


Evaluación del desempeño del sistema Philips *Ingenuity* TF128 PET/CT empleando la NEMA NU2-2012: Primera experiencia en Cuba.

 Daniel Alejandro Izquierdo Díaz¹,  Mayka Caridad Guerrero Cancio¹,  Consuelo Varela Corona²,  Héctor Julio González Correa³

¹ Centro Especializado en Diagnóstico y Terapia (CEDT), La Habana, Cuba

² Centro para el Control Estatal de Medicamentos, Equipos y Dispositivos Médicos (CECMED), La Habana, Cuba

³ Centro Nacional de Electromedicina, La Habana, Cuba

dizquierdo@cimeq.sld.cu

Resumen

El objetivo de este estudio fue evaluar el desempeño del nuevo sistema PET/CT modelo *Ingenuity* TF instalado en el CEDT-CIMEQ, basado en la implementación de los más recientes estándares internacionales. Se realizaron las pruebas siguiendo la NEMA NU2-2012 y las indicaciones del fabricante. Las pruebas efectuadas fueron: resolución energética; resolución temporal; resolución espacial; sensibilidad; fracción de dispersión, pérdida de conteos y coincidencias aleatorias; error relativo de la tasa de conteos y calidad de imagen. Las resoluciones energéticas y temporales estimadas fueron 55,3 keV y 529 ps respectivamente. Los resultados mostraron una resolución espacial promedio de 5,17 mm y una sensibilidad absoluta promedio de 8,26 cps/kBq. El pico máximo NECR fue 119,09 kcps a 20,65 kBq/mL, mientras que el máximo de las tasas de conteos verdaderos fue de 361,43 kcps a una concentración de 31,78 kBq/mL. La fracción de dispersión en el pico NECR fue del 35,2% y el error relativo de la exactitud de las correcciones tuvo un valor máximo del 9%. En las imágenes obtenidas en la prueba de calidad de imagen se observaron todas las esferas y no se encontraron artefactos. El sistema PET/CT *Ingenuity* TF instalado en el CEDT-CIMEQ mostró un desempeño físico similar o superior a otros equipos de última generación para todos los parámetros determinados con la NEMA NU2-2012.

Palabras clave: tasa de cuenta; cilindros; forma; resolución en energía; evaluación; imágenes; ruido; pacientes; funcionamiento; tomografía computerizada con positrón, sensibilidad; normas; método del tiempo de vuelo

Performance evaluation of the *Ingenuity* TF128 PET/CT system installed using NEMA NU2-2012: First experience in Cuba.

Abstract

The aim of this study was to evaluate the performance of the new *Ingenuity* TF model PET / CT system installed at CEDT-CIMEQ, based on the implementation of latest international standards. Measurements were made following NEMA NU2-2012 and manufacturer's indications. The tests carried out were: energy resolution; timing resolution; spatial resolution; sensitivity; scatter fraction, counts loss, and random measurements; relative count rate error and image quality. The estimated energy and timing resolutions were 55,3 keV and 529 ps respectively. The results showed an average spatial resolution of 5.17 mm and an average absolute sensitivity of 8,26 cps / kBq. The maximum NECR peak was 119,09 kcps at 20,65 kBq / mL, while the maximum of the true count rates was 361,43 kcps at the concentration of 31,78 kBq / mL. Scatter fraction at NECR peak was 35,2% and relative error of accuracy of corrections had a maximum value of 9%. In the images obtained in the image quality test, all spheres were observed and no artifacts were found. The PET / CT *Ingenuity* TF System installed at CEDT-CIMEQ shows physical performance similar or higher to other last generation scanners for all the parameters determined with the NEMA NU2-2012.

Key words: counting rates; cylinders; shape; energy resolution; evaluation; images; noise; patients; performance; positron computed tomography; sensitivity; standards; time-of-flight method.

Introducción

Desde el año 2011 comenzó el proyecto de “Introducción de tecnologías para el Diagnóstico y el Tratamiento del cáncer en Cuba”, liderado por el Centro de Investigaciones Médico Quirúrgicas (CIMEQ), en el marco del cual comienzan los esfuerzos para la inserción de la Tomografía por emisión de positrones (PET, por sus siglas en inglés) en varios servicios médicos de la capital. En el año 2018 quedaron instalados tres sistemas multimodales PET/CT de la compañía Philips; uno Gemini TF64 (Instituto Nacional de Oncología y Radiobiología (INOR), 2015) y dos Ingenuity TF128 (CIMEQ, 2017 y Hospital Clínico Quirúrgico “Hermanos Ameijeiras”, 2018) [1].

