

Evaluación de desempeño del micropet focus 120 con los radionúclidos ^{11}C , ^{13}N y ^{18}F

F. Trejo Ballado, N. Ortega López, R. Ojeda Flores y M.A. Ávila Rodríguez*
Unidad PET/CT-Ciclotrón, Facultad de Medicina, Universidad Nacional Autónoma de México,
Edificio de Investigación, P.B., Ciudad Universitaria, México, D.F. México,
*e-mail: avilarod@uwalumni.com

Recibido el 7 de abril de 2010; aceptado el 2 de septiembre de 2010

El objetivo de este trabajo es evaluar las características que intervienen en la adquisición de datos y la reconstrucción de imagen de un sistema de micro-tomografía por emisión de positrones (microPET) Focus 120. Características como la resolución en energía, resolución espacial, sensibilidad, tasas de conteo y reconstrucción y calidad de imagen, fueron evaluadas utilizando diferentes maniqués con tres de los radionúclidos convencionales emisores de positrones comúnmente usados en PET (^{11}C , ^{13}N y ^{18}F). Algunas de las pruebas realizadas en este trabajo fueron del nuevo protocolo NEMA NU4 – 2008.

Descriptores: MicroPET; evaluación de desempeño; focus 120; reconstrucción de imágenes.

The aim of this work is to evaluate the characteristics involved in the data acquisition and image reconstruction of a microPET Focus 120 system. Energy resolution, spatial resolution, sensitivity, count rate and image quality characteristics were evaluated using different phantoms with three conventional positron emitter radionuclides used in PET imaging (^{11}C , ^{13}N and ^{18}F). Some tests performed in this work are from the new protocol NEMA NU4 – 2008.

Keywords: MicroPET; performance evaluation; focus 120; image reconstruction.

PACS: 87.58Fg; 87.57.Ce; 87.57.Nk; 29.40.Mc

1. Introducción

La tomografía por emisión de positrones, (PET), es una técnica no invasiva de diagnóstico e investigación por imagen que permite la cuantificación de la actividad metabólica de los diferentes tejidos de un ser vivo [1]. Esta es una aplicación de la física nuclear en el campo de la medicina que regularmente es complemento a otro tipo de técnicas de diagnóstico por imagen, como la resonancia magnética y la tomografía computarizada, ya que éstas proporcionan una imagen estructural mientras que el PET proporciona imágenes funcionales. Entre las aplicaciones más comunes para el PET se encuentran el diagnóstico, respuesta a tratamiento y seguimiento de pacientes, investigación farmacológica, estudio de enfermedades humanas en modelos de laboratorio y estudios con animales de laboratorio.

La característica más importante del PET es el empleo de radioisótopos emisores de positrones de vida media corta. Estos radioisótopos son introducidos en moléculas específicas de interés biológico para generar un radiofármaco, que posteriormente es inyectado en el paciente. Existen diferentes tipos de radiofármacos y su elección dependerá del proceso bajo estudio.

El principio físico del PET se basa en la detección en coincidencia y localización de los fotones generados por la aniquilación electrón-positrón. Una vez registrados estos eventos se utilizan algoritmos de reconstrucción de imagen para determinar la distribución del radiofármaco dentro del sujeto bajo estudio. Los radionúclidos más utilizados para la producción de radiofármacos son ^{11}C ($t_{1/2}=20$ min), ^{13}N (10 min), ^{15}O (2 min) y ^{18}F (110 min). Estos radionúcli-

dos se producen en aceleradores de partículas tipo ciclotrón y debido a su corta vida media, el ciclotrón debe estar localizado en sitio o muy cercano al sitio donde se realizan los estudios.

En este trabajo se presentan los resultados de la caracterización del sistema microPET Focus 120 (F120) de la Unidad PET/CT-Ciclotrón de la División de Investigación, Facultad de Medicina, UNAM. Para la caracterización del equipo se utilizaron protocolos de diferentes autores. De especial interés fue el uso de un protocolo muy nuevo para sistemas microPET diseñados para animales pequeños (NEMA NU4 – 2008), que fue utilizado para la evaluación de la tasa de conteo y la calidad de imagen del equipo. También se determinó la calidad de imagen de un maniquí tipo Derenzo en función de la energía de los positrones emitidos utilizando los tres radionúclidos más utilizados en PET (^{11}C , ^{13}N y ^{18}F).

2. Descripción del sistema

El microPET Focus 120 (Concorde Microsystems, Knoxville, TN), distribuido por Siemens, es un escáner PET de tercera generación diseñado especialmente para su uso en animales pequeños (roedores). Este escáner está basado en la geometría del microPET R4 [2] con cambios importantes en el diseño y modificaciones en la electrónica encargada de procesar los eventos en coincidencia, incrementando la resolución espacial, sensibilidad y desempeño en la tasa de conteo comparado con modelos anteriores.

