



**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DEL
ESTADO DE MÉXICO**

**INSTITUTO NACIONAL DE
CANCEROLOGÍA**



FACULTAD DE MEDICINA

**Caracterización y elaboración de un programa
de control de calidad para un mastógrafo
por emisión de positrones Naviscan Pem Flex Solo II**

T E S I S

**QUE PARA OBTENER EL GRADO DE
MAESTRO EN FÍSICA MÉDICA**

P R E S E N T A

Cesar Alejandro Martínez Quiroz

Comité de Tutores: Dr. en C. Miguel Ángel Camacho López
Dra. en C.S. Elsa Yazmín León Marroquín
M. en Fis. Med. Rocio Marlene Peruyero Rivas



TOLUCA, ESTADO DE MÉXICO OCTUBRE 2019

Índice general

1. Introducción	19
2. Marco Teórico	21
2.1. Mastografía por Emisión de Positrones	21
2.1.1. Mastógrafo por emisión de positrones, PEM Flex Solo II	21
2.1.2. Principio físico de funcionamiento del PEM	24
2.2. Parámetros de caracterización del equipo	27
2.2.1. Resolución espacial	28
2.2.2. Sensibilidad	30
2.2.3. Tiempo muerto	30
2.2.4. Uniformidad	32
2.2.5. Valor de captación estandarizado del PEM	32
2.2.6. Contraste	33
2.2.7. Coeficientes de recuperación de contraste	34
3. Estado del Arte	35
3.1. Planteamiento del problema	35
3.2. Pregunta de investigación	35
3.3. Hipótesis	36
3.4. Justificación	36
4. Objetivos	37
4.1. Objetivos	37
4.1.1. General	37
4.1.2. Específicos	37
5. Metodología	39
5.1. Materiales	39

5.2. Procedimientos	39
5.2.1. Resolución espacial	39
5.2.2. Sensibilidad	42
5.2.3. Tiempo Muerto	43
5.2.4. Uniformidad	46
5.2.5. Valor de Captación estandarizado del PEM	48
5.2.6. Contraste	50
5.2.7. Coeficientes de recuperación de contraste	52
6. Resultados y Discusión	53
6.1. Resolución espacial	53
6.2. Sensibilidad	54
6.3. Tiempo muerto	54
6.4. Uniformidad	55
6.5. Valores del PUV	55
6.6. Contraste	56
6.7. Coeficientes de recuperación de contraste	56
7. Conclusiones	57
A. Resolución espacial	59
B. Sensibilidad	61
C. Tiempo Muerto	63
D. Uniformidad	65
E. Valor de captación estandarizado del PEM	67
F. Contraste	69
G. Coeficiente de recuperación de Contraste	71
H. Programa de control de calidad	73
H.1. Resolución espacial	73
H.2. Sensibilidad	77
H.3. Tiempo muerto	80
H.4. Uniformidad	83

ÍNDICE GENERAL

H.5. PUV 86
H.6. Contraste 89
H.7. Coeficientes de recuperación de contraste 91

Resumen

En este trabajo se realizó la caracterización de un mastógrafo por emisión de positrones, el sistema PEM Flex Solo II de Naviscan, perteneciente al Instituto Nacional de Cancerología.

Dicha caracterización consistió en la evaluación y determinación de los valores de referencia de los siguientes parámetros de funcionamiento: resolución espacial, sensibilidad, tiempo muerto, uniformidad y coeficientes de recuperación de contraste.

Aunado a lo anterior, se propone un programa de control de calidad de bajo costo que ayude a garantizar el correcto funcionamiento del equipo. Cabe mencionar que la implementación de dicho programa requiere, entre sus aditamentos, el uso de maniquís de acrílico de fácil fabricación.

El programa de control de calidad propuesto se basa en recomendaciones del fabricante y recomendaciones emitidas para equipos de Tomografía por Emisión de Positrones convencionales; realizando las modificaciones pertinentes debido a la geometría del sistema PEM.

Lo anterior tiene como objetivo proponer un programa de control de calidad que pueda ser aplicado a todos los hospitales que cuenten con un sistema PEM Flex Solo II, con lo cual se puedan estandarizar dichos controles y se facilite la comparativa de los equipos en términos de rendimiento.

Abstract

In this work, the characterization of a positron emission mammography was performed, the PEM Flex Solo II system from Naviscan, belonging to the National Institute of Cancerology.

Said characterization consisted in the evaluation and determination of the reference values of the following operating parameters: spatial resolution, sensitivity, dead time, uniformity and recovery coefficient

In addition to the above, a low-cost quality control program is proposed to help ensure the proper functioning of the equipment. It should be mentioned that the implementation of this program requires, among its accessories, the use of easy to manufacture acrylic phantoms.

The proposed quality control program is based on manufacturer's recommendations, reference literature and recommendations issued for conventional Positron Emission Tomography equipment; making the relevant modifications due to the geometry of the PEM system.

The aim is to standardize routine quality controls, facilitating the comparison between equipment of the same type in terms of performance.

Abreviaturas

ACD: Detección por coincidencia de aniquilación

ACR: Colegio Americano de Radiología

CRC: Coeficientes de recuperación de contraste

FBP: Algoritmo de retroproyección filtrada

FDG: Fluorodesoxiglucosa

FWHM: Ancho a la mitad del fotopico

LOR: Línea de respuesta

LSF: Función de dispersión líneal

NEMA: Asociación Nacional de Fabricantes Eléctricos

OIEA: Organismo Internacional de Energía Atómica

PEM: Mastógrafo por emisión de positrones

PET: Tomografía por emisión de positrones

PSF: Función de dispersión puntual

SPECT: Tomografía computarizada por emisión de fotón único

TFM: Tubos fotomultiplicadores

Índice de figuras

2.1. Sistema PEM Flex Solo II de Naviscan[10]	22
2.2. Ejes de referencia del sistema PEM	23
2.3. Proceso de aniquilación[10]	24
2.4. Proceso de conversión[10]	25
2.5. Detección por coincidencia[10]	26
5.1. Maniqui tipo Derenzo	40
5.2. Adquisición del perfil de intensidades	41
5.3. Cálculo del FWHM	41
5.4. Arreglo de Sensibilidad	42
5.5. Vial 1	44
5.6. Vial 2	44
5.7. Configuración de ambos viales	45
5.8. Maniqui de uniformidad	47
5.9. Matriz de ROI de 10x10mm	48
5.10. ROI de PUV	49
5.11. ROI de contraste	51
H.1. Adquisición del perfil de intensidades	74
H.2. Estimación del FWHM	75
H.3. Arreglo de Sensibilidad	78
H.4. Matriz de ROI de 10x10mm	84
H.5. ROI de PUV	87

Índice de tablas

6.1. Resultados de Resolución espacial	53
6.2. Valores promedio de sensibilidad	54
6.3. Valores de no uniformidad del sistema	55
6.4. Valores promedio de PUV	55
6.5. Valores de los CRC relativos	56
A.1. Resultados de resolución espacial	60
B.1. Resultados de sensibilidad	62
C.1. Resultados de tiempo muerto	64
D.1. Resultados de uniformidad	66
E.1. Resultados del valor de captación estandarizado del PEM	68
F.1. Resultados de contraste	70
G.1. Resultados del coeficiente de recuperación de contraste	72

Capítulo 1

Introducción

La caracterización de un equipo consiste en determinar los parámetros de operación de un equipo, esta caracterización es necesaria para conocer sus ventajas y limitaciones. La forma de caracterizar equipos dentro del ámbito de la medicina nuclear se encuentra establecida por varios organismos internacionales, entre los que destacan, el Organismo Internacional de Energía Atómica (**OIEA**)[1] [2], la Asociación Nacional de Fabricantes Eléctricos (**NEMA**)[3] y el Colegio Americano de Radiología (**ACR**)[4].

En el caso de sistemas de mamografía por emisión de positrones dichos organismos no han emitido recomendaciones para su caracterización o controles de calidad diarios. Por lo que en el presente trabajo se propone realizar adaptaciones a las recomendaciones emitidas para equipos de tomografía por emisión de positrones.

Una vez realizada la caracterización del equipo, ya se conocen los parámetros de operación y se cuenta con información suficiente para determinar los valores de referencia, por lo que se puede empezar a plantear y estructurar un programa de control de calidad con el cual se verifiquen los estándares de eficiencia y confiabilidad del sistema.

El concepto de “control de la calidad” se emplea en referencia a las medidas específicas que se usan para asegurar que un aspecto particular del procedimiento sea satisfactorio[5]. Los controles de calidad deben realizarse de manera rutinaria y establecida, para la evaluación del desempeño de los equipos. En este caso, se propone la revisión de los siguientes parámetros

de operación: resolución espacial, uniformidad, sensibilidad, tiempo muerto, contraste, valor de captación estandarizado y coeficientes de recuperación de contraste.

Los cambios eventualmente registrados pueden ser comparados contra los valores de referencia establecidos para el equipo (evaluación relativa) como contra los estándares recomendados (evaluación absoluta)[6].

Capítulo 2

Marco Teórico

2.1. Mastografía por Emisión de Positrones

La mastografía por emisión de positrones (**PEM**) es una modalidad de imagen de tomografía por emisión de positrones(**PET**) especializada en el estudio de imágenes mamarias. Se usa principalmente como una herramienta de apoyo en la detección y caracterización de lesiones mamarias primarias, para la planificación quirúrgica preoperatoria o la evaluación de diversos tratamientos sobre la mama[7][8][9].

Por lo anterior, en los sistemas PEM se reduce el campo de visión al área de interés, lo que conlleva a la utilización de detectores y geometrías de menor tamaño en comparación a los sistemas PET convencionales mejorando la resolución espacial y la sensibilidad[10][7].

Aunado a lo anterior, los equipos PEM son de vital importancia para la detección de lesiones pequeñas, ya que se tiene reportado que en casos de lesiones menores a 25-30 mm no es conveniente el uso de un sistema PET convencional debido a efectos de volumen parcial[5][6].

2.1.1. Mastógrafo por emisión de positrones, PEM Flex Solo II

Actualmente, solo existe un escáner PEM disponible comercialmente[11][7][12], el PEM Flex Solo II, que se muestra en la Figura 2.1.



Figura 2.1: Sistema PEM Flex Solo II de Naviscan[10]

El sistema consiste en dos cabezales detectores no giratorios dentro de paletas que pueden inmovilizar la zona de estudio (0.454-6.81 kg)[12]. Las cabezas detectoras se colocan de manera opuesta sobre la mama y se mueven en paralelo a través de las paletas durante el escáneo.

El área de los detectores es de 16.4 cm x 6 cm[13]. Con el movimiento de escáneo, el campo de visión se puede ajustar hasta 16.4 cmm x 24 cmm [13][14]. Cada cabezal detector contiene 12 tubos fotomultiplicadores (**TFM**) compactos en dos filas por seis columnas[14][13]. Cada TFM está acoplado por una guía de luz a una matriz de 13 x 13 cristales de oxortosilicato de lutecio dopado con Itrio (**LYSO**) de 2 mm x 2 mm x 13 mm[13][14].

Cada detector está encerrado en una carcasa de tungsteno, que protege cualquier radioactividad desde fuera del FOV. Los últimos dinodos de los tubos fotomultiplicadores en cada cabezal se suman electrónicamente como entrada a un circuito de disparo, que luego proporciona una puerta al tablero del convertidor de analógico a digital (**CAD**).

Las líneas de respuesta (**LOR**) se recopilan en modo lista, lo que permite que el sistema post-procese los datos de la imagen. Los datos del modo lista se filtran en función de los cortes de energía para reducir el número de eventos dispersos.

El sistema de coordenadas del sistema Naviscan es un sistema de coordenadas cartesianas. El eje X es paralelo a la dirección de movimiento de la cabeza del detector, el eje Z apunta desde la paleta de compresión hacia la paleta de soporte y el eje Y ortogonal apunta hacia la pared del cofre del equipo como se muestra en la Figura 2.2.

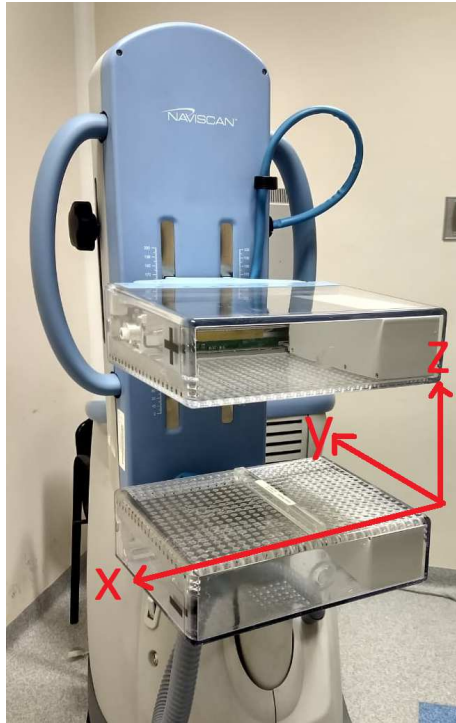


Figura 2.2: Ejes de referencia del sistema PEM

Esta reportado que el PEM Flex Solo II tiene una resolución espacial de aproximadamente 2.4 mm[15][12][10], a diferencia de los 10-15 mm reportados con los sistemas PET convencionales en imágenes reconstruidas[10].

La principal desventaja en este tipo de arreglos paralelos es la limitación de los ángulos en la LOR, lo que dificulta la adquisición de la posición Z en el plano X-Y[11]. Esta geometría lleva a la utilización de la “tomografía de ángulo limitado” para la reconstrucción de imágenes, esto debido a que este tipo de reconstrucción genera un mayor contraste entre estructuras[16] [17].

Generalmente en el INCAN, los estudios se realizan administrando el radiofármaco 2- ^{18}F -Flúor-2-Desoxi-D-glucosa (**FDG**) con una actividad de 185 Mbq(5 mCi).

2.1.2. Principio físico de funcionamiento del PEM

Cuando un positrón de una energía determinada es emitido, éste recorre una cierta distancia(rango), trayecto durante el cual, va perdiendo su energía hasta quedar casi en reposo, es en este punto en el que tiene una mayor probabilidad de interactuar con un electrón del medio sufriendo así un proceso de aniquilación en vuelo. Al ocurrir esta aniquilación, sus restos de masas se convierten en un par de fotones de aniquilación de 511 keV cada uno y se emiten simultáneamente en direcciones opuestas (180 grados) como se muestra en la Figura 2.3.

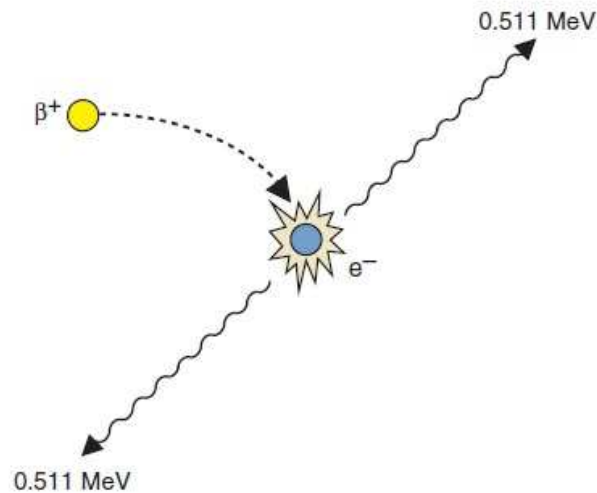


Figura 2.3: Proceso de aniquilación[10]

El rango de los positrones, generalmente es de unas décimas de milímetros a unos pocos milímetros dependiendo de la energía de los positrones y el medio. En el caso de ^{18}F el rango máximo de los positrones en agua es de 2.4mm y 2.7mm para tejido adiposo[18].