El escáner Philips *Ingenuity* TF128 PET/CT es un sistema multimodal de última generación (2017) formado por una componente PET con tecnología de Tiempo de Vuelo (TOF; por sus siglas en inglés) y una de Tomografía Computada (TAC) de 64 cortes físicos y capacidad para reconstruir 128 cortes de forma virtual. Este modelo es una actualización del primer *Ingenuity* TF con un rediseño en las componentes electrónicas con el objetivo de disminuir las exposiciones a los pacientes y pertenece a la generación más avanzada de sistemas PET no digitales. Estas características lo convierten en un equipo rápido de alta sensibilidad con buena capacidad de detección en un amplio intervalo de tasas de conteos [2].

El desempeño de los sistemas PET/CT se evalúa siguiendo estándares internacionales como las normas de la Asociación Nacional de Fabricantes de Dispositivos Eléctricos (NEMA; por sus siglas en inglés), que son las más difundidas. La versión más reciente de los estándares internacionales NEMA referidos a estos equipos, la NEMA NU2-2012 (NU12) [3], ha sido poco abordada en la literatura, y en nuestro país no habían sido empleados con anterioridad. Se encontró solo una referencia en la literatura de evaluación del desempeño del nuevo modelo *Ingenuity* TF empleando las NU12 en Zorz, et. al. [2].

El objetivo principal de este estudio fue evaluar el desempeño del sistema PET/CT *Ingenuity* TF128 instalado en el CEDT-CIMEQ en La Habana, primero de su tipo en Cuba, empleando la nueva norma NU2-2012, para la caracterización paramétrica del equipo, creando su primer juego de valores de referencia.

Materiales y métodos

1. Componente TEP del sistema Philips *Ingenuity* TF128 PET/CT

La componente PET del sistema Philips *Ingenuity* TF128 PET/CT contiene 28 336 cristales centellantes de ortosilicato de lutecio dopado con Itrio (LYSO) de 4x4x22 mm³ agrupados en 28 módulos de 23 x 44 elementos cada uno, que forman un total de 44 anillos detectores de 90 cm de diámetro. Los módulos de detectores están unidos a 420 tubos fotomultiplicadores hexagonales con un diseño PIXELAR y una guía de luz

continua. El túnel del tomógrafo tiene un diámetro de 70 cm con un campo de visión (FOV: por sus siglas en inglés) transversal y axial de 67,6 cm y 18 cm respectivamente. La electrónica del sistema posee una ventana de coincidencia de 3,8 ns para el FOV estándar (en contraste con el modelo *Ingenuity* anterior que posee una de 4,5 ns) y una ventana energética de 440-665 keV. La detección se realiza por diferencia de TOF y los datos son adquiridos exclusivamente en modo lista 3D [4].

En cuanto a las características tomográficas, poseen un método de reconstrucción por TOF basado en un algoritmo matemático de reconstrucción iterativa que propicia una mejor relación contraste/ruido y una resolución espacial más uniforme. El equipo cuenta con la opción de efectuar un algoritmo iterativo Richardson-Lucy de recuperación de la resolución empleando la función de dispersión puntual (PSF) característica del sistema de detección [5]. En general este sistema PET/CT *Ingenuity* TF posee una rápida velocidad de reconstrucción debido a un potente sistema de procesamiento Intel, un software optimizado y metodologías avanzadas de programación.

2. Evaluación del desempeño de la componente PET del Sistema Philips *Ingenuity* TF128 PET/CT

Las mediciones se desarrollaron en dos días para lo cual se importó ¹⁸F. Las pruebas de desempeño efectuadas fueron: resolución energética; resolución temporal; resolución espacial transversal; resolución espacial axial; sensibilidad; pérdida de conteos y coincidencias aleatorias; error relativo de la tasa de conteos y calidad de imagen. Para la realización de dichas pruebas se tuvieron en cuenta los criterios de medida y los límites de aceptación propuestos por la NU12; así como la metodología del fabricante; a excepción de las mediciones de la resolución espacial, donde éste introdujo una variación relativa a la posición de la fuente respecto al eje del equipo [6], la cual fue evaluada en este estudio.

La NU12 introduce novedades respecto a sus versiones anteriores encaminadas a hacer las pruebas más fáciles de ejecutar, más reproducibles, más rápidas y más útiles en aplicaciones clínicas [3]. Se empleó todo el conjunto de maniquíes NEMA y fuentes de calibración necesarias para cada prueba. Se efectuaron las correcciones, calibraciones y chequeo previos pertinentes.

Se compararon los resultados de las mediciones del funcionamiento del sistema PET/CT modelo *Ingenuity* TF, instalado en el CEDT-CIMEQ empleando la NU12, con los obtenidos por Kolthammer, et. al. empleando la NEMA NU2-2007 para la versión anterior del mismo modelo [5]. Estas comparaciones son posibles ya que no existen diferencias notables en cuanto a los valores obtenidos entre la nueva NU12 respecto a las versiones anteriores.

