estándar y los valores de concentración en los ROI del fondo $C_{B,j}$. Un ROI circular de $3,0 \pm 0,2$ cm fue dibujado en cada uno de los cinco cortes en el interior del inserto de pulmón del maniquí de torso. 12 ROI de igual tamaño fueron dibujados en el fondo del maniquí de torso, a una distancia mayor de 15 mm respecto del borde del maniquí y de las esferas. Un total de 60 ROI de $3,0 \pm 0,2$ cm fueron dibujados en el fondo del maniquí de torso, con el objetivo de extraer el valor de la concentración de actividad por ROI en cada uno de los 5 cortes (figura 2d). Se calculó el porcentaje de precisión de corrección de atenuación y corrección de eventos dispersos utilizando los resultados $C_{lung,i}$ y $C_{B,j}$ obtenidos por medio de los ROI dibujados en las imágenes obtenidas.

Tabla 2. Porcentaje de precisión de corrección de atenuación y corrección de eventos dispersos (ΔC_{lung})

Corte	ΔC_{lung} (%)
0 cm	5,35
-1 cm	3,66
-2 cm	5,69
1 cm	15,36
2 cm	8,52

Las posiciones en cada corte corresponden a las presentadas en la figura 2d.

Se evidenció un crecimiento en los porcentajes de precisión de corrección de atenuación y corrección de eventos dispersos en los cortes del maniquí de torso ubicados en la posición más cercana al maniquí de dispersión (tabla 2); se

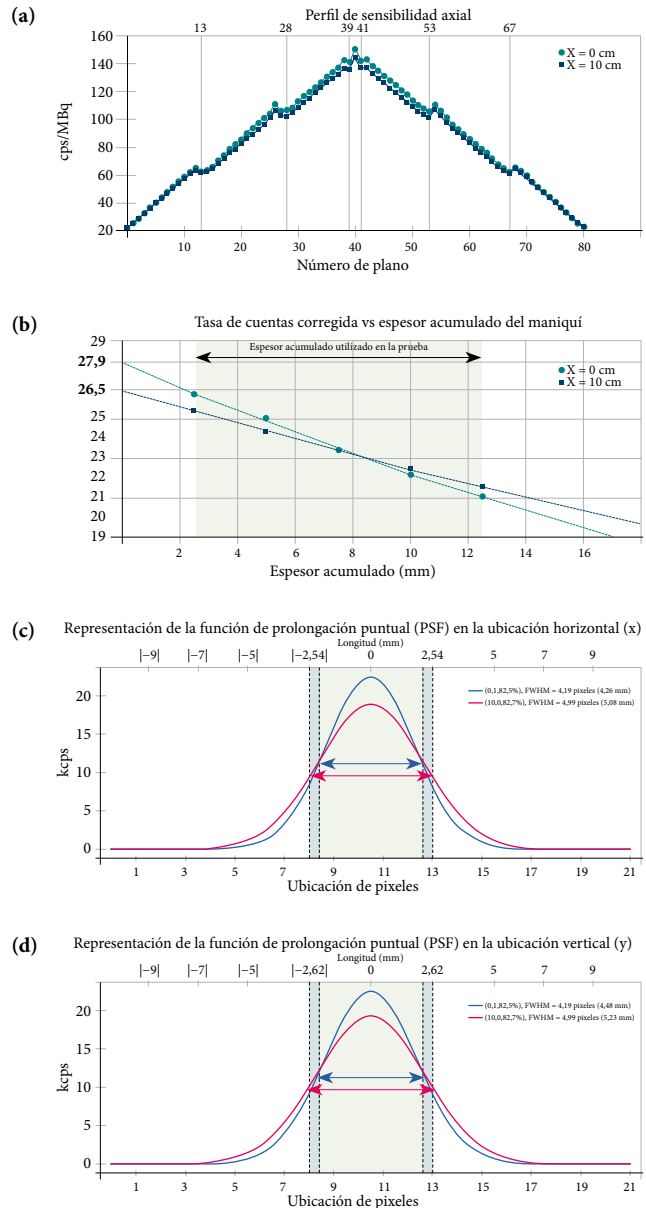


Figura 4. a) Perfil de sensibilidad axial. Las discontinuidades de las gráficas son debidas a la configuración geométrica de los cristales. b) Tasa de cuentas en función del espesor del maniquí de tubos concéntricos de aluminio para ambas configuraciones experimentales (0 cm y 10 cm del eje Z del tomógrafo). c) Representación de la función de dispersión puntual en posición horizontal (eje X). d) Representación de la función de dispersión puntual en posición vertical (eje Y).