Los fotones llegan al cristal centelleador del detector, donde ocurre un proceso de centelleo que convierte el haz de 511 keV en luz visible, para después interactuar con el fotocatodo (primer dinodo del TFM correspondiente) que transforma la luz visible en un electrón mediante efecto fotoeléctrico para posteriormente pasar por dinodos que multiplican este electrón generando una corriente eléctrica que posteriormente es procesada. Este proceso se es-

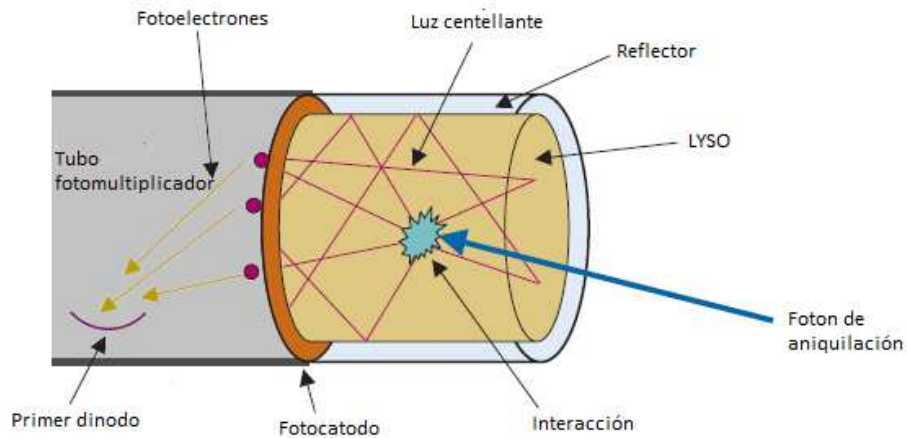


Figura 2.4: Proceso de conversión[10]

Debido a que la detección de ambos fotones de aniquilación es casi simultánea, su origen puede ser estimado a lo largo de una línea entre dos detectores opuestos entre sí. Este mecanismo se llama detección de coincidencia de aniquilación (**ACD**)[10].

La mayoría de los detectores de ACD tienen secciones transversales cuadradas o rectangulares. Por lo tanto, el volumen es esencialmente una caja

de sección cuadrada o rectangular, con dimensiones iguales a las de los detectores como se muestra en la Figura 2.5.

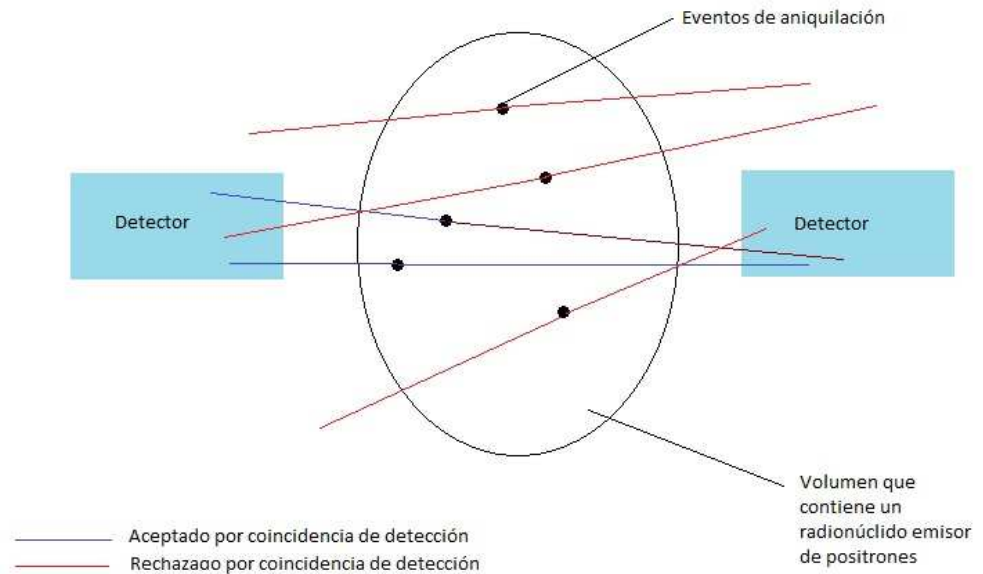


Figura 2.5: Detección por coincidencia[10]

Se observa que, no todos los fotones generados son detectados, ya que este tipo de detección requiere que ambos fotones interactúen simultáneamente con los detectores para ser considerados dentro de una imagen, fuera del volumen de detección, es imposible detectar la aniquilación de fotones en coincidencia a menos que uno o ambos experimenten una dispersión de Compton en el tejido y cambien de dirección para interactuar con el detector.

Una de las condiciones para elegir cuales fotones serán incluidos dentro de la imagen es mediante una lógica de coincidencia para analizar las señales de los detectores opuestos. Este principio lo usan la mayoría de los escáneres basados en tomografía por emisión de positrones, lo que se hace es incluir una 'ventana temporal/digital' al registro de cada evento detectado, la cual ronda aproximadamente de 6 a 12 nanosegundos[10], los fotones que no cumplan la condición de ser detectados dentro de esta ventana temporal serán descartados de la imagen, ya que pueden ser producto de otros eventos de

aniquilación originados en otra ubicación espacial distinta a la de la región de interés.

Otra de las restricciones para poder aceptar un evento como válido es que cumpla con el rango de energías seleccionado, es decir, se agrega una 'ventana energética', esta ventana se fija generalmente en un intervalo de 15 % a 10 % [10] a partir de los 511 keV de los fotones de aniquilación.

La capacidad de la ACD para localizar eventos sobre la base del tiempo de coincidencia, sin la necesidad de colimación de absorción, se conoce como colimación electrónica.

Como ACD no requiere un colimador para definir la ubicación espacial, su sensibilidad (número de eventos detectados por unidad de actividad en el objeto) es mucho mayor que la que se puede obtener con los colimadores absorbentes utilizados para la proyección de imagen plana convencional y para SPECT[10].

Es por ello que dentro del sistema del equipo se consideran 3 tipos de eventos, que son: eventos verdaderos, eventos aleatorios y eventos dispersos, los primeros son todos aquellos donde los fotones que fueron detectados por el equipo cumplen con las condiciones necesarias para ser consideradas dentro de la imagen, los eventos aleatorios son aquellos eventos que fueron originados por dos eventos de aniquilación diferentes pero que cumplieron con la ventana energética y temporal, por lo que, contribuyen al ruido de la imagen; por último los eventos dispersos son aquellos eventos que se originan de la dispersión de uno o más fotones, estos pueden ocurrir fuera de la LOR y contribuir también al ruido en la imagen.

2.2. Parámetros de caracterización del equipo

En este trabajo se realizó la caracterización del equipo, basándose en recomendaciones para equipos de Tomografía de emisión de positrones emitidas por organismos internacionales[1][2][3][4], con las adaptaciones debidas a la geometría del sistema; las pruebas que recomiendan cada uno de los organismos se mencionan a continuación:

El OIEA[2][1] recomienda incluir dentro de un programa de control de calidad, las siguientes pruebas: resolución espacial, sensibilidad, resolución energética, alineación del láser, capa hemirreductora, uniformidad de la reconstrucción de imagen, concentración de la radiactividad, tiempo muerto, fracción de radiación dispersa y modulación de alto contraste.

Los estándares NEMA[19][20] recomiendan determinar los siguientes parámetros para equipos PET: resolución espacial, fracción de fotones dispersos, cuentas perdidas, eventos aleatorios, sensibilidad, calidad de imagen, uniformidad y contraste.

La ACR[4][19] recomienda dentro de sus programas de aceptación determinar los siguientes parámetros: uniformidad, contraste y resolución espacial.

Los organismos mencionados coinciden en varios parámetros sin embargo no se engloban todos en un solo programa es por ello que se propone homogenizar este mismo con las siguientes pruebas básicas: medida de la uniformidad del sistema, sensibilidad, resolución espacial, medida del contraste; además de estas pruebas se incluyen pruebas para determinar el tiempo muerto del equipos, el valor de captación estandarizado del PEM (**PUV**) y los coeficientes de recuperación de contraste(**CRC**).

Se incluyen estas últimas pruebas debido a que son parámetros para los cuales se requiere conocer su valor, en caso de aplicar correcciones dentro de las imágenes adquiridas.

2.2.1. Resolución espacial

La resolución espacial de un sistema se define como la menor estructura que puede ser visualizada con claridad por el equipo[21], dicho parámetro se puede caracterizar parcialmente mediante la función de dispersión puntual (**PSF**) o la función de dispersión lineal(**LSF**)[10][21].

La LSF describe el rendimiento del sistema en una dimensión. Sin embargo, para modalidades de imagen donde la calidad de la imagen esta en función de la profundidad se requiere una formulación tridimensional: el equivalente tridimensional de la LSF es precisamente la PSF. Como su nombre lo indica,

la PSF describe la imagen adquirida a partir de una "fuente puntual".

A partir de esta fuente puntual se puede obtener el perfil de intensidades en los ejes paralelos a los planos de los detectores y calculando el ancho a la mitad del fotopico (**FWHM**) de dicho perfil se puede estimar el valor de la resolución espacial del sistema[22][15].

Para determinar el valor teórico de la resolución espacial del equipo es necesario recurrir a la función de transferencia modulada (**MTF**), la cual requiere un estudio mas detallado.

Como se mencionó anteriormente, se recurren a aproximaciones ya que existen múltiples factores que contribuyen a la borrosidad o desenfoco del equipo. En general, si un sistema tiene n factores o componentes que contribuyen de forma independiente al desenfoco y se caracterizan individualmente, se cumple[10][4]:

$$FWHM_{sistema} = \sqrt{FWHM_1^2 + FWHM_2^2 + \dots + FWHM_n^2} \quad (2.1)$$

Donde $FWHM_n$ es el FWHM para el factor n

Estos factores pueden ser debido a fluctuaciones estadísticas de las señales de los TFM. En el caso de acoplamiento individual (cristal con fotodetector) este factor reductor de la resolución espacial desaparecería, otro factor que limita la resolución son los errores de paralelaje, este ocurre debido al desconocimiento del lugar exacto de interacción del fotón de 511 keV dentro del cristal centelleador, conocido como profundidad de interacción (**DOI**). El error de paralaje empeora cuando la fuente está más cerca del borde del FOV, porque en esta localización muchos de los fotones que salen inciden oblicuamente en los cristales. Finalmente, la resolución espacial en un estudio clínico viene afectada también por el algoritmo de reconstrucción empleado y por el filtro de post-procesado[23].

Generalmente no se caracterizan estos factores de manera individual sino que se consideran de manera conjunta.

2.2.2. Sensibilidad

La sensibilidad es un parámetro que se utiliza para conocer el rendimiento del equipo. Se define como la cantidad de pares de fotones detectados en relación con las desintegraciones emitidas por la fuente radiactiva[14]. Existen multiples formas de reportar este parámetro, en este trabajo se expresa como porcentaje.

La sensibilidad de un sistema se encuentra relacionada con la calidad de imagen final que se utilizará así como con la actividad administrada y por ende con la dosis efectiva que el paciente recibirá. Una alta sensibilidad implica la posibilidad de inyectar una menor actividad ó reducir el tiempo de adquisición en la toma de imagen.

La sensibilidad esta determinada principalmente por la eficiencia de absorción del sistema detector, el ángulo sólido del objeto de imagen, el tiempo muerto y la geometría del arreglo de detectores [10], está se calcula mediante:

$$Sensibilidad(cps/Bq) = \frac{C_{ROI} - C_{Fondo}}{T * A} \quad (2.2)$$

Donde:

C_{ROI} : Conteos en la región de interés(cuentas)

C_{Fondo} : Conteos de fondo en la región de interés(cuentas)

T: Tiempo(s)

A: Actividad(Bq)

2.2.3. Tiempo muerto

El tiempo muerto se define como el tiempo necesario para que dos pulsos sean detectados, registrados y procesados como eventos independientes[10].

Debido a la naturaleza aleatoria de la desintegración radiactiva, siempre hay alguna probabilidad de que un evento verdadero se pierda porque ocurre demasiado rápido después de un evento precedente. En los detectores sensibles a la energía, ocurre una superposición en el amplificador de pulso, lo que

causa cambio de línea de base y acumulación de pulsos. Las amplitudes de pulso desplazadas o superpuestas pueden quedar fuera de las ventanas del analizador seleccionadas[10].

Estas 'pérdidas de tiempo muerto' pueden volverse bastante severas a altas tasas de conteo y, cualquier medición debe incluir alguna corrección para estas pérdidas. Ahí radica la importancia de determinar el tiempo muerto de cada sistema. Cuanto más corto sea el tiempo muerto, menores serán las pérdidas de señal.

También se producen pérdidas de tiempo muerto en analizadores de altura de pulso, escaladores, interfaces de computadora y otros componentes que procesan señales de pulso. Estos últimos componentes no son tan significativos en el tiempo muerto, ya que sus tiempos son de algunos microsegundos en conjunto[10]. Por lo general, el tiempo muerto se expresa para el sistema de conteo como un todo.

Los sistemas de conteo se clasifican en paralizables y no paralizables; el primero es aquel en el cual cada evento introduce un tiempo muerto, τ , independientemente de si ese evento realmente se cuenta o no. Por lo tanto, un evento que ocurra durante el tiempo muerto del evento anterior no se contabilizaría, pero aun así introduciría su propio tiempo muerto durante el cual no se podrían registrar eventos posteriores. El PEM actúa como un sistema paralizable.

Un sistema no paralizable es uno en el cual, si un evento ocurre durante el tiempo muerto τ de un evento precedente el segundo evento es simplemente ignorado. Los contadores digitales, los analizadores de pulsos y las interfaces de computadoras se comportan como sistemas no paralizables.

Debido a las pérdidas de tiempo muerto, la tasa de conteo observada R_o (cps), es menor que la tasa de conteo verdadera, R_t (cps), donde esta última es la tasa de conteo que se registraría si $\tau = 0$. La relación entre R_o , R_t , y τ depende del tipo de sistema.

Para sistemas paralizables se tiene[10]:

$$R_o = R_t \exp(-\tau R_t) \quad (2.3)$$

De donde se puede obtener el valor de τ de la siguiente manera:

$$\tau = \frac{\ln \frac{R_o}{R_t}}{R_o} \quad (2.4)$$

Otro factor importante a considerar es el porcentaje de pérdidas de conteo(%PC) por tiempo muerto, las cuales se pueden calcular mediante la diferencia entre los conteos observados y los conteos reales mediante[4]:

$$\%PC = \frac{R_t - R_o}{R_t} * 100 \quad (2.5)$$

Cuando este porcentaje es menor o igual del 10 % se considera como un bajo porcentaje de pérdidas[10]. Por ello es que se evalúa el tiempo muerto en el rango donde el porcentaje de pérdidas de conteo son del 10 %.

2.2.4. Uniformidad

Si se tiene un campo de radiación uniforme a lo largo de todo el detector, se espera que la respuesta en éste sea igual en todas partes. La uniformidad cuantifica las variaciones existentes en la tasa de conteo en cada región de la imagen.

Existen diversas razones para la falta de uniformidad en un sistema PEM. Entre ellas, se encuentra el método de reconstrucción, la geometría del PEM que implica un muestreo incompleto e irregular de datos en cada proyección debido a la tomografía de ángulo limitado o a la electrónica asociada así como las variaciones en los tubos fotomultiplicadores [10].

Cuantificar esta propiedad del equipo es útil para realizar correcciones en pixeles determinados de la imagen o corregir deterioros o artefactos del equipo.

2.2.5. Valor de captación estandarizado del PEM

El PUV es un parámetro semicuantitativo, el cuál sirve como un apoyo en la etapa clínica, para diferenciar una lesión benigna de una maligna.

El PUV se define como:

$$PUV = \frac{\frac{CAT}{Am}}{\frac{CAF}{Am}} \quad (2.6)$$

Donde:

CAT, es la concentración de actividad en el tejido(MBq/ml)

Am, es la actividad inyectada por masa corporal(MBq/kg)

CAF, es la concentración de actividad de fondo(MBq/ml)

2.2.6. Contraste

El contraste de una imagen se define como la diferencia relativa en la intensidad entre una región de una imagen con respecto al fondo[21]. Entre mayor sea esta diferencia, más notoria será la diferencia entre un punto y otro de la imagen.

Hay diferentes formulaciones para determinar el contraste, particularmente para equipos de medicina nuclear se define el porcentaje de contraste ($Q_{H,j}$) en la región caliente en la sección 'j' de la siguiente manera[2]:

$$Q_{H,j} = 100 \frac{\frac{C_{H,j} - C_{B,j}}{C_{B,j}}}{\frac{a_H - a_B}{a_B}} \quad (2.7)$$

Donde:

$C_{H,j}$: es el valor promedio de conteos en la ROI-j

$C_{B,j}$: es el valor promedio de la región de fondo en la ROI-j

a_H : es el valor de la concentración de actividad en la ROI de la región caliente

a_B : es el valor de la concentración de actividad en la región de fondo

De acuerdo las recomendaciones de la IAEA[2] se recomienda un criterio de tolerancia del 5 % con respecto a los valores de referencia.