Con el fin de evaluar las ventajas de este nuevo modelo PET/CT *Ingenuity* TF con respecto a otros

instalados en Cuba, se compararon los resultados de esta investigación con los obtenidos por González González, et. al. para su predecesor el modelo PET/CT *Gemini* TF que se encuentra instalado y en servicio desde el 2015 y es de una generación anterior [7].

3. Resolución energética y temporal

Las mediciones de estos parámetros no son incluidas en las normas NEMA para estos sistemas. Las resoluciones energética y temporal se midieron empleando una fuente puntual de ^{22}Na de 3,4 MBq fijada en un soporte específico proporcionado por el fabricante. La fuente se centró en el FOV. La adquisición y análisis de los datos se realizó utilizando el software del equipo.

4. Resolución espacial

Esta medición de la resolución espacial radial, transversal y axial se basó en la prueba de Resolución Espacial de la NU12 [3]. Se preparó una fuente puntual (capilar de cristal de no más de 1 mm de diámetro) de 1,8 a 3,7 MBq de ^{18}F , la cual fue suspendida en aire empleando el soporte NEMA para esta medición. Para la medición de la resolución transversal el capilar con la fuente se colocó paralelo al eje axial del PET, tal como exige la NU12, sobre un soporte, en diez configuraciones de posiciones distintas. En el plano transversal la fuente se posicionó a 1 cm, 10 cm y 20 cm respecto al centro del FOV. Estas mediciones se efectuaron para dos posiciones axiales distintas: centro del FOV axial y a tres octavos del FOV axial [3].

Para la medición de la resolución espacial axial se empleó la misma configuración con excepción de una variación propuesta por el fabricante: el capilar se fijó al soporte utilizando un aditamento adicional, que posibilita el posicionamiento de la fuente ortogonal al eje axial del equipo, contrario a lo que se especifica en la NU12, en donde la fuente debe colocarse paralela al eje axial para todas las mediciones.

Todos los datos se reconstruyeron siguiendo las indicaciones del fabricante y para cada posición se analizaron los perfiles 1D en cada una de las tres direcciones ortogonales (axial, transversal radial y transversal tangencial). Se determinaron los anchos a la mitad y a un décimo de la altura (FWHM y FWTM respectivamente: por sus siglas en inglés) para cada posición y se promediaron para las dos locaciones axiales [3].

5. Sensibilidad

Esta medición se basó en la prueba de sensibilidad de la NU12 [3]. Se utilizó el maniquí de sensibilidad formado por cinco varillas huecas de aluminio de 700 mm de largo y 1,25 mm de espesor y con diferentes diámetros. Se preparó una fuente lineal rellenando 700 mm \pm 20 mm de un tubo de plástico (800 mm de largo y 1 mm de diámetro interno) con una actividad de 7,10 MBq de ^{18}F . Se adicionó y mezcló agua a la fuente hasta rellenar los 700 mm de los 800 mm de largo. La parte con la actividad se introdujo dentro del maniquí quedando cubierta completamente por las cinco varillas [3].

El sistema formado por maniquí, fuente y soporte fue centrado en el FOV usando los láseres y el software.

Seguendo las indicaciones del fabricante para el software del equipo, se realizaron las adquisiciones: con las cinco varillas alrededor de la fuente, luego se quitó la más externa y se midió, y así sucesivamente hasta que quedó la más pequeña, para extrapolar los resultados a condiciones libres de dispersión. Se repitieron las mediciones con el sistema desplazado 10 cm verticalmente [3]. Se utilizó el software del equipo para analizar los datos. Las sensibilidades en el centro y a 10 cm del FOV fueron determinadas.

6. Fracción de dispersión (SF: por sus siglas en inglés), pérdida de conteos y medición de coincidencias aleatorias

Esta medición se basó en la prueba de Fracción de Dispersión, Pérdida de Conteos y Coincidencias Aleatorias de la NU12 [3]. Se utilizó un maniquí de dispersión consistente en un cilindro macizo de plástico (polietileno: $\rho = 0,96 \pm 0,01 \frac{\text{g}}{\text{cm}^3}$) de 700 mm de largo, con una cavidad cilíndrica descentrada paralela al eje axial. El maniquí se colocó en la camilla del paciente y se centró en el FOV (en las tres direcciones) utilizando los láseres como guía. Se preparó una fuente lineal rellenando 70 cm \pm 2 cm de un tubo de 80 cm de largo y 3,2 mm de diámetro interno, con una actividad de 780,7 MBq (21,1 mCi) de ^{18}F .