El eje vertical no corresponde con los datos experimentales, ya que no estaba disponible esta información. Las gaussianas ejemplifican la metodología utilizada por el sistema.

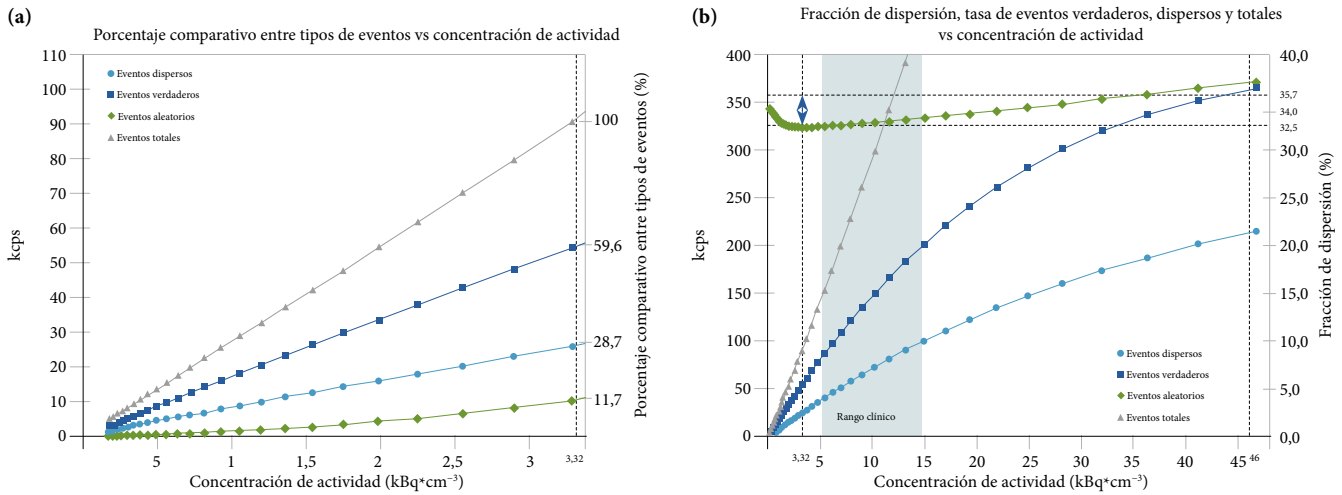


Figura 5. a) Comparativo de las tasas de eventos en el nivel de concentración de actividad utilizado en el Servicio de Medicina Nuclear de la Clínica Imbanaco (línea punteada vertical). b) Resultados experimentales de la fracción de dispersión, tasa de eventos totales, dispersos y verdaderos. Los valores son comparados en el nivel de concentración de actividad utilizado en el Servicio de Medicina Nuclear de la Clínica Imbanaco (línea punteada vertical izquierda) y en el rango clínico usual. Se encontró un valor de fracción de dispersión de 32,5% (línea punteada horizontal inferior). La flecha vertical representa el margen de tolerancia para el valor de fracción de dispersión de un sistema PET Siemens Biograph mCT20; en teoría, la fracción de dispersión del PET objeto de estudio podría alcanzar un valor de hasta < 35,7% (línea punteada horizontal superior), y aun así ser considerada óptima. Idealmente, una fracción de dispersión perfecta sería un valor cercano a cero. La tasa de eventos verdaderos presentó un valor de 351,87 kcps para una concentración de actividad ≤ 46 kBq/cm³, siendo este valor 3,5% superior al valor dado por el fabricante [9].