2.2.7. Coeficientes de recuperación de contraste

Las lesiones después del tratamiento reducen su tamaño, cuando se reducen de tal forma que se asemejan al tamaño de la resolución espacial del equipo surgen artefactos como los efectos de volumen parcial, los cuales pueden ser corregidos mediante los CRC, estos últimos, se definen como el cociente entre el número de cuentas en un cilindro y el número de cuentas en la región uniforme[15][13].

Generalmente, este coeficiente se expresa en porcentaje. En el caso ideal debería ser del 100 %. En el caso real, debido a los efectos de volumen parcial, los valores de CRC oscilan entre el 30 % para cilindros pequeños y el 70-80 % para cilindros grandes[10][23].

Existen dos tipos de coeficientes de recuperación, relativos y absolutos. Los CRC relativos comparan valores de imagen en una región de interés de un punto caliente con valores de imagen de regiones de fondo.

Los CRC absolutos comparan las concentraciones de actividad medidas en una imagen con la concentración de actividad real conocida en el objeto.

Es difícil o imposible obtener un ROI en pequeñas estructuras de una manera que excluya los píxeles de la imagen de fondo circundante. En consecuencia, los ROI más grandes que las fuentes de interés se dibujan alrededor de las fuentes, y el valor máximo de píxeles dentro de los ROI se registra como la medida de la absorción de la lesión. Los ROI grandes también se dibujan alrededor de las áreas de fondo de la imagen, lejos de la fuente de interés, y la media de los valores de píxel de ROI se toma como la medida de la captación de fondo.

Capítulo 3

Estado del Arte

3.1. Planteamiento del problema

Los programas de control de calidad son fundamentales en equipos de medicina nuclear, ya que permiten determinar un nivel básico de desempeño y evaluarlo continuamente para determinar si hay cambios en su rendimiento y, en caso de haberlos, corregirlos oportunamente para que no afecten el diagnóstico o tratamiento médico.

Para equipos convencionales de diagnóstico estos programas de control de calidad están bien establecidos por parte de los organismos internacionales reguladores. Sin embargo, para equipos especializados y de singulares características como lo es el mastógrafo por emisión de positrones, PEM FLEX SOLO II, no existe un programa de control de calidad que sea suficiente para evaluar a detalle las características del equipo continuamente.

3.2. Pregunta de investigación

¿Los valores de los parámetros que caracterizan al sistema PEM FLEX Solo II, ubicado en el Instituto Nacional de Cancerología, coinciden con los reportados por el fabricante y podrían ser usados como valores de referencia para un programa de control de calidad?

3.3. Hipótesis

Los valores de los parámetros del sistema PEM FLEX Solo II, ubicado en el Instituto Nacional de Cancerología, concuerdan con los reportados por el fabricante y podrán ser la referencia para elaborar un programa de control de calidad.

3.4. Justificación

Parte de la labor del físico médico en la clínica es asegurar el correcto funcionamiento y calibración de los equipos de uso clínico en los departamentos de medicina nuclear[2], particularmente en los equipos de diagnóstico para prevenir y/o corregir artefactos que se puedan generar en la imagen y conduzcan a repetir un estudio, lo cual implicaría una mayor dosis de la requerida para el paciente; o crear falsos positivos o falsos negativos que propicien un diagnóstico incorrecto para el paciente.

Para lograr esta labor son necesarios programas de control de calidad que se ajusten a las necesidades de cada equipo, sin embargo, como ya se ha mencionado para el PEM Flex Solo II estos aún no han sido estandarizados y, difieren dependiendo de la metodología utilizada, es por ello que el presente trabajo pretende caracterizar el equipo ya mencionado y así poder determinar cuáles son sus parámetros de funcionamiento; y con base a los valores obtenidos elaborar un programa de control de calidad que pueda ser implementado en el equipo.

Capítulo 4

Objetivos

4.1. Objetivos

4.1.1. General

Caracterizar el sistema PEM FLEX Solo II, ubicado en el Instituto Nacional de Cancerología.

Elaborar un programa de control de calidad para un Mastógrafo por emisión de Positrones Pem Flex solo II Naviscan.

4.1.2. Específicos

Determinar la resolución espacial del equipo y compararla con la reportada por el fabricante.

Determinar la sensibilidad del equipo.

Determinar el tiempo muerto del equipo.

Determinar la uniformidad del equipo y compararla con la reportada por el fabricante.

Determinar el valor del PUV del equipo y compararlo con el valor reportado por el fabricante.

Determinar el valor de contraste del equipo.

Determinar el valor del coeficiente de recuperación de contraste.

Capítulo 5

Metodología

5.1. Materiales

Mastógrafo por emision de positrones Naviscan Pem Flex Solo II
 ^{18}F

Maniquís

Activímetro

Detector Geiger-Muller

Software ImageJ

SoftwareMatlab

5.2. Procedimientos

A continuación se desglosa como se realizó la medida de cada uno de los parámetros a determinar del equipo.

5.2.1. Resolución espacial

La caracterización de la resolución espacial se realizó de acuerdo a lo recomendado por los estándares NEMA[3] para sistemas especializados PET[24][3][14][15], el cual recomienda que la forma estándar de caracterizar la resolución de imagen de un sistema PET es a través de mediciones de fuentes puntuales en

diferentes ubicaciones.

En este trabajo se utilizó una maniquí tipo Derenzo, este tipo de maniquí se caracteriza por incluir cilindros activos de diferentes diámetros separados a distancias conocidas. El tamaño de los cilindros varía de 0.5 mm de diámetro hasta 3 mm de diámetro cada uno. Estos cilindros de igual diámetro están separados entre sus centros por una distancia igual al doble de su diámetro, con un grosor es de 1.5 cm, como se muestra en la Figura 5.1.

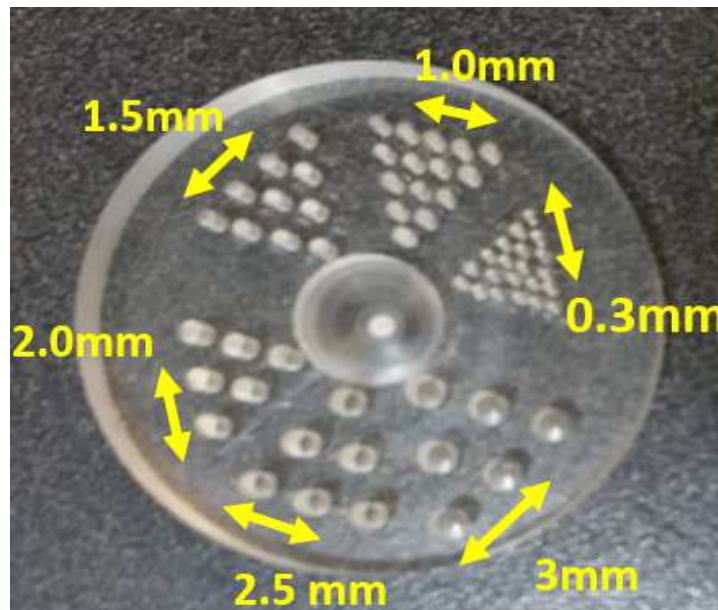


Figura 5.1: Maniquí tipo Derenzo

Para determinar el valor de la resolución espacial del sistema se utilizó el pozo del maniquí tipo derenzo de 1 mm de ancho, este pozo tiene una capacidad de $5 \mu\text{l}$, el cual se lleno con una solución de ^{18}F a una concentración de 37MBq/ml (2mCi/ml). Este maniquí se colocó en el centro de las paletas detectoras y se ubicó en 3 posiciones diferentes para cada escaneo de 5 minutos. Posteriormente, con las imagenes se obtuvo el perfil de intensidades de la imagen en la región donde se encontraba la región activa del maniquí como se muestra en la Figura 5.2.

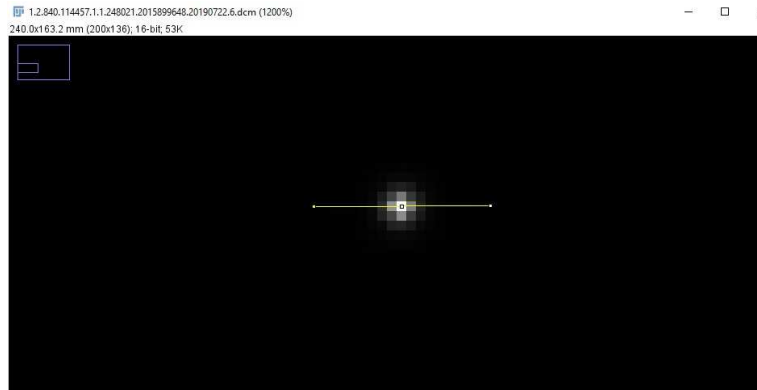


Figura 5.2: Adquisición del perfil de intensidades

Esto se hizo para el eje X y el eje Y, una vez obtenido el perfil de intensidades se cálculo su FWHM como se muestra en la Figura 5.3.

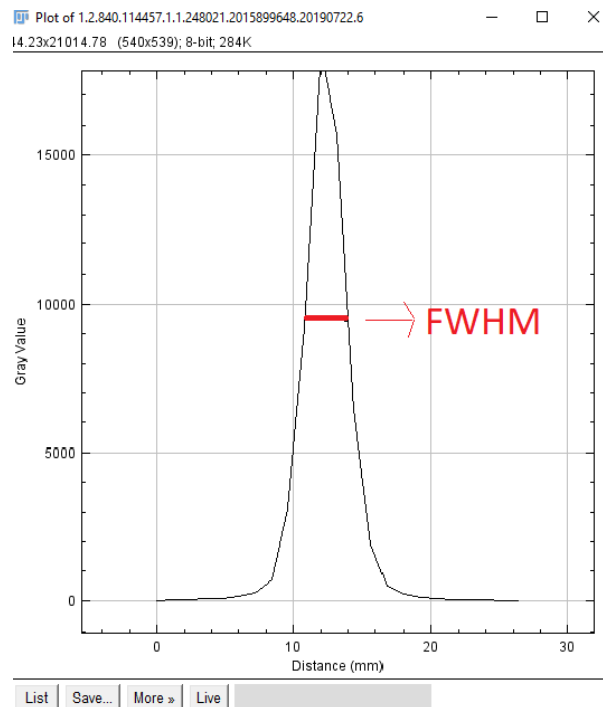


Figura 5.3: Cálculo del FWHM

El proceso anterior se repitió 30 veces. El valor reportado de referencia fue considerado el valor promedio de los valores.

5.2.2. Sensibilidad

Los estándares NEMA[3] recomiendan usar una barra de aluminio dentro de la cual se encuentra una actividad conocida, colocando alrededor de ella diversas capas que simulen los efectos que produciría la atenuación para determinar la sensibilidad de un sistema PET de cuerpo entero. Sin embargo, por el tipo de geometría del PEM basta con un sistema como el que se propone a continuación.

Para determinar este parámetro se colocó ^{18}F con actividades de 1.702 MBq(45 mCi), 2.22 MBq(60mCi) y 3.33 MBq(90mCi) en un contenedor tipo plato donde se minimiza la auto-atenuación. La actividad se concentró en un volumen de 3 ml. Este plato se colocó a una distancia de 15mm de ambos detectores como se muestra en la Figura 5.4. Se realizó un escaneo de 2 minutos a lo largo de todo el FOV del detector para considerar un valor promedio de la fuente. Esta medida se repitió en 3 regiones diferentes de los detectores.

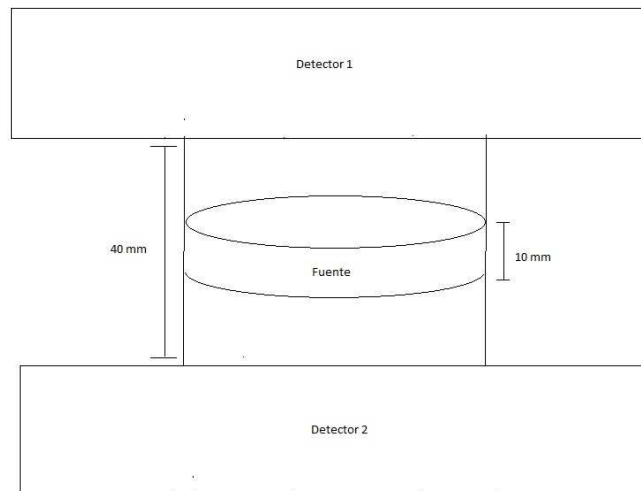


Figura 5.4: Arreglo de Sensibilidad

La sensibilidad se calculó dibujando una región circular alrededor de la imagen del plato e integrando todos los conteos en esa región mediante el programa Image J.

Esta medida se realizó en el corte 5, 6 y 7 ya que estos representan los cortes más cercanos a la región de interés en el plano z, es decir, donde se encontraba la solución con actividad y por consecuencia donde se encuentra el máximo número de conteos. Posteriormente, la sensibilidad se calculó mediante la Ecuación 5.1.

$$Sensibilidad(cps/Bq) = \frac{C_{ROI} - C_{Fondo}}{T * A} \quad (5.1)$$

Donde:

C_{ROI} : Conteos en la región de interés(cuentas)

C_{Fondo} : Conteos de fondo en la región de interés(cuentas)

T: Tiempo(s)

A: Actividad de la fuente(Bq)

Este proceso se realizó para las 30 medidas obtenidas.

5.2.3. Tiempo Muerto

Para la medida de tiempo muerto se utilizó el 'método de dos fuentes' que se describe a continuación:

Se colocó una solución uniforme de ^{18}F con una actividad entre 0.2 MBq ($5 \mu Ci$) y 1.4 MBq ($37 \mu Ci$) en un volumen de 3 ± 1 ml dentro de dos contenedores cilindricos. La actividad de un vial a otro no vario en más de un 10 % una de la otra.

El procedimiento consistió en colocar el vial 1 "F1" en una región fija del detector sobre un plato contenedor como se muestra en la Figura 5.5.

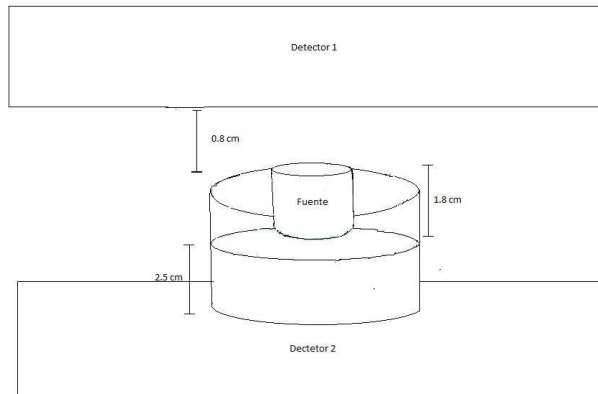


Figura 5.5: Vial 1

Se realizó un escáneo estático de 1 minuto con una compresión de 5.1 cm, esto para asegurar que a ambos detectores llegará una cantidad de cuentas similar, posteriormente se registró la tasa de cuentas por segundo del equipo.

Una vez realizado este proceso se retiró la F1 y se colocó la segunda fuente "F2" en una región cercana a donde se colocó "F1" como se muestra en la Figura 5.6 De igual manera se hizo un escáneo estático de 1 minuto y se registró la tasa obtenidas por el equipo.

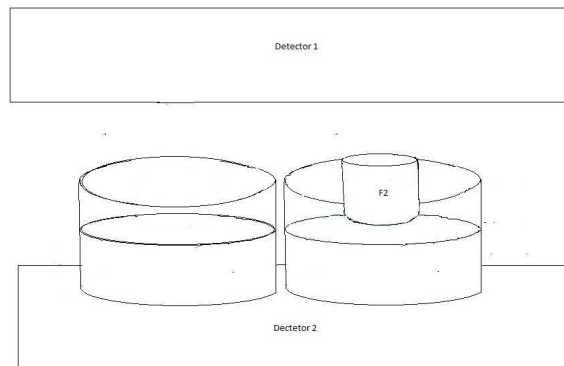


Figura 5.6: Vial 2

Una vez obtenidas la tasa de conteo de cada vial por separado, se procedió a registrar la tasa de cuentas de ambas fuentes simultáneamente, es decir, la “tasa de cuentas observadas” como se muestra en la Figura 5.7. Nuevamente se hizo un escaneo estático de 1 minuto y se registró la tasa de cuentas por segundo. Este proceso se repitió 30 veces.