La principal modificación en el sistema F120 es el uso de un bloque nuevo de detectores formado por

un ensamble de cristales centelladores con dimensiones de $1.51 \times 1.51 \times 10$ mm, comparado con cristales de $2.2 \times 2.2 \times 10$ mm del microPET R4 o P4. El Focus 120 además utiliza el doble muestreo de las señales energéticas y empaquetado de eventos por transmisión. La motivación del nuevo diseño fue desarrollar un tomógrafo con mayor resolución espacial y sensibilidad.

El equipo F120 consta de un arreglo de 96 bloques de detectores alrededor de un anillo de 15 cm de diámetro. Cada bloque de detectores consiste de un arreglo de 12×12 cristales de oxi-ortosilicato de lutecio (Lu_2SiO_5 , mejor conocido como LSO) acoplado a un tubo fotomultiplicador sensible a la posición. La apertura del anillo de detectores del equipo es de 12 cm y tiene un campo de visión de 7.6 cm en la dirección axial y 10 cm en la dirección transaxial. Los datos adquiridos son guardados en modo de lista y pueden ser procesados en sinogramas 2D y 3D.

3. Materiales y métodos

A excepción de la resolución espacial, resolución en energía y la sensibilidad todas las mediciones realizadas en este trabajo se llevaron a cabo siguiendo las recomendaciones del protocolo NEMA NU4 - 2008 [3]. Todos los maniqués utilizados son de fabricación propia y fueron proporcionados por el grupo del Sistema Bimodal de Imágenes (SIBI) del Instituto de Física de la UNAM.

3.1. Resolución en energía

La resolución en energía describe la capacidad del equipo para analizar las características de un espectro de energía de radiación detectada. Además determina la capacidad del detector de rechazar eventos dispersados.

Una fuente cilíndrica (6 cm de diámetro y 11 cm de longitud) de ^{68}Ge se colocó en el centro del campo de visión del escáner y se realizó una adquisición de datos en modo 2D por 300 s, utilizando una ventana de energía de 100-811 keV. Por medio del software propio del equipo se obtiene un espectro de energía adquirido por cada uno de los cristales del equipo (13,824), mostrando un fotopico correspondiente a los fotones de aniquilación (511 keV). La resolución en energía se define como el ancho a la mitad del máximo del fotopico (FWHM) dividido por la energía correspondiente al centro del fotopico. Esta resolución en energía fue determinada para cada uno de los cristales del sistema y se calculó un promedio [4].

3.2. Resolución espacial

La resolución espacial representa la capacidad del sistema de distinguir entre dos fuentes puntuales muy cercanas entre sí después de la reconstrucción de una imagen. La resolución espacial de cualquier proceso de adquisición de imagen tiene dos componentes: transversal y axial.

Una fuente lineal consistente en un capilar de vidrio (0.56 mm de diámetro interno y 10 cm de longitud) se

llenó con soluciones de tres radionúclidos diferentes (^{18}F , ^{11}C , ^{13}N) y se colocó en el centro del campo de visión. Se tomaron mediciones en pasos de 5 mm en la dirección vertical (radial) hasta cubrir por completo el campo de visión. La reconstrucción tomográfica se realizó por retroproyección filtrada (FBP) sin ningún tipo de suavizado y se adquirieron perfiles de la distribución de actividad orientados en la dirección radial y en la dirección transversal en cada una de las imágenes. A cada perfil se aplicó una interpolación parabólica entre el punto de valor máximo alcanzado y los dos puntos vecinos más próximos para localizar el valor máximo y mediante una interpolación lineal se determinó la posición en la cual la función alcanzaba 1/2 (FWHM, Full Width at Half Maximum) y 1/10 (FWTM, Full Width at Tenth Maximum) del valor máximo encontrado.

3.3. Sensibilidad

La sensibilidad está definida como el número de eventos detectados por segundo por unidad de actividad. El porcentaje de las desintegraciones detectadas por el equipo se le llama eficiencia del equipo.

Para determinar esta característica del sistema se utilizó el método propuesto por Bailey *et al.* [5] usando una fuente lineal de ^{18}F dentro de una serie de cilindros concéntricos de aluminio de diferente espesor (1.38, 0.90, 2.30, 3.78, 6.40 y 8.90 mm). Se tomaron adquisiciones de 10 min con cada uno de los cilindros de aluminio utilizando una ventana de energía de 350-650 keV y una ventana de coincidencia de 6 ns. Los datos adquiridos se procesaron en sinogramas 2D corregidos por decaimiento y fracción de emisión de positrones y se determinó el número de eventos verdaderos adquiridos para cada uno de los cilindros. Posteriormente se graficó el número de eventos detectados por el sistema en función del espesor de aluminio y se hizo una extrapolación a un espesor cero de aluminio para determinar la eficiencia absoluta del sistema. Se restringió el número de eventos sólo a aquellos detectados en un anillo de cristales, por medio de un ajuste exponencial de la gráfica del número de eventos en función del espesor de los cilindros de aluminio se puede obtener el coeficiente de atenuación lineal del aluminio.