Se insertó la fuente en el maniquí y se realizó la adquisición. Se efectuó paralelamente una adquisición con el CT para realizar la corrección de atenuación. Se utilizó el software del fabricante para adquirir y analizar los datos. Se estimaron las coincidencias aleatorias por el método de la ventana retardada.

El parámetro empleado para caracterizar el funcionamiento de las tasas de conteos del PET es la tasa de conteos equivalente al ruido (NECR: por sus siglas en inglés). La NECR es definida como la tasa de conteos equivalente, que provoca los mismos niveles de ruido estadísticos que la tasa de conteos observadas, luego de corregidas las coincidencias aleatorias y de dispersión [8].

Se conformaron las curvas de todos los tipos de conteos en función de la concentración de actividad (NECR, aleatorios, dispersados, verdaderos). Se determinaron las SF, los picos de la curva NECR y el de coincidencias verdaderas.

7. Exactitud de las correcciones de pérdidas de conteos y coincidencias aleatorias

Esta medición se basó en la prueba de Exactitud: Corrección de las Pérdidas de Conteos y Coincidencias Aleatorias, de la NU12 [3]. Se utilizaron los datos obtenidos en la prueba de SF, pérdida de conteos y medición de coincidencias aleatorias. Se realizaron las correcciones de las pérdidas por tiempo muerto y coincidencias aleatorias de los datos crudos de esa prueba. Luego se reconstruyeron los datos utilizando parámetros comunes de la práctica clínica. Los valores de los errores relativos de la tasa de conteos fueron de-

terminados con ayuda del software del equipo. El valor absoluto del máximo error relativo en el pico NECR se determinó y el resultado se comparó con el criterio de aceptación del fabricante y valores de la literatura.

8. Calidad de Imagen

Esta medición se basó en la prueba de Calidad de Imagen, Exactitud de la Correcciones de Atenuación y de Coincidencias por Dispersión de la NU12 [3]. Se empleó el maniquí de calidad de imagen consistente en una estructura rellenable, que simula un torso humano con una atenuación no uniforme, que dentro posee seis esferas pequeñas huecas rellenas de 10 mm, 13 mm, 17 mm, 22 mm, 28 mm y 37 mm de diámetro respectivamente, de no más de 1 mm de espesor; y un cilindro de 5 cm de diámetro externo relleno con un material de baja densidad, que simula el tejido de los pulmones $\rho = 0,3 \pm 0,1 \frac{g}{cm^3}$, insertado axialmente en el centro del maniquí. Se relleno el maniquí con una proporción 4:1 de concentración de actividad en las esferas respecto al fondo (parte hueca rellenable del maniquí). Para esto se llenó un cuarto del volumen del maniquí con agua y se le agregó la solución de ¹⁸F con una actividad ~86,2 MBq (2,3 mCi). Con esa mezcla se llenaron las cuatro esferas más pequeñas (simulando lesiones hipercaptantes) y luego las grandes se llenaron de agua (simulando lesiones hipocaptantes). El maniquí de calidad de imagen fue colocado en la camilla siguiendo las indicaciones de la NU12 y justo detrás de este fue colocado un maniquí de dispersión. Al maniquí de dispersión se le insertó una fuente lineal de 30 cm de largo con una actividad ~148 MBq (4 mCi). Se realizó la adquisición del PET centrada en el plano de las esferas y se realizó la adquisición CT hasta obtener una corrección de atenuación apropiada. Se analizaron los datos obtenidos con el software del equipo siguiendo las indicaciones del fabricante, y se obtuvieron imágenes de dos vistas diferentes del maniquí de cuerpo. Se realizó una inspección visual de las imágenes adquiridas en busca de artefactos y otras degradaciones de la calidad de la imagen.

Resultados

1. Resolución energética y temporal

Los valores de los FWHM para las resoluciones energética y temporal, determinadas con la fuente puntual de ²²Na, fueron 55,3 keV y 529 ps respectivamente.

2. Resolución espacial

Los valores de las resoluciones espaciales se muestran en la tabla 1. Se reportan los resultados obtenidos por el fabricante previo a la venta del equipo (25.05.2017) con el cual se compararon los obtenidos durante este estudio. También se incluyen los criterios de aceptación establecidos por el fabricante.

3. Sensibilidad

Los valores obtenidos de sensibilidad centrada (0 cm) y a 10 cm del centro del FOV fueron 8 404 cps/MBq y 8 126 cps/MBq respectivamente. En la figura 1, se muestra el perfil obtenido de sensibilidad por corte.