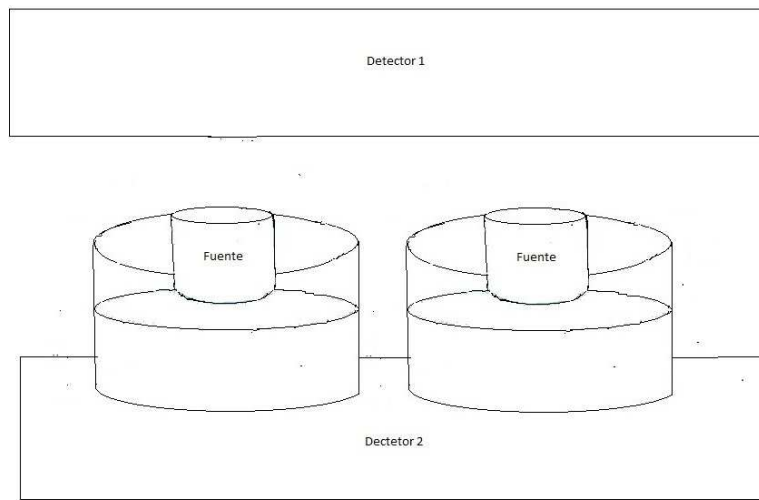


Figura 5.7: Configuración de ambos viales

Ya conocidos los valores de la tasa de cuentas por segundo de las 3 configuraciones se calculó el tiempo muerto del sistema mediante:

$$\tau = \frac{\ln \frac{R_o}{R_t}}{R_o} \quad (5.2)$$

Donde:

R_o : Es la tasa de cuentas observadas(cps)

R_t : Es la tasa de cuentas real(cps)

La tasa de cuentas observadas son las cuentas por segundo obtenidas por

el equipo al colocar ambas fuentes simultáneamente.

La tasa de cuentas real es la suma de la tasa de cuentas por segundo obtenidas por cada vial de manera independiente.

El tiempo muerto del sistema se calculó en el intervalo de 0.2 a 0.8 MBq, esto debido a que en este intervalo se presenta el 10 % de perdidas de conteo, que es el intervalo sugerido para evaluar este parámetro.

5.2.4. Uniformidad

La uniformidad para sistemas de tomografía por emisión de positrones de acuerdo al NEMA-UN-2004 se evalúa en la imagen reconstruida en una malla conformada por voxeles de 10x10mm en la región central de la imagen.

Para cuantificar la uniformidad se usa una fuente uniforme que abarque el campo de visión del sistema, se hace una inspección visual en busca de artefactos y se evalúa definiendo $MAX(C_k)$, $MIN(C_k)$ y $AVE(C_k)$ como el número máximo, mínimo y promedio de conteos, respectivamente, con respecto a cualquier región cuadrada k dentro de un segmento i dado. La no uniformidad en cada rebanada se evalúa como[3]:

$$NU_{\pm} = \left[100 \frac{MAX(C_k) - AVE(C_k)}{AVE(C_k)} - 100 \frac{AVE(C_k) - MIN(C_k)}{AVE(C_k)} \right] \quad (5.3)$$

Para cada uno se toma la desviación estandar de la siguiente manera:

$$STD_i = \sqrt{\frac{\sum_{k=1}^k (C_k - AVE(C_k))^2}{N_{ROI} - 1}} \quad (5.4)$$

Los criterios de tolerancia para la no uniformidad deben estar en el rango de[3]:

$$\%NU_{medido} < 1,05 \%NU_{referencia} \quad (5.5)$$

Tambien se debe evaluar la uniformidad integral. La cual se determina mediante:

$$U = 100 \left(\frac{C_{max} - C_{min}}{C_{max} + C_{min}} \right) \quad (5.6)$$

Donde:

C_{max} es el máximo valor de voxel en el ROI

C_{min} es el mínimo valor de voxel en el ROI

Para determinar la uniformidad del sistema se colocó un maniquí extendido como el que se muestra en la Figura 5.8, el cual tiene una capacidad de 1280 ml.



Figura 5.8: Maniquí de uniformidad

Para evaluarla se utilizó una fuente plana de 1280 ml dentro de la cual se agregó una solución de ^{18}F con una actividad de 18.5 MBq(500 μ Ci), y se colocó entre las placas compresoras del sistema de tal forma que una parte quedara fuera del campo de visión del sistema, posterior a esto se hizo un escaneo de 10 minutos a lo largo del FOV. El escáneo se repitió en 30 ocasiones haciendo las correcciones correspondientes al decaimiento de la fuente.

Para determinar la variabilidad de fondo se realizó un arreglo de ROI cuadra-

dos de 10 x 10 mm, en la región central de la imagen reconstruida, dejando un borde en la imagen de 20 % en cada uno de los lados, esto para minimizar los efectos de borde y despreciar la parte no activa del detector que aparece en la imagen.

Lo anterior se muestra en la Figura 5.9 donde se generó una matriz de 140 ROI's con los cuales se calculó la uniformidad en cada plano generado y la no uniformidad de cada plano mediante la Ecuación 5.3, así también se calculó la uniformidad integral de la imagen reconstruida de cada voxel mediante la Ecuación 5.6.



1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14
15	16	17	18	19	20	21	22	23	24	25	26	27	28
29	30	31	32	33	34	35	36	37	38	39	40	41	42
43	44	45	46	47	48	49	50	51	52	53	54	55	56
57	58	59	60	61	62	63	64	65	66	67	68	69	70
71	72	73	74	75	76	77	78	79	80	81	82	83	84
85	86	87	88	89	90	91	92	93	94	95	96	97	98
99	100	101	102	103	104	105	106	107	108	109	110	111	112
113	114	115	116	117	118	119	120	121	122	123	124	125	126
127	128	129	130	131	132	133	134	135	136	137	138	139	140

Figura 5.9: Matriz de ROI de 10x10mm

Para determinar la no uniformidad de cada corte se utilizó la ecuación 5.3 y se consideró el máximo valor de no uniformidad como se recomienda en el NEMA [3], como el valor de no uniformidad del sistema.

5.2.5. Valor de Captación estandarizado del PEM

Para determinar el valor del PUV se utilizó un maniquí extendido de 1280 ml, dentro del cuál se agregó una solución de ^{18}F con una actividad de 18.5

MBq(500 μ Ci) y se colocó entre las placas compresoras del sistema de tal forma que una parte quedará fuera del campo de visión, posterior a esto se hizo un escáneo de 10 minutos a lo largo del FOV. El escáneo se repitió en 30 ocasiones haciendo las correcciones correspondientes al decaimiento de la fuente.

Posteriormente, en las imagenes se realizaron un conjunto de ROI's como se muestra en la Figura 5.10. La ROI 1 representa la región de interés y el ROI 2, 3, 4 y 5 se usaron como valor de fondo.



Figura 5.10: ROI de PUV

Una vez elaborados estos ROI's se utilizó la ecuación:

$$PUV = \frac{\frac{CAT}{Am}}{\frac{CAF}{Am}} \quad (5.7)$$

Donde:

CAT: es la concentración de actividad en el tejido(MBq/ml)

Am: es la actividad inyectada por masa corporal(MBq/kg)

CAF: es la concentración de actividad de fondo(MBq/ml)

Ya obtenidas las medidas se compararon con el valor del PUV obtenido mediante el software del equipo.

5.2.6. Contraste

Para determinar los valores de contraste que presenta el equipo se utilizaron dos contenedores tipo plato con una capacidad de 3 ml.

En uno de los contenedores se colocó una solución de ^{18}F con una actividad de 740 KBq (20 μ Ci), este contenedor se utilizó como la fuente de referencia, el segundo contenedor se llenó con una actividad 4 veces mayor a la de referencia, es decir 2960 KBq (80 μ Ci) como lo recomienda la IAEA[2]. Ambos contenedores se colocaron en la región central del detector separados a 4 cm de distancia uno del otro y se realizó una adquisición de 3 minutos. Este proceso se repitió para un total de 30 mediciones.

Una vez adquiridas las imagenes se hizo un conteo seleccionando una ROI en el centro cada uno de los contenedores como se muestra en la Figura 5.11 de los cortes 5, 6 y 7, ya que en estos se encontraba la región de máximos conteos.

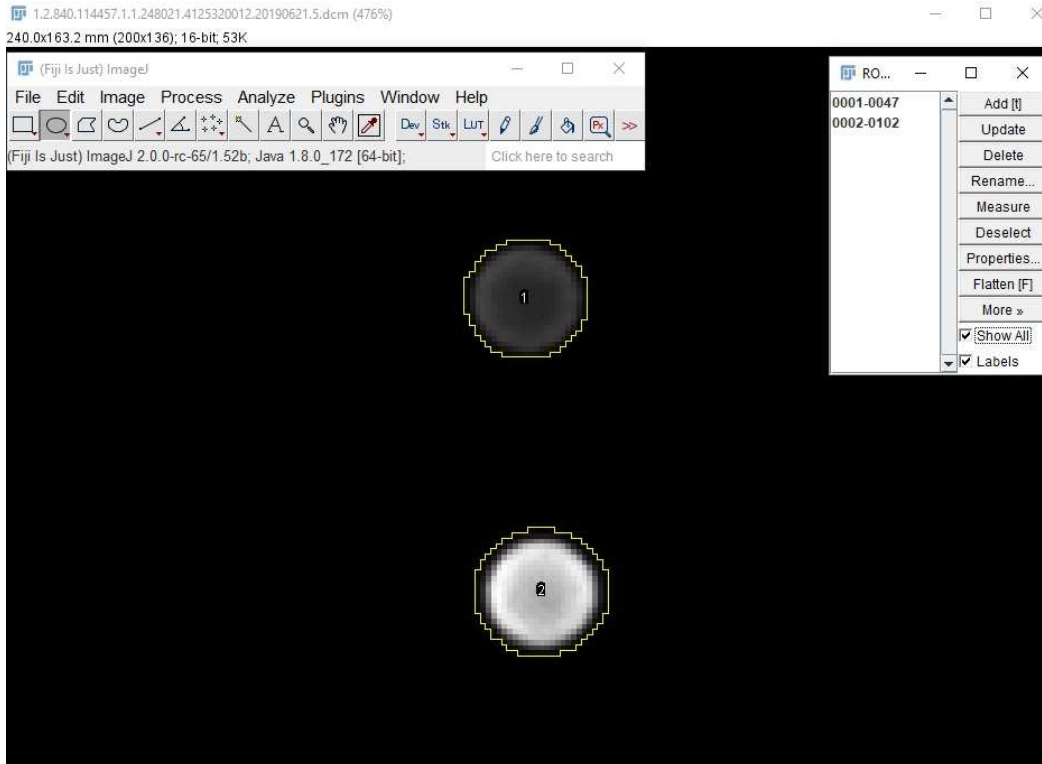


Figura 5.11: ROI de contraste

Posteriormente se calculó el porcentaje de contraste mediante la ecuación:

$$Q_{H,j} = 100 \frac{\frac{C_{H,j} - C_{B,j}}{C_{B,j}}}{\frac{a_H - a_B}{a_B}}$$

Donde:

$C_{H,j}$: es el valor promedio de conteos en la ROI-j

$C_{B,j}$: es el valor promedio de la región de fondo en la ROI-j

a_H : es el valor de la concentración de actividad en la ROI de la región caliente

a_B : es el valor de la concentración de actividad en la región de fondo

5.2.7. Coeficientes de recuperación de contraste

Para determinar el valor de los CRC se utilizó una fuente planar de 1280 ml en la cual se introdujo una actividad de 46.69 MBq (1262 μ Ci) con lo que se logró una concentración de 37.35 KBq/ml (1.0 μ Ci/ml), la cual sirvió como fondo de la prueba, para la región caliente se utilizó un contenedor tipo plato de capacidad de 4 ml en el cual se introdujo una actividad de 597.55 KBq (16.15 μ Ci) para una concentración de (4.038 μ Ci/ml) la cual es 4 veces mayor la concentración de fondo, esto basándose en las recomendaciones de la OIEA[2] para pruebas de contraste[11].

Ambas fuentes fueron colocadas entre las paletas detectoras, la fuente del contenedor tipo plato se midió en 3 zonas diferentes de la región central del detector y se realizó un escaneo de 5 minutos, esto se hizo para un total de 30 mediciones.

Una vez realizado el escaneo se procesaron los cortes 4, 5 y 6 que es donde se encuentra la región activa del contenedor tipo plato, en estos cortes se dibujó un ROI y se hizo un promedio del valor en estos cortes, para la ROI de fondo se trazaron diversas ROI de igual tamaño en zonas alejadas de la región del ROI; con base a estos valores se determinaron los CRC mediante:

$$CRC_{max}(relativos) = \frac{ROI_{maximo}}{ROI_{fondo}} \quad (5.8)$$

$$CRC_{promedio}(relativo) = \frac{ROI_{promedio}}{ROI_{fondo}} \quad (5.9)$$

Donde:

(ROI_{fondo}): es el valor promedio de la región de fondo de la imagen.

(ROI_{maximo}): es el valor máximo dentro de la región donde se encuentra el contenedor tipo plato.

($ROI_{promedio}$): es el valor promedio dentro de la región donde se encuentra el contenedor tipo plato.

Capítulo 6

Resultados y Discusión

6.1. Resolución espacial

La Tabla 6.1 muestra los resultados de los valores promedios obtenidos para la resolución espacial junto con su desviación estándar. En el anexo A se pueden encontrar los valores de las 30 medidas realizadas.

Eje	Resolución Espacial(mm)
X	3.37 ± 0.83
Y	3.26 ± 0.60
Promedio	3.31 ± 0.71

Tabla 6.1: Resultados de Resolución espacial

El valor promedio obtenido de la resolución espacial en las caras paralelas al detector difiere a los 2.4 mm de resolución reportado por el fabricante. Sin embargo, se desconoce bajo que condiciones fue obtenido dicho valor por parte del fabricante por lo que no necesariamente pueden ser comparables.

El valor obtenido se propone como referencia para ser comparado en pruebas posteriores.

6.2. Sensibilidad

Los valores promedio obtenidos para sensibilidad se presentan en la Tabla 6.2. En el anexo B se encuentran los valores de las 30 medidas utilizadas para calcular estos valores.

Actividad(MBq)	Sensibilidad(cps/Bq)	Desviación estándar	Porcentaje(%)
1.70	$0,02x10^{-5}$	$1,12x10^{-5}$	$2,1x10^{-2}$
2.22	$9,99x10^{-5}$	$8,35x10^{-6}$	$9,9x10^{-3}$
3.33	$6,76x10^{-5}$	$6,21x10^{-6}$	$6,7x10^{-5}$

Tabla 6.2: Valores promedio de sensibilidad

Se observa que a medida que se incrementa la actividad, la sensibilidad va disminuyendo. Esto puede ser debido a diversos factores como un mayor número de eventos, lo cual, incrementa el tiempo muerto del sistema lo que se traduce en un mayor número de pérdidas de conteo del sistema afectando así la eficiencia del sistema.

Al ser una prueba donde se evalúa el rendimiento del sistema, la actividad que se propone utilizar como referencia para realizar la evaluación del sistema es de 1.70 MBq, ya que, es el rango de operación que sugiere el fabricante y donde no se produce una saturación del equipo.

6.3. Tiempo muerto

El valor promedio del tiempo muerto del sistema donde el porcentaje de pérdidas es del 10 % es de 2.5 ± 1.5 ms. En el anexo C se encuentran los valores de las 30 medidas de tiempo muerto.

El valor obtenido es mayor comparado a equipos convencionales de medicina nuclear[10], esto puede ser debido al algoritmo de reconstrucción que utiliza el sistema, ya que al ser un método iterativo se pierde información al momento de ser procesada.

Se propone utilizar el valor obtenido como referencia para la implementación del programa de control de calidad.