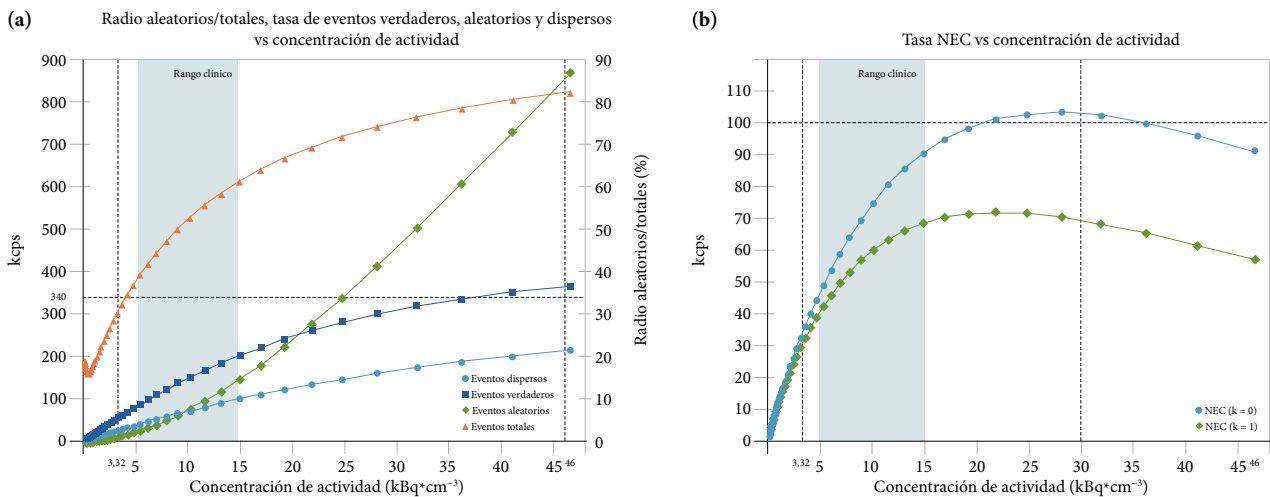


Figura 6. a) La concentración de actividad utilizada en el Servicio de Medicina Nuclear de la Clínica Imbanaco (línea punteada vertical izquierda) presenta una razón de eventos aleatorios totales cercano al 30,5%, que es inferior a la evidenciada en el rango clínico usual. b) La tasa de cuentas equivalente a ruido NECR presentó un pico de 103,31 kcps, siendo este valor 3,31% superior al valor dado por el fabricante [9]; este valor asocia el pico de la tasa NECR a una concentración de actividad ≤ 30 kBq/cm³ (línea punteada derecha). El valor $k=0$ y $k=1$ corresponde a la sustracción o no sustracción de los eventos aleatorios realizada por el sistema. El fabricante no aclara si el valor de referencia corresponde a $k=0$ o $k=1$. Puesto que el equipo PET objeto de estudio discrimina tales eventos (aleatorios), es probable que el valor de referencia corresponda a los eventos aleatorios sustraídos; por lo tanto, el comparativo se efectuó con $k=0$.

observó que el efecto del maniquí de dispersión con la fuente lineal de 2,83 mCi causó más eventos de esta naturaleza (dispersos) en las regiones de interés dibujadas en el lugar de captación nula del maniquí de torso (inserto de pulmón). Sin

embargo, los porcentajes observados fueron pequeños (inferiores al 16%) (tabla 2). Lo observado experimentalmente evidencia el mismo efecto visualizado en algunos cortes tomográficos del cuerpo humano, en los cuales se presentan

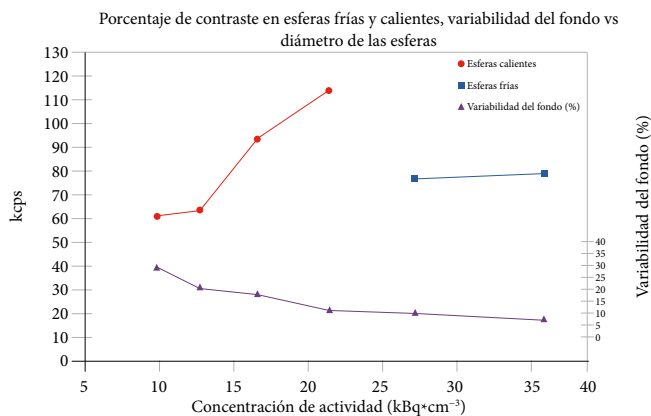


Figura 7. Porcentaje de contraste en las esferas calientes y frías, y resultados de la variabilidad del fondo

La simulación de patologías tumorales u órganos de mayor captación de radiofármaco permitió medir el nivel de resolución del tomógrafo. El porcentaje de variabilidad del fondo se observó decreciente respecto al aumento del tamaño de las regiones de interés.

los mismos eventos de tipo disperso provenientes de la concentración de actividad remanente en las piernas, el cerebro o cualquier otro órgano, por medio de una manifestación patológica o no patológica. Sin embargo, porcentajes por debajo del 16% en los resultados obtenidos corroboran la buena capacidad del PET en la medición de su precisión de atenuación y corrección de eventos dispersos. Así pues, estos datos pueden establecerse como referencia para futuras pruebas.