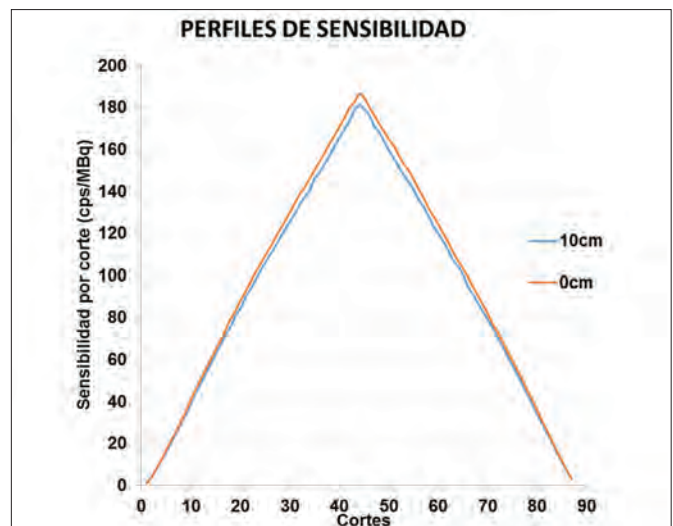


Figura 1. Perfiles axiales de sensibilidad por corte para las mediciones en el centro del FOV y desplazada a 10cm.

4. Fracción de dispersión (SF), pérdida de conteos y medición de coincidencias aleatorias

En la figura 2, se muestran las curvas obtenidas en las mediciones (NECR, aleatorios, dispersados, verdaderos) hasta el pico máximo de las tasas de conteos

Tabla 1. Valores obtenidos de resolución espacial transversal, radial y axial para diferentes posiciones respecto al centro del FOV transversal (promediados para dos posiciones axiales distintas) para la componente PET del sistema TEP-TAC Ingenuity TF

Prueba 17-19.01.2018	Fabricante 25.05.17 (FWHM) [mm]	Resultados 17.01.2018 (FWHM) [mm]	Criterio de aceptación	Evaluación
Transversal 1 cm	4,80	4,90	< 5,10	Cumple
Transversal Radial 10 cm	5,13	5,12	< 5,5	Cumple
Transversal Tangencial 10 cm	4,97	5,06	< 5,5	Cumple
Transversal Tangencial 20 cm	5,39	5,64	< 7,2	Cumple
Transversal Radial 20 cm	6,11	5,95	< 7,2	Cumple
Axial 1 cm	4,67	4,84	< 4,9	Cumple
Axial 10 cm	4,80	4,98	< 5,5	Cumple
Axial 20 cm	5,07	5,17	< 7,2	Cumple

verdaderas que es cuando empiezan a influir las pérdidas por tiempo muerto. El valor de la tasa de conteos en el pico máximo NECR fue de 119,09 kcps y se alcanzó a una concentración de actividad de 20,65 kBq/mL. El valor del pico máximo de la curva de tasas de conteos verdaderos fue de 361,43 kcps y se alcanzó a una concentración de actividad de 31,78 kBq/mL. La SF fue de 35,2% en el pico NECR y estuvo en un intervalo entre 29,02% y 38,85%, que va desde bajas concentraciones de actividad hasta altas concentraciones donde las pérdidas por tiempo muerto comienzan.

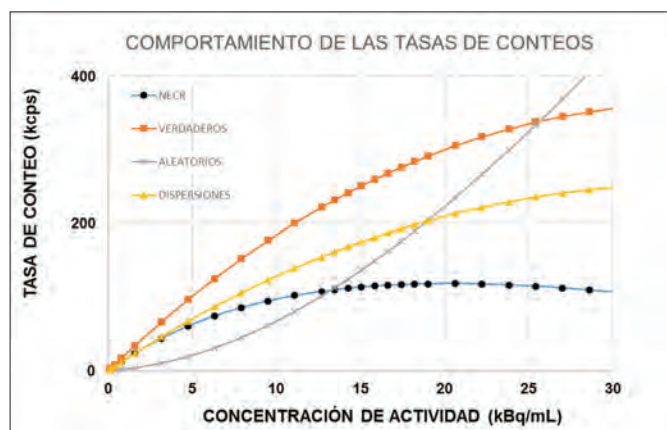


Figura 2. Curvas de las tasas de conteos NECR, verdaderos, aleatorios y de dispersiones.

5. Exactitud de las correcciones de pérdidas de conteos y coincidencias aleatorias

La exactitud de las correcciones por tiempo muerto y coincidencias aleatorias mostraron un error relativo máximo de 9,03% en el pico NECR.

6. Calidad de Imagen

Se obtuvieron cortes transversales y coronales de las imágenes reconstruidas. Se realizó un análisis cualitativo de la calidad de las imágenes.

Discusión

Los resultados obtenidos en este estudio cumplieron con los requerimientos de desempeño del fabricante y del Centro para el Control de Medicamentos, Equipos y Dispositivos Médicos (CECMED). Además, estuvieron en concordancia con las características reportadas en la literatura para otros equipos con igual geometría, tipo de cristal centelleante (LYSO), reconstrucción por TOF y dimensiones de los detectores [9].