6.4. Uniformidad

Los valores promedio obtenidos se muestran en la Tabla 6.3. Los valores de las 30 medidas realizadas para obtener este resultado se encuentran en el anexo D.

No uniformidad Integral	No Uniformidad en Cada Corte
2.84 ± 0.23	7.45 ± 1.46

Tabla 6.3: Valores de no uniformidad del sistema

La no uniformidad integral del sistema esta dentro de los límites permisibles para equipos de medicina nuclear, ya que no sobrepasa un 5 % de variaciones. Sin embargo, para la no uniformidad de cada uno de los planos se sobrepasa este valor. Por lo que se propone solo utilizar el valor obtenido de la no uniformidad integral dentro del programa de control de calidad.

6.5. Valores del PUV

En la Tabla 6.4. se muestran los valores promedio de PUV calculados mediante el software del equipo y mediante el software de procesamiento ImageJ en todos los cortes generados por el equipo. En el anexo E se encuentran los valores de las 30 medidas.

Software	PUV
ImageJ	1.16 ± 0.03
Software del equipo	1.20 ± 0.03
Valor promedio de PUV	1.18 ± 0.04

Tabla 6.4: Valores promedio de PUV

Se esperaría que el valor del PUV en esta prueba sea de 1. Sin embargo, esto no fue así posiblemente debido a que el maniquí es rellenable y, lo que puede conllevar a que la actividad no se distribuya de manera uniforme, por lo que se sugiere considerar una tolerancia del 10 % en esta prueba.

También se puede observar que los valores de PUV obtenidos mediante los dos programas son prácticamente iguales, así que se propone utilizar el valor promedio de estos valores como referencia para el programa de control de calidad.

6.6. Contraste

El valor de contraste obtenido es de $81.54 \pm 4.35\%$. Los valores de las 30 medidas utilizadas se encuentran en el anexo F.

Se propone usar el valor obtenido como referencia para ser utilizado en el programa de control de calidad.

6.7. Coeficientes de recuperación de contraste

El valor de los coeficientes de recuperación se muestran en la Tabla 6.5. Los valores de las 30 medidas realizadas para obtener estos resultados se muestran en el anexo G.

CRC Relativo Máximo	CRC Relativo Medio
3.55 ± 0.13	2.32 ± 0.05

Tabla 6.5: Valores de los CRC relativos

Estos valores de referencia pueden ser utilizados a futuro para poder realizar correcciones en estructuras de tamaños similares a los del contenedor utilizado, o de ser necesario, con estructuras de otros tamaños siguiendo la metodología propuesta.

Capítulo 7

Conclusiones

Respecto a la resolución espacial del sistema se obtuvo que éste es útil para visualizar estructuras mayores a 3 mm, este valor se aproxima al reportado por el fabricante, variando 1 mm por lo que la resolución espacial del equipo estudiado es de 3.31 mm, a pesar de la variación el valor obtenido es superior a la resolución máxima obtenida mediante un PET de cuerpo entero [10].

El valor del tiempo muerto del sistema obtenido puede ser considerado alto si se compara con un PET convencional[10], por lo que es importante que no se sature para no producir una alta cantidad de eventos perdidos, lo cual afectaría directamente la sensibilidad del sistema.

Respecto al valor de la sensibilidad de manera global, a pesar de ser menor a la de un equipo PET[10] de cuerpo entero, esto debido a su geometría, es suficiente para producir imágenes de calidad y con una menor dosis efectiva al paciente.

Para los valores obtenidos en la sección de uniformidad se concluye que el sistema tiene una buena uniformidad de manera global ya que se encuentra dentro de los límites sugeridos por organismos internacionales. Sin embargo, para cada uno de los cortes se sobrepasa el valor recomendado, lo cual es de esperarse ya que la falta de muestreo en los planos perpendiculares a los detectores no permiten que el sistema reproduzca con mayor veracidad la imagen del sistema.

El valor del PUV del sistema en términos generales se comporta de bue-

na forma y reproduce con veracidad la actividad en las regiones centrales del detector, solamente para las regiones extremas esté no es un valor tan certero debido a los efectos de borde del sistema. Sin embargo, la mayor parte de las imagenes son analizadas en la región central de la imagen, lo cual permite hacer un análisis veraz siempre que se trabaje en las zonas centrales del detector.

El valor del contraste se puede considerar bueno puesto que se distinguen con claridad las estructuras que tengan una diferencia de actividad de 4 veces una de la otra, como referencia valdría la pena realizar un estudio mas a detalle de como es el valor de contraste si esta diferencia fuera menor, esto para un estudio de lesiones de baja captación.

El valor de los coeficientes de recuperación de contraste mediante la metodología propuesta se asemeja a estudios similares[15], por lo que puede resultar útil para realizar correcciones mediante determinadas condiciones, o se pueden obtener mas valores de los CRC variando las dimensiones del maniquí propuesto, sin embargo de momento no es el objetivo del trabajo por lo que se puede considerar para un trabajo futuro.

En términos generales se obtuvieron valores fidedignos y reproducibles por cualquiera interesado en caracterizar este tipo de equipos, por lo cual pueden ser utilizados como valores de referencia.

Estos valores obtenidos se pueden utilizar como una referencia para evaluar constantemente el rendimiento del equipo mediante el programa de control de calidad propuesto en los anexos, ademas de que es de fácil implementación y de un bajo costo, lo cual lo vuelve aún mas factible de implementar por cualquier otra institución que cuente con este equipo o de geometría similar.

Respecto al programa de control de calidad propuesto, para poder ser implementado requiere de la fabricación de un maniquí planar rellenable o de una fuente sellada plana, tambien de la fabricación o compra de un maniquí tipo derenzo o de una fuente puntual.

Anexo A

Resolución espacial

En la tabla A.1 se muestran los resultados de las medidas correspondientes a la resolución espacial.

Medida	Resolución eje X (mm)	Resolución eje Y (mm)
1	2.64	4.71
2	2.81	3.30
3	2.11	3.43
4	3.13	2.59
5	2.54	2.93
6	2.66	2.96
7	2.99	2.52
8	3.95	2.87
9	4.32	1.93
10	3.36	3.08
11	3.44	4.21
12	3.03	3.82
13	3.35	3.25
14	3.17	2.53
15	3.46	3.01
16	3.18	3.65
17	4.02	3.70
18	3.51	2.50
19	3.40	3.38
20	3.41	3.00
21	3.65	3.80
22	2.50	3.59
23	3.01	4.36
24	3.60	3.73
25	3.18	3.41
26	3.53	2.61
27	3.94	2.89
28	3.56	3.26
29	3.34	3.62
30	3.57	3.55

Tabla A.1: Resultados de resolución espacial

Anexo B

Sensibilidad

En la tabla B.1 se muestran los resultados de las medidas correspondientes de la sensibilidad.

Medida	Actividad(Mbq)	Sensibilidad(cps/Mbq)	Porcentaje(%)
1	1.18	1.89x10 ⁻⁴	0.019
2	1.11	1.99x10 ⁻⁴	0.020
3	1.14	2.03x10 ⁻⁴	0.020
4	1.03	2.20x10 ⁻⁴	0.022
5	0.99	2.24x10 ⁻⁴	0.022
6	1.07	2.04x10 ⁻⁴	0.020
7	1.07	2.09x10 ⁻⁴	0.021
8	1.11	2.04x10 ⁻⁴	0.020
9	1.14	1.93x10 ⁻⁴	0.019
10	0.99	2.21x10 ⁻⁴	0.022
11	1.03	2.18x10 ⁻⁴	0.022
12	1.03	2.13x10 ⁻⁴	0.021
13	0.99	2.26x10 ⁻⁴	0.022
14	1.03	2.19x10 ⁻⁴	0.021
15	1.07	1.92x10 ⁻⁴	0.019
16	1.18	1.90x10 ⁻⁴	0.019
17	1.11	1.99x10 ⁻⁴	0.019
18	1.14	2.02x10 ⁻⁴	0.020
19	1.03	2.19x10 ⁻⁴	0.021
20	0.99	2.26x10 ⁻⁴	0.022
21	1.07	1.99x10 ⁻⁴	0.019
22	1.03	2.19x10 ⁻⁴	0.021
23	0.99	2.17x10 ⁻⁴	0.021
24	1.07	2.06x10 ⁻⁴	0.020
25	1.07	2.11x10 ⁻⁴	0.021
26	1.11	2.04x10 ⁻⁴	0.020
27	1.14	1.95x10 ⁻⁴	0.019
28	0.99	2.20x10 ⁻⁴	0.022
29	1.03	2.21x10 ⁻⁴	0.022
30	1.03	2.13x10 ⁻⁴	0.021

Tabla B.1: Resultados de sensibilidad

Anexo C

Tiempo Muerto

En la tabla C.1 se muestran los resultados de las medidas correspondientes al tiempo muerto del sistema.

Medida	Tiempo muerto(s)
1	7.2×10^{-4}
2	4.5×10^{-4}
3	11.9×10^{-4}
4	6.9×10^{-4}
5	15.7×10^{-4}
6	13.5×10^{-4}
7	1×10^{-4}
8	2.9×10^{-4}
9	12.5×10^{-4}
10	10.2×10^{-4}
11	21.9×10^{-4}
12	2.8×10^{-4}
13	6.5×10^{-4}
14	2.4×10^{-4}
15	8.4×10^{-4}
16	3.4×10^{-4}
17	11×10^{-4}
18	6.4×10^{-4}
19	13.3×10^{-4}
20	9.1×10^{-4}
21	22×10^{-4}
22	1.3×10^{-4}
23	11.4×10^{-4}
24	8.7×10^{-4}
25	17.2×10^{-4}
26	16.1×10^{-4}
27	12.9×10^{-4}
28	13.8×10^{-4}
29	8.7×10^{-4}
30	15.9×10^{-4}

Tabla C.1: Resultados de tiempo muerto

Anexo D

Uniformidad

En la tabla D.1 se muestran los resultados de las medidas correspondientes al tiempo muerto del sistema.

Medida	No uniformidad integral(%)	No uniformidad máxima por corte(%)
1	2.87	8.68
2	3.27	9.32
3	3.16	7.38
4	2.75	7.22
5	2.97	6.87
6	2.73	8.36
7	2.90	5.77
8	2.64	7.88
9	2.73	8.64
10	2.61	8.58
11	3.43	11.94
12	2.98	7.38
13	3.07	5.69
14	2.94	6.09
15	2.94	4.74
16	2.88	8.51
17	2.83	5.41
18	2.66	5.55
19	2.81	6.37
20	2.79	6.63
21	2.89	6.56
22	3.21	8.24
23	2.68	8.91
24	2.88	7.29
25	2.55	6.25
26	2.69	7.50
27	2.41	8.28
28	2.72	7.23
29	2.45	7.70
30	2.68	8.62

Tabla D.1: Resultados de uniformidad

Anexo E

Valor de captación estandarizado del PEM

En la tabla E.1 se muestran los resultados de las medidas correspondientes al Valor de captación estandarizado del PEM.

68 ANEXO E. VALOR DE CAPTACIÓN ESTANDARIZADO DEL PEM

Medida	Image J	Software PEM
1	1.18	1.21
2	1.14	1.13
3	1.14	1.20
4	1.13	1.19
5	1.16	1.20
6	1.15	1.21
7	1.16	1.20
8	1.16	1.21
9	1.18	1.21
10	1.19	1.23
11	1.11	1.13
12	1.20	1.16
13	1.13	1.19
14	1.14	1.23
15	1.12	1.21
16	1.17	1.20
17	1.15	1.23
18	1.15	1.26
19	1.27	1.20
20	1.22	1.19
21	1.20	1.20
22	1.17	1.20
23	1.15	1.24
24	1.17	1.21
25	1.16	1.25
26	1.14	1.28
27	1.16	1.16
28	1.13	1.17
29	1.15	1.15
30	1.16	1.18

Tabla E.1: Resultados del valor de captación estandarizado del PEM

Anexo F

Contraste

En la tabla F.1 se muestran los resultados de las medidas correspondientes al valor de contraste del sistema.

Medida	Contraste(%)
1	79.10
2	76.76
3	76.00
4	86.81
5	84.95
6	78.73
7	88.33
8	77.48
9	79.31
10	74.81
11	79.29
12	83.95
13	87.93
14	90.35
15	83.94
16	86.24
17	83.75
18	83.44
19	80.74
20	82.23
21	80.72
22	78.43
23	86.01
24	82.82
25	78.45
26	73.22
27	74.73
28	81.47
29	82.10
30	81.54

Tabla F.1: Resultados de contraste

Anexo G

Coeficiente de recuperación de Contraste

En la tabla F.1 se muestran los resultados de las medidas correspondientes al coeficiente de recuperación de contraste.

72 ANEXO G. COEFICIENTE DE RECUPERACIÓN DE CONTRASTE

Medida	Valor máximo de CRC	Valor Promedio de CRC
1	3.36	2.25
2	3.42	2.30
3	3.48	2.31
4	3.55	2.30
5	3.54	2.29
6	3.70	2.36
7	3.47	2.32
8	3.47	2.32
9	3.72	2.39
10	3.77	2.42
11	3.99	2.52
12	4.13	2.53
13	3.97	2.53
14	4.18	2.57
15	4.07	2.53
16	4.19	2.60
17	4.11	2.55
18	4.21	2.58
19	4.13	2.57
20	4.38	2.63
21	4.61	2.87
22	4.50	3.08
23	4.74	2.79
24	4.37	2.79
25	4.28	2.78
26	4.34	2.78
27	4.32	2.76
28	4.28	2.77
29	4.41	2.80
30	4.53	2.78

Tabla G.1: Resultados del coeficiente de recuperación de contraste

Anexo H

Programa de control de calidad

H.1. Resolución espacial

Equipo	Mastógrafo por emisión de positrones
Tipo de prueba	Aceptación, Estado, Constancia
Periodicidad	Trimestral
Nombre de la prueba	Resolución espacial
Versión	V 1.0

Objetivo. Verificar el valor de resolución espacial del equipo.

Material.

- Fuente puntual o maniquí Derenzo.
- ^{18}F a una concentración de 37 MBq/ml (2mCi/ml).
- Jeringa o micropipeta.
- Solución salina.

Procedimiento.

1. Rellenar el pozo del maniquí o la fuente puntual de 1mm de diámetro con un volumen de 5 micro litros con una concentración de 37MBq/ml.

2. Colocar el maniquí en una posición central entre las paletas compresoras.
3. Realizar un escaneo de 5 minutos en el que se abarque el maniquí completo.
4. Repetir este proceso en 3 posiciones diferentes del detector.
5. Mandar las imágenes obtenidas en formato DICOM al computador.
6. Obtener el perfil de intensidades en el eje X y el eje Y de la fuente en los cortes de mayor intensidad como se muestra en la Figura H.1.