3.4. Características de conteo

Las características de conteo describen la capacidad del tomógrafo de procesar los eventos detectados por unidad de tiempo. Es importante determinar qué porcentaje de los eventos totales detectados son eventos verdaderos, dispersados y aleatorios, además de la relación que existe entre estos porcentajes con la actividad dentro del tomógrafo.

Se utilizaron dos maniqués cilíndricos que simulan el cuerpo típico de una rata (60 mm de diámetro, 150 mm de longitud, fabricado en Nylamid, $\rho=1.14$ g/cm³) y el de un ratón (35 mm de diámetro, 70 mm de longitud, fabricado en acrílico, $\rho=1.19$ g/cm³). Cada uno de los maniqués cuenta con una perforación paralela al eje central del cilindro a una

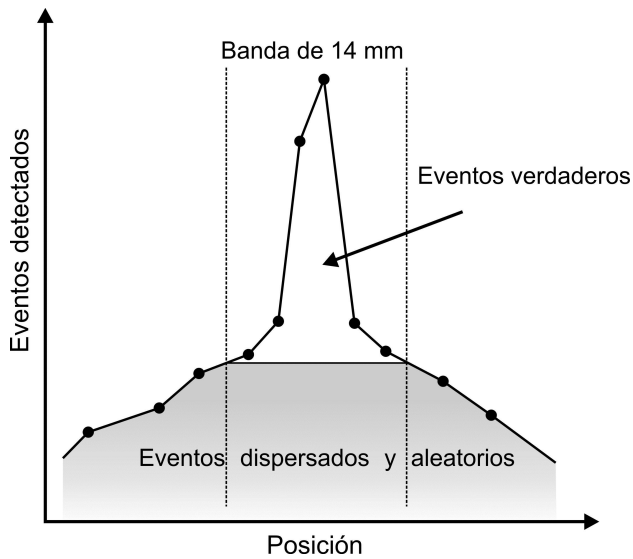


FIGURA 1. Determinación de los eventos a tomar en cuenta para el análisis de los diferentes tipos de eventos.

distancia radial de 15 y 7 mm para el maniquí de rata y ratón, respectivamente, dentro de la cual se coloca un capilar lleno de material radioactivo. La adquisición de datos se inició con una actividad relativamente alta dentro del campo de visión y se tomaron mediciones hasta que la tasa de eventos verdaderos fue por lo menos igual a la tasa de eventos debidos a la radiación intrínseca del material centellador LSO. No se aplicaron correcciones por diferencias en la sensibilidad de los detectores, eventos aleatorios y dispersados, tiempo muerto, o atenuación en los datos obtenidos. El software propio del equipo permitió obtener sinogramas de las coincidencias aleatorias que se emplearon para el análisis de los datos adquiridos.

Para el análisis se tomaron perfiles de las proyecciones y sólo se consideraron los eventos adquiridos en una banda 1.6 cm más ancha que el maniquí utilizado, omitiendo el resto de los datos. Para cada proyección de ángulo θ del sinograma se determinó la posición de la fuente localizando el máximo en dicha proyección para definir una banda de 14 mm centrada en el máximo. Los extremos de la banda de 14 mm se tomaron para hacer una interpolación lineal de los valores dentro de la misma y a éstos se sumaron los valores fuera de la banda para obtener el número total de eventos aleatorios y dispersados para ese sinograma (Fig. 1).

La tasa de eventos totales es el cociente del número total de eventos entre el tiempo de adquisición y está dada por la siguiente expresión:

$$T_{total} = T_{verd} + T_{ale} + T_{int} + T_{disp}, \quad (1)$$

donde T_{total} , T_{verd} , T_{ale} , T_{int} , T_{disp} son la tasa de eventos totales, verdaderos, aleatorios, intrínsecos y dispersados, respectivamente. La fracción de dispersión está dada por el cociente de la tasa de eventos dispersados sobre la suma de la tasa de eventos verdaderos y dispersados. La tasa de conteo equivalente a ruido (NECR) está dada por [3]:

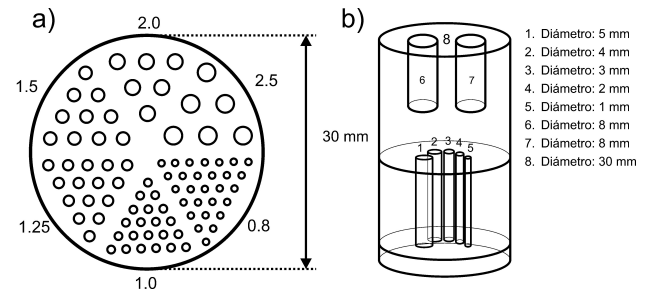


FIGURA 2. a) maniquí Derenzo en miniatura, b) maniquí de calidad de imagen tipo NEMA.

$$NECR = \frac{(T_{verd})^2}{T_{total}}, \quad (2)$$

y es una medida del desempeño de la tasa de conteo del equipo corregida por la tasa de eventos dispersados y aleatorios. Es útil para conocer la actividad con la que se obtiene la tasa de conteo óptima del equipo.

3.5. Calidad de imagen

Para evaluar las características del equipo referentes a la calidad de las imágenes reconstruidas se utilizaron dos maniqués diferentes; un maniquí Derenzo en miniatura y un maniquí de calidad de imagen tipo NEMA NU4 - 2008 (Fig. 2).

3.5.1. Maniquí derenzo

Está fabricado en acrílico y consiste de una parte central de 30 mm de diámetro y 13 mm de espesor donde se encuentran seis grupos de perforaciones cilíndricas con diámetros de 0.8, 1.0, 1.25, 1.5, 2.0 y 2.5 mm, respectivamente, que se llenan de material radioactivo. La distancia entre los centros de cada una de las perforaciones es igual a dos veces el diámetro de la perforación (ver Fig. 2a). Para la adquisición de datos se utilizaron los radioisótopos ^{18}F , ^{13}N y ^{11}C , restringiendo a 411 millones el número total de eventos para la formación de cada imagen. La reconstrucción tomográfica se realizó con los algoritmos de reconstrucción 2D FBP y 2D y 3D Ordered Subset Expectation Maximization (OSEM) [6]. Se tomaron perfiles de distribución de las imágenes reconstruidas de las perforaciones de 2.0 mm para comparar las imágenes obtenidas con los diferentes radionúclidos y métodos de reconstrucción.

3.5.2. Maniquí de calidad de imagen NEMA NU4 - 2008

Este maniquí está construido de tal forma que simula la imagen de una adquisición de cuerpo completo de un roedor pequeño, con regiones de actividad uniforme así como regiones sin actividad. Con este maniquí se puede evaluar la uniformidad, la precisión de la corrección por atenuación, los efectos de volumen parcial y calcular los coeficientes de recuperación.

TABLA I. Valores obtenidos para la fracción de dispersión, máxima tasa de eventos verdaderos y NECR.

Maniquí	Fracción de dispersión	Max. Tasa de eventos verdaderos	Max. NECR	Referencia
Rata	29.83 %	471 kcps a 5.581 mCi	211 kcps a 3.52 mCi	Este trabajo
	22.9 %	449 kcps a 5.79 mCi	201 kcps a 3.30 mCi	(Kim <i>et al.</i> 2007)
	—	—	270 kcps a 4 mCi	(Laforest <i>et al.</i> 2004)
Ratón	14.94 %	1026 kcps a 4.373 mCi	705 kcps a 3.98 mCi	Este trabajo
	11.6 %	1088 kcps a 4.93 mCi	741 kcps a 4.0 mCi	(Kim <i>et al.</i> 2007)
	—	—	780 kcps a 4 mCi	(Laforest <i>et al.</i> 2004)

TABLA II. Valores obtenidos para la uniformidad, coeficientes de recuperación y relación de desbordamiento para el maniquí tipo NEMA NU4 - 2008.

Uniformidad						Este trabajo
(desviación estándar %)	4.77 %					(Bahri <i>et al.</i> 2009)
Coeficientes de recuperación	1 mm	2 mm	3 mm	4 mm	5 mm	Este trabajo (Bahri <i>et al.</i> 2009)
	0.15	0.40	0.73	0.94	0.97	
Relación de desbordamiento	Agua		Aire			Este trabajo (Bahri <i>et al.</i> 2009)
	4.4 %		4.1 %			
	-0.29 %		0.12 %			

El maniquí tiene forma cilíndrica con dimensiones internas de 30 mm de diámetro por 50 mm de largo. El cuerpo es de acrílico y consta de una región cilíndrica rellenable de 30 mm de diámetro por 30 mm de largo. Los 20 mm restantes es material sólido con cinco perforaciones que se encuentran a 7 mm del centro y tienen diámetros de 1, 2, 3, 4 y 5 mm (ver Fig. 2b). La tapa que sella la parte rellenable superior contiene dos regiones cilíndricas (8 mm de diámetro y 15 mm longitud) que se llenan con agua no radiactiva y aire, respectivamente. El maniquí se llenó con una solución de ^{18}F con una actividad total de 3.7 MBq (100 μCi) \pm 5 % y una vez centrado en el campo de visión se adquirieron datos por 20 min. Para la reconstrucción de imagen se utilizó el algoritmo OSEM3D aplicando todas las correcciones con las que cuenta el equipo (tiempo muerto, atenuación, dispersión y decaimiento). Para la corrección por atenuación se hizo un escaneo de transmisión utilizando una fuente de ^{57}Co . Los parámetros que se midieron en este estudio se describen a continuación.