Los valores de resolución energética y temporal (55,3 keV y 529 ps) fueron similares a los reportados por Kolthammer, et. al. (56,8keV y 502 ps) lo cual fue un resultado esperado debido a que las actualizaciones presentes en nuestro modelo no afectan estos valores, que dependen de las características físicas de los detectores, las cuales son las mismas. Lo mismo ocurre con la resolución espacial.

Las resoluciones espaciales fueron bajas, característica que favorece la reducción de los efectos de volumen parcial y la detección de lesiones pequeñas [8].

Los valores de FWHM obtenidos son similares entre sí, siendo la mayor diferencia de ~1 mm. Al mover la fuente desde el centro a 20 cm, la resolución transversal se degrada ~0,9 mm; mientras que la axial se degrada ~0,3 mm. En general, el valor promedio de FWHM por cada posición (FWHM 1cm: 4,9 mm; FWHM 20cm: 5,6 mm) se degrada ~0,7 mm al trasladar la fuente desde 1cm hasta 20cm. De esta forma se comprobó que la resolución espacial se comportó con relativa uniformidad en el FOV, lo cual es una característica importante en la cuantificación de lesiones, pues se garantiza que sea independiente de su localización en el cuerpo.

En la prueba de resolución espacial para la medición de la resolución axial, se evaluó el cambio introducido por el fabricante a las indicaciones de la NU12. El cambio fue relativo a la colocación de la fuente, que contrario a las exigencias de la NU2-2012, se coloca en dirección ortogonal al eje axial del TEP empleando un aditamento facilitado por el fabricante. Según Erdi, et. al. [10], la resolución axial medida ortogonal al eje axial es mejor (muestra valores de FWHM menores) que la resolución axial medida paralela al eje axial; ya que la aniquilación positrónica no está confinada solo a la región del fluido de ^{18}F , sino que también puede ocurrir en el cristal del capilar que lo contiene, lo que tiende a provocar que la imagen se prolongue en la dirección del tubo capilar y se degrade su forma puntual.

En la tabla 2, se comparan los valores de resolución espacial axial obtenidos con el cambio introducido por el fabricante (PA y del fabricante (25.05.2017)), con los publicados para el mismo sistema *Ingenuity* TF que se ajustan estrictamente a las normas NEMA (Kolthammer, et. al. (2014)).

Tabla 2. Valores de resolución espacial axial determinados con la modificación propuesta por el fabricante (Resultados y mediciones del fabricante) y con la NEMA (Kolthammer et. al., 2014) para el sistema TEP-TAC *Ingenuity* TF

Resolución espacial axial	Resultados	Fabricante 25.05.17	Kolthammer et. al.(2014)
1 cm (mm)	4,84	4,67	4,7
10 cm (mm)	4,98	4,8	5,23
Degradación (mm)	0,14	0,13	0,53

Los FWHM axiales para 10 cm fueron menores para el protocolo seguido (PA y fabricante), con diferencias entre 0,2-0,5 mm. Al trasladar la fuente del centro a 10 cm se obtuvo que la degradación de resolución axial fue aproximadamente cinco veces mayor para los resultados de Kolthammer, et. al. En las mediciones efectuadas la resolución axial se degradó menos (0,1 mm) que la transversal (0,2 mm), lo cual contrasta con lo reportado por Kolthammer, et. al., donde la resolución axial se degradó más que la transversal. Esta diferencia podría explicarse como efecto de esta modificación introducida por el fabricante lo cual reafirma lo planteado por Erdi, et. al., acerca de las ventajas de este tipo de medición.

De acuerdo con los resultados, la medición de la resolución espacial axial con la fuente colocada ortogonal

al eje axial brinda mejores resultados para posiciones fuera del centro del FOV; a medida que nos alejamos del FOV se degrada menos comparada con mediciones donde la fuente es colocada paralela al eje axial.

Entre los perfiles de sensibilidad axial medidos en el centro y a 10 cm no se evidencian diferencias notables (figura. 1). Los perfiles poseen la forma triangular característica de los equipos con una geometría de detección 3D y sin restricción angular axial, con un máximo en el centro de ~180cps/MBq, para las dos posiciones de medición. El sistema presentó una respuesta relativamente uniforme a la actividad en distintas profundidades (0 y 10 cm). Este desempeño es útil en aplicaciones clínicas. Los elevados valores de sensibilidad permiten que la respuesta del PET sea alta incluso a bajas actividades que son las que generalmente se administran en la práctica clínica.