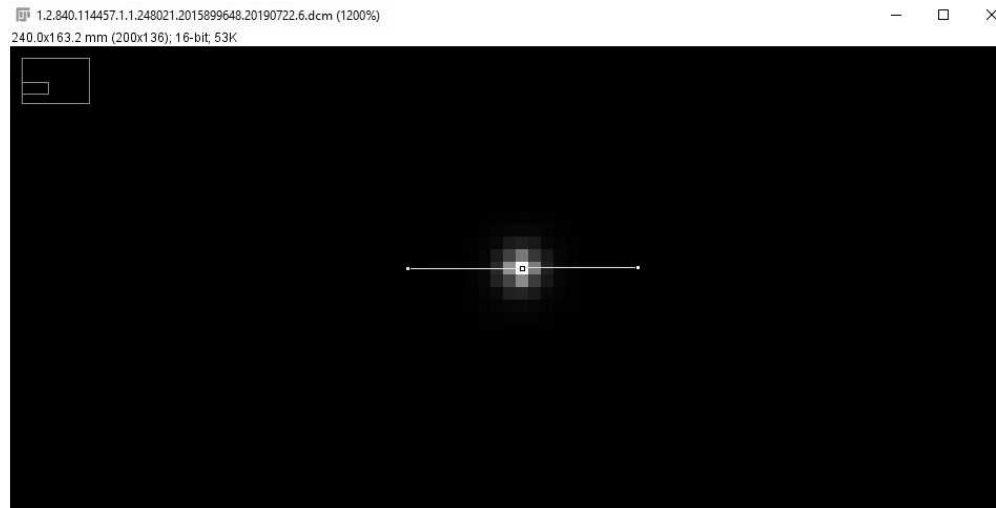


Figura H.1: Adquisición del perfil de intensidades

7. Con base al perfil de intensidades, calcular el FWHM como se muestra en la Figura H.2.

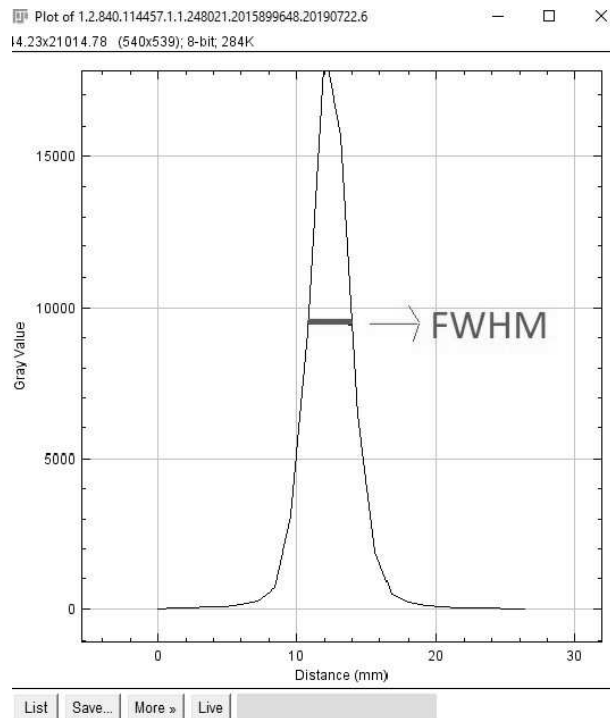


Figura H.2: Estimación del FWHM

8. Realizar este proceso para los perfiles de intensidades del eje X y el eje Y.
9. Calcular el valor promedio de las medidas obtenidas y su desviación estándar.
10. Verificar el valor obtenido y compararlo con el valor de referencia.

Limites de aceptación

La resolución espacial del sistema no debe de sobrepasar un 5% del valor de referencia. Es decir:

$$\text{Resolución espacial} \leq 1.05 \text{ Resolución espacial}_{\text{Referencia}}$$

Bitácora.

Elaborado.

Medida	Resolución espacial(mm)	Aprueba/No aprueba	Observaciones

Nota. Valor de referencia 3.31 ± 0.71 mm

H.2. Sensibilidad

Equipo	Mastógrafo por emisión de positrones
Tipo de prueba	Aceptación, Estado, Constancia
Periodicidad	Trimestral
Nombre de la prueba	Sensibilidad
Versión	V 1.0

Objetivo. Verificar la capacidad del sistema para determinar la tasa de eventos de coincidencia verdaderos detectados por unidad de concentración de radiactividad para una configuración de fuente estándar.

Material.

- Maniquí tipo plato rellenable(3 ml).
- 1.11 MBq ($30\mu\text{Ci}$) de ^{18}F .
- Jeringa.
- Solución salina.

Procedimiento.

1. Rellenar el maniquí con una actividad de 1.11 MBq diluidos de manera uniforme en un volumen de 3ml.
2. Colocar la fuente entre las paletas compresoras en una región central como se muestra en la Figura H.3.

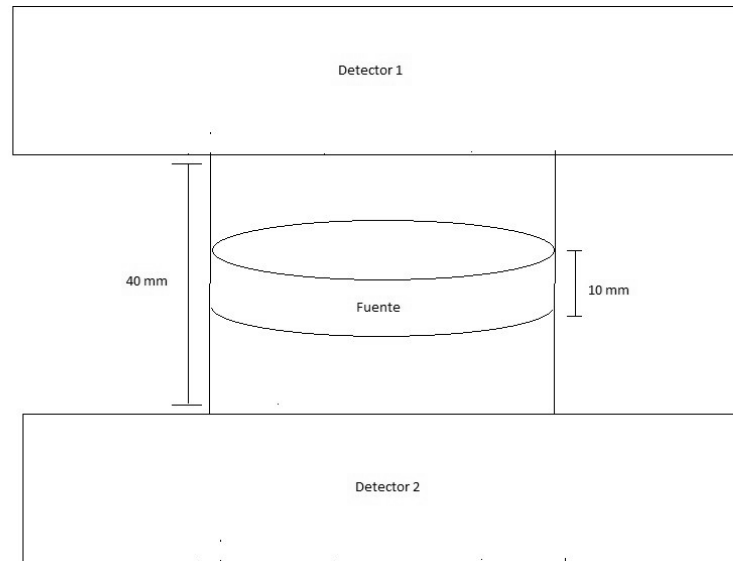


Figura H.3: Arreglo de Sensibilidad

3. Realizar una adquisición de 2 minutos a lo largo del FOV.
4. Retirar la fuente y almacenarla en el almacén de material radiactivo.
5. Enviar el estudio adquirido al servidor y descargarlo en formato DICOM.
6. Mediante un programa de análisis de imagen (ImageJ), abrir la carpeta generada del formato DICOM y crear una ROI que abarque toda la región donde se encuentra la fuente, posteriormente contabilizar el número de cuentas en esa región en los planos correspondientes a donde se encuentre la región activa de la fuente, es decir, los cortes 5, 6 y 7.
7. Contabilizar el número de cuentas en la región de fondo de la imagen.
8. Calcular la sensibilidad mediante:

$$Sensibilidad(cps/Bq) = \frac{C_{ROI} - C_{Fondo}}{T * A}$$

Donde:

C_{ROI} : Conteos en la región de interés

C_{Fondo} : Conteos de fondo en la región de interés

T: Tiempo(s)

A: Actividad de la fuente(Bq)

Limites de aceptación

La sensibilidad del sistema no debe ser menor de un 95 % del valor de referencia. Es decir:

$$0.95 \text{ Sensibilidad}_{Referencia} \leq \text{Sensibilidad}$$

Bitácora.

Elaborado.

Medida	Sensibilidad(%)	Aprueba/No aprueba	Observaciones

Nota. Valor de referencia 2.1×10^{-2} (%)

H.3. Tiempo muerto

Equipo	Mastógrafo por emisión de positrones
Tipo de prueba	Aceptación, Estado, Constancia
Periodicidad	Trimestral
Nombre de la prueba	Tiempo muerto
Versión	V 1.0

Objetivo. Verificar la capacidad del sistema para distinguir un pulso de otro como eventos independientes.

Material.

- Dos viales
- 0.2 a 1.4 MBq (5 a 40 μ Ci) de ^{18}F .
- Jeringa.
- Solución salina.

Procedimiento.

1. Rellenar cada vial con una actividad dentro del intervalo de 0.2 a 1.4 MBq en una solución de 3 ml. La actividad entre un vial y otro no debe variar más de un 10 % una de la otra.
2. Colocar uno de los viales "V1", en una región fija y registrar la tasa de conteos de la fuente.
3. Retirar el vial V1 y colocar el segundo vial "V2" en una región cercana a donde se colocó el V1, y registrar la tasa de conteos de la fuente.
4. Colocar ambos viales simultáneamente y registrar la tasa de conteo.
5. Retirar ambas fuentes y resguardarlas en el almacén de material radiactivo
6. Registrar la tasa de conteos producidas por el fondo.

Nota. Valor de referencia 2.5 ms

H.4. Uniformidad

Equipo	Mastógrafo por emisión de positrones
Tipo de prueba	Estado, Constancia
Periodicidad	Diaria
Nombre de la prueba	Uniformidad
Versión	V 1.0

Objetivo. Verificar la capacidad del sistema para responder de manera uniforme a un campo de radiación homogéneo.

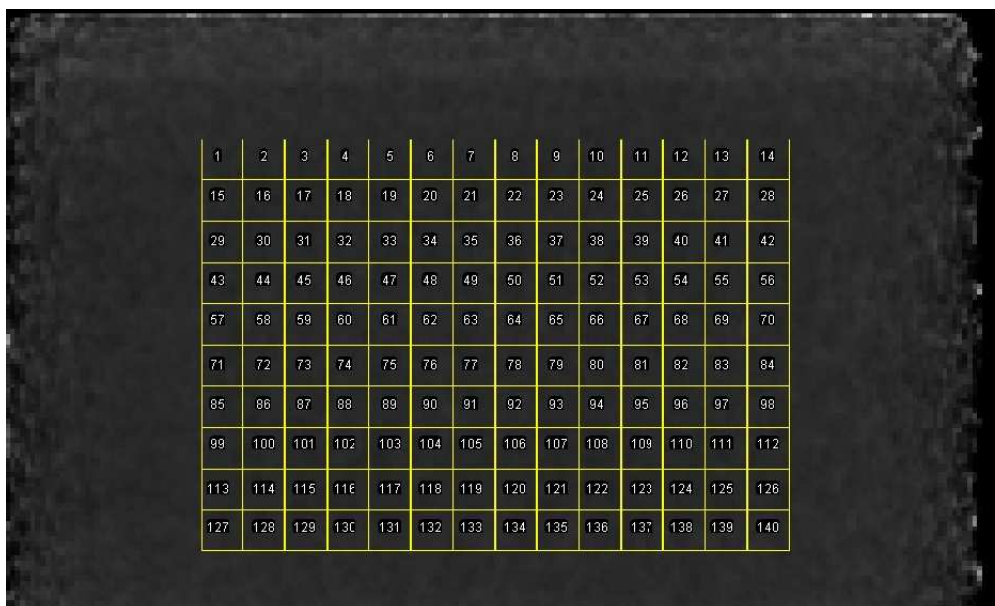
Material.

- Maniquí plano rellenable (1280 ml).
- 18.5 MBq (500 μ Ci) de ^{18}F .
- Jeringa.
- Solución salina.

Procedimiento.

1. Rellenar la fuente con una actividad de 18.5MBq en un volumen de 1280ml de manera uniforme en el maniquí rellenable.
2. Colocar la fuente entre las paletas compresoras de tal forma que se abarque todo el campo de visión de los detectores.
3. Realizar una adquisición de 10 minutos en todo el campo de visión.
4. Retirar la fuente y almacenarla en el almacén de material radiactivo.
5. Realizar una inspección visual de la imagen en búsqueda de artefactos visibles, en caso de haberlos reportarlos.
6. Enviar el estudio adquirido al servidor y descargarlo en formato DICOM.
7. Mediante un programa de análisis de imagen (ImageJ), abrir la carpeta generada del formato DICOM y crear una matriz de ROIs de 10 mm x

10mm que abarquen la región central de la imagen. Dicha región estará delimitada por el 20 % de margen de la imagen, como se muestra en la figura H.4.



1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14
15	16	17	18	19	20	21	22	23	24	25	26	27	28
29	30	31	32	33	34	35	36	37	38	39	40	41	42
43	44	45	46	47	48	49	50	51	52	53	54	55	56
57	58	59	60	61	62	63	64	65	66	67	68	69	70
71	72	73	74	75	76	77	78	79	80	81	82	83	84
85	86	87	88	89	90	91	92	93	94	95	96	97	98
99	100	101	102	103	104	105	106	107	108	109	110	111	112
113	114	115	116	117	118	119	120	121	122	123	124	125	126
127	128	129	130	131	132	133	134	135	136	137	138	139	140

Figura H.4: Matriz de ROI de 10x10mm

8. Calcular la no uniformidad integral mediante:

$$NUI = 100 \left(\frac{C_{max} - C_{min}}{C_{max} + C_{min}} \right)$$

Donde:

C_{max} es el máximo valor de voxel en el ROI

C_{min} es el mínimo valor de voxel en el ROI

9. Calcular la no uniformidad de cada corte mediante:

$$NU_{\pm} = \left[100 \frac{MAX(C_k) - AVE(C_k)}{AVE(C_k)} - 100 \frac{AVE(C_k) - MIN(C_k)}{AVE(C_k)} \right]$$

Donde:

$MAX(C_k)$: es el máximo valor obtenido en el corte K

$MIN(C_k)$: es el mínimo valor obtenido en el corte K

$AVE(C_k)$: es el valor promedio obtenido en el corte K

Para el valor de no uniformidad de cada corte del sistema se toma el corte que tenga el máximo valor de no uniformidad del sistema.

Limites de aceptación

Los valores de no uniformidad no deben de sobrepasar un 10 % del valor de referencia, es decir:

$$\%NU_{medido} < 1,1 \%NU_{referencia} \quad (H.1)$$

Bitácora.

Elaborado.

Fecha	NU Integral(%)	NU por corte(%)	Aprueba/No aprueba	Observaciones

Nota. El valor de referencia de la NU integral es de 2.84 %

H.5. PUV

Equipo	Mastógrafo por emisión de positrones
Tipo de prueba	Aceptación, Estado, Constancia
Periodicidad	Semestral
Nombre de la prueba	Valor de captación estandarizado del PEM
Versión	V 1.0

Objetivo. Verificar la capacidad del sistema de cuantificar el valor de captación estandarizado del PEM.

Material.

- Maniquí plano rellenable (1280 ml).
- 18.5 MBq (500 μ Ci) de ^{18}F .
- Jeringa.
- Solución salina.

Procedimiento.

1. Rellenar la fuente con una actividad de 18.5 MBq diluidos de manera uniforme en el maniquí rellenable.
2. Colocar la fuente entre las paletas compresoras de tal forma que se abarque todo el campo de visión de los detectores.
3. Realizar una adquisición de 10 minutos a lo largo de todo el campo de visión.
4. Retirar la fuente y almacenarla en el almacén de material radiactivo.
5. Realizar una inspección visual de la imagen en búsqueda de artefactos visibles, en caso de haberlos reportarlos.
6. Enviar el estudio adquirido al servidor y descargarlo en formato DICOM.

7. Mediante un programa de análisis de imagen (ImageJ), abrir la carpeta generada del formato DICOM y crear una matriz de ROI's como las que se muestran en la figura H.5, donde se incluya un ROI central y otros ROI's en la periferia que servirán como fondo.



Figura H.5: ROI de PUV

8. Calcular mediante la siguiente ecuación el valor del PUV, con base a los valores de fondo y a la región central.

$$PUV = \frac{\frac{CAT}{Am}}{\frac{CAF}{Am}} \quad (H.2)$$

Donde:

CAT: Es la concentración de actividad en el tejido (MBq/ml)

Am: Es la actividad inyectada por masa corporal (MBq/kg)

CAF: es la concentración de actividad de fondo (MBq/ml)

Nota. El CAT en esta ocasión es el correspondiente al de la región central de la imagen

9. Comparar el valor obtenido con el del software del equipo con ROI's similares.

10. Registrar los valores obtenidos en la bitácora

Limites de aceptación

El valor del PUV no debe de sobrepasar un 5% del valor de referencia. Es decir

$$PUV \leq 1,05 PUV_{referencia} \quad (H.3)$$

Bitácora.

Elaborado.

Medida	Valor de PUV	Aprobado/No aprobado	Observaciones

Nota. El valor de referencia para el PUV es de 1.18

H.6. Contraste

Equipo	Mastógrafo por emisión de positrones
Tipo de prueba	Aceptación, Estado, Constancia
Periodicidad	Semestral
Nombre de la prueba	Contraste
Versión	V 1.0

Objetivo. Verificar la capacidad del sistema para identificar estructuras de distintas concentraciones de actividad.

Material.

- Dos maniqués tipo plato con volumen de 3 ml.
- 3700 KBq (100 μ Ci) de ^{18}F .
- Jeringa.
- Solución salina

Procedimiento.

1. Rellenar uno de los contenedores con una concentración de 740 KBq/ml.
2. Rellenar otro de los contenedores con una concentración de 2960 KBq/ml.
3. Colocar ambos contenedores entre las paletas compresoras y realizar un escaneo de 3 minutos a lo largo del campo de visión del sistema.
4. Enviar el estudio adquirido al servidor y descargarlo en formato DICOM.
5. Mediante un programa de análisis de imagen (ImageJ), abrir la carpeta generada del formato DICOM y crear un ROI que abarque la región donde se encuentran ambas fuentes, así también obtener el valor promedio en estas regiones.
6. Calcular el valor del contraste mediante la ecuación

$$Q_{H,j} = 100 \frac{\frac{C_{H,j} - C_{B,j}}{C_{B,j}}}{\frac{a_H - a_B}{a_B}}$$

Donde:

$C_{H,j}$: es el valor promedio de conteos en la ROI-j

$C_{B,j}$: es el valor promedio de la región de fondo en la ROI-j

a_H : es el valor de la concentración de actividad en la ROI de la región caliente

a_B : es el valor de la concentración de actividad en la región de fondo

Nota. La región de fondo se considera la fuente de menor actividad y la de mayor actividad es la región caliente

Limites de aceptación

El valor del contraste no debe de sobrepasar un 5% del valor de referencia. Es decir

$$\text{Contraste} \leq 1,05 \text{Contraste}_{\text{referencia}}$$

Bitácora

Elaborado.