Uniformidad: En la región de actividad uniforme del maniquí se creó un volumen de interés cilíndrico con un diámetro de 22.5 mm y una longitud de 10 mm donde se determinó la concentración de actividad promedio (nCi/cm³), el valor máximo y mínimo dentro del volumen y la desviación estándar porcentual (desviación estándar dividida por el promedio).

Coefficientes de recuperación: Se creó una región de interés alrededor de cada una de las cinco perforaciones del maniquí, localizando el valor máximo de cada región y registrando el valor en ese punto a lo largo de la dirección axial.

Para obtener los coeficientes de recuperación se dividieron los valores obtenidos por la actividad promedio encontrada en la prueba de uniformidad y la desviación estándar se calculó de la siguiente forma:

$$\%STD = 100x \sqrt{\left(\frac{STD_{perf}}{prom_{perf}}\right)^2 + \left(\frac{STD_{unif}}{prom_{unif}}\right)^2}, \quad (3)$$

donde %STD es la desviación estándar porcentual, STD_{perf} y STD_{unif} son la desviación estándar en la región de las perforaciones y en la región uniforme, respectivamente, y $Prom_{perf}$ y $Prom_{unif}$ son el valor promedio de la imagen en la región de las perforaciones y en la región uniforme, respectivamente.

Exactitud de las correcciones: Se definieron dos volúmenes de interés cilíndricos de 4 mm de diámetro por 7.5 mm de largo en las regiones cilíndricas superiores sin actividad (llenas de agua y aire). La relación entre cada una de estas regiones sobre la región de actividad uniforme se conoce como la relación de desbordamiento. La desviación estándar de la relación de desbordamiento se calculó de igual manera que para los coeficientes de recuperación.

4. Resultados y discusión

4.1. Resolución en energía

La resolución en energía para fotones de 511 keV medida para cada uno de los elementos de cristal de los diferentes bloques de detectores del sistema estuvo en un intervalo en-

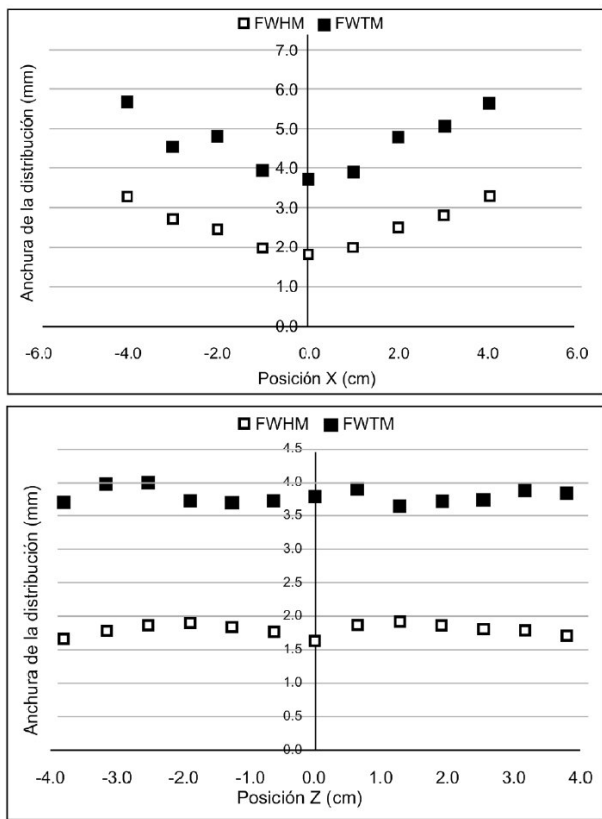


FIGURA 3. Resolución espacial en función de la posición de la fuente en el campo de visión. a) Dirección horizontal (X) y b) Dirección axial (Z).

tre 13.17 % y 34.37 %, con un promedio de 17.41 %. Esta resolución promedio está en buen acuerdo con el valor del 18 % reportada por el fabricante en las especificaciones técnicas del equipo y con el valor de 18.3 % reportada por Kim *et al.* [7].