4. Conclusiones

La evaluación del desempeño del tomógrafo por emisión de positrones PET Siemens Biograph mCT 20 por medio de las pruebas NEMA permitió concluir un óptimo desempeño en su nivel de sensibilidad, en donde se evidenció un resultado 15,5% superior a lo esperado según las especificaciones de la fábrica. Este porcentaje realza la capacidad del PET en el procedimiento adquisitivo, dada la implicación de este parámetro en el correcto diagnóstico. Los resultados de la resolución del PET confirman que este parámetro se encuentra en las márgenes del valor recomendado en la zona de adquisición de la prueba en el interior del *gantry* del tomógrafo, por lo cual existe la posibilidad de identificar patologías tumorales pequeñas (~4,03 mm). Los resultados también verificaron la óptima capacidad del PET para identificar eventos de tipo disperso y aleatorios,

que no brindan información coherente de las patologías o zonas de investigación. El análisis de la calidad de imagen también puso en evidencia la capacidad del tomógrafo para identificar regiones con diferentes tipos de captación de radiofármaco, lo cual fue concluyente por el alto porcentaje de contraste identificado en el posprocesamiento de las imágenes del maniquí. Sumado a lo anterior, la precisión de corrección de atenuación y corrección de eventos dispersos evidenció un porcentaje óptimo, lo que confirma la capacidad del tomógrafo para abordar los factores de dispersión causados por la actividad distribuida en otras partes del cuerpo humano.

Referencias

- [1] J. P. Oliva, A. Martínez y R. P. Baum, "Aplicaciones del PET/CT en oncología", *Nucleus*, vol. 62, pp. 10-13, dic. 2017.
- [2] International Atomic Energy Agency, *PET/CT Atlas on Quality Control and Image Artefacts*. N.º 27 in Human Health Series. Vienna: IAEA, 2014.
- [3] M. P. Monedero y J. J. Vaquero, "Evaluación de semiconductores como detectores de radiación para PET: Detectores de CZT", Trabajo de máster en Física Biomédica, Universidad Complutense de Madrid, Madrid, España, 2012.
- [4] K. Greer y R. Jaszczak, "*NEMA PET Sensitivity PhantomTM User's Manual*", Data Spectrum Corporation, 1605 East Club Blvd., Durham, NC 27704-3405, jun. 2008.
- [5] National Electrical Manufacturers Association, "*Performance Measurements of Positron Emission Tomographs*", NEMA Standards Publication, NU 2-2007, 2007. 1300 N. 17th Street, Suite 1752 Rosslyn VA 22209.
- [6] Siemens Medical Solutions USA, "*NEMA2007 Test Instructions*", Siemens Medical Solutions USA, 51 Valley Stream Parkway, PA 19355-1406 USA., 2009.
- [7] K. Greer, R. Jaszczak. "*NEMA PET Scatter Phantom SetTM User's Manual*". Data Spectrum Corporation, 1605 East Club Blvd., Durham, NC 27704-3405, jun. 2008.
- [8] K. Greer, "*C.N.M.T. Nema IEC Body Phantom SetTM User's Manual*", Data Spectrum Corporation, 1695 East Club Blvd., Durham, NC 27704-3405, jun. 2008.

- [9] Siemens, “*Biograph mCT 20 Excel Affordable Performance*”, Siemens AG, Wittelsbacherplatz 2 80333 Munich, feb. 2011.
- [10] R. Puchal, C. Escalada, N. Ferrer, J. L. Simón *et al.*, *Control de calidad de la instrumentación de medicina nuclear*. SEFM-SEMNUM-SEPR, 2015.
- [11] University of Washington, “UW Courses Web Server, 2006. How it works: Positron Emission”. <https://courses.washington.edu/bioen508/Lecture5-B-PET.pdf>