Fecha	Contraste(%)	Aprueba/No aprueba	Observaciones

Nota. El valor de referencia para el contraste es de 81.54%

H.7. Coeficientes de recuperación de contraste

Equipo	Mastógrafo por emisión de positrones
Tipo de prueba	Aceptación, Estado, Constancia
Periodicidad	Semestral
Nombre de la prueba	Contraste
Versión	V 1.0

Objetivo. Determinar el factor de corrección para las cuentas perdidas por diversos artefactos.

Material.

- Maniquí planar de 1280 ml.
- Maniquí tipo plato de 4 ml.
- 47 MBq (1270 μ Ci) de ^{18}F .
- Jeringa.
- Solución salina

Procedimiento.

1. Rellenar el maniquí planar con una actividad de 46.69 MBq (1262 μ Ci), esto para lograr una concentración de 37.37KBq/ml, la cual servirá como la actividad de fondo.
2. Rellenar el contenedor tipo plato con una actividad de 597.55KBq (16.15 μ Ci), esto para lograr una concentración de 149.4 KBq/ml, la cual es 4 veces el fondo.
3. Colocar el maniquí planar entre las placas compresoras y arriba de el en una posición central colocar el contenedor tipo plato.
4. Realizar un escaneo de 5 minutos a lo largo del campo de visión.
5. Repetir el proceso del paso 3 y 4 cambiando la posición del contenedor

tipo plato para 3 posiciones diferentes.

6. Enviar los estudios adquiridos al servidor y descargarlos en formato DICOM.

7. Mediante un programa de análisis de imagen (ImageJ), abrir la carpeta generada del formato DICOM y crear un ROI sobre la región de fondo y un ROI que abarque la región del contenedor tipo plato.

8. Calcular el valor de los CRC_{maximo} y $CRC_{promedio}$ mediante las siguientes ecuaciones:

$$CRC_{max}(relativos) = \frac{ROI_{maximo}}{ROI_{fondo}}$$

$$CRC_{promedio}(relativo) = \frac{ROI_{promedio}}{ROI_{fondo}}$$

Donde:

(ROI_{fondo}): es el valor promedio de la región de fondo de la imagen.

(ROI_{maximo}): es el valor máximo dentro de la región donde se encuentra el contenedor tipo plato.

($ROI_{promedio}$): es el valor promedio dentro de la región donde se encuentra el contenedor tipo plato.

Limites de aceptación

El valor del contraste no debe de sobrepasar un 5% del valor de referencia. Es decir

$$CRC \leq 1,05CRC_{referencia}$$

Bitácora

Elaborado

Fecha	CRC_{maximo}	$CRC_{promedio}$	Aprueba/No aprueba	Observaciones

Nota. Los valores de referencia de los CRC_{maximo} y $CRC_{promedio}$ se presentan a continuación.

CRC Relativo Máximo	CRC Relativo Promedio
3.55 ± 0.13	2.32 ± 0.05

Bibliografía

- [1] International Atomic Energy Agency IAEA. *Quality Assurance for PET and PET/CT Systems*. Number 1. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Vienna, 2009.
- [2] IAEA-TECDOC-602/S. Control de calidad de los instrumentos de medicina nuclear. page 2, 1991.
- [3] NEMA. NU 2-2001: Performance Measurements of Positron Emission Tomographs (PETs). *NEMA Standards Publication*, NU 2-2001:47, 2001.
- [4] Carolyn Richards Macfarlane. ACR Accreditation of Nuclear Medicine and PET Imaging Departments *. 34(1):18–25, 2006.
- [5] M Avril, N. and Rosé, C.A. and Schelling, M. and Dose, J. and Kuhn, W. and Bense, S. and Weber, W. and Ziegler, S. and Graeff, H. and Schwaiger. Breast Imaging With Positron Emission Tomography and Fluorine-18 Fluorodeoxyglucose: Use and Limitations. *Journal of Clinical Oncology*, 18(20):3495–3502, 2000.
- [6] Núñez Margarita. Control de calidad de los sistemas de detección usados en Medicina Nuclear. *Escuela Universitaria de Tecnología Médica UdelaR, Montevideo, Uruguay Comité de Tecnólogos de ALASBIMN*, (3), 2008.
- [7] Shannon B Glass and Zeeshan A Shah. Clinical utility of positron emission mammography. *Proceedings (Baylor University. Medical Center)*, 26(3):314–9, 2013.
- [8] Kathy J Schilling, Peter Conti, Lee Adler, and Lorraine Tafra. The Role of Positron Emission Mammography in Breast Cancer Imaging and Management. *Applied Radiology*, 37(4):26–36, 2008.

- [9] Luis Azpeitia Espinosa, Mariana Barbara Jimenez Bernal, Gisela Estrada Sanchez, Regina De La Mora Cervantes, Jose Luis Criales Cortes, and Maria Del Carmen Lara Tamburrino. Mastografia por emision de positrones: revision de un promisorio instrumento diagnostico. *Gaceta Mexicana de Oncologia*, 15(2):78–85, 2016.
- [10] Simon Cherry, James Sorenson, and Michael Phelps. *Physics in Nuclear Medicine*. 2012.
- [11] Lawrence MacDonald, John Edwards, Thomas Lewellen, James Rogers, and Paul Kinahan. Clinical imaging characteristics of the positron emission mammography PEM flex Solo II. *IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record*, 50(10):4494–4501, 2008.
- [12] Luis Azpeitia, Mariana Bárbara, Jiménez Bernal, Gisela Estrada, Regina De, Mora Cervantes, José Luis, Criales Cortés, and Lara Tamburrino. Mastografía por emisión de positrones : revisión de un promisorio instrumento diagnóstico. *Gaceta Mexicana de Oncología*, 15(2):78–85, 2016.
- [13] Lawrence R Macdonald, Carolyn L Wang, Marna Eissa, David Haseley, Mary M Kelly, Franklin Liu, Jay R Parikh, J David Beatty, and James V Rogers. Positron emission mammography (PEM): Effect of activity concentration , object size , and object contrast on phantom lesion detection. 39(10):6499–6508, 2012.
- [14] Weidong Luo, Magnus Dahlbom, and Christopher G. Matthews. A phantom comparison study for measuring PEM scanner sensitivity. *IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record*, pages 2599–2604, 2009.
- [15] Lawrence Macdonald, John Edwards, Thomas Lewellen, David Haseley, James Rogers, and Paul Kinahan. Clinical Imaging Characteristics of the Positron Emission Mammography Camera : PEM Flex Solo II. 50(10):1666–1676, 2009.
- [16] D L Freese, Student Member, A Vandenbroucke, P D Reynolds, Student Member, D F C Hsu, Student Member, D Innes, F W Y Lau, and Craig S Levin. effect of depth of interaction information in a 1mm 3 resolution , limited-angle PET system. pages 3–6, 2014.

- [17] Jürgen Friel. Sparse regularization in limited angle tomography. *Applied and Computational Harmonic Analysis*, 34(1):117–141, 2013.
- [18] Martínez-Dávalos A, Ávila-Rodríguez M, A Rodríguez-Villafuerte M, Alva-Sánchez H, Quintana-Bautista C. Positron range in tissue-equivalent materials: experimental microPET studies *Physics in Medicine and Biology*. 2016.
- [19] Nanopet Ct, Preclinical Pet, C T Scanner, Istvan Szanda, Jane Mackewn, Gergely Patay, Peter Major, Kavitha Sunassee, Gregory E Mullen, Gabor Nemeth, York Haemisch, Philip J Blower, and Paul K Marsden. National Electrical Manufacturers Association NU-4. pages 1741–1748, 2008.
- [20] NEMA. NEMA NU 2 MEASUREMENTS OF POSITRON EMISSION.
- [21] N. Smith, A. Webb. *Introduction to Medical Imaging*. New York, 2011.
- [22] Raymond R. Raylman, Stan Majewski, Mark F. Smith, James Proffitt, William Hammond, Amarnath Srinivasan, John McKisson, Vladimir Popov, Andrew Weisenberger, Clifford O. Judy, Brian Kross, Srikanth Ramasubramanian, Larry E. Banta, Paul E. Kinahan, and Kyle Champley. The positron emission mammography/tomography breast imaging and biopsy system (PEM/PET): Design, construction and phantom-based measurements. *Physics in Medicine and Biology*, 53(3):637–653, 2008.
- [23] P E T Ct, Bioing Jéssica, Mariel Ferreyra, and Lic Sergio Mosconi. Evaluación de los factores metodológicos que afectan la cuantificación de imágenes de pet/ct. 2011.
- [24] I. Szanda, J. Mackewn, G. Patay, P. Major, K. Sunassee, G. E. Mullen, G. Nemeth, Y. Haemisch, P. J. Blower, and P. K. Marsden. National Electrical Manufacturers Association NU-4 Performance Evaluation of the PET Component of the NanoPET/CT Preclinical PET/CT Scanner. *Journal of Nuclear Medicine*, 52(11):1741–1747, 2011.

1 Seleccione:

2 Artículo de investigación

3 Fecha de envío: 06 de Noviembre de 2019

4

5

6

7

8 **Propuesta de programa de control de calidad para el**
9 **mastógrafo por emisión de positrones PEM Flex Solo**
10 **II.**

11

12 **Proposal for a quality control program for the PEM Flex Solo II**
13 **positron emission mastograph.**

14

15 **RESUMEN**

16 Se presenta la propuesta de un programa de control de calidad para el mastógrafo por emisión de positrones PEM
17 Flex Solo II de Naviscan, dentro de la cual se evalúan los parámetros más generales de un equipo de medicina
18 nuclear como: resolución espacial, sensibilidad, tiempo muerto, no uniformidad, valor de captación estandarizado
19 del PEM, contraste y coeficientes de recuperación de contraste, esto basados en los estándares NEMA,
20 recomendaciones de la IAEA y en metodologías de diversos autores con las adaptaciones correspondientes a la
21 geometría del equipo, para ello se usaron maniqués rellenables y ^{18}F . Se obtuvieron como resultado resolución
22 espacial de 3.31 ± 0.71 mm, sensibilidad de 2.1×10^{-2} %, tiempo muerto 2.5 ± 1.5 ms, no uniformidad integral
23 2.84 ± 0.23 %, no uniformidad en cada corte 7.45 ± 1.46 %, valor de captación estandarizado del PEM de 1.18 ± 0.04 ,
24 contraste 81.54 ± 4.35 % y coeficiente de recuperación de contraste de 2.32 ± 0.05 . Los valores obtenidos mediante
25 la metodología propuesta se asemejan a los reportados por el fabricante, y a los reportados por diversos autores.
26 Así también se determinaron parámetros que no han sido reportados para el equipo. Con lo cual se genera un
27 referente para la evaluación de este equipo u otros de geometría y principio de funcionamiento similar

28 **Palabras clave: Mastografía por emisión de positrones, PEM Flex Solo II,**
29 **Control de calidad**

30

31

ABSTRACT

32 The proposal of a quality control program for the positron emission mastograph PEM Flex Solo II of Naviscan is
33 presented, within which the most general parameters of a nuclear medicine equipment are evaluated as: spatial
34 resolution, sensitivity, dead time, non-uniformity, PEM standardized uptake value, contrast and contrast recovery
35 coefficients, this based on NEMA standards, IAEA recommendations and methodologies of various authors with
36 the corresponding adaptations to the geometry of the equipment, for this purpose they were used refillable
37 phantoms and ^{18}F . Were obtained as a result spatial resolution of 3.31 ± 0.71 mm, sensitivity of 2.1×10^{-2} %, dead
38 time 2.5 ± 1.5 ms, no integral uniformity 2.84 ± 0.23 %, no uniformity in each cut 7.45 ± 1.46 %, PEM standardized



uptake value of 1.18 ± 0.04 , contrast $81.54 \pm 4.35\%$ and contrast recovery coefficient of 2.32 ± 0.05 . The values obtained through the proposed methodology are similar to those reported by the manufacturer, and those reported by various authors. This also determined parameters that have not been reported for the equipment. With which a reference is generated for the evaluation of this equipment or others of similar geometry and principle of operation.

Keywords: Positron emission mastograph, PEM Flex Solo II ; Quality Control

INTRODUCCIÓN

La mastografía por emisión de positrones es una modalidad de imagen especializada en el estudio de lesiones en la mama, la cual se usa principalmente como un apoyo en la detección y caracterización de lesiones mamarias primarias [1] [2].

Para realizar este tipo de estudios se fabricó el mastógrafo por emisión de positrones (PEM) lanzado por Naviscan, el cual esta optimizado para el estudio de la mama, el sistema se basa en la detección de los fotones de aniquilación producidos por un emisor positrones que es inyectado al paciente previo a su estudio, se prefiere este equipo debido a que proporciona información metabólica y a su resolución espacial reportada de 2.4mm [3] la cual es superior a un PET de cuerpo entero [4].

Para que el sistema este en un estado óptimo de funcionamiento se debe de realizar una verificación constante para detectar deterioros o fallas en el mismo y corregirlas previo a la realización de un estudio, para tal labor se requiere un programa de control de calidad que englobe todas las características fundamentales del sistema, el equipo PEM Flex Solo II al ser un equipo de una geometría distintiva y de un principio de funcionamiento particular no cuenta con un programa de control de calidad estandarizado por parte de organismos reguladores, si bien diversas metodologías han sido propuestas para evaluar algunos parámetros del equipo los valores obtenidos de un estudio a otro pueden diferir debido a que no hay una metodología estándar para evaluarlos[3], es por ello que en este trabajo se propone un programa de control de calidad que engloba la mayoría de las características del equipo y que es de sencilla implementación como respuesta a esta situación.

METODOLOGÍA

La metodología presentada es la que se propone para ser utilizada como programa de control de calidad del equipo la cual está basada en los estándares NEMA[5] y las

recomendaciones de la IAEA[6], para cada una de las pruebas se realizaron 30 medidas y el valor promedio obtenido es el que se propone como referencia del sistema.

Para las pruebas se utilizo el mastógrafo por emisión de positrones PEM Flex solo de Naviscan el cual se encuentra en el Instituto nacional de cancerología (INCAN) de la ciudad de México. Este equipo consiste en dos paletas compresoras dentro de las cuales se encuentra una matriz de 13x13 cristales de ortosilicato de lutecio dopado con itrio (LYSO) con dimensiones de 2mmx2mmx13mm. El área total de los detectores es de 16.4cm x 6 cm. El sistema es capaz de reproducir imágenes tomográficas con información en los planos X, Y, Z como los que se presentan en la figura 1.

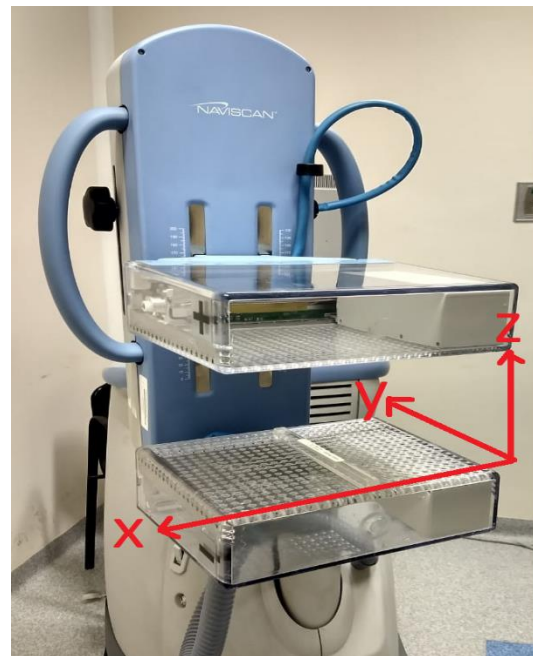


Figura 1. PEM Flex Solo II

Resolución espacial. Para determinar el valor de la resolución espacial se utilizó una fuente puntual con una actividad de 37MBq de ^{18}F la cual se colocó entre las paletas compresoras del sistema, se hizo un escaneo para producir una imagen de la cual se obtuvo el perfil de

108 intensidades en la que se calculó el FWHM del sistema
 109 en los cortes de máximos conteos de la imagen, esto se
 110 realizó en 3 sitios diferentes del detector.