4.2. Resolución espacial

La resolución espacial obtenida en el centro del campo de visión transaxial para los diferentes radionúclidos fue de 1.68, 1.80 y 1.88 mm para ¹⁸F, ¹¹C y ¹³N, respectivamente (Fig. 3) y ésta se va degradando considerablemente conforme la fuente se aleja del centro del campo de visión. Estos resultados concuerdan con las energías promedio de 0.25, 0.39 y 0.49 MeV de los positrones emitidos por estos radionúclidos, respectivamente. La resolución espacial en el centro del campo de visión reportada por el fabricante en las especificaciones técnicas del equipo es de 1.4 mm. Otros valores reportados en la literatura son de 1.18 mm [7] y 1.75 mm [8]. Las variaciones entre estos valores pueden deberse a los diferentes métodos de medición utilizados. En este trabajo se utilizó una fuente lineal de ¹⁸F (función de respuesta a una línea ‘LSF’) mientras que en trabajos previos [7,8] utilizaron una fuente puntual de ²²Na dentro de un disco de acrílico (función de respuesta a un impulso ‘PSF’), por lo que los

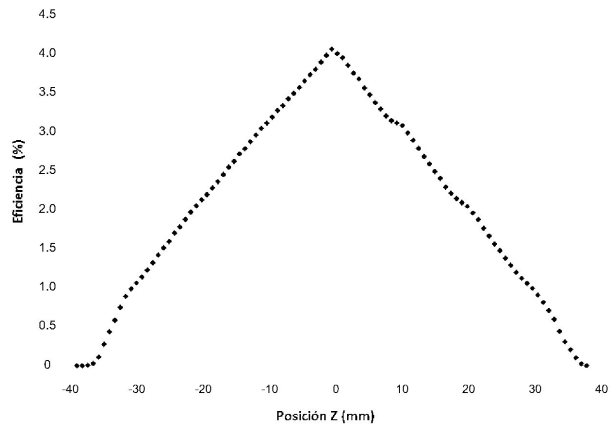


FIGURA 4. Eficiencia de la cámara en función del plano transverso del campo de visión.

resultados no son directamente comparables. Además la energía máxima de los positrones emitidos por ²²Na y ¹⁸F es de 545 y 630 keV, respectivamente, lo que resulta en un mayor alcance de los positrones de ¹⁸F respecto a los emitidos por ²²Na en el mismo material y la misma geometría. Este hecho podría explicar la resolución espacial de 1.18 mm reportada por Kim *et al.* [7]. Sin embargo, Laforest *et al.* [8] utilizó el mismo método de medición obteniendo un resultado muy diferente (1.75 mm) a una distancia de 0.5 mm del centro del campo de visión. De ahí que todos estos valores no sean directamente comparables, pero se encuentran dentro de un rango aceptable.

4.3. Sensibilidad

La eficiencia máxima se obtuvo en el centro del campo de visión y su valor fue de 4.05 % (Fig. 4). Este resultado está en buen acuerdo con los valores reportados en la literatura de 3.8 % [7] y 4.4 % [8] que fueron medidos utilizando los mismos parámetros de adquisición (350-650 keV, 6 ns). El coeficiente de atenuación lineal para aluminio medido en este trabajo fue de 0.223 cm⁻¹ que resulta en una diferencia porcentual de 1.8 % con respecto al valor reportado de 0.227 cm⁻¹ [9].

4.4. Características de conteo

Para el maniquí de rata se realizaron 38 adquisiciones consecutivas (16 de 15 min, 10 de 30 min y 16 de 60 min) con una actividad inicial en el capilar de 287 MBq (7.77 mCi). El valor máximo alcanzado para la tasa de eventos verdaderos fue de 471.0 kcps, correspondiente a una actividad de 206 MBq (5.58 mCi), mientras que el valor máximo para el NECR fue de 210.8 kcps y se alcanzó con una actividad igual a 130 MBq (3.52 mCi) (Fig. 5). La fracción de dispersión encontrada fue de 29.83 %. En el caso del maniquí de ratón se realizaron 34 adquisiciones consecutivas (12 de 15 min, 10 de 30 min y 16 de 60 min) con una actividad inicial de 385 MBq (10.40 mCi). El valor máximo alcanzado para la tasa de eventos verdaderos fue de 1026.4 kcps, correspondiente a una