Al comparar las sensibilidades calculadas (0 cm: 8,4 cps/kBq; 10 cm: 8,13 cps/kBq) con las obtenidas por Kolthammer et. al. (0 cm: 7,39 cps/kBq; 10 cm: 7,28 cps/kBq) se evidencia que son mayores la del modelo efectuado en este caso. Esto demuestra que la reducción de la ventana de coincidencia temporal (3,8 ns) no provoca una disminución de la sensibilidad del sistema a los eventos verdaderos.

El pico de coincidencias verdaderas se alcanzó a una concentración de actividad (31,8 kBq/mL) mayor que la del pico NECR (20,65 kBq/mL), lo cual es una característica útil en la práctica clínica que posibilita tolerar actividades alrededor del pico NECR sin pérdidas de conteos por tiempo muerto. La SF se degradó aproximadamente un 10% en todo el intervalo de actividades lo cual indica que varía poco con la actividad.

Los valores de SF y pico NECR se obtuvieron con el maniquí de dispersión que representa a un paciente delgado. Para pacientes promedios y obesos debe esperarse un aumento de la SF y una caída del pico NECR debido al incremento de la atenuación y de las coincidencias por dispersión y aleatorias. No obstante, la concentración de actividad del pico NECR en el sistema estudiado (22 kBq/mL) es cuatro veces superior a la concentración promedio en condiciones clínicas (~5 kBq/mL), por lo que lo anterior no deber resultar problemático.

Se demostró una adecuada exactitud de las correcciones por tiempo muerto y coincidencias aleatorias (error relativo máximo de 9% en el pico NECR).

En la prueba de calidad de imagen todas las esferas del maniquí se hicieron visibles en la imagen reconstruida y en el fondo no se observó ningún artefacto.

Finalmente, los resultados de las mediciones obtenidos se compararon con los resultados de González-González [7] y Surti, et. al. [11] para el TEP-TAC *Gemini* TF, generación anterior al *Ingenuity* TF (Primer sistema PET híbrido instalado en Cuba en el INOR, 2015).

En la tabla 3, se compararon los valores entre los dos sistemas PET.

Tabla 3. Comparación de las mediciones entre el sistema PET/CT *Ingenuity*TF (Resultados) y el PET/CT *Gemini* TF (González-González et. al. (2015) y Surti, et. al. 2014).

Prueba	Resultados	González-González et. al. (2015)	Surti et. al. (2007)	
Resolución energética (fwhm) (kev)	55,3	61,5	58,8	
Resolución temporal (fwhm) (ps)	529	516	585	
Resolución espacial (fwhm)	Transversal 1 cm (mm)	4,90	4,58	4,8
	Radial 10 cm (mm)	5,12	5,04	5,2
	Tangencial 10 cm (mm)	5,06	4,95	5,2
	Axial 1 cm (mm)	4,84	4,70	4,8
	Axial 10 cm (mm)	4,98	5,33	4,8
Sensibilidad	Centro (cps/mbq)	8 404	7 592	6 600
	10 cm (cps/mbq)	8 126	7 945	6 600
Sf, pérdidas de conteos y medición de coincidencias aleatorias	Sf (%)	28,9	29,7	27
	Pico necr (kps)	119,09	102,9	125
	Ubicación pico necr (kbq/ml)	20,65	17,6	17,4
	Pico coincidencias verdaderas (kps)	361	240,6	274

Dado que ambos equipos en su sistema de detección están compuestos por cristales centellantes de LYSO y la geometría y dimensiones del sistema de detección son las mismas, se obtuvieron similitudes entre los valores físicos relacionados con la detectabilidad como la resolución espacial, la temporal y la energética. Se comprobaron diferencias evidentes en la sensibilidad, el pico de coincidencias verdaderas y las actividades a la que se alcanza. Esto demuestra que las modificaciones de diseño a la electrónica del sistema PET/CT *Ingenuity* TF instalado en el CEDT-CIMEQ posibilitan una mejor respuesta la actividad y un mejor comportamiento a altas tasas de conteos respecto al *Gemini* TF; características que permiten diagnosticar adecuadamente en condiciones clínicas donde las actividades sean bajas y operar en un intervalo más amplio de concentraciones de actividades alrededor del pico NECR, sin pérdida de conteos por tiempo muerto.

Conclusiones

El sistema multimodal Philips *Ingenuity* TF128 PET/CT, de nueva generación, instalado en el CEDT-CIMEQ muestra un desempeño físico similar a otros equipos de última generación para todos los parámetros determinados con la nueva NEMA NU2-2012. Este equipo cuenta con una electrónica rápida y estable, que opera tanto a elevadas como bajas tasas de conteos, lo que, unido a una alta capacidad de procesamiento y optimización de las dosis, por lo que es un equipo robusto y preciso para el diagnóstico temprano del cáncer y otras

enfermedades, la detección de lesiones pequeñas, evaluación y seguimiento de tratamientos oncológicos, así como para la planificación de tratamientos especializados de Radioterapia. Comparado con la generación anterior instalada en Cuba en el INOR (*Gemini* TF) el *Ingenuity* TF evidencia un comportamiento similar o mejor.