111 **Sensibilidad.** Para el valor de sensibilidad se colocó una
 112 fuente cilíndrica de 3 ml a una concentración de actividad
 113 de 0.56MBq/ml de ¹⁸F, la cual, se colocó en el medio de
 114 las paletas compresoras dentro del campo de visión del
 115 detector, se realizó un escaneo de 3 minutos y con las
 116 imágenes generadas se tomaron los cortes de máxima
 117 intensidad para calcular la sensibilidad mediante la
 118 Ecuación (1):

$$Sensibilidad(cps/Bq) = \frac{C_{ROI} - C_{FONDO}}{T * A} \quad (1)$$

119 Donde:

120 C_{ROI}: Conteos en la región de interés (cuentas)

121 C_{FONDO}: Conteos en la región de fondo (cuentas)

122 T: Tiempo (s)

123 A: Actividad (Bq)

124 Este proceso se repitió en 3 sitios diferentes del detector.

125 **Tiempo muerto.** Para el valor del tiempo muerto se usó
 126 la metodología de “dos fuentes”, que consiste en colocar
 127 dos fuentes en nuestro caso de 1ml dentro del campo de
 128 visión del detector, cada una de las fuentes con una
 129 concentración de 0.06MBq/ml de ¹⁸F, se determinó la
 130 tasa de cuentas de cada una de ellas de manera
 131 independiente y posteriormente de manera simultánea,
 132 con base a la diferencia de estas y de la actividad se
 133 determinó el valor de tiempo muerto del sistema
 134 mediante la Ecuación 2:

$$\tau = \frac{Ln \frac{R_o}{R_t}}{R_o} \quad (2)$$

135

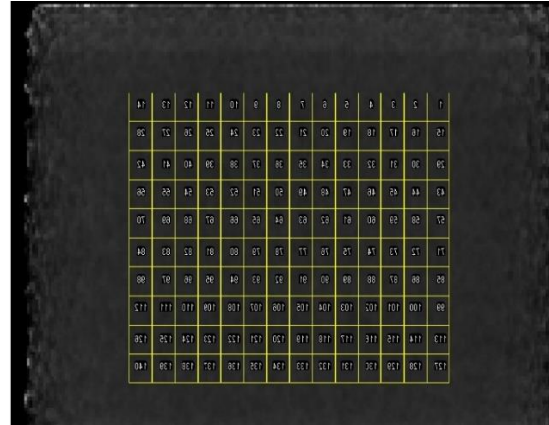
136 Donde:

137 R_o= Tasa de cuentas observadas (cps)

138 R_t= Tasa de cuentas real (cps)

139 **Uniformidad.** Para el valor de uniformidad se utilizó una
 140 fuente plana de 1280 ml que abarcaba el campo de visión
 141 completo del sistema con una concentración de
 142 0.014MBq/ml de ¹⁸F, se obtuvo una imagen y se realizó

143 un conjunto de ROI's como los que se muestran en la
 144 Figura 2.



145

Figura 2. ROI's de uniformidad

146

147 Con base a los valores obtenidos se calculó la no
 148 uniformidad en cada plano mediante la Ecuación 3:

$$NU = \left[\begin{array}{l} 100 \frac{MAX(C_k) - AVE(C_k)}{AVE(C_k)} \\ -100 \frac{MAX(C_k) - MIN(C_k)}{AVE(C_k)} \end{array} \right] \quad (3)$$

149

150 Donde:

151 MAX (C_k): Número máximo de conteos en la sección k

152 MIN (C_k): Número mínimo de conteos en la sección k

153 AVE (C_k): Número promedio de conteos en la sección k

154 La no uniformidad integral se calculó mediante la
 155 Ecuación 4:

$$U = \left(\frac{C_{MAX} - C_{MIN}}{C_{MAX} + C_{MIN}} \right) \quad (4)$$

156 Donde:

157 C_{MAX}: es el máximo valor de voxel del ROI

158 C_{MIN}: es el mínimo valor de voxel del ROI

159 **Valor de captación estandarizado del PEM (PUV).**
 160 Para el valor de PUV se utilizó una fuente plana de 1280
 161 ml que abarcaba el campo de visión completo del sistema
 162 con una concentración de 0.014MBq/ml, se obtuvo una
 163 imagen y se realizó un conjunto de ROI's como los que
 164 se muestran en la Figura 3.

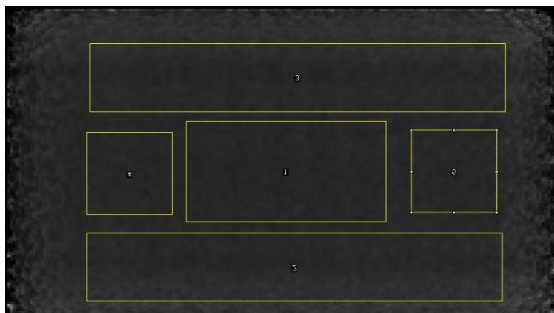


Figura 3. ROI's de PUV

Se calculó el valor del PUV mediante la Ecuación 5:

$$PUV = \frac{\frac{CAT}{Am}}{\frac{CAF}{Am}} \quad (5)$$

Donde:

CAT: es la concentración de actividad en el tejido (MBq/ml)

CAF: es la concentración de actividad en el tejido de fondo (MBq/ml)

Am: actividad inyectada por masa corporal (MBq/ml)

El valor de CAT se obtuvo del ROI central de la imagen, el valor del CAF se consideró del promedio de las regiones exteriores de la imagen.

Contraste. Para el valor de contraste se usaron dos contenedores cilíndricos con un volumen de 3 ml y con actividades de 746 KBq y 2960 KBq respectivamente, se colocaron dentro del campo de visión del detector separadas a 2 cm una de la otra, se realizó un escaneo y con base a las imágenes de mayor intensidad, se obtuvieron las cuentas para cada contenedor, se relacionaron a la actividad correspondiente y se obtuvo el valor de contraste mediante la Ecuación 6:

$$Q_{H,j} = 100 \frac{\frac{C_{H,j} - C_{B,j}}{C_{B,j}}}{\frac{A_H - A_B}{A_B}} \quad (6)$$

Donde:

C_{H,j}: Es el valor promedio de conteos en la ROI-j

C_{B,j}: es el valor promedio en la región de fondo en la ROI-j

A_H: es el valor de la concentración de actividad en la ROI de la región caliente

A_B: es el valor de la concentración de actividad en la región de fondo

Coefficientes de recuperación de contraste. Para el valor de los coeficientes de recuperación de contraste se utilizó una fuente plana de 1280 ml que abarcaba el campo de visión completo del sistema con una actividad de 46.69 MBq/ml, la cual se utilizó como fuente de fondo, sobre de esta fuente se colocó una fuente cilíndrica de 3 ml con una actividad de 597.55 KBq. Se realizó un escaneo y se tomaron las imágenes de máximos conteos como referencia, con base a los valores se calculó el CRC relativo máximo y promedio mediante la Ecuación 7 y 8 respectivamente:

$$CRC_{MAX} = \frac{ROI_{MAX}}{ROI_{FONDO}} \quad (7)$$

$$CRC_{AVE} = \frac{ROI_{AVE}}{ROI_{FONDO}} \quad (8)$$

Donde:

ROI_{MAX}: es el valor máximo dentro de la región donde se encuentra el contenedor cilíndrico

ROI_{AVE}: es el valor promedio dentro de la región donde se encuentra el contenedor cilíndrico

ROI_{FONDO}: es el valor promedio de la región de fondo de la imagen

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

La Resolución Espacial del sistema fue de 3.31±0.71 mm, en las caras paralelas a los planos del detector, este valor difiere a los 1.6 mm de resolución espacial reportado por el fabricante. Sin embargo, se desconoce bajo qué condiciones fue obtenido dicho valor por parte del fabricante por lo que no necesariamente pueden ser comparables, pero que puede ser utilizado como valor de referencia para el equipo utilizado.

El valor obtenido de sensibilidad del sistema fue de 2.1x10⁻² %, este valor no es reportado por parte del fabricante, si bien estudios similares [7] reportan un valor de sensibilidad estos difieren del obtenido ya que se usan diferentes definiciones de sensibilidad y metodologías para calcularlo por lo que no son comparables, en este trabajo se propone usar el valor obtenido como referente del equipo ya que el fabricante no proporciona el valor de este parámetro

231 El valor de tiempo muerto del sistema fue de 2.5 ± 1.5 ms,
 232 el valor obtenido es alto si lo comparamos con los PET
 233 de cuerpo entero [4], esto puede ser debido a la cercanía
 234 de los detectores con la fuente, ya que el equipo recibe
 235 una alta tasa de cuentas lo cual produce una saturación
 236 en el mismo lo que conlleva a un mayor tiempo muerto
 237 del equipo. Sin embargo se propone utilizar el valor
 238 obtenido como referente del equipo ya que el fabricante
 239 no proporciona el valor de este parámetro.

240 El valor de no uniformidad integral del sistema fue de
 241 $2.84 \pm 0.23\%$ y el de no uniformidad en cada corte fue de
 242 $7.45 \pm 1.46\%$, el valor de uniformidad integral del sistema
 243 obtenido se mantiene dentro de los límites propuestos por
 244 el fabricante y de los estándares internacionales [5][6],
 245 sin embargo para cada uno de los cortes este valor
 246 sobrepasa el 5% recomendado, por lo que se propone
 247 usar solo el valor de la uniformidad integral como
 248 referente dentro del programa de control de calidad.

249 El valor de PUV del sistema fue de 1.18 ± 0.04 , de
 250 acuerdo a la metodología propuesta se esperaba que el
 251 valor del PUV en esta prueba sea de 1. Sin embargo, esto
 252 no fue así posiblemente por el uso de un maniquí
 253 rellenable, lo que puede conllevar a que la actividad no
 254 se distribuya de manera uniforme, por lo que se sugiere
 255 considerar una tolerancia del 10 % en esta prueba, o de
 256 ser posible el uso de una fuente sellada que sea uniforme.

257 El valor de contraste del sistema fue de $81.54 \pm 4.35\%$,
 258 se propone usar este valor como referencia del programa
 259 de control de calidad del sistema.

260 El valor del coeficiente de recuperación de contraste fue
 261 de 3.55 el valor máximo y de 2.32 para el valor
 262 promedio, este valor es comparable al obtenido en
 263 estudios similares con sus respectivas modificaciones
 264 por lo que puede ser usado como referente del programa
 265 de control de calidad.

266 CONCLUSIONES

267 En términos generales se obtuvieron valores
 268 reproducibles con una metodología estandarizada con lo
 269 cual pueden ser usados como valores de referencia para
 270 un programa de control de calidad, cabe señalar que esta
 271 propuesta es de fácil implementación y de bajo costo, ya
 272 que se puede implementar usando maniquís rellenable
 273 de fácil fabricación y software de análisis de imagen libre
 274 como es ImageJ.

275 Si bien aún hay detalles a mejorar como lo es el cambio
 276 de la fuente rellenable por una fuente sellada, se puede
 277 usar la metodología propuesta como un referente a futuro
 278 para este equipo o de geometrías y principio de

279 funcionamiento similares, ya que engloba la mayoría de
 280 parámetros a evaluar en los equipos clínicos de medicina
 281 nuclear.

282 REFERENCIAS

283 [1] N. Avril, C.A. Rosé, M. Schelling, J. Dose, W.
 284 Kuhn, S. Bense, W. Weber, S. Ziegler, H. Graeff,
 285 and M. Schwaiger “*Breast Imaging With Positron*
 286 *Emission Tomography and Fluorine-18*
 287 *Fluorodeoxyglucose: Use and Limitations*”, Journal of
 288 Clinical Oncology 18:20, 3495-3502, 2000.

289
 290 DOI: [10.1200 / JCO.2000.18.20.3495](https://doi.org/10.1200/JCO.2000.18.20.3495)

291
 292 [2] Schilling, K., Conti, P., Adler, L., & Tafra, L. “*The*
 293 *role of positron emission mammography in breast cancer*
 294 *imaging and management.*” *Applied Radiology*, 37(4),
 295 26-36. 2008

296 [3] Lawrence MacDonald, John Edwards, Thomas
 297 Lewellen, James Rogers, and Paul Kinahan. “*Clinical*
 298 *imaging characteristics of the positron emission*
 299 *mammography PEM Flex Solo II*”. IEEE Nuclear
 300 Science Symposium Conference Record,
 301 50(10):44944501, 2008.

302 DOI: [10.2967 / jnumed.109.064345](https://doi.org/10.2967/jnumed.109.064345)

303 [4] Simon Cherry, James Sorenson, and Michael Phelps.
 304 “*Physics in Nuclear Medicine*”. 2012

305 [5] NEMA. NU 2-2001: “*Performance Measurements of*
 306 *Positron Emission Tomographs (PETs)*”. NEMA
 307 Standards Publication, NU 2-2001:47, 2001.

308 [6] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY
 309 AGENCY, “*Quality Assurance for PET and PET/CT*
 310 *Systems*”, Human Health Series No. 1, IAEA, Vienna
 311 2009

312 [7] Luo, Weidong & Dahlbom, Magnus & Matthews,
 313 Christopher. “*A phantom comparison study for*
 314 *measuring PEM scanner sensitivity*”. IEEE Nuclear
 315 Science Symposium Conference Record.
 316 10.1109/NSSMIC.2009.5402013. 2009.

317 DOI: [10.1109 / NSSMIC.2009.5402013](https://doi.org/10.1109/NSSMIC.2009.5402013)

[RMIB] Acuse de recibo del envío Recibidos X



Dra. Nelly Gordillo Castillo rmib.somib@gmail.com a través de rmib.com.mx

09:38 (hace 3 horas)



para mí ▾

César Alejandro Martínez Quiroz:

Gracias por enviar el manuscrito " Proposal for a quality control program for the PEM Flex Solo II positron emission mastograph" a Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica. Con el sistema de gestión de publicaciones en línea que utilizamos podrá seguir el progreso a través del proceso editorial tras iniciar sesión en el sitio web de la publicación:

URL del manuscrito: <http://rmib.mx/index.php/rmib/authorDashboard/submission/1008>

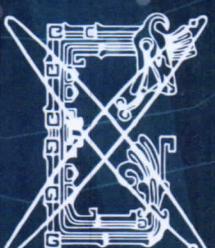
Nombre de usuario/a: cesarmartinez1992

Si tiene alguna duda puede ponerse en contacto conmigo. Gracias por elegir esta editorial para mostrar su trabajo.

Dra. Nelly Gordillo Castillo

www.rmib.mx

La Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica está incluida en SCOPUS, SciELO, REDALyC, EBSCO, LATINDEX y en Sistema de Clasificación de Revistas Científicas y Tecnologías del CONACYT – Q4.



Federación Mexicana de
Medicina Nuclear e
Imagen Molecular A.C.

La Federación Mexicana de Medicina Nuclear e Imagen

Molecular

otorga la presente

CONSTANCIA

como profesor a:

FIS. MED. CÉSAR ALEJANDRO MARTÍNEZ QUIROZ

Por su Conferencia:

Caracterización y elaboración de un programa de control de calidad para un
mastógrafo por emisión de positrones Naviscan Pem Fex Solo II

Presentado durante las actividades académicas en el **VIII Congreso Nacional de la Federación Mexicana de Medicina Nuclear e Imagen Molecular A.C.**, que se
llevó a cabo del 9 al 12 de mayo de 2019, en Puerto Vallarta, Jalisco.

Dra. Violeta O. Cortez Hernández
Vocal Científico FMIMNIM

Dra. Gloria A. Adame Ocampo
Secretario FMIMNIM

Dr. Juan Carlos García Reyna
Presidente FMIMNIM