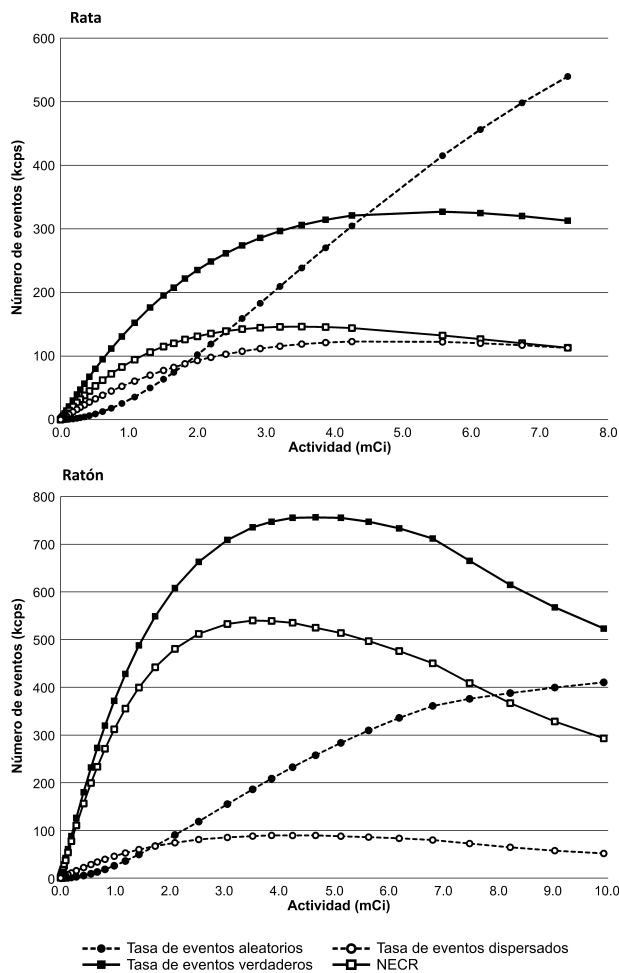


FIGURA 5. Tasa de eventos adquiridos en función de la actividad para el maniquí que simula el cuerpo de una rata (izq) y un ratón (der). Se muestran las contribuciones por eventos verdaderos, aleatorios y dispersados, además del NECR.

actividad de 162 MBq (4.37 mCi), mientras que el valor máximo para el NECR fue de 704.6 kcps y se alcanzó con una actividad igual a 147 MBq (3.98 mCi) (Fig. 5). La fracción de dispersión encontrada fue de 14.94 %. Estos y otros resultados previos se resumen en la Tabla I.

La actividad en la que el NECR alcanza su máximo nos permite adquirir imágenes con hasta 148 MBq (4 mCi) dentro del campo de visión de la cámara sin sufrir una gran degradación de la calidad de imagen debida a eventos dispersados y aleatorios. Sin embargo, esta actividad está muy por encima (entre 3.5 y 8 veces) de la actividad usada en estudios con roedores de aproximadamente 37 MBq (1 mCi) para ratas y de 18.5 MBq (0.5 mCi) para ratones, respectivamente.

4.5. Calidad de imagen

En todos los casos la mejor calidad de imagen se obtuvo utilizando el algoritmo de reconstrucción OSEM3D. La Fig. 6 muestra las imágenes del maniquí Derenzo con los diferentes radionúclidos. El promedio de la anchura a dos tercios del máximo de los perfiles de distribución para las perforaciones de 2 mm de diámetro fueron de 2.47, 2.06 y 1.84 mm para

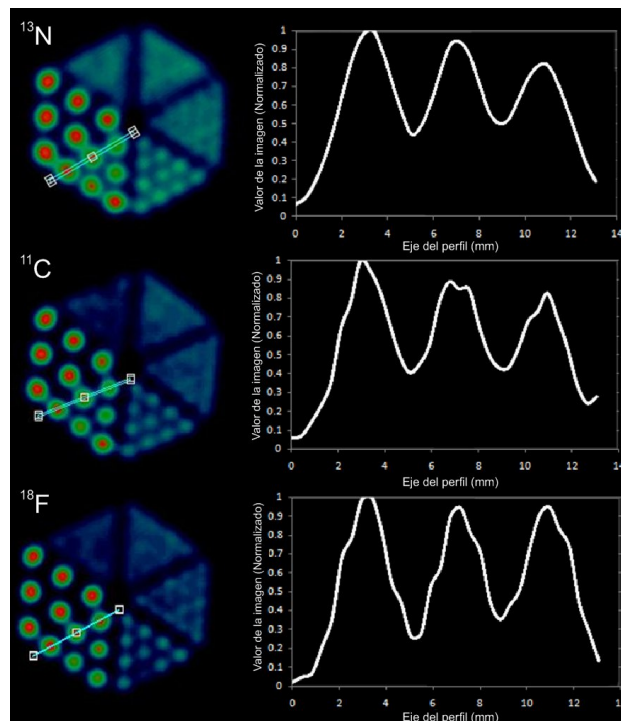


FIGURA 6. Imágenes reconstruidas con el algoritmo OSEM3D del maniquí Derenzo en miniatura para tres diferentes radionúclidos. Se tomaron perfiles en la región de cilindros de 2 mm de diámetro.