Referencias bibliográficas

- [1]. GUERRERO CANCIO MC, ROMERO PÉREZ T de la C. Introducción de tecnologías para el diagnóstico y el tratamiento del cáncer en Cuba. *Nucleus*. 2016; (60): 8-12.
- [2]. ZORZ A, MATHEOUD R, RICETTA E, BAICHO S, et. al. Performance evaluation of a new time of flight PET/CT scanner: results of a multicenter study. *Physic Med*. 2019; 68: 146-154.
- [3]. NEMA Standards Publication NU2-2012. Performance Measurement of Positron Emission Tomographs. Rosselyn VA: National Electrical Manufacturers Association, 2013.
- [4]. Philips Medical Systems (Cleveland), Inc. *Ingenuity* TF PET/CT User's Manuals. Technical Manual. 459801099841 Rev.B Koninklijke: Philips N.V., 2016.
- [5]. KOLTHAMMER, JA, SU KH, GROVER A, NARAYANAN M, JORDAN DW Y MUZIC RF. Performance evaluation of the *Ingenuity* TF PET/CT scanner with a focus on high count-rate conditions. *Phys. Med. Biol*. 2014; 59(14):3843-3859.
- [6]. Philips Medical Systems (Cleveland), Inc. *Ingenuity* TF PET/CT Performance Testing. Technical Manual. 459801099841 Rev.B. Koninklijke: Philips N.V., 2016
- [7]. GONZÁLEZ-GONZÁLEZ JJ, CALDERÓN-MARÍN CF, VARELA-CORONA C, MACHADO-TEJEDA A, GOZÁLEZ-CORREA HJ. Características de desempeño de la componente PET del tomógrafo PET/CT *Gemini* TF 64 instalado en el Instituto Nacional de Oncología y Radiobiología. *Conf. IPET 2015*. Viena, Austria.
- [8]. CHERRY SR, SORENSON JA, PHELPS ME. *Physics in Nuclear Medicine*. 4. ed., Filadelfia: Elsevier, 2012. 492 pp.
- [9]. SLOMKA PJ, PAN T, GERMANO G. Recent advances and future progress in PET instrumentation. *Semin Nucl Med* 2016;46(1):5-19. <https://doi.org/10.1053/j.semnuclmed.2015.09.006>.
- [10]. ERDI, Y. E., S. A. NEHMEH, T. MULNIX, J. L. HUMM, Y CH. C. WATSON. PET Performance Measurements for an LSO-Based Combined PET/CT Scanner Using the National Electrical Manufacturers Association. *J. Nucl. Med*. 2004. 45(5): 813-821.
- [11]. SURTI S, KUHN A, WERNER ME, et. al. Performance of Philips *Gemini* TF PET/CT scanner with special consideration for its time-of-flight imaging capabilities. *J. Nucl. Med*. 2007. 48(3): 471-480.

Recibido: 12 de enero de 2022

Aceptado: 24 de febrero de 2022

Los autores declaran que no existen conflictos de intereses en la realización, ni la comunicación del presente trabajo.

CRedit / Conceptualización: Daniel Alejandro Izquierdo Díaz, Mayka Caridad Guerrero Cancio. **Fuentes:** Daniel Alejandro Izquierdo Díaz, Mayka Caridad Guerrero Cancio. **Software:** Daniel Alejandro Izquierdo Díaz, Héctor Julio González Correa. **Análisis formal:** Daniel Alejandro Izquierdo Díaz, Mayka Caridad Guerrero Cancio. **Supervisión:** Daniel Alejandro Izquierdo Díaz, Mayka Caridad Guerrero Cancio, Héctor Julio González Correa. **Validación:** Daniel Alejandro Izquierdo Díaz, Mayka Caridad Guerrero Cancio, Consuelo Varela Corona, Héctor Julio González Correa. **Investigación:** Daniel Alejandro Izquierdo Díaz, Mayka Caridad Guerrero Cancio. **Correa.** **Visualización:** Daniel Alejandro Izquierdo Díaz, Mayka Caridad Guerrero Cancio, Consuelo Varela Corona. **Metodología:** Daniel Alejandro Izquierdo Díaz, Mayka Caridad Guerrero Cancio, Consuelo Varela Corona. **Administración de proyecto:** Mayka Caridad Guerrero Cancio. **Escritura - borrador original:** Daniel Alejandro Izquierdo Díaz. **Redacción: revisión y edición:** Daniel Alejandro Izquierdo Díaz, Mayka Caridad Guerrero Cancio, Consuelo Varela Corona.