los radionúclidos ^{13}N , ^{11}C y ^{18}F , respectivamente. Estos resultados están en proporción directa a la energía de los positrones emitidos por los radionúclidos. Note que la intensidad de los diferentes perfiles disminuye como función de la distancia radial, esto es debido a que las imágenes no están corregidas por atenuación, sin embargo esto no explica por qué es más pronunciado para ^{11}C y ^{13}N . Al aumentar el tiempo de adquisición hasta obtener 1,324 millones de eventos con el maniquí relleno de ^{18}F y utilizando un algoritmo de reconstrucción OSEM3D fue posible identificar las perforaciones de hasta 1.25 mm de diámetro.

En el caso del maniquí tipo NEMA NU4 - 2008 la reconstrucción de la imagen también se realizó con un algoritmo OSEM3D. Los resultados de uniformidad, coeficientes de recuperación y relaciones de desbordamiento determinados en este trabajo, incluyendo valores recientemente reportados en la literatura, se resumen en la Tabla II. Como puede verse de esta tabla, los valores obtenidos en este trabajo son comparables con los obtenidos por Bahri *et al.* [10], a excepción de la relación de desbordamiento donde hay una gran discordancia. Sin embargo, las diferencias en estos valores pueden ser debidas a los diferentes parámetros de reconstrucción de imagen y la corrección por atenuación utilizados en estos trabajos.

5. Conclusiones

En este trabajo se evaluó el desempeño del microPET Focus 120 usando diferentes maniqués y radionúclidos emisores de

positrones. De particular interés fue el uso de un protocolo muy reciente para sistemas PET diseñados para animales pequeños (NEMA NU4 – 2008), del que se han publicado pocos resultados. En general, los resultados obtenidos están en buen acuerdo con publicaciones previas. A diferencia de trabajos previos que basan sus estudios con ^{18}F , en el presente trabajo se evaluó la calidad de imagen y resolución espacial para los 3 radionúclidos más utilizados en PET, mostrando una clara dependencia de los parámetros estudiados con la energía de emisión de los positrones. Cada una de las propiedades aquí evaluadas para el equipo microPET Focus 120 mejoran o igualan los valores obtenidos para los modelos anteriores de este equipo como el microPET R4 y Focus 220. En especial la alta eficiencia del Focus 120 permite realizar estudios con tiempos de adquisición relativamente cortos con una resolución espacial que permite una mejor definición de la región de interés en las imágenes obtenidas. Además, el

equipo cuenta con parámetros de adquisición y reconstrucción de imagen ajustables y numerosas correcciones que nos permiten obtener imágenes de la más alta calidad y resolución utilizando los parámetros adecuados dependiendo de la información requerida en cada estudio.

Agradecimientos

Al grupo del proyecto SIBI del Instituto de Física de la UNAM por proporcionar los maniqués necesarios para todas las mediciones, al Dr. Héctor Alva Sánchez, a los proyectos CONACYT 82714 y 121652, al M. en C. Adolfo Zárate, Fís. Armando Flores, Dr. Efraín Zamora y I.B.I. Juan C. Manrique de la Unidad PET/CT-Ciclotrón.

-
1. M. Rodríguez Villafuerte y M.A. Ávila Rodríguez, *Revista Ciencia de la Academia Mexicana de Ciencias* **53** (2002) 28.
 2. C. Knoess *et al.*, *Eur J Nucl Med Mol Imaging* **30** (2003) 737.
 3. National Electrical Manufacturers Association. NEMA Standards Publication NU4-2008. *Performance Measurements of Small Animal Positron Emission Tomographs* (Rosslyn, VA: National Electrical Manufacturers Association, 2008).
 4. Y-C. Tai *et al.*, *J Nucl Med* **46** (2005) 455.
 5. D.L. Bailey, T. Jones y T.J. Spinks, *Eur J Nucl Med* **18** (1991) 374.
 6. M. Hudson y R. Larkin, *IEEE Trans. Med. Imag.* **13** (1994) 601.
 7. J.S. Kim *et al.*, *J Nucl Med* **48** (2007) 1527.
 8. R. Laforest, D. Longford, S. Siegel, D.F. Newport and J. Yap, *IEEE Transactions on Nuclear Science* **54** (2007) 42.
 9. F.H. Attix, *Introduction to radiological physics and radiation dosimetry* (John Wiley & Sons, Inc. U.S.A., 1986).
 10. M.A. Bahri, A. Plenevaux, G. Warnock, A. Luxen y A. Seret, *J Nucl Med* **50** (2009) 1730.